



**HAL**  
open science

# Vers un contrôle sensori-moteur bio-inspiré des prothèses myoélectriques du membre supérieur

Matthieu Guemann

► **To cite this version:**

Matthieu Guemann. Vers un contrôle sensori-moteur bio-inspiré des prothèses myoélectriques du membre supérieur. Médecine humaine et pathologie. Université de Bordeaux, 2019. Français. NNT : 2019BORD0273 . tel-03462625

**HAL Id: tel-03462625**

**<https://theses.hal.science/tel-03462625>**

Submitted on 2 Dec 2021

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

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

# THÈSE

pour obtenir le grade de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

École doctorale n° 545 Société, Politique, Santé Publique

SPÉCIALITÉ SCIENCES COGNITIVES

par

**Matthieu Guémann**

Vers un contrôle sensori-moteur bio-inspiré des  
prothèses myoélectriques du membre supérieur.

Thèse soutenue le 02 décembre 2019 devant le jury composé de :

M.	AYMAR DE RUGY	CR, HDR, CNRS, INCIA, Bordeaux	(Directeur de Thèse)
M.	ÉRIC LAPEYRE	MD, PU-PH, Hôpital d'Instruction des Armées, Clamart	(Co-Directeur)
Mme.	ANGELA SIRIGU	DR, HDR, CNRS, Institut des Sciences Cognitives, Lyon	(Rapporteur)
M.	MICHEL GUERRAZ	Professeur, Laboratoire de Psychologie et Neurocognition, Université Savoie Mont-Blanc, Chambéry	(Rapporteur)
Mme.	ANNE-EMMANUELLE PRIOT	MD, HDR, Institut de Recherche Biomédicale des Armées, Bretigny	(Examinatrice)
M.	FABRICE SARLEGNA	CR, Institut des Sciences du Mouvement, Marseille	(Examineur)
M.	PATRICK DEHAIL	MD, PU-PH, CHU Bordeaux, EA 4136 HACS Bordeaux	(Examineur)
M.	DANIEL CATAERT	DR, HDR, CNRS, INCIA, Bordeaux	(Membre invité)



# TABLE DES MATIÈRES

---

<b>Résumé</b>	<b>1</b>
<b>Abstract</b>	<b>2</b>
<b>Problématique et présentation de la thèse</b>	<b>3</b>
<b>Introduction</b>	<b>7</b>
<b>Généralité sur les amputations</b>	<b>7</b>
1 Épidémiologie en France et dans le monde . . . . .	7
2 Les différents types de prothèses . . . . .	8
2.1 Les prothèses esthétiques . . . . .	8
2.2 Les prothèses mécaniques . . . . .	9
2.3 Les prothèses myoélectriques . . . . .	10
3 Prise en charge médicale . . . . .	11
4 Fonctionnement des prothèses myoélectriques : avancées, limites et perspectives	12
5 L'abandon de l'utilisation des prothèses : état des lieux, causes, pistes des besoins et problématiques cliniques . . . . .	14
<b>Cadre théorique du contrôle sensori-moteur</b>	<b>16</b>
6 Planification du geste . . . . .	17
7 Réalisation et contrôle du geste . . . . .	20
7.1 Modèle de feedback . . . . .	20
7.2 Modèle inverse . . . . .	21
7.3 Modèle directe ( <i>forward model</i> ) . . . . .	21
7.4 Combinaison des modèles <i>forward</i> et inverse . . . . .	22
7.5 La théorie du contrôle optimal : Optimal Feedback Control Theory (OFCT) . . . . .	23
7.6 Modèle Hiérarchique . . . . .	26
7.7 Développement et Apprentissage sensori-moteur . . . . .	29
<b>Modification de la commande sensori-motrice dans le cas d'une amputation</b>	<b>32</b>
8 Modifications des réflexes de régulation . . . . .	32
9 Modifications structurelles . . . . .	37



<b>Objectifs de la thèse</b>	<b>40</b>
10 Axe 1 : Exploration d'un réseau de neurones reproduisant les propriétés des boucles sensori-motrices dans la génèse et le contrôle du mouvement . . . . .	41
11 Axe 2 : Intégration sensori-motrice et mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle vibrotactile . . . . .	42
<b>I Développement d'un modèle de bras virtuel contrôlé par un réseau de neurones de type <i>Spinal Like Régulator</i> en vue d'optimiser le contrôle des prothèses myoélectriques</b>	<b>45</b>
<b>1 Introduction</b>	<b>46</b>
1.1 Les apports de la modélisation . . . . .	47
1.2 Concept de SLR . . . . .	47
1.3 Réseau de neurones artificiel et réservoir computing . . . . .	49
1.4 Le mécanisme d'optimisation . . . . .	50
<b>2 Développement de l'outil de simulation Le logiciel AnimatLab</b>	<b>51</b>
2.1 Présentation générale d'AnimatLab . . . . .	51
2.2 La création du système musculo-squelettique . . . . .	53
2.2.1 Référence Anatomique . . . . .	53
2.2.2 Incorporation dans AnimatLab . . . . .	54
2.2.3 Paramétrage du muscle et du fuseau neuromusculaire selon le modèle du muscle de Hill . . . . .	55
2.3 La création du réseau de neurones . . . . .	57
2.3.1 Les différents types de neurones . . . . .	57
2.3.2 Le réglage des synapses . . . . .	59
2.3.3 Création du réseau de neurone incluant les boucles sensori-motrices de bas niveau . . . . .	60
<b>3 Réglage des paramètres du fuseau neuromusculaire pour le bon fonctionnement du réseau</b>	<b>64</b>
3.1 Activation du réseau . . . . .	64
3.2 Paramètres internes du fuseau neuromusculaire et importance de l'activité du motoneurone Gamma . . . . .	65
3.3 Influence des informations sur l'accélération du FNM . . . . .	66
3.4 Influence de l'information sur la tension du FNM . . . . .	67
<b>4 Optimisation</b>	<b>69</b>
4.1 Méthode d'optimisations . . . . .	69
4.1.1 Loeb . . . . .	69



4.1.2	CMAes . . . . .	72
4.1.3	GEP . . . . .	73
4.2	Résultats des différents types d'optimisation . . . . .	76
4.2.1	Loeb . . . . .	76
4.2.2	CMAes . . . . .	77
4.2.2. a	Durée fixe et amplitudes variables . . . . .	77
4.2.2. b	Durées variables et amplitude fixe . . . . .	80
4.2.3	Goal Exploration Process (GEP) approach . . . . .	81
4.2.3. a	Première phase : exploration aléatoire . . . . .	82
4.2.3. b	Deuxième phase : exploration dirigée . . . . .	82
4.2.3. c	Troisième phase : exploration imposée . . . . .	82
<b>5</b>	<b>Discussion et Perspectives</b>	<b>86</b>
5.1	Exploration des capacités du système à travers les différentes optimisations . . . . .	86
5.2	Perspectives de développement du système neuro-mécanique . . . . .	87
5.3	Intérêts de l'architecture du réseau SLR . . . . .	88
5.4	Intégration possible dans le contrôle des prothèses myoélectriques . . . . .	89
<b>II</b>	<b>Développement d'un dispositif de substitution sensorielle de la proprioception du coude pour les sujets amputés du membre supérieur</b>	<b>91</b>
<b>6</b>	<b>Introduction</b>	<b>92</b>
6.1	Problématique du manque de retour sensoriel chez les personnes amputées . . . . .	92
6.2	Concept de Substitution sensorielle . . . . .	93
<b>7</b>	<b>Perception et caractéristiques des stimulations vibrotactiles</b>	<b>96</b>
7.1	Avantage de la modalité tactile pour la communication . . . . .	96
7.2	Neurophysiologie de la peau et des mécanorécepteurs . . . . .	97
7.3	Acuité perceptive tactile et vibrotactile . . . . .	98
7.4	Facteurs spatio-temporels influençant la perception vibrotactile . . . . .	99
7.5	Codage de l'information vibrotactile . . . . .	100
7.6	Avantage de l'intégration multi sensorielle des dispositifs vibrotactiles . . . . .	102
7.7	Conclusion . . . . .	103
<b>8</b>	<b>Effet des caractéristiques des vibrations et de la disposition des vibreurs sur la perception tactile au niveau du bras chez des sujets sains et des sujets avec une amputation du membre supérieur</b>	<b>104</b>
8.1	Introduction . . . . .	104
8.2	Méthode . . . . .	107
8.2.1	Participants . . . . .	107



8.2.2	Matériel . . . . .	108
8.2.3	Caractéristiques générales de l'expérimentation . . . . .	108
8.2.4	Procédure avec les sujets sains . . . . .	111
8.2.5	Procédure avec les sujets amputés . . . . .	112
8.2.6	Analyse statistique . . . . .	113
8.3	Résultats . . . . .	114
8.3.1	Caractéristiques des sujets . . . . .	114
8.3.2	Caractéristiques des patients . . . . .	115
8.3.3	Expérimentation 1 : Discrimination spatiale . . . . .	115
8.3.3. a	Effet des différents facteurs . . . . .	115
8.3.3. b	Répartition des erreurs . . . . .	116
8.3.4	Expérimentation 2 : Analyse du niveau de perception tactile de l'intensité de stimulation . . . . .	117
8.3.5	Test de discrimination spatiale avec les sujets amputés . . . . .	118
8.4	Discussion . . . . .	119
8.4.1	Influence de la disposition . . . . .	120
8.4.2	Influence de l'intensité et de la durée . . . . .	121
8.4.3	Avantage de l'utilisation de 6 vibreurs . . . . .	122
8.4.4	Limites du travail . . . . .	122
8.5	Conclusion . . . . .	124
<b>9</b>	<b>Influence du type et de la position des vibreurs sur la discrimination spatiale</b>	<b>126</b>
9.1	Introduction . . . . .	126
9.2	Méthode . . . . .	128
9.2.1	Participant . . . . .	128
9.2.2	Matériel . . . . .	128
9.2.3	Caractéristique de l'expérimentation . . . . .	129
9.2.4	Déroulement de la procédure . . . . .	129
9.2.5	Analyse statistique . . . . .	130
9.3	Résultats . . . . .	131
9.3.1	Résultats généraux . . . . .	131
9.3.2	Influence du type de vibreur . . . . .	131
9.3.3	Influence de l'intensité . . . . .	131
9.3.4	Influence de la position du vibreur . . . . .	132
9.3.5	Influence des blocs . . . . .	133
9.4	Discussion . . . . .	133
9.4.1	Influence du type de vibreur . . . . .	135
9.4.2	Influence de l'intensité . . . . .	136
9.4.3	Influence de la position des vibreurs . . . . .	136



9.4.4	Comparaison avec la littérature . . . . .	137
9.4.5	Limites du travail . . . . .	138
<b>10</b>	<b>Expérimentation de substitution sensorielle couplée à un contrôle myoélectrique dans une tâche d'atteinte de cibles</b>	<b>140</b>
10.1	Introduction . . . . .	140
10.2	Méthodes . . . . .	142
10.2.1	Participants . . . . .	142
10.2.2	Matériel . . . . .	145
10.2.3	Caractéristiques générales de l'expérimentation / Procédure . . . . .	147
10.2.4	Analyse statistique . . . . .	154
10.3	Résultats . . . . .	156
10.3.1	KVIQ . . . . .	156
10.3.2	Test de discrimination . . . . .	157
10.3.3	Exercice aller-simple . . . . .	159
10.3.4	Exercice aller-retour . . . . .	162
10.3.5	Réponses au NASA-TLX . . . . .	165
10.4	Discussion . . . . .	167
10.4.1	Le training EMG . . . . .	167
10.4.2	Le feedback vibrotactile . . . . .	169
10.4.2. a	Vibrations et charge de travail . . . . .	169
10.4.2. b	feedback vibrotactile et douleur du membre fantôme . . . . .	170
10.4.3	Limites . . . . .	171
10.4.4	Perspectives . . . . .	173
10.5	Conclusion . . . . .	175
	<b>Discussion et Perspectives</b>	<b>177</b>
1	Rappel des travaux réalisés . . . . .	177
2	Utilisation des réseaux de neurones pour une commande plus naturelle . . . . .	178
3	Sources du signal et régulation pour la commande de prothèse . . . . .	178
4	Redonner un feedback sensoriel . . . . .	181
5	Prothèses et antropomorphisme . . . . .	187
6	Conclusion . . . . .	189
	<b>Références bibliographiques</b>	<b>190</b>
	<b>Liste des publications et communications</b>	<b>212</b>
	<b>Annexes</b>	<b>214</b>



# RÉSUMÉ

---

La perte d'autonomie engendrée par l'amputation du membre supérieur touche, en France, une population jeune et active. Les répercussions sur le plan physique et psychologique en font une problématique à la fois clinique, technique et scientifique. La faible prévalence de l'amputation du membre supérieur fait qu'elle est considérée comme une pathologie orpheline. L'appareillage proposé aux patients reste très limité dans ses commandes malgré les progrès technologiques et les multiples fonctionnalités apportées par les prothèses de dernière génération. Le contrôle de ces outils reste complexe et non intuitif, ce qui a pour conséquence un taux d'abandon élevé. Les travaux sur les prothèses myoélectriques ont mis en avant que pour être pleinement fonctionnelle et utilisée par les patients, la prothèse devrait pouvoir (i) générer des réponses réflexes, et (ii) redonner une sensorialité perdue. Durant cette thèse, nous avons exploré ces deux aspects que sont les comportements réflexes et la substitution sensorielle. La première partie étudie la régulation de la commande motrice par les boucles sensorimotrices de bas niveau. Nous avons testé un réseau simplifié connecté à un modèle musculo-squelettique de bras dans l'objectif de produire des mouvements d'amplitudes et de durées déterminées. Les capacités du réseau à produire ces comportements ont été évaluées par trois algorithmes d'optimisation. Cette étude nous a permis d'explorer l'espace des comportements possibles du système neuro-mécanique. Bien que très simplifié, le système était capable de produire des mouvements biologiquement plausibles en présence de gravité. Ce réseau simplifié montre une grande richesse d'expressions comportementales où un même mouvement peut être produit par plusieurs combinaisons de paramètres. Ce type de réseau est un candidat potentiel pour faire le lien entre les commandes descendantes basiques telles que les enregistrements d'activité musculaire (EMG) et les mouvements produits par les moteurs de la prothèse. De plus, cette structure a le potentiel de produire des réponses réflexes. Concernant l'étude de la substitution sensorielle, nous avons mis au point un dispositif produisant des stimulations vibrotactiles permettant de donner au sujet les informations de position angulaire de leur coude. Nous l'avons utilisé dans plusieurs expérimentations et mis en évidence les bonnes capacités de discrimination spatiale chez des patients amputés et des sujets sains. Nous l'avons ensuite utilisé dans un contrôle en ligne d'un bras virtuel où les vibrations permettaient de donner des repères spatiaux dans une tâche d'atteinte de cibles. Cette expérience a révélé que le feedback proprioceptif permettait d'améliorer la performance par rapport à une condition sans feedback. En revanche, si l'ajout du feedback proprioceptif à la vision n'a pas amélioré la performance, il ne l'a pas dégradé non plus. De plus, le contrôle en présence des deux feedback a été le plus apprécié des sujets. Ce travail nous a permis d'enrichir les connaissances autour de la commande des prothèses myoélectriques avec pour objectif de se rapprocher du contrôle le plus naturel possible.

**Mots clés :** amputation, contrôle sensori-moteur, feedback, interface homme-machine, membre supérieur, proprioception, prothèse myoélectrique, réflexe, réseau de neurones, substitution sensorielle, vibrations



# ABSTRACT

---

The loss of autonomy caused by the upper limb amputation affects a young and active population in France. The physical and psychological consequences raise some technical, scientific and clinical issues. The low prevalence of upper limb amputation is such that this affection is considered a rare disease. Today's prostheses are offering new possibilities of motion, but they are still limited in their command process. Current controls of these prostheses are non-intuitive and complex, leading to a high abandon rate. Research on this field highlights that to be fully functional and used by patients, prostheses should be able to (i) generate reflex responses, and (ii) feedback the sensation lost. In this thesis, we aimed to explore these two aspects, which are the reflex responses and the sensory substitution. The first part of this work investigates the regulation of the motor command through a spinal network that represents the low-level sensorimotor loops. We have tested this network connected to a musculoskeletal model of an arm with the goal to produce movements with multiple amplitudes and durations. The network's capacities were tested using three optimization algorithms, allowing to explore the behavioral space (i.e. the ensemble of movements produced by the neuromechanical simulations). Although very simplified, this system was capable of producing biologically acceptable movements, in the presence of gravity. This simple neural network produced a rich ensemble of behaviors, each given movement being possibly achieved with different combinations of parameters values. This type of network seems to be a good candidate to make the link between the basics descending commands such as the recorded muscle activity (EMG) and the prostheses motions. The other part of the thesis focused on sensory substitution. We built a vibrotactile device giving feedback of elbow angle to the subject. We found that patients and non-amputee subjects had good scores regarding spatial discrimination with vibrotactile stimulations, and we showed that they were all able to control a virtual arm only guided by the vibrotactile feedback during reaching tasks. However, adding proprioceptive feedback was not found to improve performance when compared to only visual information. Yet, it is important to stress that it did not deteriorate performance neither. Furthermore, the control involving both feedback was preferred by the participants. Taken together, this work provides useful information for the improvement of the myoelectric control of prostheses, while aiming to approach a natural and intuitive control of movement.

**Keywords** : amputation, arm, feedback, human-machine interface, myoelectric, neuron network, proprioception, prosthesis, sensorimotor control, sensory substitution, spinal reflex, vibrations



# PROBLÉMATIQUE ET PRÉSENTATION DE LA THÈSE

---

La réadaptation du patient des suites d'une amputation du membre supérieur est un défi à la fois technique, scientifique et médical depuis des siècles. Avant Ambroise Paré, la plupart des patients amputés ne survivaient pas de leur blessure. Leur plaie était le plus souvent cautérisée et la mort survenait par infection. Ambroise Paré a été le premier à proposer une technique de ligature au niveau des vaisseaux sanguins touchés par l'amputation. Ce changement de technique a fortement augmenté le taux de survie des patients et lancé les nombreux défis que l'on connaît aujourd'hui autour de l'appareillage, de la commande des fonctions de la prothèse où encore du traitement des douleurs liées à l'amputation.

Le défi majeur de la mise en place d'une prothèse se retrouve dans la manière dont le patient va pouvoir interagir avec celle-ci. Le membre étant amputé, des articulations ainsi que des muscles mobilisant le squelette sont manquants. Au cours du temps, les prothèses ont évolué pour arriver aujourd'hui à des prothèses proposant de multiples fonctions notamment au niveau de la configuration de la main. Ces progrès technologiques donnent à l'appareillage des fonctions bio-mimétiques permettant différents types de prises et de manipulations d'objets. Alors que la plupart des recherches s'intéressent à la main, nous nous sommes focalisés sur l'articulation du coude peu étudiée, et pourtant critique, notamment pour déplacer la main dans l'espace. Cependant, quel que soit l'effecteur, le problème majeur réside dans la manière dont le patient peut commander sa prothèse. Dans le cas d'une prothèse myoélectrique, l'ensemble des fonctions se pilote au moyen de seulement deux signaux musculaires. Le mouvement est alors réalisé de manière séquentielle ce qui diffère profondément d'un schéma de contrôle naturel continu. Le manque de retours sensoriels aggrave la situation et rend la production de geste très difficile. De plus, le fait d'être en permanence focalisé sur les actions de la prothèse à cause du manque de retours sensoriels induit une charge cognitive importante pour les patients. A cela s'ajoute la durée de l'apprentissage de la commande myoélectrique souvent longue et non intuitive. Ces différents éléments poussent alors les patients à abandonner leur prothèse pour un modèle plus simple et une utilisation restreinte de leur bras.

Etant donné que l'amputation du membre supérieur concerne un nombre de patients assez faible, les avancées dans le domaine du contrôle n'ont pas beaucoup évolué ces dernières années. Des pistes de réflexions nous viennent de l'organisation du contrôle sensori-moteur chez la personne non-amputée et notamment des mécanismes de régulation de ce dernier. Une partie



de la régulation de la commande se fait grâce à l'action des boucles sensori-motrices de bas niveau (médullaires) qui intègrent une partie des informations sensorielles et répondent de manière autonome (sans le contrôle des centres supérieurs) pour ajuster ou corriger le mouvement en cours. L'ensemble du travail de thèse s'est articulé autour de l'objectif d'améliorer la compréhension du système sensori-moteur afin de permettre, dans l'avenir, un meilleur interfaçage entre l'humain et la prothèse myoélectrique.

Le travail présenté se place dans le contexte du contrôle sensori-moteur naturel. Connaissant les principes généraux de son fonctionnement et les éléments le constituant pour permettre la réalisation d'un geste, il est alors possible de comprendre quels sont les éléments manquants au contrôle des prothèses et ainsi orienter notre travail sur la manière de pallier ou suppléer les fonctionnalités perdues.

Le travail réalisé au cours de cette thèse est présenté selon deux parties qui traitent chacune d'une problématique importante du contrôle des prothèses myoélectriques. Après avoir présenté le contexte et les problématiques autour de l'amputation du membre supérieur ainsi que les théories et concepts du contrôle sensori-moteur dans l'**Introduction Générale**, la première partie s'intéressera à la modélisation des boucles sensori-motrices de bas niveaux en lien avec un modèle musculo-squelettique virtuel du bras. Ces structures sont décrites comme importantes dans la production et la régulation du mouvement. Nous présenterons en détails les structures nerveuses (neurones) qui les composent (**Chapitre 1**), puis nous parlerons de l'outil de modélisation que nous avons utilisé (**Chapitre 2**). Nous aborderons ensuite les problématiques de réglage du codage de l'information sensorielle (**Chapitre 3**) à laquelle nous avons été confronté pour rendre notre modèle fonctionnel. La qualité de l'information sensorielle qui arrive au sein du réseau est essentielle si l'on souhaite qu'il puisse absorber les perturbations. Les tests réalisés avec notre modèle feront l'objet du (**Chapitre 4**), où nous l'avons confronté à différents algorithmes d'optimisation. Cela nous a permis de voir si le réseau arrivait à trouver des solutions qui permettent de produire des gestes d'amplitudes et de durées différentes. Nous verrons que le réseau utilisé est une version simplifiée du réseau intégrant l'ensemble des boucles sensori-motrices de bas niveau mais qu'il est déjà en capacité de produire de nombreux mouvements en respectant les contraintes que nous lui avons fixées. Pour être considéré comme correct, les caractéristiques imposées étaient : l'absence d'oscillation en début et fin de mouvement et la faible valeur voire l'absence de co-contraction entre les muscles antagonistes. Le dernier chapitre de cette partie (**Chapitre 5**) discutera des perspectives d'amélioration et d'utilisation d'un tel réseau dans les prothèses myoélectriques. En effet, les propriétés intrinsèques du réseau reprennent les fonctionnalités des éléments nerveux et musculo-squelettique de l'homme comme les propriétés mécaniques du muscle et le codage de l'information sensorielle par le fuseau neuromusculaire. La mise en évidence des capacités de ce type de réseau pour produire des mouvements se rapprochant des mouvements naturels font qu'il pourrait facilement s'insérer à la jonction entre les enregistrements des activités musculaires (EMG) et la commande des



moteurs de la prothèse pour améliorer la commande en apportant des capacités de régulation du mouvement en ligne.

La seconde partie de cette thèse est plus expérimentale. Elle s'intéresse au développement et au test d'un dispositif de substitution sensorielle de la proprioception du coude au moyen de stimulations vibrotactiles. Nous aborderons en détail la question du manque de retour sensoriel chez les patients amputés et les raisons qui nous poussent à croire que la ré-introduction de ces messages va permettre une amélioration de l'utilisation des prothèses et pourrait également aider au traitement de la douleur du membre fantôme (**Chapitre 6**). Nous aborderons ensuite les modalités de fonctionnement, les effets connus et le codage d'information via des vibrations (**Chapitre 7**). Une fois ces bases posées, nous présenterons une première expérience faite sur l'étude des caractéristiques des stimulations vibrotactiles à savoir des combinaisons d'intensité et de durée de stimulation sur les capacités de discrimination spatiale des sujets sains et amputés du membre supérieur (**Chapitre 8**). Cette première étude nous a permis de mieux définir les caractéristiques des vibrations qui faisaient qu'elles étaient bien perçues, non gênantes et discriminables. Suivant une logique de développement d'un dispositif de substitution sensorielle, nous avons ensuite testé différents types de vibreurs dans une tâche de discrimination spatiale en utilisant les résultats obtenus avec la première expérience en termes de disposition de vibreurs et de caractéristiques de stimulation (**Chapitre 9**). Le dernier chapitre de cette partie (**Chapitre 10**) présente une expérience dans laquelle nous avons utilisé notre dispositif de substitution sensorielle couplé au contrôle du bras d'un avatar virtuel. Les activités musculaires du biceps et du triceps étaient recueillies par les EMG placés sur le bras ou le moignon des participants. Cette activité permettait de contrôler la flexion et l'extension de l'avatar. En retour, les participants pouvaient sentir des vibrations autour de leur bras où un vibreur s'activait tous les 20°. Les capacités de contrôle de l'avatar étaient testées dans différents exercices dont des tâches d'atteinte de cibles sous différentes conditions de feedback avec la présence ou non de la vision et de la vibration. Les différentes expériences réalisées dans cette partie nous ont permis de mettre en avant la rapidité avec laquelle les participants comprenaient et réussissaient la tâche avec ce nouveau type de commande. Les vibrations leur permettaient de s'orienter et de connaître la position angulaire du bras virtuel.

Dans la **Discussion Générale**, nous revenons sur les principaux résultats obtenus dans la thèse et nous tissons des liens avec les développements futurs et les autres aspects entrant en jeu dans la réhabilitation de la personne amputée. Nous aborderons à la fois les avancées sur le plan chirurgical mais aussi les dernières techniques permettant d'extraire le signal musculaire avec une grande précision. L'association de ces différentes techniques avec l'implémentation d'un système de régulateur spinal ou encore un dispositif de substitution sensoriel pourrait apporter des pistes de solutions pour la réalisation d'un contrôle simultané et proportionnel des mouvements de la prothèse afin de se rapprocher du contrôle le plus naturel possible.



# INTRODUCTION

---

<b>Code CCAM</b>	<b>Libellé</b>	<b>Nombre de séjours</b>
MZFA013	Amputation ou désarticulation d'un doigt, sans résection du métacarpien	2 452
MZFA007	Amputation et/ou désarticulation de plusieurs doigts, sans résection des métacarpiens	335
MZFA001	Amputation complète d'un rayon de la main	514
MZFA003	Amputation complète de plusieurs rayons de la main	116
MZFA004	Désarticulation du poignet	10
MZFA005	Amputation transradio ulnaire	63
MZFA011	Désarticulation du coude	3
MZFA002	Amputation transhumérale	80
MZFA010	Désarticulation scapulohumérale [Désarticulation de l'épaule]	16
MZFA009	Désarticulation interscapulothoracique	5
<b>TOTAL</b>		<b>3 594</b>

**Tableau 1** : Répartition des actes d'amputation et désarticulation au membre supérieur en 2008, extrait du rapport de Juin 2010 de l'HAS sur l'évaluation des prothèses externes du membre supérieur

# GÉNÉRALITÉ SUR LES AMPUTATIONS

---

L'amputation majeure du membre supérieur est qualifiée de maladie rare voire orpheline par le faible nombre de patients qu'elle touche. Une amputation majeure désigne au sens strict, une opération chirurgicale (ablation) faite au niveau du poignet ou au-dessus. En langage courant, le terme d'amputation désigne aussi le résultat de cette opération c'est à dire l'absence d'un membre (ou d'un organe). Les amputations nécessitant une opération chirurgicale sont désignées comme des amputations dites acquises, par opposition aux amputations dites congénitales. Ce terme d'amputation congénitale est un non-sens mais il est couramment utilisé pour désigner l'absence de tout ou une partie d'un membre qui apparaît dès la naissance. Elle a pour cause le non développement du membre lors de la période embryonnaire. On parlera alors d'agénésie. Nous aborderons très peu cette population car elle est encore plus rare que la population de patients avec une amputation acquise et pose d'autres questions quant au développement sensori-moteur. Nous ferons cependant attention à différencier ces deux populations lorsque nous en parlerons. Le qualificatif d'amputation sera employé pour les sujets ayant subi une opération chirurgicale et celui d'agénésie pour les sujets ayant une absence de membre depuis la naissance.

## 1 Épidémiologie en France et dans le monde

Selon le rapport de la Haute Autorité de Santé de 2010<sup>1</sup> sur près de 3600 amputations du membre supérieur recensées en 2008, en France, à peine 200 sont des amputations majeures. Parmi ces amputations, l'opération la plus fréquente est l'amputation transhumérale qui représente environ 45% des cas, puis l'amputation trans-radio-ulnaire avec la désarticulation du poignet. Les opérations plus proximales comme les désarticulations scapulo-humérales et inter-scapulo-thoraciques ne représentent que 10% des interventions (**Tableau 1**).

Aux États-Unis, sur les deux millions de personnes vivant avec l'absence d'un membre ou d'une partie de celui-ci, à peine un quart d'entre elles impliqueraient le membre supérieur. Parmi eux, seulement 41 000 auraient une amputation majeure du membre supérieur (Ziegler-Graham *et al.*, 2008). Entre 2005 et 2013, il a été rapporté, en tout, 11 000 opérations d'amputations majeures du membre supérieur. Cela représente environ 1375 amputations par an. Ces taux relativement faibles en comparaison à d'autres pathologies font que la prise en charge de ces patients n'est pas une priorité des services de santé. Par conséquent, les techniques aujourd'hui utilisées ont peu évolué. Au niveau de leur étiologie, sur l'ensemble des personnes vivant avec l'absence

---

1. Haute Autorité de Santé : [https://www.has-sante.fr/jcms/c\\_999782/fr/evaluation-des-protheses-externes-de-membre-superieur](https://www.has-sante.fr/jcms/c_999782/fr/evaluation-des-protheses-externes-de-membre-superieur)



**Figure 1** : Exemple de prothèse esthétique de main gauche.

d'une partie ou de la totalité du membre supérieur, la cause de l'amputation est d'origine traumatique dans 80% des cas et d'origine congénitale pour les 20% restant. Pour les amputations d'origine traumatique, les accidents surviennent généralement chez le sujet masculin, jeune et actif. Dans un tiers des cas, un accident du travail est en cause. Le membre dominant est atteint dans deux tiers des cas.

Le handicap d'un ou des deux membres, qu'il soit congénital ou acquis, rend toutes les activités et les gestes de la vie quotidienne plus compliqués. L'autonomie des patients est fortement réduite ce qui les pousse souvent à devoir repenser entièrement leur projet de vie et notamment leur vie professionnelle (Pomares *et al.*, 2018). Le handicap, qu'il soit physique, psychique et/ou esthétique, marque un changement important. C'est un challenge qui sera d'autant plus complexe à relever que l'amputation sera proximale. En effet, plus l'amputation sera proche de la racine du membre, et notamment de l'épaule pour le membre supérieur, plus les degrés de libertés du membre restant seront réduits. En conséquence, les signaux permettant d'actionner les différents mouvements de la prothèse (activité musculaire ou mouvements) vont, eux aussi, être réduits alors que le nombre d'actions nécessaires et possibles avec la prothèse sera augmenté. Cela pose donc un premier problème aux patients. Ils devront rapidement faire des choix sur les mouvements à prioriser. C'est donc tout un système de contrôle qu'il faut repenser et améliorer. Suite à l'opération, la cicatrisation du moignon et la prise en charge rééducative des patients demandent plusieurs mois d'hospitalisation. C'est pendant cette période que le choix du type de prothèse est déterminé. L'état de santé général du patient, de ses capacités musculaires, des conditions de prise en charge et de son projet de vie sont autant de facteurs qui vont orienter ce choix. Quel que soit le type de prothèse choisi, l'objectif sera de compenser le handicap à la fois sur le plan esthétique et fonctionnel.

## 2 Les différents types de prothèses

Les prothèses de membre supérieur présentes sur le marché orthopédique sont regroupées en 3 catégories. On retrouve les prothèses esthétiques, mécaniques, et myoélectriques.

### 2.1 Les prothèses esthétiques

Les prothèses esthétiques (**Figure 1**) sont aussi appelées prothèses passives. Elles sont réalisées dans une situation où le bras et/ou la main sont fixés dans une position particulière comme par exemple avec une main semi ouverte. Elles reproduisent la forme et l'aspect du membre absent afin de restituer au mieux l'image du corps. Les techniques de confection et les matériaux utilisés aujourd'hui les rendent extrêmement réalistes. De nombreux patients les portent quotidiennement sans que nous puissions nous en rendre compte. La plupart du temps, ces prothèses sont choisies et utilisées par des patients ayant des besoins esthétiques plus importants que des besoins fonctionnels au regard des activités manuelles. On parle alors de *fonction es-*



Figure 2 : Exemple de prothèse mécanique.

### ARM Final results

Finalists	Rank	No.	Pilot name	Team name	Country	Points	Time
A-Finalists	1	35	Robert (Bob) Radocy	DIPO Power	Netherlands	660	362
A-Finalists	2	28	Patrick Mayrhofer	Michelangelo	Germany	558	335
A-Finalists	3	32	Magnus Niska	OPRA Osseo-integration	Sweden	558	359
A-Finalists	4	34	Claudia Breidbach	Touch Bionics	Germany/ United Kingdom	558	418

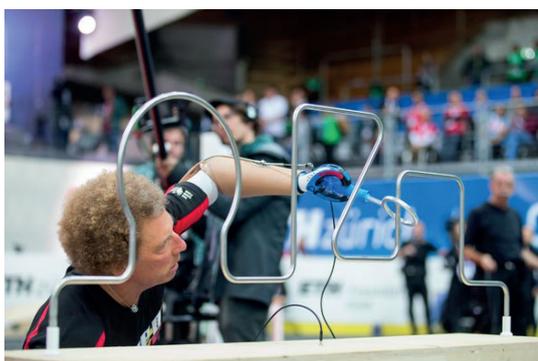


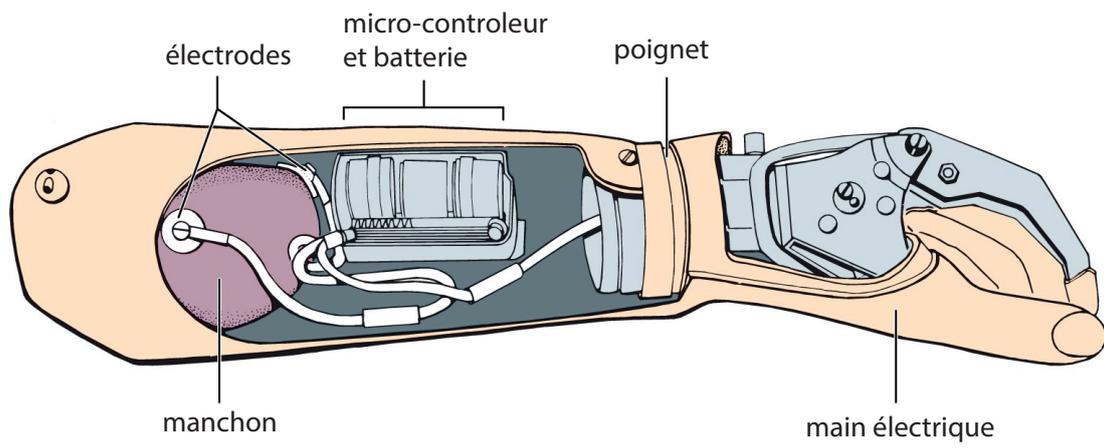
Figure 3 : Résultats du Cybathlon 2016 organisé à l'ETH de Zurich avec la photographie du vainqueur de l'épreuve *Powered Arm Prosthesis Race*, **Robert Radocy**, porteur d'une prothèse mécanique.

*thétique* car la mise en place d'une telle prothèse va être le facteur déclenchant à la reprise d'activités sociales du patient qui n'osait plus sortir à cause du changement de son image corporelle et de l'image que lui renvoyait la société. Ces prothèses ne sont pas totalement passives car elles peuvent apporter une aide pour la réalisation de gestes simples en servant de contre appui ou bien pour tenir et/ou porter un objet léger. Elles sont principalement constituées d'une mousse interne qui reproduit la forme de la main et d'une enveloppe externe en silicone qui reproduit l'aspect de la peau. Ce sont des prothèses hautement personnalisables (ongles, veines, pigmentation de la peau par exemple) et ne nécessitent aucun apprentissage particulier pour leur utilisation.

## 2.2 Les prothèses mécaniques

Les prothèses mécaniques font parties, avec les prothèses myoélectriques, de la catégories des prothèses dites fonctionnelles. Elles offrent un degré d'autonomie supplémentaire, en comparaison des prothèses esthétiques, en permettant de réaliser des mouvements avec un effecteur au niveau de la prothèse. Leur système de commande se fait à l'aide d'un câble qui relie la prothèse à l'épaule opposée (**Figure 2**). La mise en place de l'ensemble se fait quant à elle à l'aide d'un harnais qui vient également s'accrocher sur l'épaule opposée. Ce sont donc les mouvements des épaules qui permettent d'actionner l'effecteur et de réaliser des actions comme l'ouverture/fermeture de la main et le verrouillage/déverrouillage du coude. Plusieurs dispositifs terminaux tels que des pinces ou des crochets peuvent s'adapter. Ils permettent aux patients d'utiliser différents outils en fonction de la tâche à réaliser. Ces prothèses sont particulièrement intéressantes pour effectuer des travaux en force ou encore pour des manipulations nécessitant des prises spécifiques. Comparées aux prothèses esthétiques, la maîtrise de ce type de prothèse nécessite une rééducation et requiert de l'entraînement. L'avantage, qu'elles apportent, réside dans le feedback « proprioceptif » créé par la tension du câble. Il permet de doser finement l'effort réalisé avec les épaules afin de contrôler l'action en cours. Malgré un fonctionnement très simple en apparence, ce type de prothèse permet de réaliser de nombreux mouvements et redonne de l'autonomie aux patients. C'est d'ailleurs avec ce type de prothèse que Robert Radocy<sup>2</sup> a remporté l'épreuve du *Power Arm Prosthesis Race* lors du cybathlon 2016 à Zurich (**Figure 3**). La course consistait à effectuer un parcours composé de différentes épreuves de dextérité manuelle le plus rapidement possible. Mr Radocy est arrivé premier devant des porteurs de prothèses myoélectriques supposées plus performantes en offrant des fonctions supplémentaires mais potentiellement moins maniables.

2. Pour voir les épreuves et le fonctionnement de la prothèse : <http://dipo-power.com/dipo/>



**Figure 4** : Schéma d'une prothèse myoélectrique d'avant-bras, adapté de *Enciclopædia Britannica* (2002).

## 2.3 Les prothèses myoélectriques

Le troisième et dernier type concerne la prothèse myoélectrique. Celle-ci est utilisable pour un niveau d'amputation où la main et l'articulation du poignet sont manquantes. Elle est réservée aux patients ayant un niveau d'amputation minimal de désarticulation du poignet. Ensuite, quel que soit le niveau de l'amputation, le fonctionnement reste le même. Il est basé sur le recueil de l'activité électrique des muscles. La contraction d'un muscle ou d'un groupe musculaire produit une activité électrique qui est récupérée par une électrode de surface. Le signal, ainsi capté, est amplifié et sert à commander les moteurs de la prothèse (**Figure 4**).

Aujourd'hui, en France, l'ensemble des prothèses myoélectriques, disponibles sur le marché et remboursables, fonctionnent avec deux électrodes placées sur des groupes musculaires antagonistes. L'ensemble des mouvements possibles de la prothèse est donc contrôlé par seulement deux signaux. Les prothèses les plus performantes proposent plus de 10 configurations pour la main. A cela vient s'ajouter les mouvements de prono-supination par l'ajout d'un poignet et éventuellement les mouvements de flexion/extension lorsqu'un coude myoélectrique a été mis en place. Il est donc évident qu'avec un fonctionnement ne comprenant que deux entrées, plus le nombre de fonctions de la prothèse sera important, plus son utilisation deviendra complexe. Pour autant, les mains myoélectriques sont celles qui donnent le plus de capacités de prises et de configurations au patient.

Malgré cette complexité apparente, ce type de prothèse comporte plusieurs avantages. Le patient n'a plus besoin de porter un harnais pour une amputation en dessous du niveau du coude. La détection du signal est non invasive. La force musculaire demandée pour la réalisation des gestes est relativement faible. De plus, le niveau de contrôle et les fonctionnalités peuvent évoluer dans le temps en paramétrant les actions liées au signal (Parker *et al.*, 2006). L'activité musculaire peut servir, dans un premier temps de simple déclencheur où le dépassement d'un seuil va lancer l'action d'ouverture de la main par exemple. Il faudra alors reproduire cette activité musculaire pour stopper l'action. Dans la plupart des cas de commande des prothèses myoélectriques, le mode de contrôle utilisé est le contrôle proportionnel. Une fois qu'un seuil d'activité musculaire est dépassé, la force de contraction est liée à la vitesse de rotation des moteurs de la prothèse (pour plus d'information voir le paragraphe sur le fonctionnement des prothèses myoélectriques et la **Figure 6**). Lorsque les patients ont une très bonne maîtrise de leurs muscles résiduels ou bien que les accès aux sites musculaires sont limités, il peut être mis en place un double seuil pour un même signal (Parker *et al.*, 2006). Ce double seuil permet notamment de contrôler deux actions différentes avec un même signal sans changer de mode. Par exemple, nous pouvons imaginer que la fermeture de la main serait déclenchée pour une activité musculaire entre 10 et 30% de la force maximale et que la pronation serait déclenchée entre 30 et 50%.

L'avantage du contrôle proportionnel réside dans le fait de pouvoir gérer la vitesse d'exécution du mouvement. De plus, en comparaison des prothèses mécaniques, les prothèses myoélec-



triques permettent de réduire la quantité d'effort physique nécessaire à la réalisation du geste grâce à l'utilisation de moteurs générant les forces dans la prothèse. Elles préservent également une apparence naturelle utilisant un effecteur terminal reproduisant l'apparence de la main. Cependant, leur utilisation nécessite certaines contraintes que tous les patients ne sont pas en capacité de surmonter, ce qui limite l'accès à cette technologie. Il est indispensable que les sites musculaires où les activités électriques sont récupérées soient accessibles et de bonne qualité. L'apprentissage d'un tel fonctionnement reste complexe et demande plusieurs mois (pour plus de détails sur le fonctionnement des prothèses myoélectriques voir la **section 4**). L'acceptation et la motivation du patient à s'engager dans ce genre de rééducation sont des paramètres indispensables (Parker *et al.*, 2006).

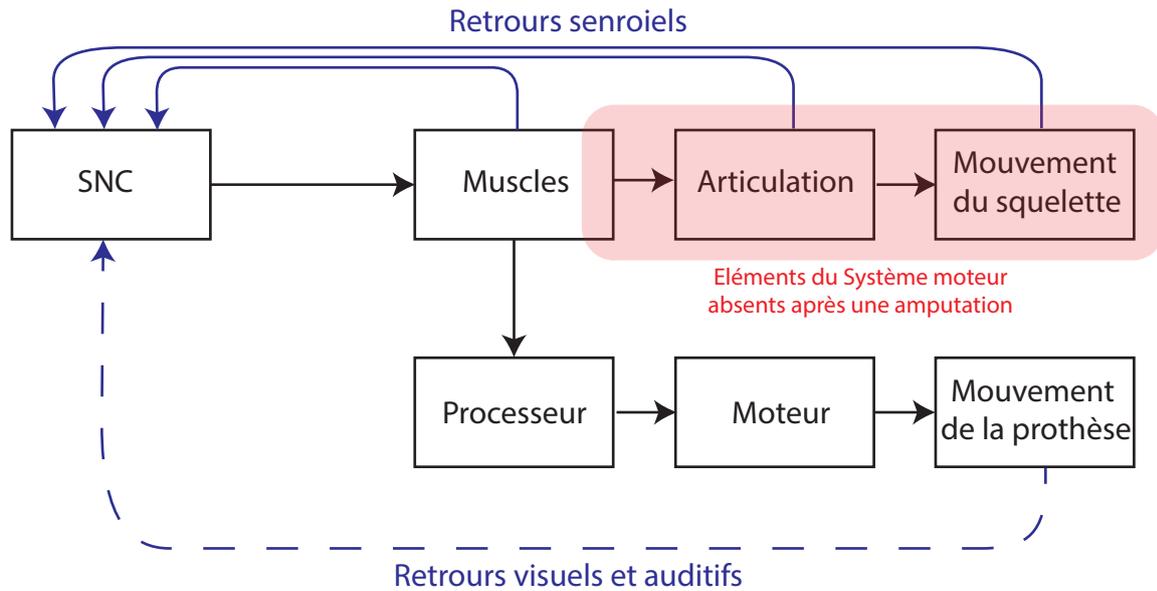
L'ensemble du processus concernant le choix de la prothèse va ainsi dépendre des suites de l'opération qui ont été réalisées, de la cicatrisation, de la masse musculaire restante, de la rééducation et du projet du patient.

### 3 Prise en charge médicale

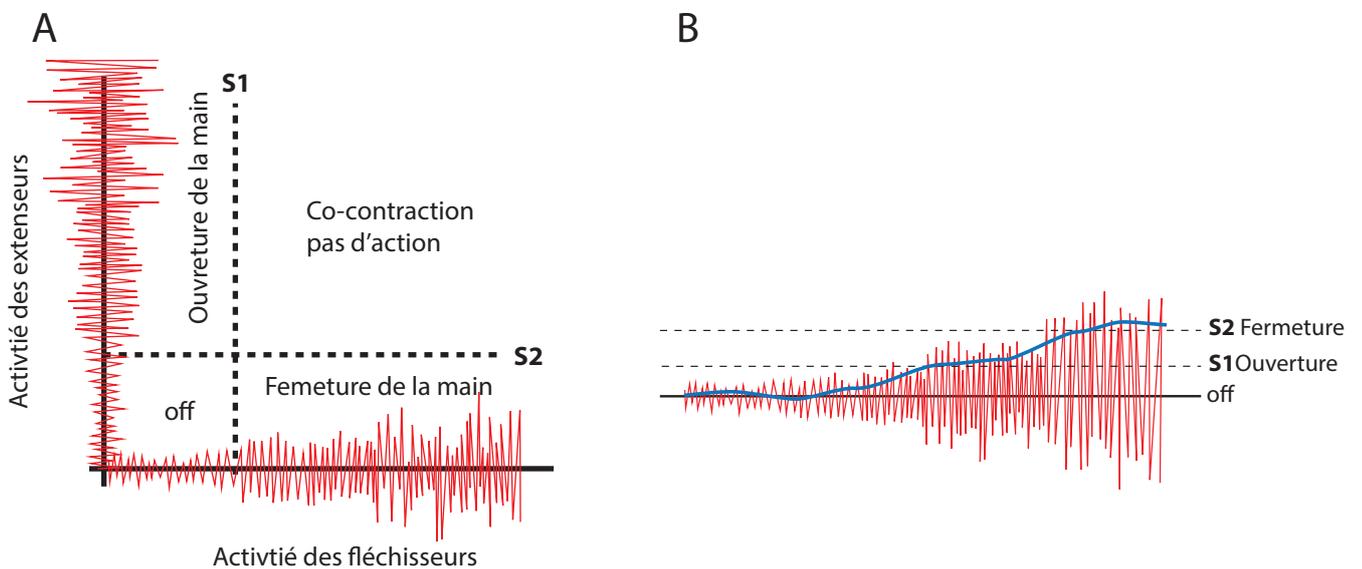
Le système de santé français est un soutien important concernant les patients adultes présentant une amputation ou une agénésie de membre supérieur. Il permet la prise en charge de deux prothèses. La première est considérée comme la prothèse principale. Elle peut être soit myoélectrique, mécanique ou esthétique. La deuxième est une prothèse dite de secours, souvent esthétique ou mécanique quel que soit le type de la première prothèse. Toutefois, la prise en charge d'une seconde prothèse myoélectrique peut être accordée, si la demande est motivée par un courrier du médecin responsable de l'appareillage. Cela est notamment le cas si l'adulte ou l'adolescent est dans l'impossibilité, sans ce type de prothèse, de poursuivre son activité ou sa formation professionnelle y compris en apprentissage. Selon la liste des produits et prestations remboursables<sup>3</sup>, le prix moyen d'une main myoélectrique est compris entre 25 000 et 35 000 €. Ce prix augmente rapidement en fonction des options ajoutées (poignet, coude, ou gant par exemple). A ces contraintes, s'ajoutent, la motivation et l'investissement des patients. L'apprentissage des commandes de contrôle, le contexte d'utilisation ainsi que les besoins quotidiens sont autant de paramètres analysés par l'équipe médicale pour assurer la meilleure prise en charge possible.

---

3. Liste des produits et prestations remboursables (LPP) mise à jour le 03/07/2018 disponible <https://www.ameli.fr/sites/default/files/Documents/429640/document/lpp.pdf>



**Figure 5 :** Illustration de la relation du contrôle myoélectrique avec le système de contrôle moteur usuel. Inspiré du Schéma de *Parker et Scott (1986)*.

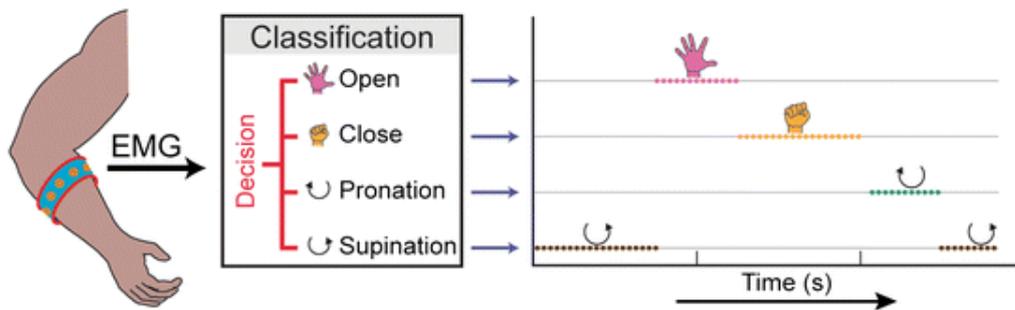


**Figure 6 :** (A) : exemple d'un contrôle myoélectrique avec deux entrées présentant un seuil d'activation. **S1** correspond au seuil d'activité musculaire que les extenseurs doivent atteindre pour activer les moteurs générant l'ouverture de la main. **S2** correspond au seuil d'activité musculaire que les fléchisseur doivent atteindre pour activer les moteurs générant la fermeture de la main. (B) : exemple d'un contrôle avec modulation d'amplitude comprenant 2 seuils d'activations pour deux fonctions différentes. Schéma repris de *Parker et al. (2006)*.

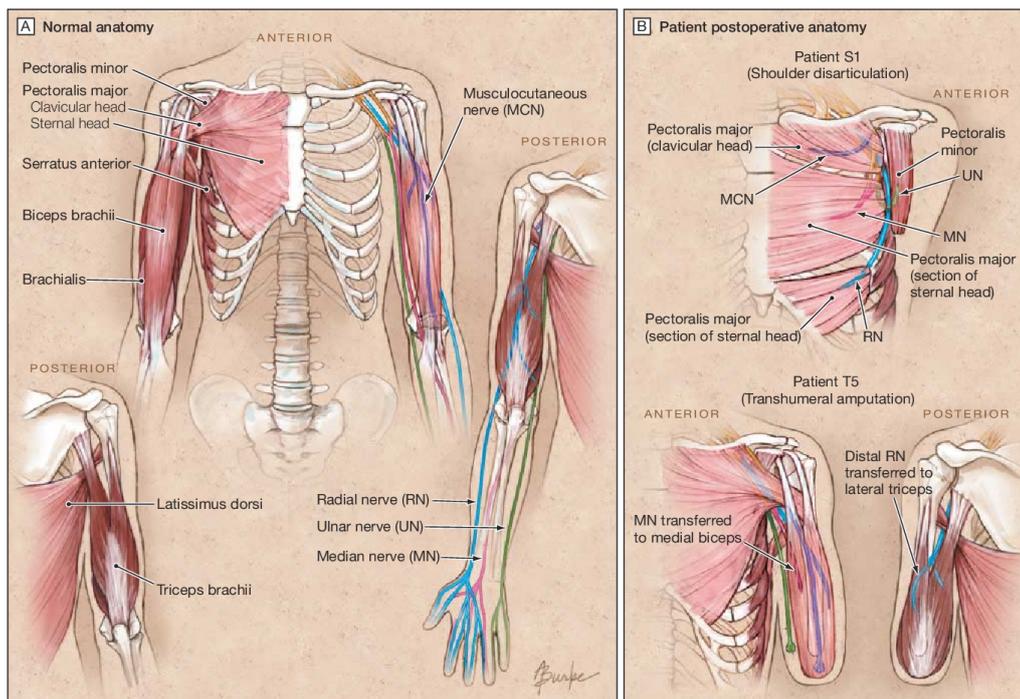
## 4 Fonctionnement des prothèses myoélectriques : avancées, limites et perspectives

Dans le cadre de cette thèse, je me suis plus particulièrement intéressé au fonctionnement des prothèses myoélectriques et aux raisons pour lesquelles les patients ont des difficultés à les utiliser au quotidien. Afin d'appréhender la complexité de la mise en place du contrôle moteur chez les personnes amputées il est nécessaire de comprendre comment ces derniers doivent interagir avec leur prothèse et comment celle-ci fonctionne. Avec une prothèse myoélectrique, la commande musculaire volontaire va être captée sous forme d'un signal électrique par des EMG de surface. Ce signal musculaire est la pièce centrale de toute la dynamique de commande des différentes fonctions de la prothèse. Le signal va ensuite être décodé afin de permettre l'activation des différentes fonctions de la prothèse (Parker *et al.*, 2006). Le processus de commande est essentiellement réalisé en boucle ouverte (*feedforward*) où l'activation des muscles commande directement les éléments de la prothèse qui remplacent les éléments musculo-squelettiques physiologiques (**Figure 5**). Certes, les retours visuels et auditifs permettent une régulation du mouvement et atteste de la présence d'un retour sensoriel (*feedback*), mais la majeure partie des boucles sensorimotrices physiologiques est absente. Cependant, malgré toutes les contraintes que cela engendre, la commande myoélectrique est aujourd'hui le système proposé le plus performant. Le développement des premières prothèses myoélectriques intégrait un système on/off de type "interrupteur" par rapport aux deux activités musculaires antagonistes. Lorsqu'une des deux activités musculaires atteignait un certain seuil, le mouvement de la prothèse se déclenchait avec une vitesse constante (**Figure 6A**). Il fallait alors reproduire la commande pour stopper le mouvement. Ce système présentait l'inconvénient de ne permettre aucune modulation du contrôle en ligne. L'ajustement et la précision du geste étaient alors extrêmement limités.

Un changement important a été opéré dans les modalités de contrôle des prothèses par la mise en place d'un contrôle proportionnel. Partant du constat que nos mouvements se produisent avec une phase d'accélération, puis de décélération, Sears et Shaperman (1991) ont implémenté un mode de contrôle où la vitesse du mouvement de la prothèse est proportionnelle à l'intensité de l'activité musculaire. Plus exactement, c'est la vitesse de rotation des moteurs qui est proportionnelle à l'intensité d'activité musculaire. Cela permet aux patients de moduler la vitesse de fermeture ou d'ouverture de la main par exemple. Lorsque le seuil d'activité musculaire minimal est dépassé, le mouvement de la prothèse est déclenché et la modulation de l'intensité musculaire va permettre au patient de gérer la vitesse du mouvement afin d'aller plus ou moins vite. Cette dimension de vitesse rend le contrôle plus proche d'une commande naturelle. Lorsqu'un mouvement précis a besoin d'être réalisé, l'utilisation d'une faible intensité va permettre d'aller à une vitesse lente. De plus, pour que le mouvement s'arrête, il suffit de relâcher les muscles et donc de ne plus produire d'activité musculaire. Ainsi, le contrôle proportionnel permet de s'arrêter où le patient le souhaite. Ce système a aussi l'avantage de permettre la réa-



**Figure 7 :** Exemple d'un classifieur récupérant différentes activités musculaires issues des EMGs et permettant de définir 4 mouvements différents. Image issue de Roche et al. (2014).



**Figure 8 :** (A) : présentation d'un membre supérieur sain avec son innervation. (B) : exemples de deux interventions de réinnervation musculaire ciblée pour une amputation avec désarticulation d'épaule et une amputation trans-humérale. Image issue de Kuiken et al. (2009).

lisation des co-contractions qui sont reconnues comme une instruction par le décodeur. Elles permettent notamment le changement de niveau de l'articulation à contrôler ou encore le changement de configuration pour la posture de la main.

Afin d'augmenter le nombre de mouvements pouvant être contrôlés par les patients, l'implémentation du contrôle proportionnel propose la mise en place de deux seuils différents sur un même muscle (**Figure 6 B**). Un premier seuil d'activité est déterminé et permet de déclencher une action comme par exemple l'ouverture de la main. En augmentant fortement l'intensité musculaire, le deuxième seuil est dépassé. La première fonction est alors arrêtée et la seconde démarre. Il peut s'agir de la fermeture de la main ou d'une autre action. Ce système est très intéressant car il permet d'utiliser un seul site musculaire, si malheureusement il n'y a que celui-ci de disponible, mais il peut aussi multiplier par 2 le nombre de fonctions contrôlables concernant la prothèse. Cependant, un système qui propose de contrôler plusieurs fonctions avec un seul muscle est contre intuitif et non physiologique. Cette complexité s'ajoute à celle de réussir à bien réguler l'activité musculaire nécessaire. Le gain fonctionnel et technologique par rapport à la quantité d'effort à fournir ne semblent pas encore efficient actuellement (Parker *et al.*, 2006).

Toujours dans l'optique d'augmenter le nombre de fonctions (degrés de liberté) contrôlées de manière simultanée, une approche plus récente a été proposée via l'utilisation de la reconnaissance de patrons moteurs (Englehart *et al.*, 2003; Scheme et Englehart, 2011). Cette fois-ci, le signal utilisé n'est plus enregistré de manière unitaire à l'aide d'une électrode de surface. Il provient d'un groupe musculaire qui produit une activité caractéristique et reconnaissable, récupérée par plusieurs électrodes de surface simultanément. Un classifieur est alors mis en place afin de reconnaître et différencier les patrons d'activité différents qui seront utilisés (**Figure 7**).

De part ces travaux, l'équipe de Todd Kuiken a mis au point une technique chirurgicale permettant de recréer plusieurs points moteurs afin de récupérer différents signaux (Kuiken *et al.*, 2009). Pour cela, les filets nerveux issus du plexus brachial initialement dévolus aux muscles du bras et de l'avant-bras sont réorientés et réinnervés au niveau des muscles résiduels, qui sont chirurgicalement séparés en plusieurs chefs. C'est la technique de réinnervation ciblée (**Figure 8**). Ainsi, des électrodes disposées sur chacun de ces sites musculaires permettent de récupérer un signal électrique et de le traiter soit de manière unitaire soit au travers de patrons d'activation. Avec cette technique, les chercheurs ont permis de mettre en avant le contrôle par reconnaissance de patrons moteurs comme un procédé efficace pour la commande des prothèses.

Ces avancées technologiques montrent les évolutions qui ont eu lieu au niveau du contrôle des prothèses de membre supérieur, mais malgré cela, le contrôle est toujours réalisé de manière séquentielle. Que ce soit avec une reconnaissance d'activité musculaire individuelle où via des patrons d'activités combinées de plusieurs muscles, le mouvement de la prothèse se fait uniquement par un découpage séquentiel de chaque sous-mouvement. Il est aujourd'hui impos-



sible de réaliser un mouvement de rotation du poignet et d'ouverture de la main en même temps tout en contrôlant la vitesse d'exécution de ces deux mouvements de manière séparée. Cela marque une différence importante entre la réalisation d'un mouvement naturel et celui réalisé avec une prothèse myoélectrique. Cette problématique a bien été identifiée par la communauté de chercheurs qui travaille maintenant à la mise en place de systèmes permettant la réalisation de mouvements incorporant un contrôle simultané et proportionnel de plusieurs articulations (Jiang *et al.*, 2012a).

## **5 L'abandon de l'utilisation des prothèses : état des lieux, causes, pistes des besoins et problématiques cliniques**

Malgré les avancées technologiques présentées, les amputés de membre supérieur sont nombreux à abandonner leur prothèse qu'elle soit myoélectrique ou non (Biddiss et Chau, 2007). Pour les prothèses myoélectriques, qui nous intéressent plus particulièrement, le taux d'abandon peut aller jusqu'à 75% (Crandall et Tomhave, 2002). Les auteurs rapportent que les raisons de ce taux d'abandon sont liées : au confort, au poids, à la durabilité des composants et à leur résistance, aux fonctions limitées proposées par les prothèses, et enfin au contrôle perçu comme difficile et long à intégrer. Le poids et l'augmentation de température qui engendrent une sudation du moignon sont également des motifs d'abandons rapportés par plusieurs auteurs (Hubbard, 1998; Routhier *et al.*, 2001). Atkins *et al.* (1996) soulignent que le développement futur des prothèses myoélectriques doit se concentrer sur : l'amélioration de l'apparence de l'enveloppe de la main, les composants électroniques doivent être plus durables et la fiabilité du signal musculaire doit passer par des électrodes plus précises. Le travail sur chacun de ces axes a pour but d'améliorer le contrôle des doigts, de diminuer l'attention visuelle et d'améliorer les mouvements du poignet.

En ce qui concerne l'aspect non intuitif du contrôle, en plus de l'aspect séquentiel des actions que nous avons présenté plus haut, c'est le manque de retour sensoriel qui est souligné par plusieurs auteurs (Antfolk *et al.*, 2013; Makin *et al.*, 2017; Raspopovic *et al.*, 2014). Toute avancée technologique concernant la commande motrice doit intégrer une boucle de feedback permettant d'avoir accès à l'état du système. La main étant l'organe terminal, elle nous permet d'interagir avec l'environnement et de manipuler des objets. C'est naturellement elle qui concentre le plus de travaux et de projets de recherche sur les retours sensoriels. On y retrouve des travaux sur le contrôle de la force de serrage (Chatterjee *et al.*, 2008; Cipriani *et al.*, 2008; Pylatiuk *et al.*, 2006; Saunders et Vijayakumar, 2011), ou encore sur les configurations de la main avec différents niveaux d'ouverture et de fermeture (Gonzalez *et al.*, 2012; Witteveen *et al.*, 2012b). Toujours dans le but d'améliorer le contrôle des prothèses et de créer un contrôle en boucle fermée, d'autres signaux de retour sensoriel ont été investigués, notamment des tra-



vaux sur l'orientation du coude (Mann et Reimers, 1970; Dhillon et Horch, 2005; Wheeler *et al.*, 2010).

L'ensemble de ces études fait appel au concept de substitution sensorielle introduit par Bach-y-Rita dans les années 60. Il est défini comme *la manière de transmettre une ou des informations par le biais d'une modalité sensorielle autre que la modalité originellement dédiée à cette information* (Bach-y Rita *et al.*, 1969). La **Partie II** de la thèse sera consacrée à ce concept avec la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle codant pour la proprioception du coude. Les bases théoriques et les modalités de fonctionnement de cette substitution sensorielle seront développées dans cette partie.

La situation de la personne amputée est donc particulièrement intéressante par les défis cliniques, scientifiques et techniques qu'elle représente. Afin de répondre à ces différents points, il est essentiel d'évoquer le cadre théorique du contrôle sensori-moteur qui sous-tend les modifications de la commande engendrées par l'absence d'un membre. Dans les parties qui constituent cette introduction générale, nous allons aborder les différents concepts théoriques existant autour du contrôle sensori-moteur. Cela permettra de mieux situer le travail que nous avons réalisé dans le cadre de cette thèse.



# CADRE THÉORIQUE DU CONTRÔLE SENSORI-MOTEUR

---

Ce chapitre présente les différents aspects du contrôle sensori-moteur que nous tâcherons d'aborder selon les trois niveaux d'analyse de Marr et Poggio (1976). Les auteurs ont développé trois niveaux d'analyses à la fois distincts et complémentaires afin d'apporter une meilleure compréhension de la façon dont l'information (visuelle qu'ils étudiaient) était traitée. Ces trois niveaux sont : le niveau computationnel, algorithmique et d'implémentation. Le niveau computationnel se veut être le niveau théorique, là où les concepts et les réflexions sont établis. Ce niveau définit les règles de fonctionnement du système (i.e. que fait le système et quels sont les problèmes qu'il tente de résoudre). Le niveau algorithmique est celui de la modélisation mathématique des processus théoriques. C'est le niveau où est expliqué la manière dont le système fait ce qu'il doit faire. Quels sont les processus qu'il met en place et utilise. Enfin le dernier niveau est celui de l'implémentation ou le niveau physique. C'est le niveau de réalisation physiologique des algorithmes impliqués. C'est à ce niveau que les mécanismes physiques et physiologiques utilisés/impliqués dans la fonction réalisée sont décrits. Il s'agit par exemple des structures neurales et des activités neuronales impliquées dans le système visuel. Dans la présentation du cadre théorique du contrôle sensori-moteur, nous veillerons à re-situer les concepts en fonction des niveaux de Marr afin de mieux comprendre ce qui concerne les aspects plus théoriques (computationnels), algorithmiques et/ou structurels.

Dans un contexte de réalisation des gestes dirigés vers un but, même pour un geste en apparence simple comme porter un aliment à la bouche ou attraper une bouteille, celui-ci passe par différentes étapes. Elles sont gérées par notre système nerveux comme les efférences motrices générées par le cortex qui vont ensuite vers le tronc cérébral et la moelle épinière. Elles activent le système musculo-squelettique où l'activité électrique neurale va engendrer une contraction musculaire qui va produire une force permettant la mobilisation du squelette pour engendrer un mouvement. L'ensemble de ces mouvements, appelés mouvements volontaires ou conscients, passe par une phase d'*identification de l'objectif*, de *planification du geste*, d'*initiation de la commande* et de *régulation* afin que l'action atteigne son but. Ces différentes étapes sont soutenues par des modèles théoriques et expérimentaux que nous allons décrire dans le but d'appréhender au mieux les mécanismes du contrôle sensori-moteur.

D'autre part, la compréhension du fonctionnement d'un système ne peut se faire sans aborder l'aspect développemental qui a permis sa mise en place. Une sous-partie sera consacrée à la description des théories sous-tendant le développement et les mécanismes d'apprentissage



sensori-moteur chez l'enfant. Nous verrons que cet apprentissage est une étape indispensable à l'optimisation du système. Il décrit la manière avec laquelle la commande sensori-motrice est sélectionnée et produite par le système nerveux.

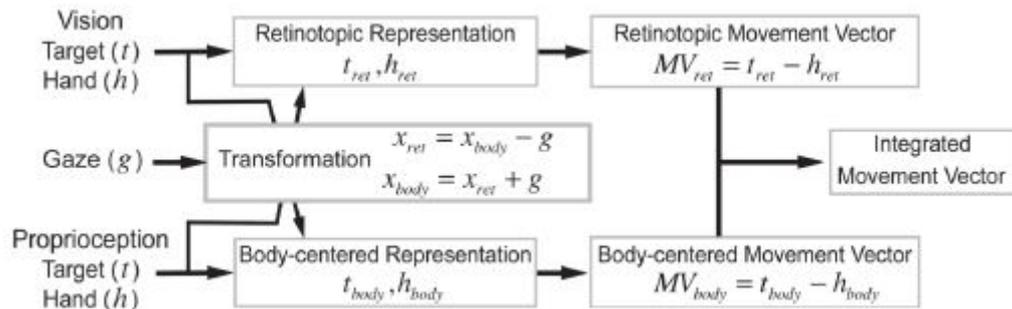
En s'appuyant sur ces bases théoriques, nous aborderons ensuite les modifications de la commande sensori-motrice provoquées par l'amputation du membre supérieur. Nous verrons que les modifications musculo-squelettiques ont des répercussions directes sur les structures du système nerveux (moelle-épinière et cortex) et affectent la réalisation de la commande motrice. Face à une telle situation, c'est l'ensemble du système sensori-moteur qui doit se réorganiser et développer de nouvelles stratégies afin d'atteindre son but. Cette réflexion autour des changements provoqués dans la situation pathologique de l'amputation nous permettra d'introduire les deux axes de travail développés dans cette thèse. Ces axes visent à améliorer la qualité de vie des patients à travers la compréhension et l'amélioration de la commande des prothèses de membre supérieur.

## 6 Planification du geste

Dans les différents modèles théoriques abordés dans cette partie, nous nous situons au niveau computationnel, le premier niveau décrit par Marr et Poggio (1976). C'est le niveau théorique où les concepts sur les fonctions des systèmes sont établis. Dans cette section, nous aborderons très peu le niveau algorithmique faisant appel à des modélisations mathématiques plus précises des mécanismes impliqués. Nous ferons toutefois le parallèle avec certains aspects du niveau d'implémentation en abordant les éléments neurophysiologiques connus mis en jeu dans le contrôle sensori-moteur.

Toute production d'un mouvement volontaire nécessite de passer par plusieurs étapes. La première concerne l'identification du but à atteindre. Cette identification se réalise en prenant en compte l'objet dans son environnement. Une fois le but ou la cible identifiée, c'est la position de l'organe terminal (souvent la main) qui est identifiée selon les sources potentielles d'informations sensorielles disponibles (Shadmehr *et al.*, 2005). Ensuite, un vecteur de différence est établi entre l'organe terminal et le but. La théorie supportant ce processus repose sur l'hypothèse du codage vectorielle du but du mouvement (Flanagan et Rao, 1995; Wolpert *et al.*, 1995). L'intention du mouvement est alors planifiée par un vecteur de différence comprenant une direction et une amplitude (Gordon *et al.*, 1994).

Pour que la planification du geste soit correctement établie, il est essentiel que l'estimation de la position de l'organe terminal (effecteur) et de la cible soit réalisée de manière précise. En effet, lorsque l'estimation est perturbée, le vecteur de différence sera imprécis tout comme le geste qui va en découler (Sarlegna et Sainburg, 2007, 2009; Vindras *et al.*, 1998). Dans leur expérience, Vindras *et al.* (1998) ont mis en évidence que la visualisation de la main avant l'ini-



**Figure 9 :** Représentation schématique du processus de transformation de l'information sensorielle selon les différents référentiels ainsi que le principe d'intégration Bayésien. Figure extraite de *Sabes et al. (2011)*.

tiation du mouvement diminuait les erreurs d'atteinte par rapport à une situation où la main n'était pas visible. Les erreurs d'estimation de la position initiale mesurée étaient de même ordre que celles retrouvées en position finale. Ces résultats reflètent le fait que si l'estimation de départ est imprécise, le geste qui en découle le sera également. Cela sous-entend que le bon fonctionnement du système sensoriel comprend l'ensemble des sens utiles à l'estimation de la position de l'effecteur et de la cible, comme la vision, la proprioception, ou encore l'audition. Cette estimation précise des deux points déterminant le vecteur de différence est décrite comme une conséquence de l'intégration multimodale de l'information sensorielle (Sabes, 2011).

Dans sa revue, Sabes (2011) expose le principe selon lequel l'intégration multisensorielle se produirait en suivant un processus Bayésien. Dans un premier temps, l'information de la position de l'organe terminal et de la cible sont récupérées dans un système de référence qui peut être identique ou différent. Par exemple, si j'ai mon bras placé dans une position où ma main est hors de mon champ de vision, je suis quand même capable de définir la position de ma main dans un référentiel proprioceptif. Sabes (2011) parle de *body centered representation*. D'autre part lorsque la cible est dans mon champ de vision, sa représentation dans un référentiel rétinotopique (*retinotopic representation*) est directement accessible. Elle peut également l'être dans un référentiel proprioceptif mais cela demande une transformation de l'information. Par exemple la prise en compte de la position du regard va permettre de rapporter la cible à la position du corps. Cepedant, comme toute transformation, cela introduit de l'imprécision. Avant même l'intégration de cette information dans les centres supérieurs, Sabes (2011) décrit qu'une transformation de l'information est nécessaire pour que la position de l'organe terminal comme celle de la cible soit définie dans les différents référentiels des modalités sensorielles disponibles. Cela est illustré dans la **Figure 9** où les informations visuelles subissent une transformation pour être intégrées au référentiel proprioceptif et vice versa. Une fois que chaque élément est défini pour les différents référentiels, l'intégration finale de l'information sensorielle résulte d'une combinaison optimale de chaque référentiel avec une pondération qui dépend de la précision (variabilité) de leur contenu. Ce poids est défini comme inversement proportionnel à la variance associée à la modalité sensorielle. Par exemple, la pondération sur l'information proprioceptive concernant la position de la main sera d'autant plus importante (i.e. forte pondération) que l'information visuelle sera perturbé (en présence de brouillard) voire inexistante (dans le noir). Une des propriétés émergentes de ce type de traitement multiple de l'information est que le résultat permet d'obtenir une meilleure approximation de l'état du système en tirant le meilleur de chacune des sources d'information sensorielles.

En fonction de la situation et des conditions dans lesquelles le mouvement se produit, une modalité sensorielle peut avoir plus d'importance qu'une autre par rapport à sa fiabilité (Burns et Blohm, 2010). Cette hypothèse a été testée par l'étude de McGuire et Sabes (2009) dans laquelle les sujets devaient atteindre des cibles soient visuelles (disques sur un écran), soient proprioceptives (main opposée cachée) soient bimodales (main opposée visible). Les atteintes se faisaient dans deux conditions. Dans un cas la position de départ était visible et dans l'autre

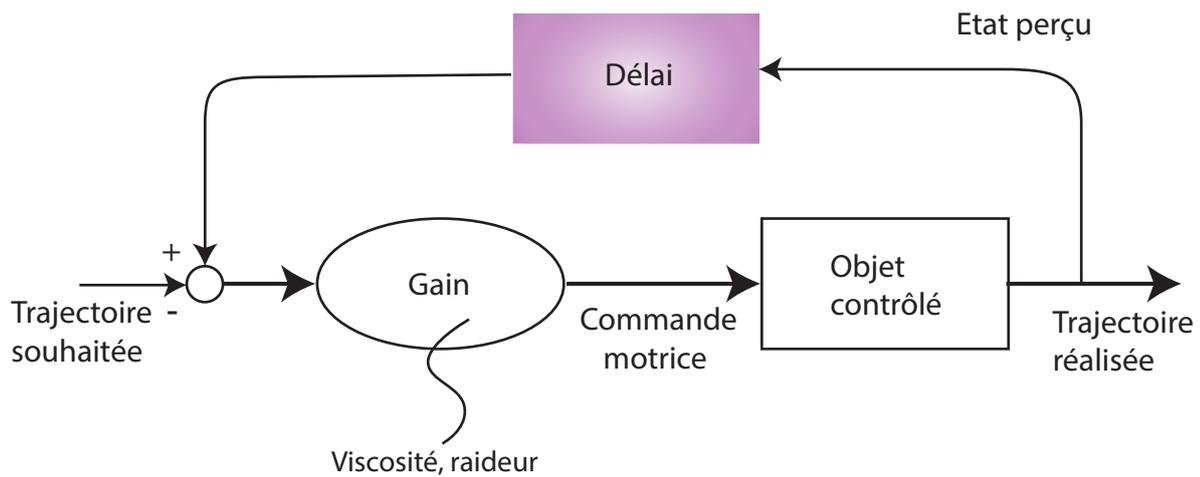


elle ne l'était pas. Cette condition de départ permettait de définir les comportements des sujets en deux catégories : « visuels » ou « proprioceptifs ». Les résultats indiquent que lorsque la main était visible au départ, l'estimation visuelle de la position était extrêmement précise. Sa variabilité étant faible comparée à l'estimation proprioceptive, l'intégration multi-sensorielle impliquée dans la planification du geste a donné plus de poids à la vision. Par contre, lorsque la main était invisible au départ, les informations provenant du référentiel visuel étaient moins précises que celles du référentiel proprioceptif. L'intégration donnait alors plus de poids aux informations provenant du référentiel proprioceptif. De la même façon, Sarlegna et Sainburg (2007) ont montré que la planification de la distance du mouvement vers des cibles visuelles accordait plus de valeur à la modalité visuelle lorsque l'effecteur était visible, comparé à la modalité proprioceptive. Elle accordait aussi plus de valeur à la modalité proprioceptive lorsqu'il s'agissait de cibles qualifiées de proprioceptives.

Lorsque l'on se place au niveau de l'implémentation selon Marr, les structures neurologiques mises en jeu lors de la planification vectorielle du geste sont décrites au niveau du cortex pariétal postérieur (Andersen *et al.*, 1997; Cluff *et al.*, 2015). Cette région est définie comme le point de rencontre des informations sensorielles impliquées dans l'estimation de la position du corps et de ses différents segments.

Nous venons de voir qu'il est essentiel que l'ensemble du système musculo-squelettique et neurologique soit intègre pour que le processus de planification du geste puisse se réaliser. Nous comprenons que les modifications morphologiques engendrées par l'amputation vont profondément modifier cette phase. Dans un premier temps, l'estimation selon le référentiel proprioceptif sera fortement diminuée du fait de l'absence d'une partie du membre et donc des récepteurs articulaires et cutanés nécessaires au transfert de l'information. Seul le référentiel visuel sera capable de déterminer précisément la position de l'organe terminal. D'autre part le fait que les moteurs des prothèses myoélectriques fonctionnent selon un contrôle proportionnel en vitesse fait que l'absence d'activité arrête le mouvement de la prothèse. De ce fait, sans la vision, il est impossible de connaître et d'estimer la position/configuration dans laquelle se trouve la prothèse. D'après les bénéfices apportés par l'intégration multisensorielle selon le modèle Bayésien, décrits plus haut, nous voyons que dans le cas de l'amputation, la planification sera perturbée du fait de la réduction des informations provenant du référentiel proprioceptif.

Après avoir présenté les théories et les processus neuronaux en jeu dans la planification vectorielle du geste, l'étape suivante est la transformation du vecteur de différence en une commande motrice permettant de générer le mouvement et d'atteindre la cible. La section qui suit aborde les différents modèles théoriques régissant la production et le contrôle du mouvement.



**Figure 10** : Modèle de contrôle par feedback. Dans ce modèle, la trajectoire réalisée est comparée à la trajectoire désirée. La différence entre les deux trajectoires est calculée ce qui permet de générer une nouvelle commande motrice en augmentant ou diminuant les inputs.

## 7 Réalisation et contrôle du geste

Nous avons vu dans la section précédente que la planification du mouvement du membre supérieur avait pour objectif de définir un vecteur de direction entre l'effecteur et la cible à atteindre (Hogan *et al.*, 1987) tout en ayant connaissance via une intégration multi-sensorielle de leurs positions respectives (Sabes, 2011). L'étape suivante va être celle de la transformation de ces informations en une commande motrice permettant la mobilisation du squelette et donc la production du mouvement. En plus de produire le mouvement fluide et précis, la commande motrice devra être capable de s'adapter en fonction des perturbations. Cette adaptation est notamment permise par la mise à jour permanente des paramètres de position de l'organe terminal et de la cible à atteindre permettant un ajustement et une correction rapide de la trajectoire. Cette correction peut survenir en cas de perturbation ou de changement de position de l'organe terminal et/ou de la cible. Cette opération nécessite l'utilisation de modèles internes permettant à l'homme d'interagir avec son environnement et donc de produire un mouvement tout en tenant compte des stimuli extérieurs et des contraintes propres à son système neuromusculo-squelettique (Vercher *et al.*, 2003).

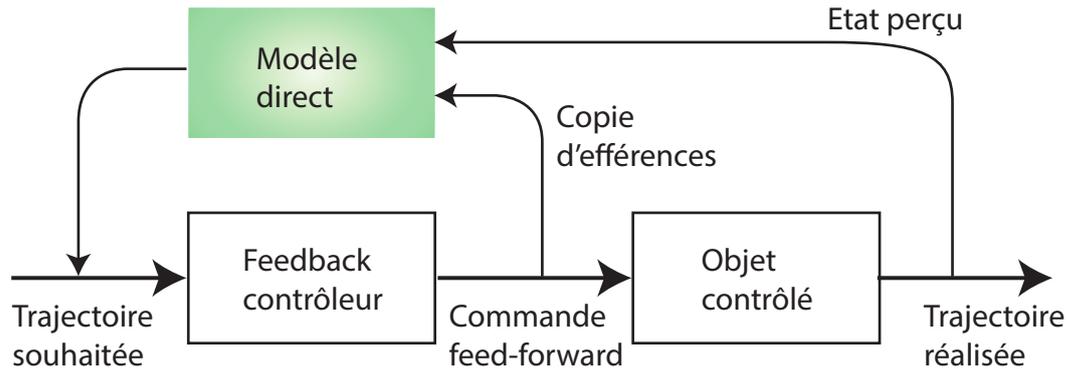
### 7.1 Modèle de feedback

Sous l'hypothèse d'une trajectoire planifiée à partir du vecteur de différences, un premier modèle de contrôle intégrant une simple boucle de rétroaction (*feedback*) propose que la trajectoire du mouvement réalisée est comparée à la trajectoire désirée/planifiée. La différence entre les deux trajectoires constitue l'erreur de mouvement. La nouvelle commande motrice est alors directement générée en fonction de cette erreur (**Figure 10**). Le mouvement est mis à jour à chaque fois que le retour sensoriel est traité. La critique de ce modèle vient de la notion de traitement du *feedback* et notamment de son délai. Ce type de modèle est couramment utilisé dans le domaine de l'informatique et de la robotique où les délais de traitement peuvent être relativement courts. D'un point de vue biologique, ces délais restent trop importants pour permettre un contrôle fiable à partir d'une simple boucle de rétroaction. Gomi et Kawato (1996) exposent que, dans un contexte de mouvement d'un bras, le délai du feedback de l'information visuelle est estimé entre 150 et 250 millisecondes (ms). Or, la durée du mouvement du bras peut aller de 150 ms pour un mouvement rapide à 500 ms pour un mouvement intermédiaire (Kawato, 1999). Le délai de traitement de l'information représente donc une part importante de la commande et une régulation rapide ne peut pas avoir lieu dans ce contexte. De fait, un mouvement rapide et fluide ne peut pas être exécuté sous le seul contrôle de ce type de modèle. De plus, Woodworth (1899) réfute l'hypothèse selon laquelle le contrôle sensori-moteur en ligne se fait uniquement sur la base des retours sensoriels perçus en montrant que pour des mouvements rapides, il n'existe pas de différence de précision entre la condition avec les yeux ouverts ou fermés. La présence du retour sensoriel, dans ce cas, ne permet pas d'améliorer la qualité du mouvement. Cela signifie que la commande motrice est générée en amont. Afin d'expliquer ce

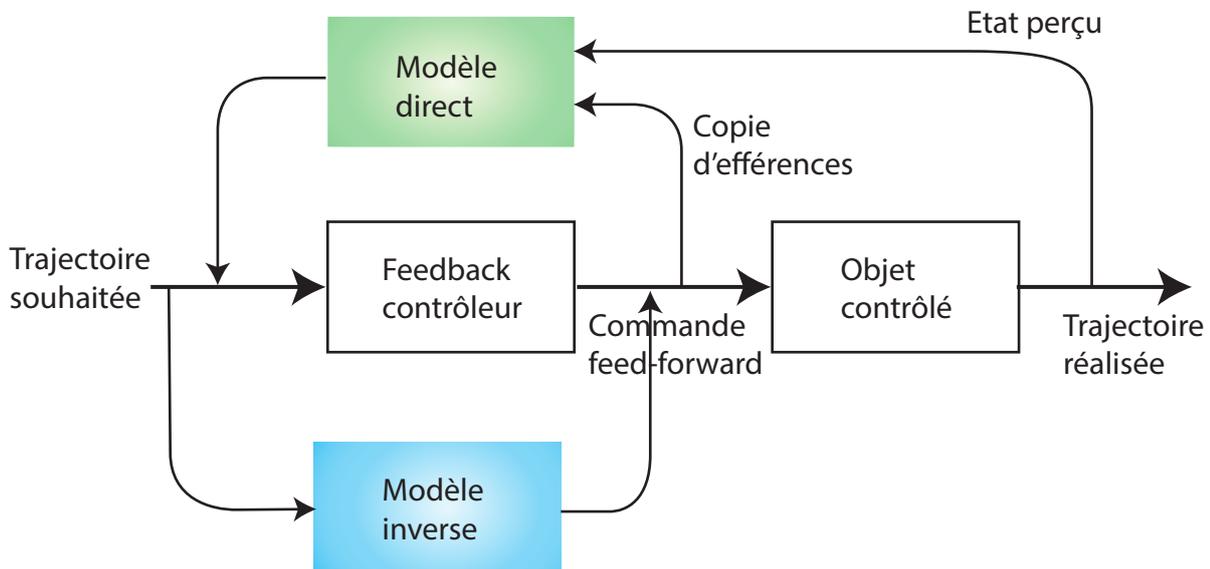
### A. Représentation du **modèle inverse**



### B. Représentation du **modèle direct / forward**



### C. Représentation du **modèle combinant modèle inverse et modèle direct**



**Figure 11** : Présentation des modèles théoriques du contrôle sensorimoteur. **A**, représente le **modèle inverse** qui permet de générer la commande motrice pour effectuer le mouvement désiré. **B**, représente le **modèle forward** intégré au sein d'un système de contrôle par feedback. Il permet de prédire les conséquences de la trajectoire résultant d'une commande motrice particulière. L'intérêt de ce système est l'implémentation d'un mode de contrôle en feedback sans latence. **C**, représente le **modèle combinant les modèles inverse et direct**. Schéma adapté de *Vercher et al. (2003)*.

processus la notion de modèle interne apparaît.

## 7.2 Modèle inverse

Le modèle inverse est un des premiers modèles internes décrit dans la littérature (**Figure 11 A**). Ce modèle explique comment la commande motrice nécessaire à la réalisation de la trajectoire peut être générée (Kawato, 1999). Pour une trajectoire souhaitée du bras, le modèle inverse permet le calcul de la commande motrice nécessaire à la réalisation de cette trajectoire en réalisant l'inverse de la relation normale entre la commande motrice et la trajectoire du bras qui en résultera. Les expériences utilisant les champs de force (Lackner et Dizio, 1994; Shadmehr et Mussa-Ivaldi, 1994) fournissent des évidences en faveur de l'existence de tels modèles. Lorsque les sujets réalisent une tâche d'atteinte pour aller d'un point A à un point B et qu'un champ de force est appliqué à l'insu du sujet, cela a pour effet de modifier la trajectoire initiale en comparaison avec ce qu'elle était en absence du champ de force. Les caractéristiques dynamiques du mouvement sont alors modifiées. Cette modification est visible du fait que la commande motrice générée par le modèle inverse n'est pas adaptée pour compenser la force qui est appliquée. Au cours des essais suivants, toujours en présence du champ de force, l'apprentissage se met en place et le modèle inverse intègre graduellement la combinaison de la dynamique du bras et du champ de force appliqué. Une fois la dynamique du champ de force complètement intégrée, la trajectoire est similaire à celle que l'on avait au départ lors des essais en absence de ce même champ. Lors des essais suivants, et lorsque le champ de force est soudainement retiré, le modèle inverse continue de générer une commande motrice intégrant la dynamique du bras et du champ de force. Par conséquent, cela produit une erreur dans la direction opposée. Cette erreur est caractérisée d'effet persistant (*after effect*) qui s'atténue à mesure que le modèle inverse intègre la nouvelle dynamique qui est uniquement celle du bras.

Dans un modèle purement inverse, où la commande motrice ne dépendrait que d'un processus en boucle ouverte, (i.e., *feedforward*, en absence de toute rétroaction), l'adaptation aux perturbations ne permet pas d'avoir un ajustement en ligne rapide au cours de chaque essai. Cela va cependant être rendu possible grâce au modèle direct (*forward model*) et à la notion de copie d'efférence que nous allons évoquer au paragraphe suivant.

## 7.3 Modèle directe (*forward model*)

Dans la continuité de la description des modèles internes, Miall *et al.* (1993) décrivent un modèle basé sur un contrôle avec la présence d'un *feedback*, mais intégrant la notion de copie d'efférence. Ils définissent ainsi leur modèle : «*le modèle interne est une représentation causale de l'appareil moteur qui mime son comportement. Il permet de prédire ce que l'effecteur va faire quand il recevra la commande motrice et délivre une estimation du retour sensoriel produit par le mouvement, et ce, sans délai*». Ils appellent leur modèle, le modèle direct (*forward*)



(Miall *et al.*, 1993). Ce modèle permet de prédire le résultat sensoriel attendu (conséquences de l'action) pour une commande motrice donnée pendant la réalisation du mouvement. Les conséquences sensorielles du mouvement produit sont traitées par une boucle de rétroaction (le contrôleur *feedback*) afin d'ajuster la commande en cours (**Figure 11 B**). De plus, ces prédictions peuvent être comparées avec les retours sensoriels réels et ainsi permettre de corriger la prochaine commande et d'améliorer sa performance avec le temps (Cisek, 2009). Le modèle *forward* présente donc plusieurs avantages. Il permet :

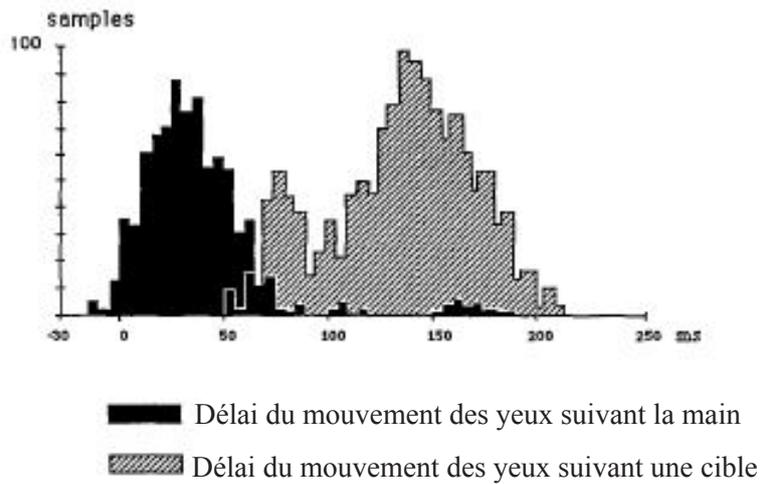
- d'avoir une estimation de l'état du système,
- de prédire les conséquences sensorielles du mouvement qui va être produit par la commande motrice,
- de comparer l'erreur de mouvement avec la différence entre les retours sensoriels prédits et réels,
- de mettre en place un apprentissage moteur et d'ajuster la commande afin d'augmenter la précision du geste et de réduire au maximum l'erreur produite.

D'un point de vue des structures neurologiques, la manifestation de ces copies d'efférences semblent être réalisées au sein du cervelet (Miall *et al.*, 1993; Wolpert *et al.*, 1998; Miall et King, 2008). Le cervelet serait le siège de deux types de modèles internes. Un premier modèle permettrait de prédire rapidement les conséquences sensorielles de chaque mouvement et un second introduirait une boucle de rétrocontrôle. Ce modèle permet la comparaison entre les prédictions et le feedback actuel des signaux provenant du corps. Le résultat de cette comparaison est alors utilisé à la fois pour corriger les erreurs mais aussi pour renforcer le premier modèle (prédictif) comme pour un apprentissage.

Une des critiques faite sur le modèle *forward* est que malgré ses capacités à prédire les conséquences des actions pour permettre des ajustements rapides de la commande, il ne décrit pas la manière dont la commande est elle-même générée.

#### 7.4 Combinaison des modèles *forward* et inverse

Wolpert *et al.* (1998) ont introduit un modèle combinant à la fois le modèle inverse et le modèle *forward* illustré par la **Figure 11 C**. Le modèle inverse a pour rôle de produire la commande motrice. Elle sera envoyée au contrôleur afin de générer l'activité musculaire nécessaire à la réalisation du mouvement, comme dans le modèle inverse classique. Ce qui change ici, c'est que ce même contrôleur envoie en parallèle une copie d'efférence de la commande motrice au modèle *forward* qui va prédire les conséquences sensorielles du mouvement. Ces informations sensorielles prédites pourront alors être utilisées pour assister le contrôle en ligne du mouvement à l'aide d'une boucle de rétroaction. L'ajustement du geste sera permise grâce à la comparaison entre les informations sensorielles prédites et perçues. Cette construction autorise ainsi la



**Figure 12** : Illustration du délai de mouvement des yeux pour une tâche de poursuite chez 5 sujets. Les données en noire représentent le délai pour le mouvement des yeux seuls suivant la main. Les données en gris représentent le délai pour le mouvement des yeux suivant une cible.  
 Figure issue de *Gauthier et al. (1988)*.

mise en place d'un contrôle adaptatif et d'un apprentissage. Cela permet notamment de gérer des mouvements nécessitant une coordination mettant en jeu plusieurs articulations et plusieurs groupes musculaires (Vercher *et al.*, 2003).

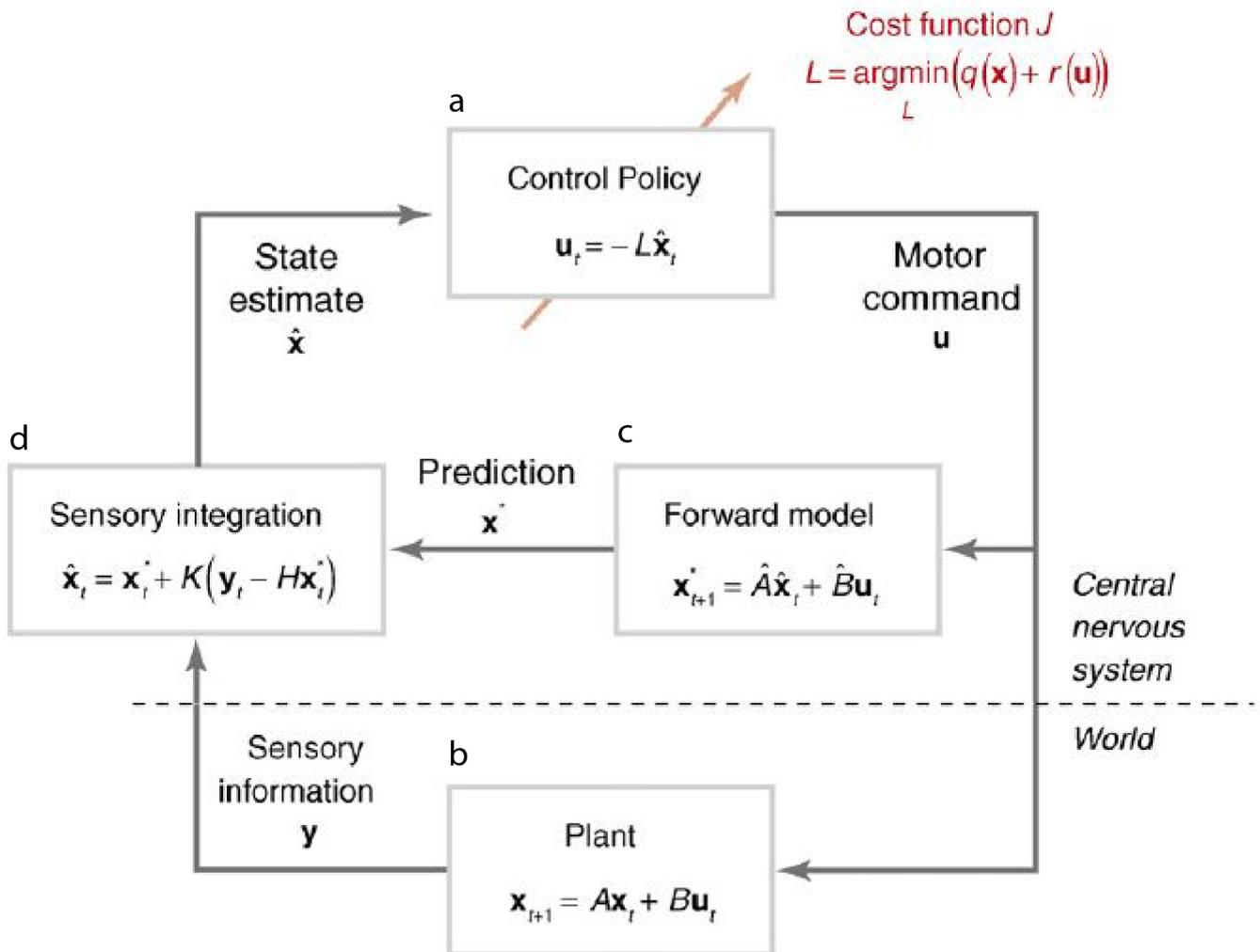
Cette notion a été mise en évidence dans les expériences impliquant une coordination entre l'œil et la main dans des tâches de poursuite de cibles (Gauthier *et al.*, 1988). Lorsque la cible à poursuivre est générée par le mouvement de la main du sujet, le délai entre les mouvements de la main et celui des yeux est plus court (voir nul) comparé au délai entre le mouvement des yeux et le mouvement d'une cible extérieure qui est d'environ 125 ms (**Figure 12**). La prédiction des conséquences du mouvement de la main en terme de position de la cible est envoyée au centre générateur des mouvements oculaires permettant de générer une commande sans délai dans la direction de la cible.

La combinaison de ces deux modèles semble permettre la génération d'une commande motrice et la régulation en ligne du mouvement de manière à réaliser la trajectoire souhaitée. Toutefois, les mécanismes précis du modèle inverse, qui est critique pour générer la commande motrice initiale, restent peu définis. D'une part, nous savons qu'il existe une redondance importante au sein de notre système neuro-musculo-squelettique nous permettant d'atteindre un même but de façons différentes (Bullock *et al.*, 1993), mais ce modèle ne nous explique pas comment le choix peut être fait entre plusieurs solutions de mouvement. D'autre part, le modèle direct n'explique pas comment l'ensemble des informations sensorielles sont intégrées et traitées. Les informations proprioceptives, visuelles et auditives arrivant avec des délais différents, les mécanismes qui sous-tendent leurs traitements restent à être déterminés. Nous voyons donc que plusieurs questions subsistent quant à la génération d'une commande motrice optimale.

Le modèle présenté dans la section suivante répond partiellement à ces questions en apportant deux modifications majeures. Premièrement le modèle inverse est remplacé par une politique de contrôle qui cherche à minimiser une fonction de coût. Elle (la politique de contrôle) transforme alors l'état courant du système en une commande motrice. Ainsi, la solution obtenue est unique, ce qui résout le problème de redondance. Deuxièmement, une intégration optimale des informations sensorielles perçues et prédites (à l'aide d'un modèle forward) est proposée afin d'optimiser l'évaluation courante de l'état du système. Cette estimation servira de base à la politique de contrôle. En proposant des mécanismes d'opérations précis apportant des réponses aux problèmes précédents, la théorie du contrôle optimal s'écarte un peu du niveau théorique de Marr pour s'approcher d'un niveau algorithmique plus opérationnel.

## **7.5 La théorie du contrôle optimal : Optimal Feedback Control Theory (OFCT)**

La théorie du contrôle optimal suppose que les systèmes biologiques apprennent à produire des mouvements selon des buts déterminés. Ces buts peuvent être définis par des fonctions de



**Figure 13** : Schéma du modèle de la Théorie du Contrôle Optimal avec Feedback (*Optimal Feedback Control Théorie*). La commande motrice produite est gérée par la politique de contrôle (a) responsable de minimiser la fonction de coût afin de trouver une commande optimale. L'état du système et son interaction avec l'environnement sont en permanence perçus (b – Plant) grâce à l'intégration des différents retours sensoriels. Ces retours sensoriels vont être comparés à ceux produits par la commande motrice via le modèle forward et la copie d'efférences (c). Les retours sensoriels prédits et réels vont être intégrés (d) et analysés selon un gain (K), afin de définir une unique estimation de l'état du système. C'est cette analyse de l'état du système qui servira au centre de commande dans la régulation du mouvement. Figure issue de *Diedrichsen et al. (2010)*.

coût qui comprennent à la fois le but à atteindre, mais également des critères de régulation qui pénalisent certains aspects physiologiques (internes) de la réalisation du mouvement, comme l'énergie dépensée, les oscillations ( *jerk* ) etc... (Diedrichsen *et al.*, 2010). Ce modèle théorique a notamment été développé pour expliquer la façon dont les mouvements coordonnés impliquant plusieurs membres et plusieurs groupes musculaires pouvaient être réalisés. Nous avons vu dans une section précédente qu'il existe une redondance permettant d'avoir plusieurs solutions motrices pour atteindre un même but (Bullock *et al.*, 1993; Bernstein, 1996). Pour répondre à cela et permettre de sélectionner une solution unique, la production d'un mouvement coordonné est alors vue comme une solution émanant d'un processus d'optimisation.

En effet, une des problématiques principales de la recherche sur la coordination est de comprendre comment et pour quelles raisons le système sensori-moteur utilise un nombre restreint de solutions parmi l'ensemble des possibles. La théorie du contrôle optimal propose que la politique de contrôle (**Figure 13a**) permette de générer la commande motrice optimale ( $u$ ) en transformant l'état courant du système ( $x$ ) de manière à minimiser une fonction de coût (fonction  $L$ ). Celle-ci peut notamment conduire à minimiser l'effort musculaire à fournir. Une fois la commande motrice envoyée, celle-ci va permettre de générer un mouvement engendrant des retours sensoriels ( $y$ ). En parallèle de la commande motrice, un modèle *forward* va générer les prédictions des conséquences sensorielles ( $x'$ ). Ces prédictions seront utilisées lors du traitement de l'information sensorielle.

Deux niveaux d'intégrations vont avoir lieu en ce qui concerne ces informations sensorielles. Dans un premier temps, celles provenant des différentes sources (vision, audition, proprioception) sont évaluées selon une intégration Bayésienne (multi-sensorielles) afin d'en extraire l'information la plus précise possible. Lors de cette intégration, le bruit présent dans chacune des sources d'information est minimisé par la pondération associée à la fiabilité de l'information provenant de cette même source. Autrement dit, plus la source d'information est fiable, plus le poids attribué à cette dernière sera important. Le processus inverse est réalisée pour les sources d'informations peu fiables, le poids qui leur sera attribué sera très faible. En conséquence, l'état du système sera établi avec les sources d'informations disponibles les plus fiables. Cette intégration suit le même processus que celui présenté dans la section sur la planification du mouvement permettant d'estimer la position de l'effecteur terminal et de la cible en fonction des différents systèmes de référence.

Une fois cette première intégration Bayésienne réalisée, l'estimation finale nécessite une étape supplémentaire. L'estimation de l'état courant du système est comparée avec les prédictions produites par le modèle *forward*. Un second processus de traitement de l'information est alors mis en place sur la base d'un filtre de Kalman. En sortie, l'estimation  $\hat{x}$  est donc le résultat de deux traitements sensoriels distincts. Un premier via une intégration Bayésienne provenant des différentes sources sensorielles et un second qui pondère les prédictions sensorielles et les sensations réelles selon un filtre de Kalman.



Une fois l'état du système estimé ( $\hat{x}$ ), cette information est envoyée au centre générateur de commande (*control policy*) qui transforme cette estimation en une commande motrice permettant de produire le mouvement optimal, c'est à dire en minimisant la fonction de coût.

Aussi intéressant et complet que ce modèle paraisse, il présente toutefois des limites. La première est, qu'il ne nous permet pas de faire le lien avec les structures neurales existantes. L'intégration sensorielle est ici représentée selon une seule boucle sensori-motrice, et pour un seul niveau d'intégration. Il ne prend pas en compte les différents niveaux de traitements de l'information sensorielle (médullaire et cortical) ainsi que les différents délais qui y sont associés (Cluff *et al.*, 2015; Scott, 2016). Dans le cas présent, cela s'apparente à un centre unique de traitement de l'information. Or, nous connaissons l'importance du rôle des boucles sensorimotrices de bas niveau dans leur rôle de régulation du mouvement (Loeb *et al.*, 1999; Tsianos *et al.*, 2011, 2014). La dynamique des réseaux spinaux et les latences des différentes boucles réflexes permettent notamment d'absorber les contraintes liées au mouvement ou d'éventuelles perturbations, et d'ajuster ce dernier avant même qu'il soit traité de manière consciente (Pruszynski *et al.*, 2016; Weiler *et al.*, 2019).

Une seconde limite concerne le stockage de l'ensemble des combinaisons possibles pour la génération de la commande motrice. La théorie du contrôle optimal exprime que la politique de contrôle (*control policy*), sélectionne une solution en minimisant une fonction de coût déterminée au préalable (Diedrichsen *et al.*, 2010). Face à l'étendue des différents patrons moteurs possibles pour la réalisation d'un geste, il est difficile de penser que l'ensemble des solutions soit stocké au niveau des centres supérieurs.

D'autres modèles et structures semblent apporter des éléments de réponses à cette contrainte, notamment avec la stratification des niveaux d'intégrations proposée avec le modèle hiérarchique (Loeb *et al.*, 1999; Li *et al.*, 2004). Ce modèle propose que la génération de la commande du geste soit répartie selon différents niveaux. Cela raisonne avec les activités des structures nerveuses impliquées dans la commande motrice. Prut et Fetz (1999) ont notamment montré que des interneurons spinaux présentent une activité bien avant l'exécution du mouvement, et que l'activité de ces neurones contiendrait des informations de direction et d'amplitude du mouvement. La commande motrice ne serait donc pas uniquement déterminée par les centres supérieurs.

Enfin, la théorie du contrôle optimal ne permet pas d'expliquer comment se met en place l'apprentissage d'une tâche. Elle part du postulat que les différentes solutions de mouvements coordonnés sont pré-établies et ne donne pas d'explications sur la manière dont le système sensori-moteur les développe. Cette problématique de l'apprentissage et de l'optimisation des systèmes sera abordée de manière plus précise dans la **partie 1** de cette thèse.

Avec la présentation de la théorie du contrôle optimal, nous nous sommes rapprochés du

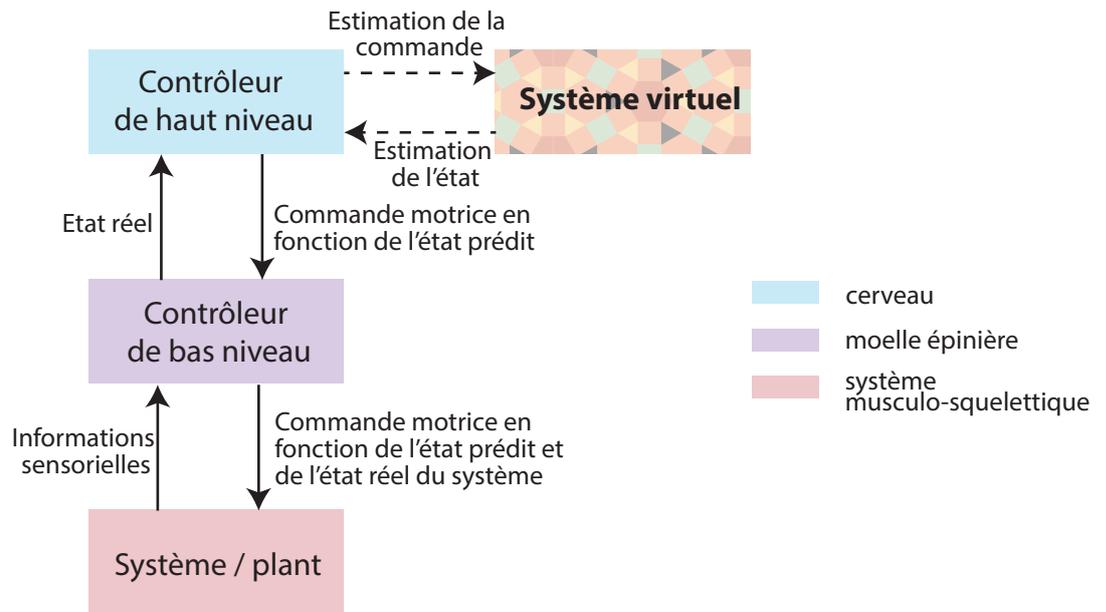


niveau algorithmique de Marr grâce à une modélisation opérationnelle des mécanismes de génération de la commande motrice et de sa régularisation en ligne. Cependant, nous avons vu que ce modèle est encore loin de la réalité physiologique. Il ne permet pas d'identifier les structures responsables de la réalisation des différentes étapes impliquées. Ce point va être abordé par le modèle hiérarchique. La modélisation de cette théorie se situe à un niveau intermédiaire entre l'algorithmie et l'implémentation selon les niveaux de Marr et Poggio (1976), de part la proximité avec les structures neurologiques impliquées.

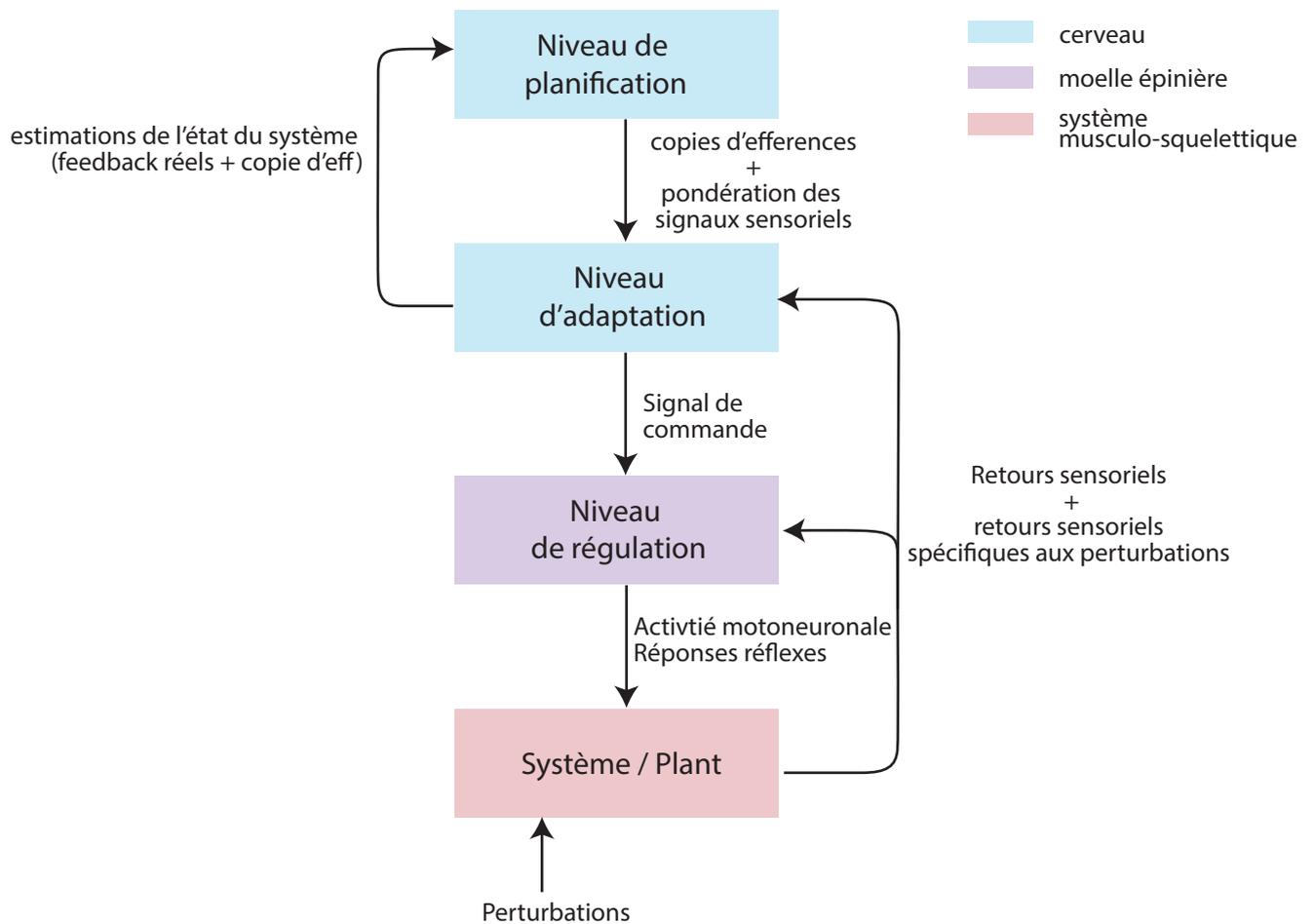
## 7.6 Modèle Hiérarchique

Lorsqu'on s'intéresse aux structures neurophysiologiques responsables de la réalisation d'un mouvement volontaire, plusieurs d'entre elles sont décrites comme intervenant à des niveaux différents (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005). La description courante est que la commande motrice est initiée au niveau des centres supérieurs (dont le cortex). L'influx nerveux alors produit va avoir une trajectoire descendante vers les centres de plus bas niveau dont la moelle épinière et les réseaux d'interneurones qui la composent. Ensuite, le signal ira en périphérie en passant par les motoneurones pour aller activer les muscles et produire un mouvement. En retour, les informations sensorielles cheminent dans un système en boucle fermée permettant la modulation de la commande. Cette description met en lumière l'aspect hiérarchique de la commande bien connue de la neuro-anatomie/physiologie.

Les modèles théoriques précédemment présentés ne rendent pas compte de l'interaction entre les différents systèmes/niveaux. Ils simplifient voire ignorent l'implication de structures comme les boucles sensori-motrices de bas niveau. Ces boucles sont alors considérées comme un point de relais et de transfert de l'information au lieu d'un centre permettant de traiter l'information sensorielle et de générer des commandes motrices nécessaires à la réalisation du geste (Loeb *et al.*, 1999). Afin de conceptualiser et modéliser la réalisation et le contrôle du mouvement d'une manière la plus proche possible de la réalité neurophysiologique, il est donc essentiel de considérer les différents niveaux auxquels la régulation intervient. Les travaux sur le contrôle moteur réalisés par Bernstein (1996) rapportaient que toute compétence motrice impliquait au moins deux niveaux de contrôle par feedback. Le niveau supérieur est alors considéré comme un niveau de direction. Il a pour rôle de suivre les progrès moteurs et de diriger le système biomécanique vers le but à atteindre. Le second niveau (niveau inférieur), a pour rôle d'apporter des corrections, des ajustements et des automatismes au système. Ainsi, le niveau inférieur apporte une aide non négligeable au premier niveau en le déchargeant de certaines fonctions. La mise en place d'un tel système permet de réduire la quantité de calcul nécessaire pour définir la commande motrice en la répartissant entre les différents niveaux. Cette approche permet également de gérer l'aspect redondant du système avec les différents niveaux qui jouent le rôle de filtre dans la génération de la commande motrice (Li *et al.*, 2004). En se changeant



**Figure 14** : Illustration de la structure du contrôle hérarchique de *Li et al. (2004)*.



**Figure 15** : Illustration de la structure du contrôle hérarchique de *Loeb et al. (1999)*.

des détails du mouvement, les niveaux les plus bas permettent de simplifier la tâche des centres supérieurs laissant au cerveau le rôle de gérer la commande générale

Plusieurs modélisations sont décrites dans la littérature intégrant plus ou moins de niveaux de contrôle. Li *et al.* (2004) proposent un modèle à deux niveaux (**Figure 14**). Ils s'inspirent de la théorie du contrôle optimal qui permet d'optimiser une fonction de coût, mais dans le cas présent, cela est réalisé par un système virtuel simplifié (*virtual plant*) située en parallèle du système hiérarchique. Le niveau supérieur du système hiérarchique s'occupe de produire une commande assez basique contenant des informations comme la vitesse, la position de l'organe effecteur ou encore les forces musculaires. Il reçoit le feedback de l'état réel du système et peut donc comparer cela avec la prédiction établie au sein du système virtuel. Cette comparaison est faite sur le même principe que le modèle *forward* précédemment présenté. La commande motrice passe ensuite du niveau supérieur au contrôleur de bas niveau qui s'occupe de générer l'activation musculaire afin de réaliser le mouvement désiré. C'est à ce niveau que la problématique de redondance et la gestion du bruit associé aux différents systèmes sensoriels seront gérées via un système qu'ils qualifient d'optimisation statique. A chaque pas de temps, une relation linéaire est obtenue entre l'activation musculaire et les variables calculées. Une optimisation est réalisée pour trouver l'activation musculaire minimale nécessaire à la réalisation du mouvement. Le réglage fin de l'activation musculaire n'est donc pas prédéterminé dans le niveau supérieur mais réglé de manière locale au niveau inférieur. Nous avons ici un modèle où les fonctions partagées permettent de réduire la charge de calcul. Ce système permet également de simplifier la gestion du feedback en ayant un premier filtrage au niveau inférieur. Ces travaux font échos à la revue de Scott (2016) détaillant les différents niveaux de réponses et les temps de traitement de l'information sensorielle au sein des structures du corps humain. Nous reviendrons plus en détails sur ces travaux dans la partie consacrée aux modifications de la commande motrice engendrées par l'amputation.

Un autre modèle proposé par Loeb *et al.* (1999) décrit un système à trois niveaux (**Figure 15**). Le niveau supérieur correspond au niveau de planification. Il a deux rôles principaux : établir les objectifs et mettre en place des stratégies d'actions grâce à la présence d'un modèle interne. Les informations de ce niveau vont ensuite à la partie adaptative qui appartient toujours au niveau supérieur. Cette partie intègre un contrôleur (réseaux de neurones) réalisant un apprentissage par un processus d'essai erreur envoyant différentes commandes et évaluant le résultat réel avec ce qui est prédit. En dessous se trouve le niveau intermédiaire qui représente le niveau médullaire. Il est appelé niveau de régulation et est formé d'interneurones. Ce niveau reçoit les informations provenant des niveaux supérieurs et du centre qui lui est inférieur. Il possède la capacité de traiter de manière rapide les informations sensorielles à chaque instant du mouvement afin de réguler le mouvement. Enfin, le dernier niveau est celui du système musculo-squelettique (*plant*) avec ses différents capteurs sensoriels. Les propriétés mécaniques



et physiques du système musculo-squelettique comme la viscosité et la raideur appliquent ici un dernier niveau de régulation au mouvement.

A travers ces deux exemples, nous voyons que chaque niveau hiérarchique inclut une partie de la régulation de la commande. Les tâches sont ainsi réparties entre les différents étages ce qui facilite la quantité et le temps de calcul dans chacun d'entre eux. Une avancée supplémentaire concernant les modèles hiérarchiques est apparue avec les travaux de Loeb concernant les propriétés intrinsèques des circuits spinaux dans la genèse de mouvements. Cela est notamment illustré par le travail de Raphael *et al.* (2010) où des mouvements du poignet sont produits sans oscillations dans différentes directions uniquement grâce à la dynamique des interneurons du réseau spinal et non pas grâce à une activation pré-déterminée des motoneurones. Dans ce travail, les commandes venant des centres supérieurs étaient de type tout ou rien (*step function*) et déclenchées de manière synchrone à 2 instants. Une première fois pour activer le réseau et une seconde pour lancer la commande du mouvement. Le réglage de la commande s'effectuait uniquement sur le niveau d'activation de la stimulation et la force de la synapse. La particularité de ces simulations était que l'activation des motoneurones Alpha, responsable de la production du mouvement lors de la seconde phase, n'étaient pas directement stimulés par les commandes descendantes. Leur niveau d'activation était le résultat de la dynamique des autres éléments du réseau. La production du mouvement avec une amplitude et une vitesse souhaitée apparaît ainsi comme une propriété émergente du système via un simple ajustement par essai-erreur. Cette capacité d'ajustement de la commande motrice vient de la transformation des retours sensoriels par le réseau d'interneurones permis grâce à la présence de boucles réflexes. Ce réglage fin, notamment celui du décours temporel, n'a donc pas besoin d'être stocké et appris au niveau des centres supérieurs.

La valeur ajoutée des modèles hiérarchiques présentés se trouve dans le fait qu'ils tentent de se rapprocher de la réalité des structures physiologiques. De cette façon, cela nous permet d'améliorer notre compréhension du contrôle sensori-moteur et du rôle des différentes structures. Deux points importants sont à retenir de cette approche hiérarchique. La première est la division des tâches et des responsabilités en fonction des différents niveaux permettant d'affiner la commande et d'apporter des possibilités d'ajustement rapide. La seconde est la prise en compte automatique des modifications de la commande due à la configuration du système musculo-squelettique (poids, viscosité, raideur) et/ou des propriétés mécaniques de l'environnement (gravité, frottement). Comparé aux modèles précédents, l'organisation hiérarchique s'affranchit d'un stockage trop important de l'information relative aux commandes motrices au niveau des centres supérieurs. Celle-ci est simplifiée du fait que chaque étage gère différents paramètres. Cependant, ces modèles n'apportent pas vraiment de réponse quant à la façon dont se réalise l'apprentissage de la commande. Nous pouvons alors nous interroger sur la manière dont ces systèmes se mettent en place au cours du développement. Une approche intéressante pour expliquer ces mécanismes nous vient de la robotique développementale. Nous allons présenter



ces mécanismes dans la section suivante. Cette approche explore le processus de développement à travers des techniques d'optimisation qui nous semblent pertinentes pour améliorer notre compréhension de la mise en place de la commande sensori-motrice et trouver les solutions de son contrôle sur la base de l'architecture hiérarchique précédemment décrite.

## 7.7 Développement et Apprentissage sensori-moteur

Dans les sections précédentes, nous avons présenté les modèles et les mécanismes en jeu qui permettent de réaliser, d'ajuster et de corriger le geste lorsqu'il est dirigé vers un but. Tous ces modèles sont construits selon une conception finie de chacun des éléments constituant et un caractère fixe et connu du système musculo-squelettique. Or, nous pouvons nous poser la question de la façon dont les centres supérieurs construisent cette représentation et associent l'activation de certains pools de neurones avec un geste bien précis. Pour que cette représentation se mette en place, cela passe nécessairement par une phase d'exploration. Cette exploration va apporter à notre système une base de représentation de nos actions et de notre corps dans l'environnement. L'exemple le plus marquant pour illustrer ce propos est celui du nouveau-né. C'est Piaget et Cook (1952), pionniers de l'observation du développement chez l'enfant qui ont décrit et proposé les stades de développement sensori-moteur. Dans leurs observations, ils rapportent que les enfants avant 8 mois réalisent des mouvements en essayant de reproduire ce qu'ils observent mais que ces mouvements arrivent par chance. A partir de 8 mois, les mouvements intentionnels vers les objets apparaissent. Ce sont ces observations qui ont inspiré plus tard les chercheurs Meltzoff et Moore (1997) pour introduire le concept de « body babbling ». Ce terme est un dérivé du « vocal babbling » que les enfants réalisent lorsqu'ils explorent les sons qu'ils produisent. L'exploration du système sensori-moteur semble suivre les mêmes concepts. Le body babbling est alors défini comme la période initiale où l'expérience est emmagasinée.

Des travaux plus récents sur l'étude des mouvements des enfants suggèrent que la réalisation des premiers mouvements est déjà une action dirigée vers un but. L'objectif du geste ne serait pas d'atteindre un objet, mais de simplement réussir le mouvement comme l'ouverture de la main ou de reproduire le geste réalisé une première fois. Le but est alors une composante intrinsèque/interne au sujet. Von Hofsten (2004) relève le fait que les enfants passent des heures entières à essayer différents mouvements. Ce sont ces essais qui façonnent leur apprentissage et leur représentation du corps. C'est cette motivation interne qui va permettre à l'enfant de maîtriser petit à petit des gestes simples puis de les complexifier par la suite (Oudeyer et Smith, 2016). Cette idée d'apprentissage par l'action (« *learning by doing*») est au centre du développement moteur chez les enfants. De manière étonnante, cette thématique de recherche est abordée par le champ de la robotique développementale. Les expériences mises en place les aident à améliorer le contrôle des robots, tout en permettant de rendre opérationnelles des hypo-



thèses sur le développement sensori-moteur de l'enfant. Elles permettent notamment de tester les théories d'apprentissage de l'enfant. La robotique développementale explore par exemple la capacité qu'ont les enfants à apprendre des gestes basiques en partant d'aucun acquis via des mécanismes d'exploration (Wolpert *et al.*, 2001). Pour cela, les chercheurs travaillent à modéliser les comportements des enfants en bas âges qui explorent leur corps et leur environnement.

Le principe qui guide les modélisations repose sur le fait que l'apprentissage par curiosité est basé sur l'amélioration de la prédiction motrice et donc de la diminution de l'incertitude vis-à-vis des commandes qui sont envoyées (Oudeyer et Kaplan, 2009). La répétition des mouvements permet aux enfants d'améliorer les prédictions vis à vis du mouvement qu'ils souhaitent réaliser. Ainsi, la commande motrice s'améliore d'essai en essai. Après un certain nombre de répétitions, la prédiction de la commande est assez bonne pour réaliser l'objectif et ce dernier est atteint. La récompense qui motive la réalisation du geste provient de la diminution de cette incertitude de la prédiction. C'est elle qui est le moteur de l'amélioration de la commande. Ce mécanisme interne de récompense les pousse à explorer d'avantage l'environnement et à engranger de l'information sur les fonctionnalités de leur système. Il les aide à se former une représentation des mécanismes d'action de leur corps. En un sens, ce mécanisme s'oppose au fait de chercher de l'information au service d'un but externe où la commande serait associée à l'objet et non à la fonction (Oudeyer et Smith, 2016).

Ces concepts ont montrés leur efficacité dans plusieurs travaux de robotique développementale dont celui de Oudeyer et Smith (2016). Dans cette expérience, un robot quadrupède qualifié d'apprenant était placé sur un tapis d'éveil pour enfant avec des objets à ses côtés. Il était pré-programmé avec des actions primaires qui engendrent des mouvements comme tourner la tête ou bouger une patte. A ses côté, un robot adulte était également présent. Il était programmé pour imiter le son du robot apprenant lorsqu'il interagissait avec lui. Lorsque le robot adulte répondait, cela signifiait qu'une interaction avait lieu et donc que l'action réalisée par le robot apprenant avait une conséquence. Le robot apprenant utilisait ses actions primaires et analysait leurs conséquences avec l'environnement. Cette exploration était guidée par un processus de maximisation du progrès. Les expériences qui augmentaient la qualité des prédictions avaient une pondération plus importante par rapport à celles qui ne l'augmentaient pas. Cette estimation de la réduction de l'erreur de prédiction était implémentée dans le programme comme étant la récompense intrinsèque. Le système de sélection des différentes actions avait donc tendance à explorer des activités ayant une forte récompense. Toutefois, le système de choix étant probabiliste, cela conduisait tout de même à l'exploration de différents gestes et autres modalités comme la réalisation de sons. Une « trajectoire de développement structurel » est ressortie de cette expérience. Cette trajectoire permettait au robot apprenant de maîtriser ses actions et leurs conséquences. Elle est décrite en 5 étapes :

1- Le robot apprenant produit des mouvements non organisés, en total exploration (body bab-



bling)

**2-** Le robot apprenant explore plus spécifiquement une action primaire sans qu'il y en ait une plus importante que les autres.

**3-** Le robot apprenant commence à comprendre que ses mouvements ont des conséquences sur son environnement mais il ne fait pas encore le lien de cause à effet, ni ne le fait de manière appropriée à la situation. C'est la notion de non affordance. Par exemple, il bouge un membre pour faire bouger un objet mais il n'est pas assez proche de l'objet pour le faire bouger.

**4-** Le robot apprenant interagit avec son environnement et analyse les réactions en conséquence. Il explore une à une les différentes actions primaires qu'il a développé.

**5-** Les actions primaires sont maintenant organisées de manière dynamique sur la base de mouvement permettant d'interagir avec l'environnement. Le robot apprenant a acquis différentes compétences par l'utilisation de ses actions primaires. Toutes ces actions d'interactions n'étaient pas programmées au départ. Grâce à l'exploration, l'apprenant a intégré qu'elles étaient les propriétés de son corps et la manière d'utiliser ses différentes actions pour interagir avec son environnement.

Ces résultats nous permettent d'appréhender la façon dont la représentation du corps et de ses actions avec l'environnement peut se mettre en place au cours du développement. Bien évidemment ce système n'est pas fixe et évoluera au cours du temps pour s'adapter aux changements de proportion du corps par exemple. Les algorithmes d'exploration utilisés sont particulièrement intéressants pour avoir une idée des capacités d'un système dans son ensemble et ce, sans but externe prédéterminé. Dans la **partie 1** de cette thèse qui s'attache à modéliser un réseau comprenant des boucles sensori-motrices de bas niveau, cette approche nous permettra d'avoir un a priori sur les capacités du réseau, et ensuite d'orienter les actions que nous lui demandons.

Après avoir exposé les différents modèles théoriques qui apportent des éléments de compréhension sur la génération et la régulation de la commande sensori-motrice, nous avons abordé un des mécanismes possibles de la mise en place de la représentation de notre corps et de ses actions avec l'environnement. Cependant toutes ces fonctions ont pour base commune l'aspect intact du système. Dans cette thèse, nous nous intéressons cependant à un cas bien particulier qui est celui de la personne victime d'une amputation du membre supérieur. Les modifications engendrées suite à ce traumatisme vont avoir des répercussions sur les différents niveaux du contrôle sensori-moteur. Plus le système musculo-squelettique va être modifié, plus le système sensoriel va, lui aussi, subir des modifications par l'absence de nombreux récepteurs musculaires, articulaires ou encore cutanés. Cela aura pour conséquence d'engendrer des modifications au niveau du système nerveux central à la fois au niveau médullaire et cortical. Dans la section suivante, nous allons aborder plus en détails les modifications structurelles et fonctionnelles induites par l'amputation et leurs conséquences sur la commande motrice.

**Tableau 2** : Classification des récepteurs sensoriels selon Erlanger-Grasse

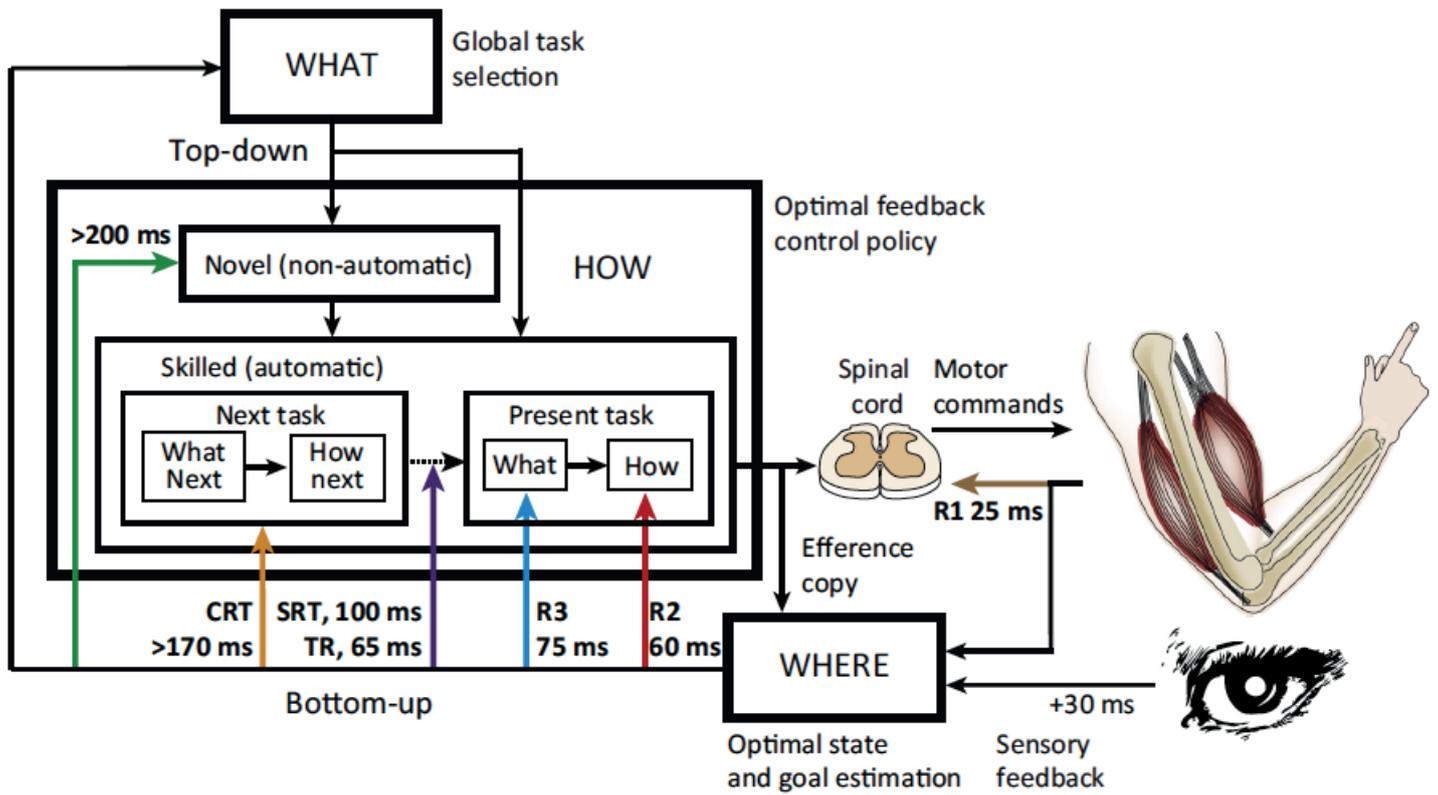
Type	Classification D'Erlanger-Grasse	Diamètre (μm)	Myéline	Vitesse de conduction (m/s)	Récepteur sensoriel associé	Type de récepteurs
Ia	Aα	13-20	Présence	80-120	Récepteurs primaires du fuseau neuromusculaire (terminaisons annulo-spiralées)	Propriocepteurs (variation de longueur du muscle)
Ib	Aα	13-20	Présence	80-120	Organes tendineux de Golgi	Propriocepteur (évaluent la force produite par le muscle et sont inhibiteurs du muscle homonyme ou synergique).
II	Aβ	6-12	Présence	33-75	Récepteurs secondaires du fuseau neuromusculaire – fibres nerveuses provenant des mécanorécepteurs cutanés	Propriocepteur (composante statique du fuseau neuromusculaire) Méchanorécepteurs pour la transmission des signaux cutanés (pression, friction, vibrations)
III	Aδ	1-5	Fine	3-30	Terminaisons nerveuses libres (douleur aiguës), récepteurs au froid	Méchanorécepteurs/ Thermorécepteurs et Nocicepteurs
IV	C	0.2-1.5	Absence	0.4-2.0	Récepteurs au chaud, intensité de douleur plus importante (qualifié de douleur secondaire)	Essentiellement Nocicepteurs et thermorécepteurs

# MODIFICATION DE LA COMMANDE SENSORI-MOTRICE DANS LE CAS D'UNE AMPUTATION

---

## 8 Modifications des réflexes de régulation

Lorsque la commande motrice descendante se propage dans les différentes structures centrales, le dernier relais se trouve dans la corne ventrale de la moelle épinière. A ce niveau, le motoneurone Alpha est stimulé. L'influx nerveux se propage ensuite dans le nerf moteur périphérique pour aller se connecter au muscle au niveau de la plaque motrice et déclencher une contraction. Le mouvement produit par cette contraction musculaire va engendrer de nombreuses informations sensorielles qui vont être récupérées et traitées par le système nerveux central. Ces informations proviennent à la fois du muscle, du tendon, de l'articulation, mais aussi de la peau. Elles cheminent de la périphérie vers le système nerveux central pour arriver au niveau de la corne dorsale de la moelle épinière via des fibres de différents diamètres. Ainsi, le système nerveux est informé en temps réel d'une multitude d'informations tactiles (surface, pression, température, etc...) et proprioceptives (longueur du muscle, tension, orientation de la main, des doigts etc...). Les principales fibres sensorielles avec leurs caractéristiques sont décrites dans le **Tableau 2** qui reprend la classification d'Erlanger-Grass. La production et la régulation d'un mouvement permis grâce aux boucles de rétroaction repose sur l'intégrité de chacun de ses éléments constitutifs. Un des aspects fondamentaux et extrêmement étudié dans le contrôle sensori-moteur est la manière dont nous utilisons le feedback sensoriel pour réguler nos mouvements (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005; Scott, 2016). Les afférences tactiles nous donnent des informations sur les caractéristiques physiques des objets comme la texture, la souplesse ou encore la température. Les informations proprioceptives, quant à elles, nous donnent des informations sur l'état de notre système et nous situent dans l'environnement (comment est positionné mon bras, quels sont les muscles qui sont en tension et ceux relâchés...) alors que la vision nous permet de nous situer et de situer l'objet à atteindre dans l'environnement. L'interaction de l'ensemble de ces systèmes sensoriels avec la commande motrice permet une adaptation rapide et automatique au cours du mouvement sans intervention des centres supérieurs. C'est le principe du régulateur spinal décrit dans les modèles hiérarchiques et notamment modélisé dans les travaux de Raphael *et al.* (2010). Cette notion de correction automatique du geste qui intervient au court du mouvement est illustrée par les différents réflexes mis en jeu suite à une perturbation mécanique. Dans l'ensemble des mécanismes de régulation automatique du

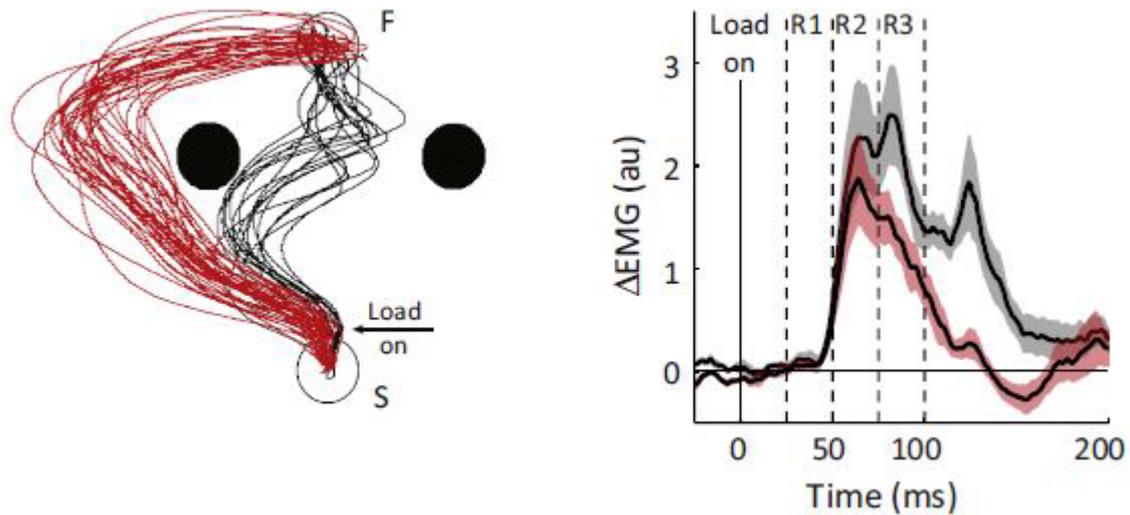


**Figure 16 :** Schéma de la division fonctionnelle du système moteur avec les latences rapportées aux différents réflexes. **R1** représente le réflexe myotatique qui ne dépend pas de la politique de la commande, **R2** et **R3** sont les réponses réflexes apparaissant suite à un étirement musculaire. Sont ensuite représentés les 3 temps de réactions «volontaires» qui permettent d’ajuster la commande. Image issue de *Scott et al. (2016)*.

geste, on retrouve les réflexes appelés réflexes autogéniques. Ils ont été mis en évidence dans des expériences où le geste était perturbé. Ils permettent de prendre en compte un certain degré de perturbation. Ils sont différenciables du fait qu'ils arrivent à des latences différentes et sont indispensables pour un contrôle sensori-moteur « sain » (Le Bozec *et al.*, 1987; Macefield *et al.*, 1996; Macefield, 2009; Tresilian, 2012; Scott, 2016). Le terme autogénique définit un réflexe qui, en réponse à l'étirement d'un muscle particulier, provoque une réponse contractile de ce même muscle. La réponse du muscle pour compenser l'étirement va donc comprendre plusieurs composantes avant qu'une réponse consciente volontaire apparaisse (Macefield *et al.*, 1996; Scott, 2016).

Le premier réflexe qui apparaît suite à une perturbation est la réponse M1 (aussi appelée R1 mais nous garderons l'appellation M). C'est le réflexe monosynaptique ou « *short latency reflexe* ». Il apparaît avec une latence d'environ 25 ms et est généré au niveau de la moelle épinière par une jonction monosynaptique entre la fibre Ia et le motoneurone Alpha (Le Bozec *et al.*, 1987; Scott, 2016; Weiler *et al.*, 2019) (**Figure 16**). Ce réflexe est décrit comme indépendant du but de la tâche mais peut changer en intensité en fonction de l'orientation des membres et des inputs provenant des muscles voisins (Weiler *et al.*, 2019). Cependant, ce réflexe est uniquement présent lorsqu'un étirement bref est provoqué au niveau du tendon et que les fibres Ia du fuseau neuro-musculaire fonctionnent correctement. Dans la situation d'une amputation, deux cas de figures sont présents. Soit le muscle a été complètement retiré lors de l'amputation. Dans ce cas, les fuseaux neuro-musculaires sont totalement absents et le réflexe est complètement aboli. Soit, nous sommes dans le cas du muscle résiduel qui n'est pas complètement retiré. Dans l'amputation humérale par exemple, la partie restante du biceps va être suturée avec le triceps pour remplacer son insertion distale et ne sera plus insérée sur le radius. Une partie des fuseaux neuro-musculaires sera donc absente mais pas en totalité. Lors de l'activation de la prothèse, la contraction musculaire sera réalisée de manière isométrique (avec quasiment aucun changement de longueur du muscle) du fait qu'il n'y a plus de mobilisation du squelette. Les deux points d'attaches proximaux et distaux restent fixes. L'information sur le changement de longueur du muscle est alors manquante. Les informations que renverront les fuseaux neuro-musculaires et les muscles résiduels sur la tension ne seront pas congruentes vis à vis de la commande motrice qui contrôle les mouvements de la prothèse. Dans les deux cas présentés, il s'avère que ce réflexe ne pourra donc pas être sollicité par le patient. Nous avons ici un premier niveau de régulation automatique du mouvement aboli.

A la suite du réflexe monosynaptique, le réflexe M2 arrive avec un délai approximatif de 60 ms. Il peut être évoqué par l'étirement du muscle comme pour M1 et par une stimulation tactile (Macefield *et al.*, 1996; Macefield, 2009) (**Figure 16**). Les travaux sur ce réflexe exposent qu'il impliquerait des mécanismes polysynaptiques au niveau de la moelle (Macefield *et al.*, 1996) et/ou des boucles transcorticales (Matthews, 1991). D'autre part, ces réflexes semblent de nature complexe car ils intégreraient des notions de propriété du corps, de l'environnement, ou



**Figure 17** : Exemple de schéma de correction en fonction du but. La partie gauche de la figure représente les trajectoires de la main d'un sujet lorsqu'une perturbation est appliquée en direction de l'obstacle (cercle noir) lors d'un mouvement allant de la cible de départ (S) vers la cible d'arrivée (F). La partie droite de la figure représente les réponses musculaires (EMG) obtenues du triceps pour les essais qui passent à droite (gris) et à gauche (rouge) de l'obstacle. Figure issue de *Nashed, J.Y et al. (2014)*.

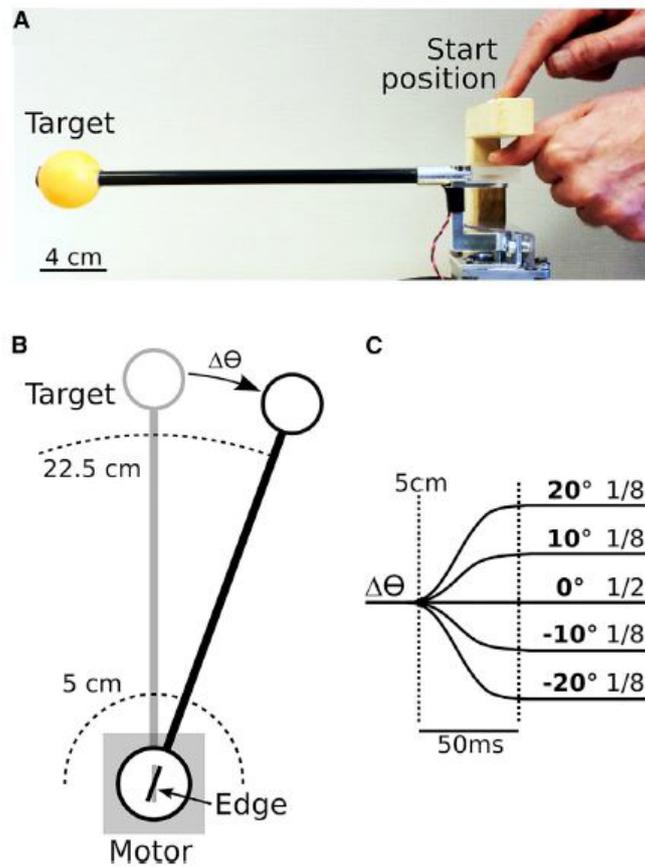
encore du but à atteindre (Scott, 2016). Les sources potentielles de ce réflexe ont été étudiées dans des travaux impliquant des patients avec une lésion des fibres sensorielles ascendantes au niveau de la moelle épinière. Les stimulations musculaires montraient la présence du réflexe M1 mais l'abolition de M2 (Marsden *et al.*, 1977), ce qui supporte l'hypothèse selon laquelle la latence de réponse de ce réflexe serait due aux fibres ascendantes et passerait dans des boucles transcorticales. Cependant, plusieurs arguments sont venus compléter ces résultats. Macefield *et al.* (1996) ont étudié la différence de réponse du réflexe dans une situation d'une stimulation tactile ou d'un étirement musculaire. Il en résulte que le réflexe provoqué par une stimulation tactile n'est pas facilité par la stimulation magnétique transcranienne alors que le réflexe provoqué via un étirement musculaire l'est. Les auteurs concluent que le réflexe M2 provoqué par une stimulation tactile ne serait pas nécessairement associé à des voies transcorticales. Macefield *et al.* (1996) proposent que le réflexe pourrait être dû à l'implication des afférences sensorielles secondaires du fuseau neuromusculaire qui ont une conduction plus lente.

Une autre étude met en lumière la survenue du réflexe M2 dans des expériences impliquant des tâches d'atteinte de cibles réalisées avec une contrainte temporelle (Nashed *et al.*, 2014). Dans ce travail, les auteurs réalisent une expérience où les sujets doivent atteindre une cible finale le plus rapidement possible. Lors de la réalisation du mouvement, celui-ci était dévié plus ou moins fortement. Cela avait tendance à amener le sujet vers une cible qu'il devait éviter. Lorsque la déviation était faible, les sujets appliquaient une correction et revenaient au centre pour atteindre la cible finale. Lorsque la perturbation était plus importante, la correction faisait qu'ils contournaient la cible pour la dépasser et ensuite retournaient vers la cible finale. La différence d'activité musculaire entre ces deux schémas moteurs est visible dès 60 ms (**Figure 17**) ce qui montre l'aspect automatique de cette correction.

Le dernier des réflexes décrit est le réflexe M3 qui arrive avec une latence d'environ 75 ms. Son origine n'est pas clairement défini chez l'Homme et le primate mais il serait là pour ajuster l'activité des motoneurons notamment pour compenser un changement inattendu du poids d'un objet lors du déplacement volontaire de celui-ci. Il passerait par des boucles réflexes de longue latence par des structures supra-spinales en cheminant notamment par le cervelet (Lee et Tatton, 1975).

Nous venons de voir que les réflexes autogéniques nécessitent l'intégrité du système musculaire et qu'ils sont provoqués majoritairement lors de l'étirement du muscle. Cet étirement n'étant pas présent chez la personne amputée, ces réflexes ne pourront pas être mis en jeu. Nous pouvons alors nous poser la question si ces fonctions devraient être intégrées de manière automatique dans les fonctions de la prothèse.

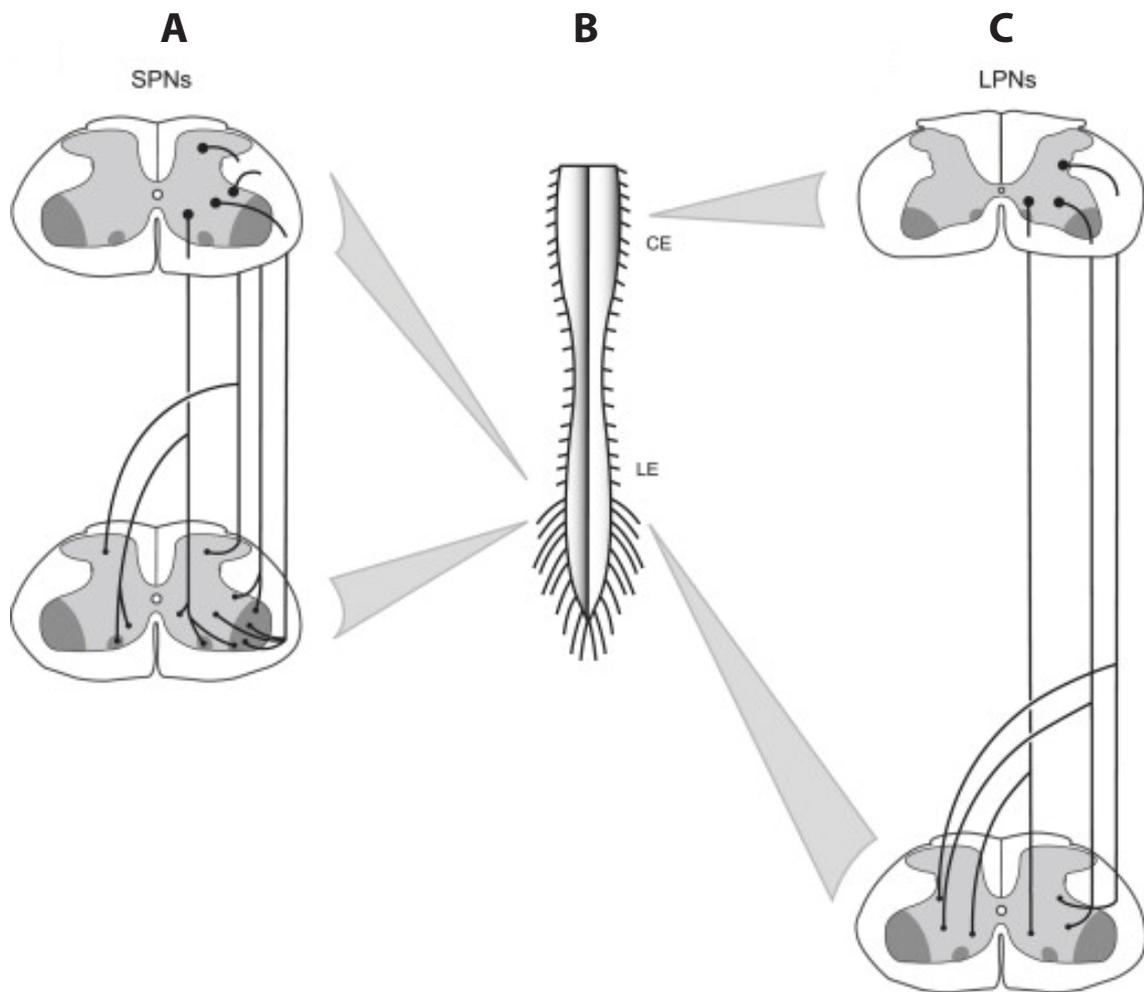
Un autre type de réflexe induit par les informations tactiles est celui de la détection de glissement d'un objet induit par l'application d'une force tangentielle à la peau (Johansson et Westling, 1984; Macefield et Johansson, 2003). Dans leur expérience Johansson et Westling



**Figure 18** : Présentation du dispositif expérimental de l'étude de Pruszinsky *et al.* (2016). **(A)** Montre une vue latérale du dispositif. Pour les essais avec perturbation, la cible se mettait à bouger lorsque la main avait avancé de 5 cm. Pour les essais avec la stimulation tactile, la vision était occultée jusqu'à ce que les sujets aient parcourus 22,5 cm. **(B)** Représente un schéma vue de dessus du dispositif. **(C)** Représente les différents déplacements possibles de la cible lors de l'expérimentation.

(1984) réalisent une tâche de contrôle de la force de serrage d'un objet glissant de manière inattendue d'entre les doigts où la traction de l'objet est provoquée par une masse. Elle engendre un réflexe de serrage avant même que l'action ne soit consciente. Là encore, l'information tactile de la main est absente chez les sujets amputés. Pour pallier ce manque fonctionnel, des systèmes automatiques commencent à voir le jour (Su *et al.*, 2015). Cette hybridation dans le processus de commande sensori-motrice pourrait permettre de recréer certains comportements perdus qui ne sont plus mobilisables par les patients. Cela se rapprocherait d'un comportement physiologique. Comme le souligne (Childress, 1980) il serait intéressant que le signal de changement de configuration soit transmis au sujet pour lui signaler la défaillance même s'il est automatique. Cela servirait alors de signal permettant au sujet de mettre en place un apprentissage vis à vis de l'objet qu'il manipule ou de l'environnement dans lequel il évolue.

En plus des réponses réflexes autogéniques, deux modalités sensorielles permettant d'induire des réponses volontaires rapides ont été étudiées. Il s'agit de la vision et du toucher. Dans tous les gestes impliquant une manipulation fine et précise, nous savons que la vision est extrêmement importante. Cependant, le traitement de l'information qui transite par ce canal sensoriel est habituellement considéré comme plus lent comparativement au feedback proprioceptif lorsqu'il s'agit de devoir corriger un mouvement (Scott, 2016). Le feedback proprioceptif va nous permettre de réagir de manière plus précise mais sera en conséquence moins rapide. Comme le montrent Pruszynski *et al.* (2016), les ajustements et la correction de la commande motrice peuvent être réalisés à l'aide des deux modalités sensorielles que sont la vision et le toucher. Dans une expérience où l'objectif était d'atteindre de cibles, le déplacement de celle-ci pouvait être détectée, soit de manière visuelle, soit de manière tactile. Les corrections de la commande engendré par l'une ou l'autre des modalités avaient des latences de 110 ms lorsque la détection était visuelle et de 90 ms lorsque la détection était tactile. Dans cette expérience, la cible était attachée au bout d'une tige de 30 cm fixée par sa base à une surface sur laquelle le sujet pouvait poser la pulpe de son index (**Figure 18 A**). L'objectif de la tâche était d'atteindre la cible le plus rapidement possible. Deux conditions étaient testées durant l'expérience. La première était la condition visuelle. Lors du mouvement d'atteinte dirigée vers la cible, quand la main du sujet avait parcourue une distance de 5 cm par rapport au point de départ, la cible se déplaçait de 10 ou 20° à gauche ou à droite avec une durée de 50 ms (**Figure 18 C**). La seconde condition était la modalité tactile. Les sujets avaient leur index positionné à la base de la tige sur un support circulaire (**Figure 18 A**). Ils portaient des lunettes à obturation. La tâche était la même qu'avec la condition visuelle. Les participants réalisaient un mouvement le plus rapidement possible vers la cible. Lorsque la main des sujets avait parcourue une distance de 5 cm, la cible se mettait en mouvement comme pour la condition précédente. La rotation était alors perçue par l'index de la main opposée et une correction rapide du geste était possible. L'obturation des lunettes se levait lorsque les sujets avaient parcouru une distance de 22,5 cm. Les résultats de cette expérience ont montré que des activités réflexes de correction arrivaient dans les deux conditions à



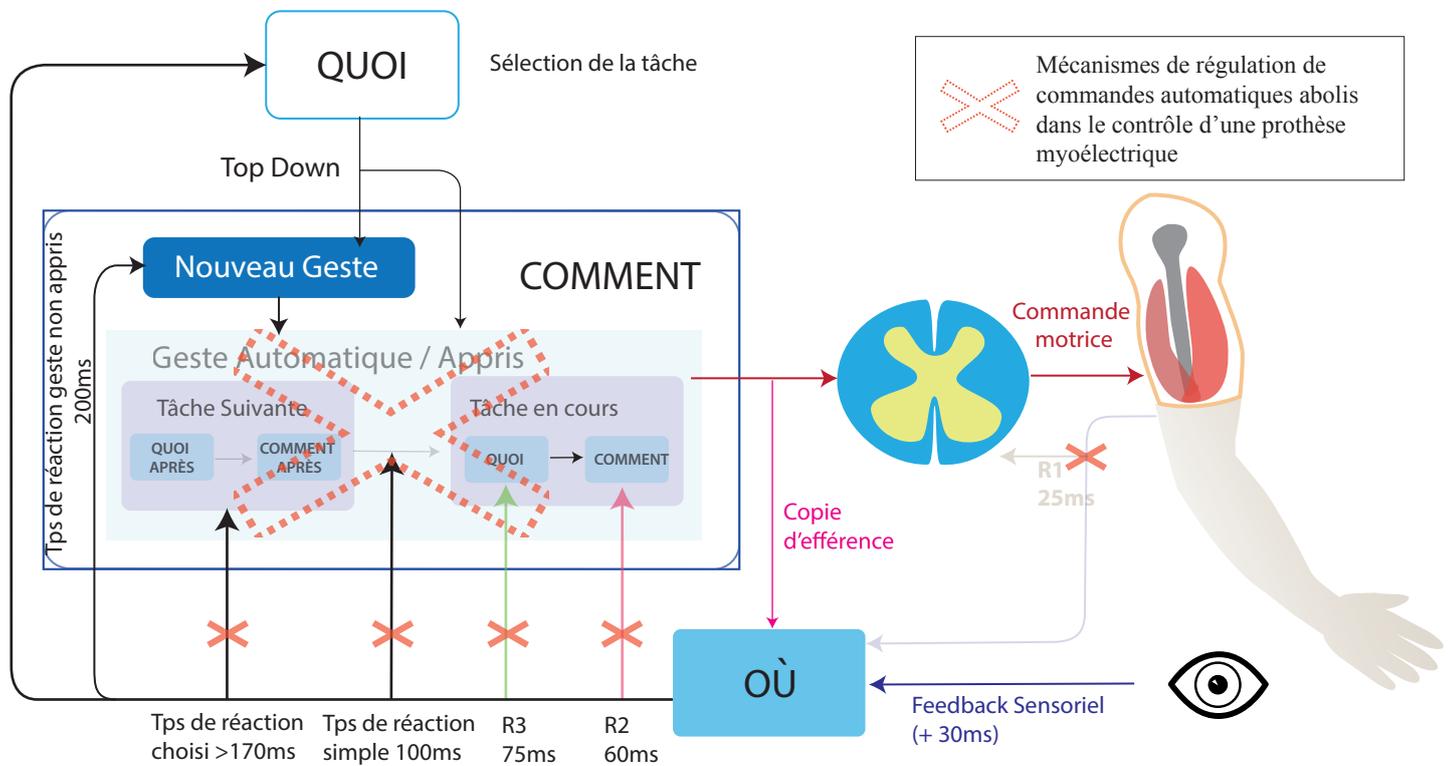
**Figure 19** : Schéma des voies propriospinales présentes dans la moelle épinière. **(A)** Représente les voies propriospinales courtes (SPNs pour short propriospinal neurons) où les connexions se font entre 1 et 6 étages médullaires. **(B)** Représente la moelle épinière avec les renflements cervicaux et lombaires (CE : cervical enlargement, LE : lumbar enlargement). **(C)** Représente les voies proprio spinales longues (LPNs : long propriospinal neurons) qui peuvent être ascendantes et/ou descendantes et projettent à plus de 6 segments médullaires. Schéma extrait de *Flynn et al. (2011)*.

des latences similaires et étaient spécifiques de la direction et de l'amplitude du déplacement de la cible. Cette expérience permet de mettre en avant des circuits réflexes tactiles, peu connus, et impliqués dans des tâches bimanuelles qui engendrent une réponse motrice légèrement plus rapide que celle obtenue avec la vision.

Au niveau de la moelle épinière, on retrouve d'autres structures neuronales mises en jeu dans les boucles réflexes de longues latences et incluant plusieurs groupes musculaires. Il s'agit du tractus proprio-spinal. Cette structure est composée d'interneurones entièrement contenus dans la moelle épinière (**Figure 19**). Décrite pour la première fois par Sherrington, elle est toujours étudiée pour son potentiel dans la récupération spontanée en cas de lésion partielle de la moelle épinière (Flynn *et al.*, 2011). Les projections des interneurones qui la constituent peuvent être ascendantes comme descendantes. Elles se situent sur plusieurs étages de manière ipsi ou contro latérales avec des projections sur les motoneurones qui peuvent être mono ou polyynaptiques (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005). Le rôle de cette structure a été mis en avant dans l'intégration et la régulation des influx provenant du tractus corticospinal et/ou des voies sensorielles. Ce rôle de centre d'intégration de l'information permet de synchroniser la commande motrice, et la transmission du feedback entre les différents étages médullaires. Cela permet un ajustement rapide du mouvement notamment dans les réflexes de longues latences impliquant plusieurs muscles (Illert *et al.*, 1981; Johansson et Westling, 1984; Macefield et Johansson, 2003; Pruszynski *et al.*, 2016; Weiler *et al.*, 2019).

L'activation du réseau proprio-spinal est également décrite comme active lors de la phase de préparation des mouvements (Flynn *et al.*, 2011; Prut et Fetz, 1999). Cet ajustement du réseau en vue de la préparation du mouvement est un des éléments permettant une réponse rapide de ce dernier. Reprise par G. Loeb dans l'étude des boucles sensori-motrices de bas niveau, nous la détaillerons le rôle de ces réseaux dans la **Partie 1** de cette thèse (Raphael *et al.*, 2010; Tsianos *et al.*, 2014). Afin de se servir des capacités de relais d'information, et connaissant son importance dans la régulation du mouvement, nous pouvons imaginer qu'il serait intéressant d'aller s'appuyer sur la simulation de ces réseaux pour réintroduire des réflexes de longues latences et potentiellement retrouver des capacités de régulation de la commande. Les structures spinales étant intactes chez les sujets amputés, la transmission de l'information sensorielle à travers cette structure, provenant de la prothèse pourrait permettre la sollicitation des réflexes de longue latence. Les EMG utilisés dans les prothèses aujourd'hui n'ont pas une résolution assez fine et précise pour récupérer ce genre d'activité mais la technologie existe et ce n'est qu'une question de temps avant qu'elle soit intégrée dans les prothèses.

Malgré l'importance de l'ensemble des réflexes présentés, aucune des prothèses actuelles n'intègre ce genre de fonction permettant une correction en ligne du mouvement. De plus, les capacités d'ajustement du patient vis-à-vis de sa prothèse sont fortement réduites du fait que toute information proprioceptive concernant l'état de sa prothèse soit absente (**Figure 20**),



**Figure 20 :** Schéma reprenant la **Figure 16** en l'adaptant aux modifications qui surviennent suite à une amputation du membre supérieur de type trans-huméral.

seule la vision lui permet de corriger son geste. A cela vient s'ajouter d'autres perturbations d'ordre neurologique ou physiologique comme des inflammations au niveau musculaire, des pertes de sensibilité au niveau du moignon, ou encore des douleurs causées par des névromes. Tous ces facteurs sont des freins supplémentaires à l'appropriation et l'utilisation effective de la prothèse par les patients. Aucune information sensorielle à part celle transmise par la vue n'est retransmise au patient. Cela a pour conséquence d'allonger le temps de réaction des sujets pour modifier leur commande. Dans ce contexte, les sujets amputés se retrouvent donc dans une situation assez similaire à celle des patients désafférentés. Or, on connaît l'importance de l'information proprioceptive du fait que les sujets aveugles peuvent avoir de très bon patrons moteurs. Ils peuvent pratiquer de nombreuses activités, alors que les personnes qui ont perdu la sensibilité tactile et/ou la proprioception sont extrêmement limitées dans les actions motrices qu'elles réalisent (Sainburg *et al.*, 1993). Une des priorités dans la recherche sur l'amélioration du contrôle des prothèses myoélectriques porte sur la manière de redonner des informations sensorielles du mouvement aux sujets afin qu'ils aient plus d'informations sur les actions en cours et plus de possibilités de régulation.

## 9 Modifications structurelles

Suite à l'amputation, des modifications plus profondes au niveau du système nerveux central apparaissent en grande partie liées à la plasticité neuronale. Des modifications au niveau de la moelle épinière ont été mises en évidence par des travaux étudiant le rôle du système nerveux central dans la gestion de la douleur neuropathique avec des modèles animaux (Flor *et al.*, 2006). L'hyperexcitabilité spinale est un phénomène général retrouvé lors d'une lésion nerveuse. Le premier facteur permettant d'expliquer ce phénomène est l'augmentation anarchique de la décharge du neurone sensoriel au niveau de la corne dorsale. Ce phénomène est concomitant à la réduction de son inhibition qui est due à la réduction de l'activité GABAergique et à la diminution du nombre de récepteur aux opioïdes (Woolf, 2004). De plus, ce phénomène induit une diminution du seuil de réponse aux stimuli douloureux, et la substance P initialement et uniquement transportée par les fibres  $A\delta$  et  $c$  va alors être transmise par les fibres  $A\beta$  qui sont de plus gros calibre (Ueda, 2006). En plus de cette hyperexcitabilité, la moelle épinière va être le lieu d'une dégénérescence des projections axonales, ce qui engendre un phénomène de désafférentation locale. Consécutif à cela, les régions de la moelle laissée vacantes par la désafférentation vont être envahies par les afférences des régions voisines (Devor et Wall, 1978). Une plasticité spinale apparaît donc en l'absence de stimulation des racines nerveuses de la zone amputée. Cette plasticité sera plutôt défavorable dans le sens où elle est probablement la cause de douleurs et notamment de la douleur du membre fantôme qui impacte la qualité de vie des patients et leur capacité d'utilisation de la prothèse.

En remontant au niveau supra-spinal, les différentes structures impliquées dans le contrôle



sensori-moteur vont elles aussi subir des modifications. Le thalamus, connu pour être le relais des voies sensorielles, va être directement impacté sous l'influence des projections venant de la moelle épinière, support de ces modifications. Cela engendrerait une réorganisation au niveau thalamique chez les sujets amputés, et notamment chez les sujets présentant des douleurs du membre fantôme (Davis *et al.*, 1998). Les autres structures comme le cervelet et le tronc cérébral ne sont pas ou peu évoqués dans les travaux portant sur l'étude des sensations ou de la douleur du membre fantôme. Cependant nous pouvons supposer que des modifications structurelles s'y produisent. En effet, le cervelet est souvent présenté comme le siège du modèle forward qui reçoit les copies d'efférences et réalise les prédictions des conséquences sensorielles du mouvement (Wolpert *et al.*, 1998). Puisque la physiologie du corps a changé et que des réorganisations sont retrouvées dans les structures qui projettent vers le cervelet et vers lequel le cervelet projette, il est fort probable qu'il soit également le siège de modifications. Toutefois, cela nécessite plus de recherches pour confirmer ou infirmer cette hypothèse.

Enfin, la structure la plus étudiée, siège de nombreux débats quant aux modifications qui y ont lieu, est le cortex cérébral (Flor *et al.*, 2006; Jiang *et al.*, 2015; Raffin *et al.*, 2016; Karl *et al.*, 2001). Les principaux changements décrits ont lieu au niveau du cortex sensori-moteur contro-latéral de l'amputation. Deux théories semblent s'opposer au sujet de l'implication de ces modifications dans les douleurs du membre fantômes. On retrouve le modèle de plasticité maladaptative décrit par Herta Flor (Flor, 2002; Flor *et al.*, 2006) et le modèle de représentation persistante décrit par Tamar Makin (Makin et Bensmaia, 2017; Kikkert *et al.*, 2018; Makin *et al.*, 2013). Le modèle de plasticité maladaptative soutient que l'intensité des douleurs du membre fantôme serait corrélée à l'envahissement des zones de représentation du corps, adjacentes à la partie du membre amputé au niveau du cortex sensori-moteur. Cela provoquerait une asymétrie de représentation entre les deux hémisphères. Cependant, ce modèle ne prend pas en compte la représentation du membre restant (Reilly et Sirigu, 2008). De manière contradictoire, les travaux de Makin *et al.* (2013) supposent que l'intensité de la douleur serait corrélée à la persistance de l'activité de la représentation du membre amputé plutôt qu'à une réorganisation des structures voisines. Les travaux de Raffin *et al.* (2016), montrent une asymétrie corticale qui semblerait aller plus dans la direction d'une réorganisation au niveau du cortex moteur.

Quel qu'en soit les causes, ces modifications topographiques vont dans le sens d'une diminution de la représentation du membre supérieur amputé. Cette réorganisation amène à se poser plusieurs questions sur son impact dans l'utilisation de la prothèse. Si la représentation des muscles amputés est diminuée, leur sollicitation pour l'utilisation de la prothèse va rendre l'apprentissage plus difficile. Est-ce que l'importance de la réorganisation corticale serait corrélée à la difficulté de contrôle de la prothèse? Et surtout, est-ce que la mise en place d'une prothèse peut engendrer une réorganisation inverse en redonnant un support au geste qu'il soit visuel et/ou proprioceptif via une substitution sensorielle? Une piste de réponse provient des travaux avec des patients ayant reçus une allogreffe où la représentation de la main avait retrouvé sa



place et sa dimension au niveau du cortex cérébral (Gazarian *et al.*, 2007; Giraux *et al.*, 2001).

Nous venons donc de voir qu'une amputation provoque des changements importants d'un point de vue physique, psychologique et neurologique. Les fonctions du contrôle sensori-moteur sont modifiées en profondeur et certains niveaux de contrôle comme les réflexes ne pourront pas être récupérés. Face à cela, les patients amputés doivent construire de nouveaux schémas moteurs en utilisant les muscles résiduels pour commander différentes fonctions pour lesquelles ils n'étaient pas initialement dédiés. Dans le but d'améliorer le quotidien des patients victimes d'une amputation, je me suis posé la question dans cette thèse de savoir comment, sur la base des connaissances théoriques et neurophysiologiques du contrôle sensori-moteur, et de ses modifications engendrées par l'amputation, pourrions-nous améliorer le contrôle myoélectrique ?



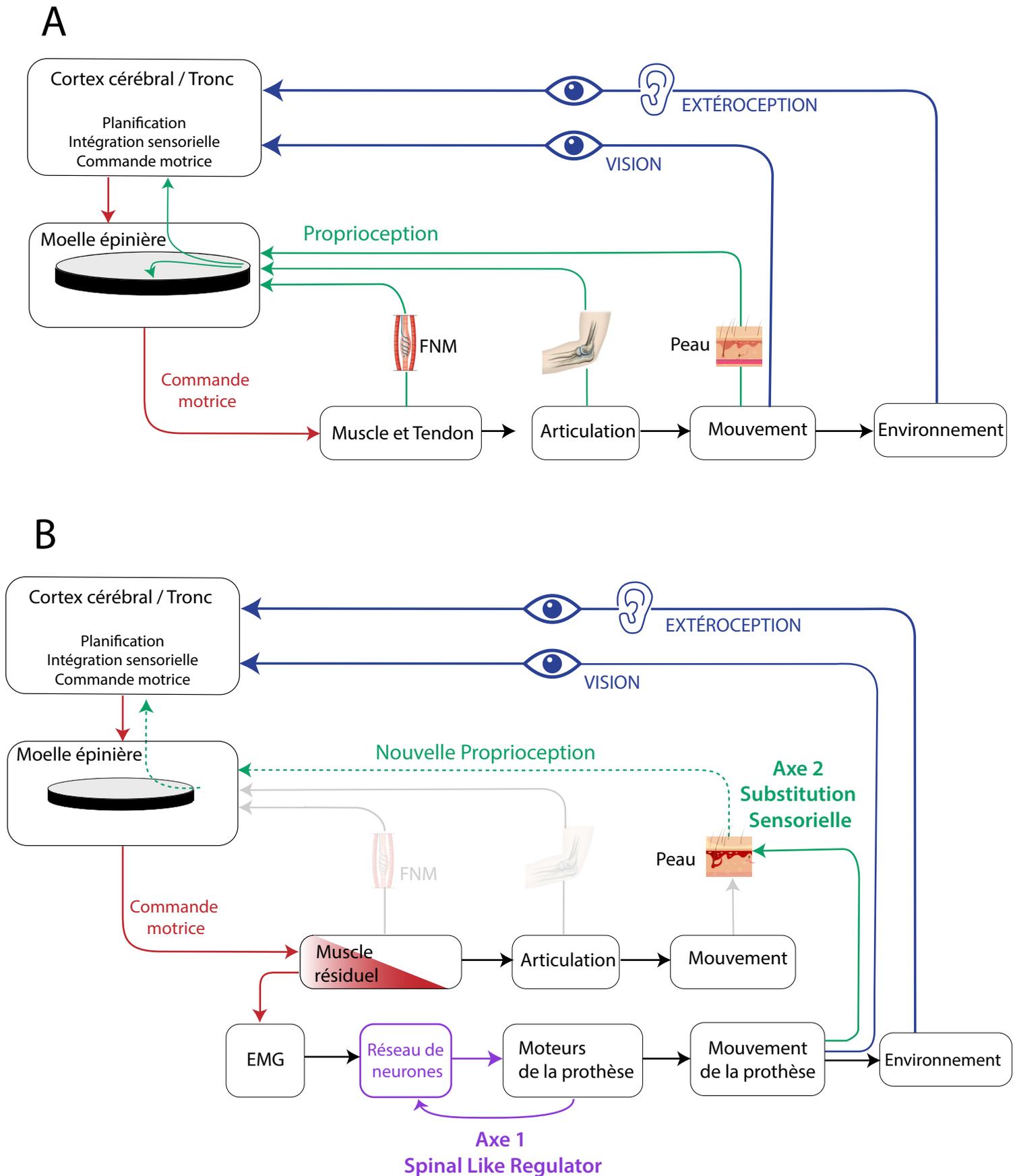
# OBJECTIFS DE LA THÈSE

---

La mise en place d'une interaction fidèle et efficiente entre l'Homme et la machine (ici une prothèse) requiert une connaissance des processus neuronaux régissant l'exécution et la régulation du mouvement, les besoins des patients et les manques à restaurer. Comme le disait Childress (1980) il y a déjà plusieurs années : « *le remplacement de la perte de fonction de la main ou du bras [...], est un des challenges les plus importants de la réhabilitation et de l'ingénierie médicale* ». Afin qu'un système en boucle fermée puisse répondre aux attentes et être correctement utilisé, celui-ci doit être en mesure de retranscrire différents processus de feedback regroupés en 3 catégories :

1. La présence de réflexes artificiels
2. Une supplémentation du feedback perdu
3. Un feedback de l'interface de contrôle

Dans ce travail de thèse, le travail s'est axé sur les deux premières catégories de feedback. La première catégorie soulevant l'importance de la présence des boucles réflexes a été abordée en étudiant l'activité des boucles sensori-motrices de bas niveaux et des interactions entre les éléments neuronaux les constituants. Ce sont eux, via notamment le fuseau neuromusculaire, les récepteurs tendineux et articulaires qui donnent l'information sur la vitesse d'exécution du mouvement, sur la position articulaire ou encore sur la force produite. Une compréhension accrue de la manière dont ce système utilise ces informations permettrait la mise en place d'une réponse aux perturbations plus rapide voire automatique qui pourrait être détectées et corrigées par le système de contrôle de la prothèse pendant la réalisation du mouvement. Le deuxième axe se veut d'étudier la supplémentation du feedback perdu en cherchant à re-coder la proprioception de l'articulation du coude pour la redonner au sujet par une stimulation vibrotactile comme l'avait initié Mann et Reimers (1970) dans les années 70. Cette supplémentation du feedback perdu est un des éléments clés de la commande de la prothèse en apportant des informations complémentaires sur l'état du mouvement en plus du feedback visuel.



**Figure 21: (A)** Représentation schématique des structures impliquées dans le contrôle sensori-moteur chez un sujet sain. L'importance des retours sensoriels est illustrée par les messages qui arrivent des différentes structures. **(B)** Représentation schématique du contrôle sensori-moteur modifié par l'amputation. Les deux axes de travail de la thèse sont insérés afin de mettre en avant les apports que cela implique dans l'amélioration de la commande myoélectrique.

## 10 Axe 1 : Exploration d'un réseau de neurones reproduisant les propriétés des boucles sensori-motrices dans la génèse et le contrôle du mouvement

Il est souvent présenté que l'ensemble de la dynamique de recrutement des muscles qui guide la réalisation d'un geste est préprogrammée au niveau du cortex et est explicitement retrouvée dans les commandes descendantes (Hallett *et al.*, 1975; Scheidt et Rymer, 2000; Lillcrap et Scott, 2013; Kargo et Nitz, 2003). Ces hypothèses sont basées sur d'anciennes expériences où la séquence d'activation musculaire était parfaitement réalisée lors d'un mouvement balistique. Le temps de réalisation était trop court pour que celui-ci puisse être corrigé par un feedback et puisse changer le programme moteur (Hallett *et al.*, 1975).

Au niveau biologique, nous savons que certains patrons d'activations musculaires sont stockés mais cela concerne seulement des tâches très spécifiques. Cependant, les mécanismes expliquant leurs fonctionnements sont encore très mal compris. L'idée que le cerveau pouvait stocker une base de données de l'ensemble des gestes réalisables a vite été abandonnée face à la capacité de stockage que cela demande. Comme le soulève Loeb *et al.* (1999), au lieu de chercher à garder en mémoire l'ensemble des patrons moteurs de manière très précise, il est préférable que le cerveau face usage de sa capacité limitée de stockage en allouant sa mémoire aux mouvements les plus importants pour l'organisme et les plus fréquemment utilisés. Selon le modèle hiérarchique et au vue de l'ensemble des structures neurophysiologiques impliquées dans le contrôle du geste, une partie de la réalisation de la commande est laissée sous le contrôle des structures sous-corticales dont boucles sensori-motrices de bas niveau.

Un des objectifs de ma thèse était d'explorer les capacités d'un réseau de neurones construit sur la base des boucles sensori-motrices de bas niveau dans un contexte de réalisation d'un mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras pour des amplitudes et des vitesses de mouvement différentes. Afin de nous permettre de réaliser cela, nous avons mis en place un modèle neuro-mécanique comprenant le modèle musculo-squelettique du bras aux dimensions et propriétés humaines, relié à un réseau de neurones. Ce réseau comprenait les principales boucles d'interneurones décrites dans la littérature. Les simulations que nous avons menées avec ce modèle évoluaient dans un environnement gravitaire. L'ensemble de ce travail représente à l'**axe 1** présenté dans la **Figure 21**. L'objectif est de reproduire et réintroduire les fonctions physiologiques des boucles sensorimotrices de bas niveau dans la gestion et le réglage du mouvement. Les boucles réflexes composées d'interneurones spinaux étant fortement impliquées dans les fonctions de régulation du mouvement (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005; Tsianos *et al.*, 2011), l'intégration de leurs propriétés au sein de la gestion du contrôle de la prothèse pourrait permettre de s'approcher d'un fonctionnement plus physiologique. Les tâches et les responsabilités dans ce type de commande serait alors partagées. Cela met en avant la complexité de



la relation et de l'interface entre l'Homme et la machine. Les fonctions réflexes qui peuvent être modélisées pourraient être intégrées au fonctionnement des prothèses tout en informant l'utilisateur lorsqu'une telle activité est déclenchée. Certaines modalités de ce genre sont déjà à l'étude notamment pour la détection de la douleur par le toucher (Osborn *et al.*, 2018) ou encore la détection du glissement d'un objet avec, en réponse, l'ajustement rapide de la force de préhension (Su *et al.*, 2015). Ces différentes propriétés permettraient, une fois intégrées dans le schéma de contrôle de la prothèse, de rendre les interactions avec l'environnement plus physiologiques.

Dans la première partie de cette thèse nous allons d'abord introduire les intérêts de la modélisation en recherche et les différents types de réseaux de neurones qui peuvent être utilisés pour les systèmes complexes du type de notre réseau spinale couplé à un modèle biomécanique réaliste (**Chapitre 1**). Ce chapitre fera également l'objet d'une présentation plus approfondie du réseau de type SLR que nous avons utilisé. Nous présenterons ensuite l'environnement de simulation neuro-mécanique AnimatLab et la manière dont nous avons construit notre modèle (**Chapitre 2**). Une partie importante du développement de notre réseau se retrouve dans le réglage des paramètres des différents constituants dont le fuseau neuromusculaire. Le **Chapitre 3** est ensuite dédié au réglage du codage de l'information sensorielle afin que le réseau soit en capacité de prendre en compte les variations à la fois statiques et dynamiques du mouvement. Nous aborderons ensuite les différents outils d'optimisation que nous avons utilisés pour évaluer les capacités de production de mouvement de notre réseau (**Chapitre 4**). Dans ce chapitre, nous discuterons des résultats obtenus et notamment des interactions que nous avons découvertes entre certains paramètres du réseau et leur influence sur le comportement. Enfin, le dernier chapitre (**Chapitre 5**) mettra en perspective les résultats obtenus avec les évolutions à apporter à notre réseau ainsi que les implications que ce type de réseau pourrait avoir dans l'amélioration de la commande des prothèses myoélectriques de membre supérieur.

## **11 Axe 2 : Intégration sensori-motrice et mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle vibrotactile**

Nous avons décrit en introduction le processus continu qui se déroule lors de l'exécution de la commande motrice. Le mouvement réalisé est en permanence détecté, évalué et recalibré par l'ensemble des récepteurs sensoriels présents dans notre corps via un système d'intégration multisensoriel incluant les différents sens que sont la vision, la proprioception, ou encore le toucher. Les boucles sensori-motrices en place dans ce processus sont essentielles pour que le contrôle des mouvements se fasse de manière rapide et précis. Ces boucles sont également impliquées dans le processus d'apprentissage et d'adaptation aux changements de l'environnement. L'importance de cette intégration multimodale est mise en évidence chez les patients

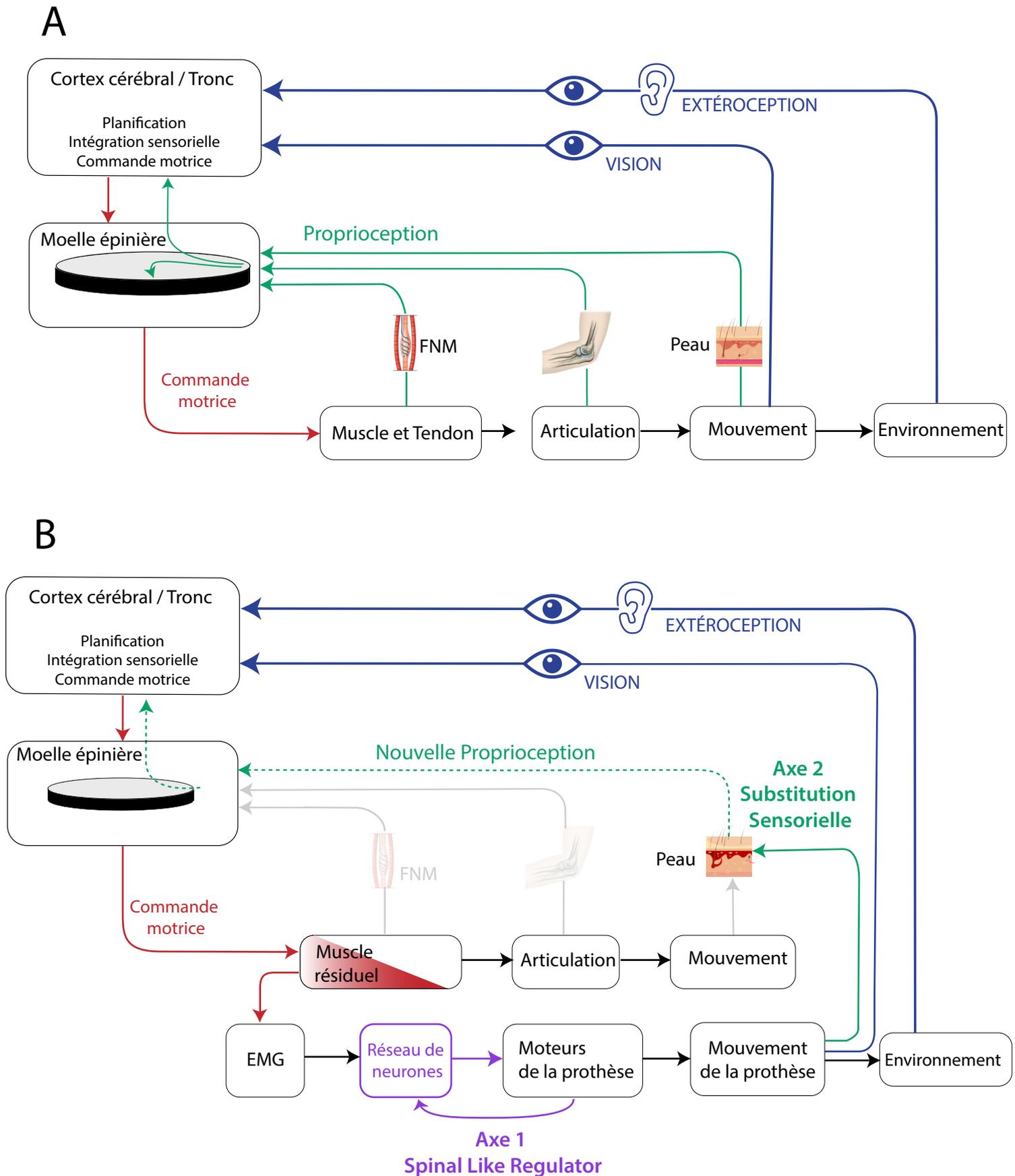


désafférentés où l'absence de feedback sensoriel augmente fortement la charge mentale lors de la réalisation de la tâche, même lorsque les centres responsables de la commande motrices sont intacts (Ingram *et al.*, 2000). Cependant, malgré les évidences sur l'importance de cette intégration multisensorielle (Bach-y Rita, 2004; Oviatt *et al.*, 2004; Vercher *et al.*, 2003) et le besoin de feedback pour la réalisation de tâches de la vie quotidienne (Østlie *et al.*, 2012), les prothèses myoélectriques utilisées aujourd'hui prennent uniquement en compte l'aspect moteur de la commande avec un contrôle en boucle ouverte de type *feedforward*. Le retour sensoriel est alors sous le seul contrôle de la vision.

D'un point de vue clinique les améliorations récentes des prothèses présentées au début de l'introduction montrent à quel point, la possibilité de mouvement a considérablement augmentée. Face à cela, la mise en place d'un feedback sur l'état de la prothèse ne semble plus être une option mais un besoin essentiel pour l'utilisateur afin qu'il puisse commander les différents mouvements sans un effort mental excessif (Jiang *et al.*, 2012a). Depuis plusieurs années, des approches permettant de retranscrire une sensorialité artificielle sont testées dans des conditions expérimentales en laboratoire. Il s'agit notamment des travaux sur la substitution sensorielle initiés par Paul Bach-y-Rita (Bach-y Rita, 1983; Childress, 1980). Les premiers concepts de substitution sensorielle sont apparus en cherchant à recréer ou suppléer une sensorialité perdue par une autre modalité sensorielle. Le succès d'un tel changement et l'adaptation qui en découlent sont démontrés par l'utilisation du langage braille par de nombreuses personnes présentant une déficience visuelle. Les pionniers de ce concept ont cherché des applications pour la majorité non invasives au moyen de stimulations électrotactiles ou vibrotactiles. Ces dernières années certaines techniques invasives ont fait leurs apparitions avec des modèles d'implantations d'électrodes au niveau des nerfs périphériques ou au niveau du cortex sensoriel (Antfolk *et al.*, 2013; Saal et Bensmaia, 2015).

Le développement et la mise en place d'un système de substitution sensoriel en vue de redonner au patient des informations proprioceptives constitue l'axe 2 de cette thèse (**Figure 21**). Malgré une augmentation des travaux évaluant différents aspects et techniques de substitution sensorielles (Witteveen *et al.*, 2012b, 2013) ces pratiques ne sont pas assez souvent évaluées dans un système dynamique et dans des tâches fonctionnelles. La deuxième partie de cette thèse présente les étapes de développement ainsi que les expérimentations réalisées avec notre dispositif vibrotactile.

Afin de développer cet axe de recherche, nous nous sommes focalisés sur l'articulation du coude. Ce choix a été motivé pour plusieurs raisons. Dans un premier temps, nous avons vu que l'amputation du membre supérieur au niveau huméral était la plus courante selon le rapport de la HAS. Ensuite, la proprioception a été décrite comme un des sens les plus importants à redonner au patient (Krueger *et al.*, 2017). De plus, la flexion et l'extension du coude sont des mouvements fonctionnels et essentiels, notamment pour amener les aliments à la bouche (Alcid *et al.*, 2004; Gutowski et Orenstein, 2000). Enfin ces mouvements ne présentent qu'un degré de liberté. Cela rend les modélisations moins complexes pour commencer, contrairement à la main



**Figure 21: (A)** Représentation schématique des structures impliquées dans le contrôle sensori-moteur chez un sujet sain. L'importance des retours sensoriels est illustrée par les messages qui arrivent des différentes structures. **(B)** Représentation schématique du contrôle sensori-moteur modifié par l'amputation. Les deux axes de travail de la thèse sont insérés afin de mettre en avant les apports que cela implique dans l'amélioration de la commande myoélectrique.

ou au bras complet.

D'après les taux d'abandons présentés, en partie dû à la complexité d'utilisation des prothèses (Østlie *et al.*, 2012), nous pensons que l'aspect intuitif du signal envoyé durant le mouvement réalisé, permettrait de réduire les efforts de concentration à fournir par les patients. Il pourrait les aider à augmenter l'utilisation de leur prothèse à la fois en qualité et en quantité.

Les modifications morphologiques engendrées par l'amputation font que les patients doivent réapprendre la manière de réaliser un geste qui était à la base automatique. Ce changement de schéma moteur implique le recrutement de muscles initialement non dévoués à la nouvelle fonction, ce qui rend le processus d'apprentissage long et souvent peu efficient. De plus, la quantité importante d'informations sensorielles produites durant le geste est absente. Les patients doivent uniquement se fier à la modalité sensorielle restante : la vision. Afin de répondre à cette problématique de contrôle et au manque de retour sensoriel, nous avons repris la manière dont fonctionne les prothèses. Nous avons récupéré l'activité des muscles résiduels pour contrôler les mouvements de flexion/extension du coude en ajoutant la mise en place d'un contrôle en boucle fermée grâce à l'ajout d'un signal vibrotactile. La mise en place de ce système et son évaluation font l'objet de la **partie II** de cette thèse.

Dans cette partie nous avons donc souhaités apporter des éléments de réponse à plusieurs questions quant au développement et à la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle. Après avoir introduit la problématique du manque de retour sensoriel chez la personne amputée (**Chapitre 6**), les caractéristiques physiologiques et mécaniques des stimulation vibrotactiles sont abordés (**Chapitre 7**). Le chapitre suivant décrit une première expérimentation évaluant les capacités perceptives des sujets sains et des patients avec une amputation du membre supérieur au niveau huméral (**Chapitre 8**). Cette expérimentation évaluait la discrimination spatiale et la perception de l'intensité de la stimulation impliquant 4 dispositions de vibreurs différentes et plusieurs paramètres de stimulation (durée et intensité). Nous nous sommes ensuite intéressés à différents modèles de vibreurs miniatures que nous avons comparés entre eux sur la base d'une tâche de discrimination spatiale **Chapitre 9**. Enfin, après avoir déterminé les aspects techniques relatifs aux vibreurs, et aux caractéristiques de vibrations, nous avons testé notre dispositif de substitution sensorielle dans une tâche d'atteinte de cibles où les sujets sains comme les sujets amputés étaient évalués dans différentes conditions de feedback incluant la vision, la stimulation vibrotactile, la combinaison des deux et une dernière condition sans feedback. Dans cette expérimentation, le signal vibrotactile donnait l'information de l'angle du coude et indirectement celle de la main par rapport à la position de la cible. L'ensemble de cette expérience est décrite dans le **Chapitre 10**. Dans cette expérience nous avons souhaité évaluer l'aspect intuitif du codage de notre message sensoriel, la facilité de contrôle développé avec nos EMG, et la manière dont les sujets s'appropriaient les nouvelles informations vibrotactiles. L'ensemble du travail de cette partie s'inscrit dans l'objectif de réintroduire une sensorialité perdue en vue d'améliorer le quotidien des patients (**Axe 2 Figure 21**).



PREMIÈRE PARTIE

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE DE BRAS  
VIRTUEL CONTRÔLÉ PAR UN RÉSEAU DE  
NEURONES DE TYPE *Spinal Like Régulator*  
EN VUE D'OPTIMISER LE CONTRÔLE DES  
PROTHÈSES MYOÉLECTRIQUES

---



# INTRODUCTION

---

D'une façon générale, le système nerveux permet aux animaux d'interagir avec leur environnement. Cette interaction est bi-directionnelle car le système nerveux permet à la fois de percevoir et d'agir. La relation d'interdépendance entre action et perception fonctionne en boucle fermée permettant l'ajustement permanent des mouvements et la perception à chaque instant des stimuli de l'environnement. La question est de savoir comment le système nerveux s'organise pour produire un mouvement répondant aux contraintes de l'environnement et intégrant les caractéristiques telles que la vitesse, l'orientation ou encore la stabilité? Nous avons vu dans l'**introduction générale** que ce processus se réalise en rassemblant et analysant les informations sur les interactions du corps avec l'environnement grâce aux différents sens (Sabes, 2011). Le système nerveux est alors capable de générer de nouvelles commandes motrices qui seront la source de nouveaux comportements. Cette triple interaction entre l'environnement, le corps et le système nerveux est la clé pour la gestion efficace des comportements moteurs (Chiel et Beer, 1997).

Dans la **partie I** de cette thèse, nous nous intéresserons aux circuits spinaux impliqués dans cette triple interaction, définis par les boucles sensorimotrices de bas niveau dont une des fonctions est d'assurer un certain degré d'automatisme dans la gestion des gestes (Loeb *et al.*, 1999; Li *et al.*, 2004). Plus précisément, cette partie est consacrée à une modélisation dans le cadre d'une approche hiérarchique du contrôle sensori-moteur et à l'étude des capacités de l'étage médullaire. Pour aborder ce sujet, nous avons réalisé des simulations de réseaux de neurones basées sur une organisation biologique.

De manière plus spécifique, le travail mené durant cette thèse avait pour but de mieux comprendre l'utilisation des retours proprioceptifs dans la commande motrice. Cette compréhension pourrait nous permettre d'intégrer les phénomènes de régulation au sein des prothèses de membre supérieur. En effet, les réseaux de bas niveau sont fortement impliqués dans la gestion automatique et rapide de certaines régulations et ajustements du mouvement. Plusieurs travaux ont abordé ce sujet, notamment au niveau de la main. On retrouve les actions de saisie d'objets. Par exemple, Su *et al.* (2015) ont inclus dans le contrôle des prothèses l'ajustement automatiquement de la force de serrage suite à la détection du glissement d'un objet entre les doigts. La mise en place de boucles conscientes (de plus longues latences) pour ce genre de régulation serait bien trop lente et ferait échouer la tâche (objet qui tombe, ou bien serrage trop fort).



C'est dans une approche assez similaire que nous abordons la régulation du contrôle des mouvements de flexion du bras de différentes amplitudes et différentes vitesses. Notre objectif ici est de mieux comprendre le fonctionnement des boucles sensori-motrices de bas niveau, et les éléments principaux contribuant à la régulation du mouvement.

## 1.1 Les apports de la modélisation

Les travaux sur l'analyse des mouvements et de leur ajustement sont depuis de nombreuses années étudiés sous différents aspects (Tresilian, 2012; Hogan *et al.*, 1987). L'apport de la biologie, des neurosciences et de l'électrophysiologie a permis de décrire les circuits neuronaux responsables de ces comportements (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005). Cependant, les liens entre les activités du système nerveux et les mouvements produits restent encore largement incompris. Lorsque l'on s'intéresse au contrôle du mouvement, la compréhension est plus difficile car les mécanismes en jeu sont à la fois neuronaux et biomécaniques. Il est alors indispensable de prendre en compte le codage des grandeurs physiques que sont les forces, la position, la vitesse du mouvement, etc. Il est essentiel de pouvoir identifier les transformations des activités au sein du réseau qui aboutissent aux activités musculaires responsables de la production de mouvement.

Afin de répondre à cette problématique, la modélisation et la simulation neuromécanique permettent d'étudier les interactions entre (i) le système nerveux, (ii) l'appareil musculo-squelettique et (iii) l'environnement (Cofer *et al.*, 2010). L'implémentation des réseaux de neurones sensori-moteurs, des propriétés biomécaniques du système musculo-squelettique (dans son environnement) et des interactions entre systèmes nerveux et musculo-squelettique, permet de simuler les bases fondamentales de comportements biologiques comme la production d'un geste. Il est alors plus facile de comprendre et d'étudier le rôle des éléments des circuits neuronaux et leur impact sur le comportement produit. Dans le travail présenté dans ce chapitre, nous avons utilisé le logiciel libre AnimatLab fonctionnant avec Windows®. C'est un logiciel de simulation neuromécanique qui autorise la mise en place d'un modèle neuronal couplé à un modèle biomécanique. Les deux systèmes sont liés avec d'une part l'activation des muscles par les motoneurons, et d'autre part la transmission des modifications mécaniques induites par l'activité des muscles (ou par des perturbations extérieures) aux éléments du réseau. Ainsi, Le réseau est en permanence à jour des conséquences (cinématiques) de son activité dans l'environnement.

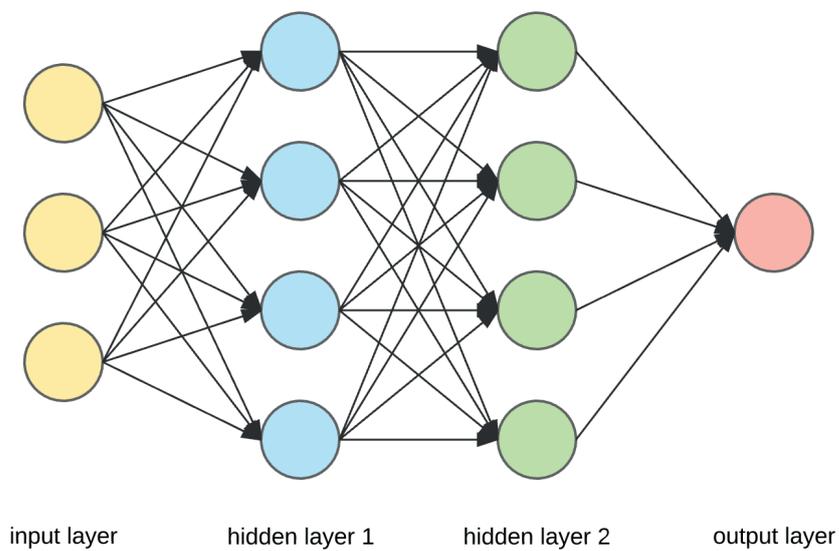
## 1.2 Concept de SLR

Le système neuronal que nous avons utilisé est inspiré de ce que l'on connaît des boucles sensori-motrices de bas niveau. Les différents réseaux et groupes de neurones présents au niveau médullaire sont étudiés depuis de nombreuses années (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005). Les

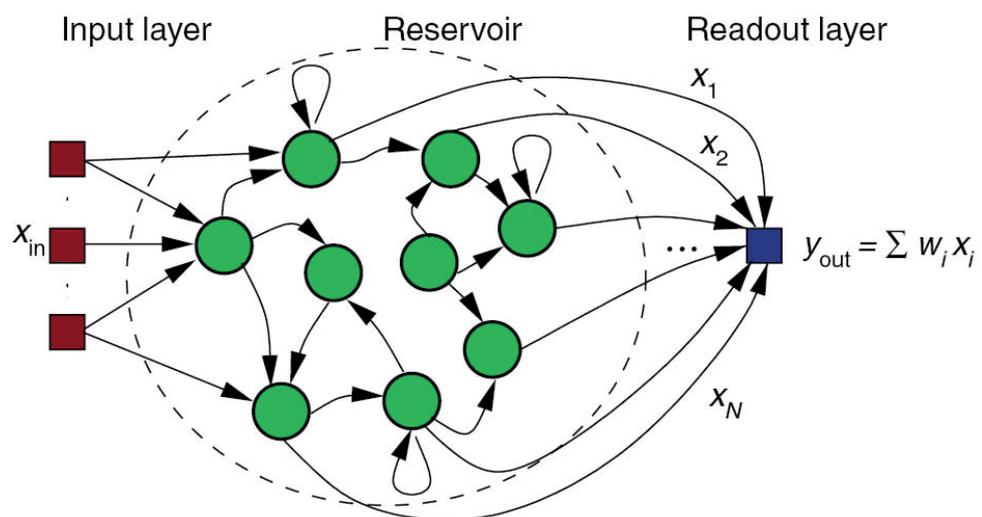


recherches sur ces réseaux ont mis en avant leur importance dans la genèse et la régulation de la commande motrice (Ivashko *et al.*, 2003). Ce sont notamment les travaux de l'équipe de G. Loeb (Raphael *et al.*, 2010) qui apportent des éléments de réponses quant au rôle prépondérant que peuvent avoir les boucles sensori-motrices de bas niveau dans le contrôle du mouvement. Leur modèle expérimente un système neuromécanique composé de muscles antagonistes et partiellement synergistes responsables des mouvements du poignet. Les commandes qui proviennent des voies descendantes et arrivent sur le réseau de neurones médullaire sont données par des fonctions à pallier de type « step functions ». Cela signifie qu'il n'y a pas d'ajustement temporel de l'activation de chaque élément dans les commandes descendantes. Toutes les activations sont envoyées au réseau à deux moments distincts. Le premier temps correspond à la phase de préparation du geste. Le réseau est alors activé mais aucun mouvement n'est produit. C'est la phase « **SET** ». Le deuxième temps est celui de la phase d'exécution du mouvement (phase « **GO** »). C'est le moment où le geste démarre. Une autre particularité du fonctionnement du réseau est que les motoneurones ne sont pas directement stimulés par les commandes descendantes pendant la phase « **GO** ». En conséquence, l'ajustement du timing d'activation des différents muscles nécessaire à la réalisation du geste est produit par le réseau lui-même. Le mouvement produit est donc une conséquence des propriétés des neurones et des interactions entre les différents éléments du réseau. Ce type de modélisation permet d'étudier les capacités des réseaux spinaux à générer des commandes motrices pour réaliser les mouvements. De tels réseaux sont qualifiés de « *Spinal Like Regulator* » (SLR) dans le contrôle sensori-moteur. La particularité des SLR est d'intégrer de multiples boucles sensori-motrices servant d'interface entre les commandes descendantes et la commande motrice qui arrive aux muscles et génère le mouvement. Les SLR sont constitués de différents éléments : les neurones qui peuvent être excités ou inhibés, et les synapses qui peuvent être renforcées ou diminuées. Les commandes descendantes ainsi que les boucles de rétroactions peuvent interagir sur ces différents éléments afin de régler l'activité du réseau. La modulation tonique de ces éléments par les commandes descendantes, donne au SLR une dynamique propre capable de réguler un mouvement, et ce, en l'absence de dynamique au niveau des commandes descendantes initialement envoyées au réseau.

Le groupe de G. Loeb a démontré qu'un même mouvement peut être généré par plusieurs combinaisons de commandes descendantes différentes (Tsianos *et al.*, 2011). Cette multiplicité de solutions produisant un même mouvement résulte du nombre et de la complexité des circuits modélisés dans le SLR. Cela illustre aussi l'aspect redondant du système neuro-musculo-squelettique (Ivaldi *et al.*, 1988) où plusieurs solutions différentes sur le plan neuronal vont permettre d'aboutir à la réalisation du geste similaire et permettre d'atteindre l'objectif.



**Figure 1.1 :** Schéma représentant un réseau de neurones artificiels incluant 2 couches de neurones entre la couche d'entrée (input layer) et la sortie (output layer).



**Figure 1.2 :** Schéma représentant le concept de réservoir computing où les neurones situés entre la couche d'entrée et de sortie sont inclus dans un réservoir avec des connexions aléatoires. Image extraite de *Van der Sande et al. (2017)*.

### 1.3 Réseau de neurones artificiel et reservoir computing

Notre but étant de mieux comprendre le fonctionnement des réseaux sensori-moteurs spinaux, nous avons choisi un modèle de réseau se rapprochant le plus possible des données biologiques. Cependant il existe d'autres types de réseaux que nous les décrivons ici brièvement. Lorsque l'on évoque la modélisation par réseau de neurones, on associe souvent cela au concept de réseau de neurones artificiels (Artificial Neural Network, ANN) (**Figure 1.1**), dans lequel on retrouve également le Reservoir Computing (RC) (**Figure 1.2**). Les réseaux de neurones artificiels sont de plus en plus utilisés pour répondre à des problèmes de grande dimensionnalité dans différents domaines comme les neurosciences ou encore la finance (Lukoševičius et Jaeger, 2009). Contrairement aux réseaux de neurones artificiels multicouches où la propagation de l'influx entre chaque couche se fait dans une seule direction (feed forward network) (**Figure 1.1**), le concept de reservoir computing intègre des connexions récurrentes qui permettent un encodage temporel et contextuel de l'information.

La modélisation de ce type de réseau comprend trois parties. La première est celle des entrées (*inputs*) qui projettent dans un espace à haute dimension constituant le "réservoir" qui correspond à la seconde partie. Cette espace est composé d'une multitude de neurones dont les connexions sont aléatoires. Elles peuvent être uniques ou multiples vers d'autres neurones du réseau voire sur le même neurone. La troisième et dernière partie correspond aux connexions de certains neurones du réservoir vers la couche de sortie. Cette combinaison à l'aspect chaotique permet notamment de générer des solutions permettant de reproduire des comportements biologiques (Jaeger et Haas, 2004; Lukoševičius et Jaeger, 2009). Ces réseaux ont été utilisés pour modéliser et appréhender l'organisation de l'activité des zones du cortex cérébral (Sussillo et Abbott, 2009). Cela permet de fournir des explications sur la manière dont une organisation en apparence chaotique et bruitée (i.e. cerveau biologique) peut effectuer des calculs précis afin de réaliser des comportements (mouvements) biologiquement viables (Lukoševičius et Jaeger, 2009).

La particularité de fonctionnement du RC est que les connexions générées au sein du réservoir se font aléatoirement et que leurs poids restent fixes. Lors de l'entraînement du réseau, l'optimisation se charge uniquement de modifier le poids des connexions entre les neurones du réservoir et le ou les neurones de la couche de sortie ( $x$  sur la **Figure 1.2**). Contrairement au RC, dans le réseau SLR que nous avons modélisé, la cartographie des connexions entre les différents éléments est pré-établie car elles sont à l'image des circuits biologiques et leurs poids ont la possibilité d'être modulées. De plus, les connexions bi-directionnelles entre le réseau de neurones et le système musculo-squelettique sont telles que ce dernier fait en quelques sorte parti du réseau et contribue fortement à sa dynamique.

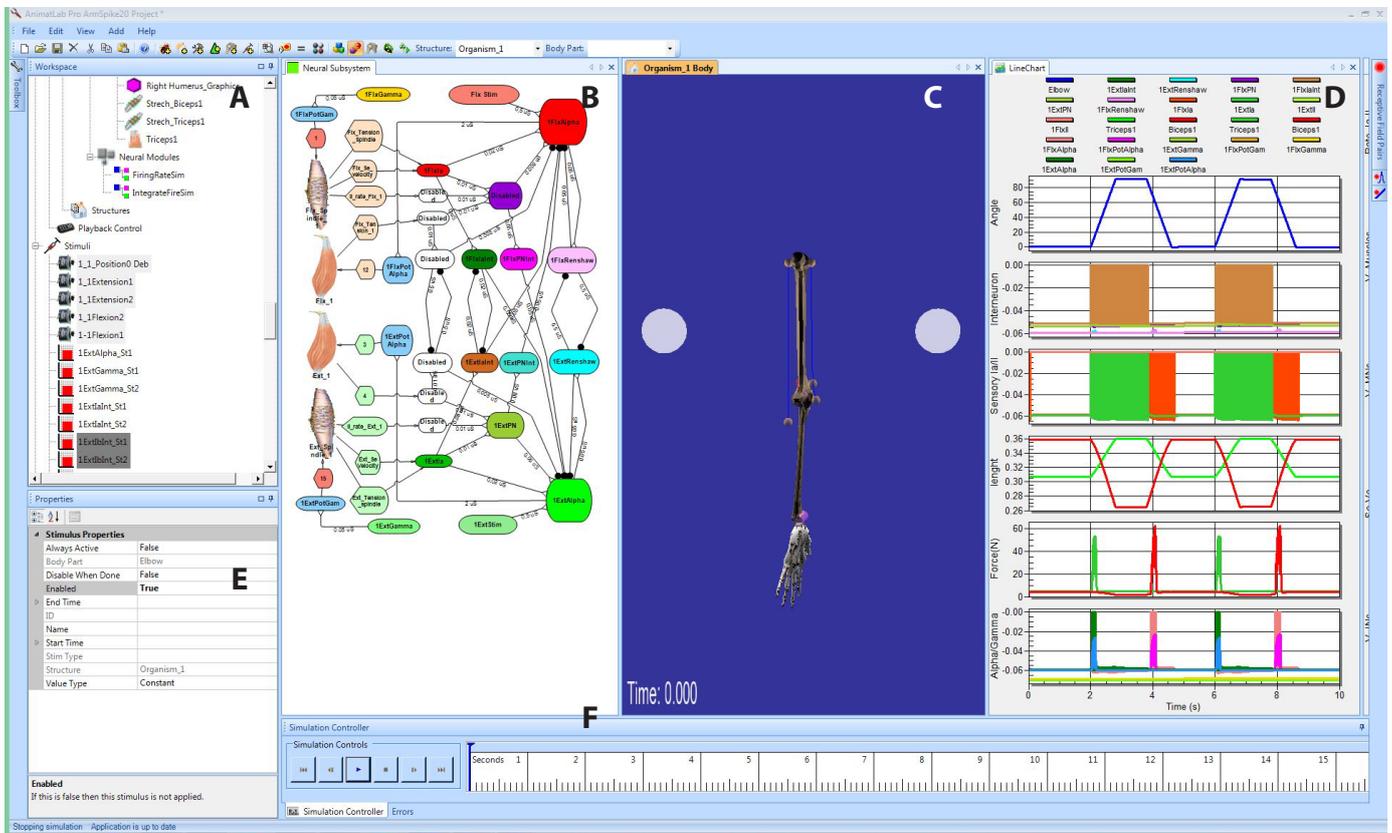


## 1.4 Le mécanisme d'optimisation

Sur la base des travaux de Pierrot-Deseilligny et Burke (2005) et de Raphael *et al.* (2010), nous avons modélisé un réseau de neurones de type SLR dans le but de produire des mouvements de flexion-extension du bras. Le modèle biomécanique utilisé intègre l'articulation du coude qui est une articulation trochléenne comprenant un degré de liberté avec les muscles biceps et triceps. Nous avons choisi de ne pas intégrer la prono-supination à ce niveau pour des raisons de simplification. Avec ce modèle, nous souhaitons comprendre quelles sont les éléments essentiels du réseau nécessaire à la réalisation d'un mouvement de flexion du coude et à sa stabilisation dans un environnement gravitaire. L'ajout de la composante gravitaire et l'évaluation de son influence sur la réalisation du mouvement est souvent absente des modélisations car elle apporte des contraintes supplémentaires. Nous avons cependant tenu à l'inclure dans notre modèle car le poids du bras et les variations des moments de force sont des éléments pris en compte par le réseau. Sans la gravité, le comportement du réseau serait très différents et les solutions trouvées s'éloigneraient peut être trop d'une réalité physiologique.

D'autre part, pour analyser les capacités du SLR, nous avons eu recours à différents algorithmes d'optimisation. Nous nous sommes au départ inspiré des travaux G. Loeb et son équipe (Tsianos *et al.*, 2011, 2014). Leur méthode d'optimisation où chaque paramètre était ajusté l'un après l'autre a permis d'obtenir des résultats qualifiés de *good enough solutions*. Cette approche pas à pas a permis d'obtenir des valeurs pour les commandes **SET** et **GO** permettant la réalisation d'un geste. Cependant, elle a pour conséquence de donner une direction unique à l'optimisation arrivant à une solution (un minimum local) satisfaisante. Elle ne permet pas de savoir si de meilleures solutions existent ni d'avoir une idée des capacités du réseau. La haute dimensionnalité et le caractère non linéaire du réseau que nous avons modélisé font que cette méthode d'optimisation n'était pas suffisante pour trouver une quantité de solutions suffisamment importante. De plus, une optimisation systématique des solutions pour chaque variable demanderait une quantité de simulations bien trop importante. Pour ces raisons, nous avons utilisé des algorithmes d'optimisation plus complexes.

Deux méthodes supplémentaires à celle de Loeb ont été utilisées. Une première concerne l'implémentation d'un algorithme de type évolutionniste permettant de tester en parallèle des solutions où l'ensemble des paramètres étaient modifiés. Bien que meilleur, cet algorithme nous offrait une vision trop réduite des capacités de notre réseau. L'autre méthode testée était un algorithme d'exploration où les solutions des simulations se visualisent dans l'espace des comportements plutôt que dans l'espace des paramètres. Les résultats obtenus avec ses différentes méthodes ainsi que les avantages et les limites de chacune d'entre elles sont présentés dans le **Chapitre 4** de cette partie. Ces explorations nous ont permis d'avancer sur la manière dont ce genre de modélisation pourrait s'intégrer dans les prothèses myoélectriques de membre supérieur en permettant de reproduire des comportements biologiques. Ces points sont discutés dans le **Chapitre 5**.



**Figure 1.3 :** Présentation de l'interface de travail d'Animatlab. **(A)** Correspond à l'espace de travail dans lequel tous les éléments constitutifs du réseau de neurones, du système musculo-squelettique, de l'environnement, ainsi que les éléments de stimulations. **(B)** Correspond à la carte neuronale. C'est là que l'on crée le réseau en insérant les modules correspondant à chaque entité. C'est aussi dans cette partie que se fait la liaison entre le système neuronal et musculo-squelettique. **(C)** Correspond à l'environnement 3D qui intègre le modèle animal/robot. Il peut être créé à l'aide d'éléments comme des Mesh et assemblé. C'est ici que l'on définit les caractéristiques physiques de l'environnement (gravité, longueur des segments, orientation, longueur des muscles etc.). **(D)** Correspond aux relevés des activités des éléments constitutifs du système neuro-mécanique. La disposition des éléments est paramétrable et cela permet de voir l'activité en temps réel. **(E)** Représente la fenêtre des propriétés correspondant à l'élément sélectionné en A. **(F)** Représente la fenêtre de contrôle temporel de la simulation.

# DÉVELOPPEMENT DE L'OUTIL DE SIMULATION LE LOGICIEL ANIMATLAB

---

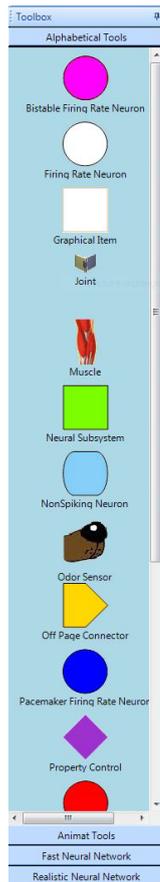
## 2.1 Présentation générale d'AnimatLab

Dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons voulu tester les propriétés des boucles sensori-motrices de bas niveau en les intégrant dans un réseau de neurones (SLR) couplé à un système musculo-squelettique. Pour la mise en place d'un tel projet, nous nous sommes appuyés sur le logiciel AnimatLab<sup>1</sup> dans sa seconde version. AnimatLab V2 est un environnement de simulation neuromécanique 3D développé pour créer et tester des modèles neuromécaniques virtuels d'animaux comme de robots et observer les comportements qui en découlent. C'est un environnement libre de droit, développé par des chercheurs de l'Université de Géorgie à Atlanta (*Georgia State University*) (Cofer *et al.*, 2010). AnimatLab est un programme fonctionnant sur une interface Windows™. L'interface est composée de différentes structures propres à chaque étape de la construction du modèle neuromécanique. La première partie est l'espace de construction du système musculo-squelettique aussi appelé le « **body editor** » (**Figure 1.3 C**), la seconde est l'éditeur de réseau neuronal (« *neural editor/subsystem* ») (**Figure 1.3 B**) et la troisième est l'espace de travail (« *project workspace* ») (**Figure 1.3 A**).

L'espace dédié à la mise en place du modèle musculo-squelettique permet de créer des systèmes complexes en assemblant les éléments les uns aux autres. C'est à ce niveau que la structure et son environnement sur laquelle nous voulons travailler sont créés. Les os sont assemblés en respectant les proportions humaines (ISO, 2008), ils sont liés entre eux par des systèmes articulaires que l'on peut paramétrer en termes d'orientation, de limites et de dimension. Les muscles s'insèrent sur les structures osseuses par la définition des points d'insertion dont la localisation précise peut être ajustée. En plus de cela différents types de récepteurs sensoriels peuvent être ajoutés au modèle. On retrouve les récepteurs au toucher, à l'odorat, des récepteurs sensibles à l'étirement etc. L'assemblage et l'orientation des différents éléments se fait assez simplement soit avec la souris soit directement en entrant les valeurs numériques correspondant à la position souhaitée.

---

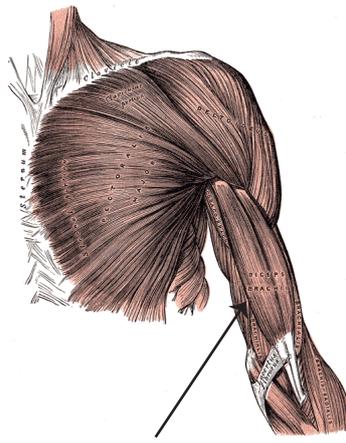
1. <http://AnimatLab.com>



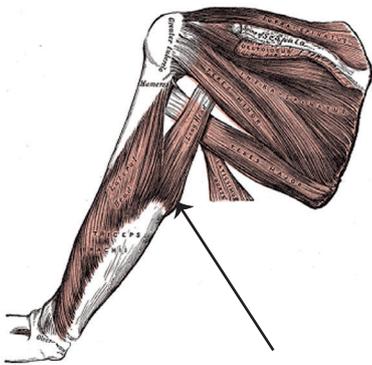
**Figure 1.4** : Toolbox présentant les différents éléments constitutifs pour la construction du réseau proposé dans Animatlab

L'espace dédié à la construction du réseau de neurones permet de construire le SLR sur la base d'insertion de différents éléments que l'on lie entre eux par la suite. L'interface graphique en 2D nous présente une boîte à outil (**Figure 1.4**) contenant les différents types de neurones (*spiking / firing rate / non-spiking*) que nous pouvons utiliser ainsi que la partie électrophysiologique d'éléments présents dans le système musculo-squelettique. Chaque neurone est représenté par une unique entité électrique caractérisée par ses propriétés passives (capacitances, résistance d'entrée) et actives conduisant à la production de potentiels d'action pour les neurones à *spikes* ou à un taux de décharge pour les neurones *firing rate*. Les neurones *non-spiking* ne produisent pas de potentiels d'action. Le fonctionnement des différents types de neurones proposés par AnimatLab seront détaillés plus tard. Un réseau de neurones peut être mis en place en assemblant les différents éléments entre eux par des synapses dont les propriétés doivent être définies (excitatrice, inhibitrice, valeur seuil, force de la synapse). La liaison entre le réseau de neurones et le modèle musculo-squelettique 3D se fait grâce à l'identification des structures mixtes que sont les muscles et les récepteurs. Ces derniers sont représentés dans les deux espaces de simulation du fait qu'ils possèdent une partie mécanique et une partie électrophysiologique. L'activité générée au sein du réseau de neurones va être transmise au muscle via les potentiels d'action produits par les motoneurones. Les synapses entre les motoneurones et les fibres musculaires modifient le potentiel de membrane du muscle (au sein de l'espace du réseau) qui est transmis à l'espace musculo-squelettique pour engendrer la production d'une force dans la partie mécanique du muscle. Ensuite le muscles se contractant va interagir avec les autres éléments de l'espace musculo-squelettique et animer le modèle 3D. De manière similaire, un récepteur sensoriel présent dans l'espace musculo-squelettique (extérocepteur ou propriocepteur) activé par l'étirement d'un muscle ou par un stimulus externe va provoquer un courant électrique dans la partie électrophysiologique de ce récepteur au sein du modèle neuronal et transmettre le signal à travers le réseau. Le modèle fonctionne ainsi avec une boucle de feedback sensori-motrice fermée. Il en résulte que l'excitation du muscle au sein du réseau mène à une contraction musculaire et un mouvement et le changement de conformation du muscle détecté par les récepteurs (notamment les fuseaux neuromusculaires) est transmise aux neurones du réseau. Cette interaction neuromécanique constitue la force d'AnimatLab et en fait un outil particulièrement performant de par l'étendue des interactions et comportements modélisables.

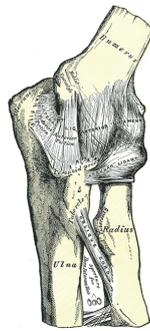
Enfin, le modèle musculo-squelettique 3D peut être placé dans un environnement physique aux propriétés spécifiques comme un environnement terrestre ou aqueux. La gravité, la densité du milieu liquide, la structure du terrain ou encore la mise en place d'objets sont autant d'éléments qui peuvent être modélisés et paramétrés avec lesquels le modèle musculo-squelettique 3D pourra interagir. La simulation du comportement physique du modèle musculo-squelettique est régie par un moteur physique Vortex<sup>TM</sup> qui intègre les équations mathématiques décrivant les propriétés du circuit neuronal et les interactions entre les deux espaces. Cela permet entre autre la visualisation du comportement produit. Après avoir présenté de manière générale l'interface



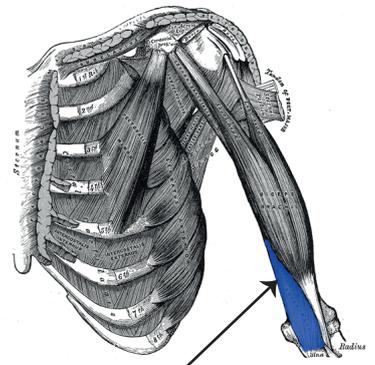
muscle biceps



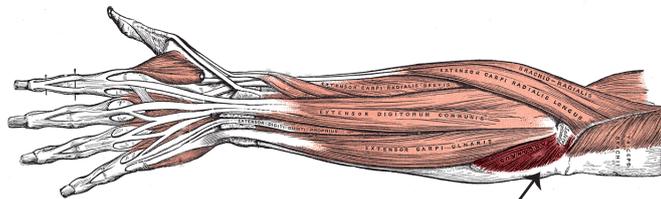
muscle triceps



articulation du coude



muscle brachial



muscle anconé

**Figure 1.5** : Illustration de l'articulation du coude avec les muscles qui le modbilisent que sont, le biceps brachial, le brachial, l'anconé et le triceps brachial.

de travail nous allons décrire la mise en place de notre modèle.

## 2.2 La création du système musculo-squelettique

### 2.2.1 Référence Anatomique

Afin de modéliser une commande qui pourrait être intégrée au sein du contrôle d'une prothèse, nous nous sommes intéressés à l'articulation du coude et plus particulièrement à la partie huméro-ulnaire qui présente 1 degré de liberté. Cette approche nous a permis de ne pas commencer par un modèle trop complexe intégrant une combinaison d'articulations.

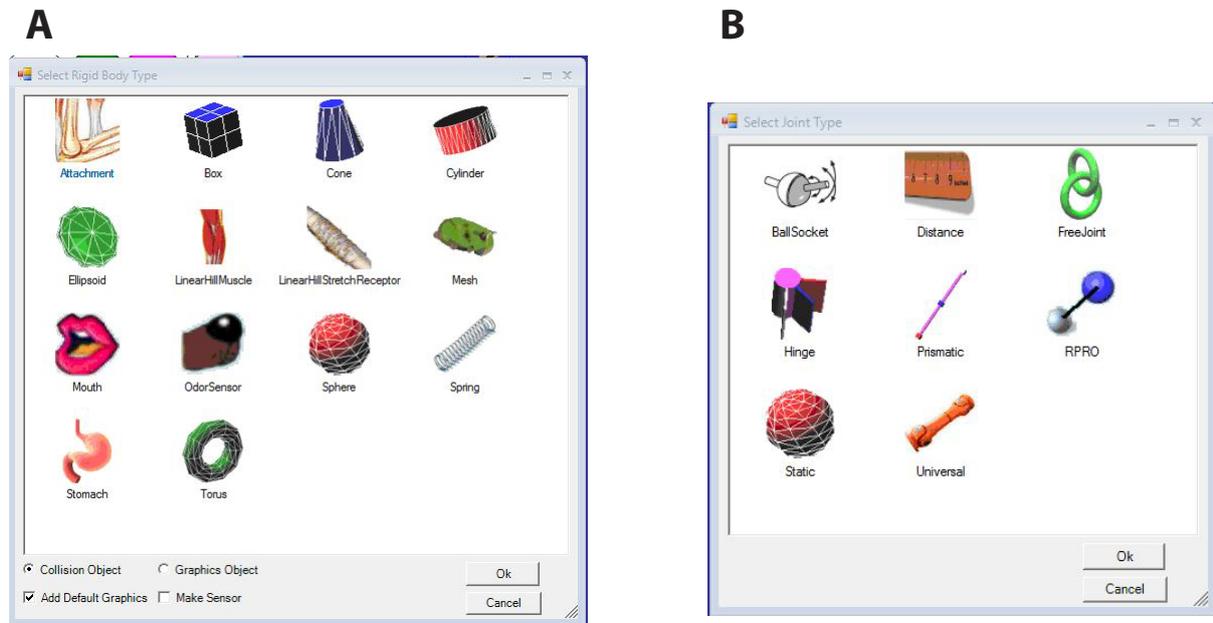
D'un point de vue général, le coude est un complexe tri-articulaire composé de l'articulation huméro-ulnaire, huméro-radiale et radio-ulnaire (**Figure 1.5**). Le muscle le plus volumineux mobilisant l'articulation est le biceps brachial qui est un muscle bi-articulaire. Son insertion proximale se fait via deux chefs. Le chef court s'insère sur l'apex du processus coracoïde et le chef long sur le tubercule supra-glénôïdien de la scapula ainsi que sur la partie haute du bourrelet supra-glénôïdale. Les deux chefs se rejoignent dans la portion musculaire et l'insertion distale se fait par un tendon commun sur la partie latérale de la tubérosité bicipitale du radius (Hansen et Kamina, 2015). Ce muscle est principalement dédié à 2 mouvements que sont la flexion du coude et la supination de l'avant-bras.

Le second muscle du complexe articulaire du coude est le muscle brachial. C'est un muscle mono-articulaire ne croisant que le coude. Son insertion proximale est faite directement sur la portion distale de l'humérus avec des fibres au niveau de la portion antéro-médiale et antéro-latérale. Les fibres musculaires se rejoignent ensuite et forment un tendon unique qui s'insère sur le processus coronoïde de l'ulna. Ce muscle est uniquement dédié à la flexion du coude.

En complément des 2 muscles, on retrouve le muscle brachio-radial qui appartient à la loge des muscles de l'avant-bras. Son insertion proximale sur le bord latéral de l'humérus et sa terminaison sur la styloïde radiale en font un muscle aux fonctions de flexion du coude.

La fonction antagoniste qu'est l'extension est, quant à elle gérée par 2 muscles. Le premier est un petit muscle nommé l'anconé. Il va de la face postérieure de l'épicondyle latérale de l'humérus à la face latérale de l'olécrane et à la face postéro-supérieure de l'ulna. Le second est le triceps brachial composé de 3 chefs. La portion longue du triceps s'insère sur le tubercule infra-glénôïdien de la scapula alors que les deux autres chefs que sont le chef latéral et le chef médial s'insèrent directement sur la face postérieure de l'humérus. Les trois chefs musculaires se rejoignent sur un tendon commun qui s'insère sur l'olécrane. Comme pour le biceps, le triceps est un muscle bi-articulaire passant au-dessus de l'épaule et du coude.

Nous voyons que pour une fonction qui semble assez basique à première vue, de nombreux



**Figure 1.6 :** (A) Représente les différents types d'objets sélectionnables pour la construction du modèle 3D sur Animatlab. (B) Représente les différents types de liaisons qui permettent de lier 2 éléments entre-eux.



**Figure 1.7 :** Modèle du bras 3D réalisé sur Animatlab.

éléments la rendre complexe. La modélisation d'un système musculo-squelettique incluant l'ensemble des muscles ainsi que les connections neuronales des différentes boucles sensori-motrice serait un point de départ présentant de trop nombreuses variables sur lesquelles travailler. L'objectif à plus long terme est bien évidemment d'aller vers de genre de modélisation en se rapprochant un maximum de la réalité biologique et physiologique. Parce que nous souhaitons d'abord comprendre et maîtriser les paramètres que nous étudions, nous sommes partis d'une structure simplifiée mais intégrant tout de même les composants principaux d'une articulation du coude aux dimensions physiologiques. Celle-ci comprend une articulation à un degré de liberté mise en mouvement par une paire de muscles antagonistes.

### 2.2.2 Incorporation dans AnimatLab

La première étape dans la création du modèle musculo-squelettique est de sélectionner les éléments de base qui vont composer la structure du squelette. Pour cela, AnimatLab nous propose de mettre en place des *rigid body*. Les mesh (**Figure 1.6A**) correspondant au squelette humain sont récupérés d'une bibliothèque spécifique. Ils comprennent l'ensemble des os du corps modélisés en 3D. Deux types de mesh doivent être assemblés pour le même os. Le premier est un mesh graphique constitué de centaines de facettes en polygone qui représente uniquement la forme de l'os mais ne contient aucune propriété mécanique. Le second est le mesh avec des propriétés d'un solide aussi appelé *collision object*. Lorsqu'un autre objet avec des propriétés de collision le rencontre, celui-ci ne pourra pas passer à travers. A l'opposé, deux objets purement graphiques le pourraient. Le principe à suivre pour la construction du squelette est celui de toute modélisation 3D. Il faut commencer par le mesh qui sera la racine dont dépendront les autres objets. Il est donc conseillé de partir de la partie la plus proximale de la racine du membre, voire de l'axe central du corps. Dans notre cas, les premiers modèles créés avaient pour structure de base le tronc avec la scapula qui servait de point de départ du membre supérieur. Cependant, après plusieurs modèles réalisés, il s'est avéré que le plus simple restait d'avoir l'humérus en tant que structure "parente", puis les os de l'avant-bras (ulna et radius) et enfin les os de la main (**Figure 1.7**).

Une fois que les structures osseuses sont en place il est nécessaire de définir la manière dont elles vont s'articuler les unes avec autres. Pour cela, lorsque que l'on ajoute un élément "enfant" à un élément "parent", AnimatLab nous propose de mettre en place une articulation (**Figure 1.6 B**). Pour l'articulation du coude que nous avons modélisé, nous n'avons pas pris en compte la prono-supination car ce mouvement est attribué à l'articulation du poignet dans les prothèse de membre supérieur. Les prothèses de coude ne gèrent que la flexion-extension. L'articulation du coude permettant la flexion-extension étant une trochléenne, l'élément d'AnimatLab s'en rapprochant le plus est la charnière (*Hinge*). Une fois sélectionnée, plusieurs paramètres dédiés à l'articulation sont disponibles comme des limites ou la taille. Le coude ayant une amplitude de

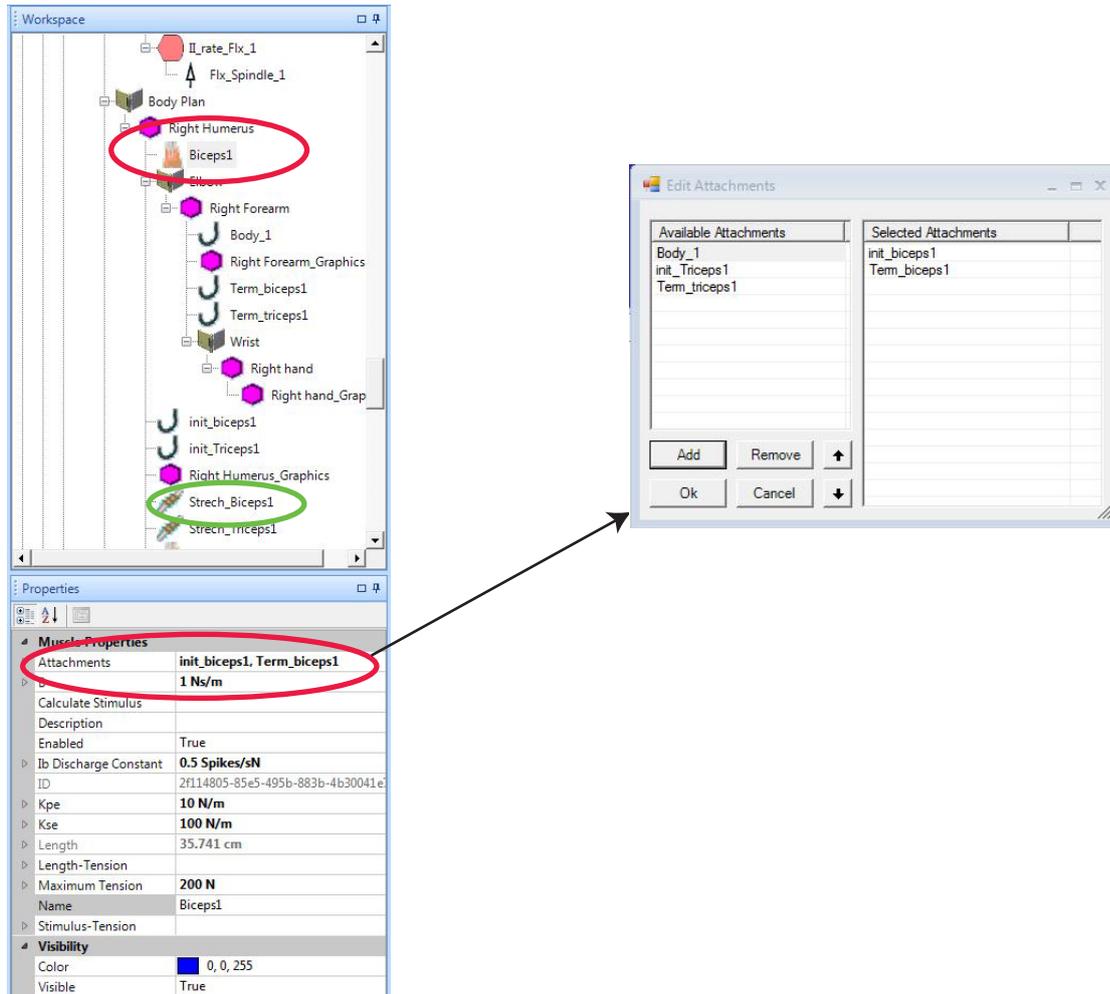


Figure 1.8 : Paramétrage du muscle au sein du modèle musculo-squelettique.

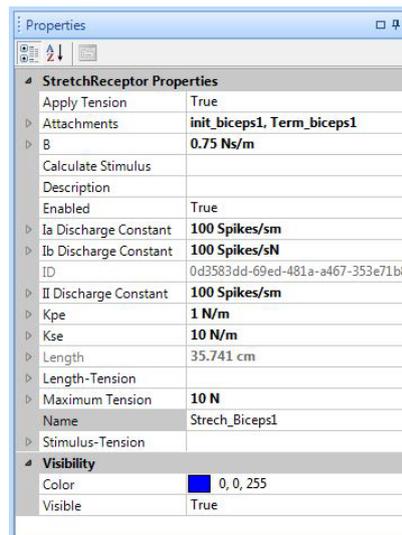


Figure 1.9 : Paramétrage du fuseau neuro-musculaire.

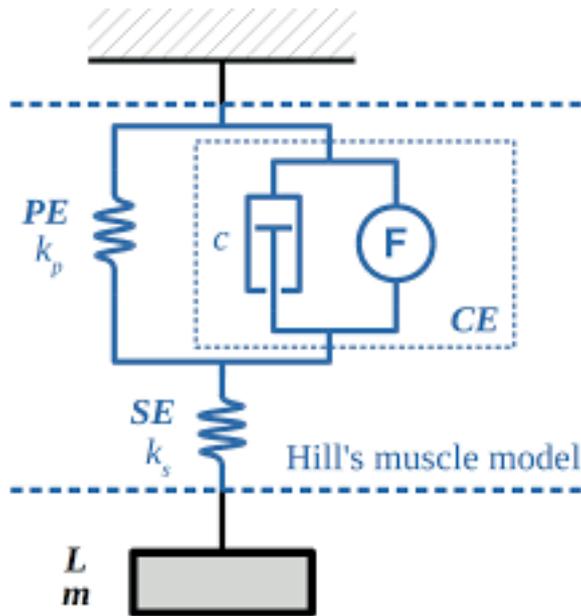
flexion d'environ  $160^\circ$  et une limite d'extension entre  $0^\circ$  et  $-5^\circ$ , nous l'avons paramétré entre  $-15^\circ$  et  $160$ . Nous avons fait cela afin de laisser un peu de marge et laisser la gravité positionner l'avant-bras à l'aplomb sans que cela soit dû à une contrainte articulaire.

Après la mise en place des structures osseuses et articulaires il ne reste plus qu'à insérer les muscles. Les insertions musculaires se mettent en place en sélectionnant l'os sur lequel elles seront attachées. Par exemple pour l'insertion distale du biceps, il faut se mettre au niveau du radius. En sélectionnant l'ajout d'une structure enfant (*child body*), nous avons la possibilité de mettre une insertion (*attachment*) (**Figure 1.6 A**). La même manœuvre doit être faite pour l'insertion proximale. Une fois que les points d'insertions sont définis, en repartant de la même structure parent qui a permis de créer l'insertion, il faut recréer une structure enfant et sélectionner le muscle. Cependant, pour le moment, il n'est rattaché à aucune structure et ne peut rien mobiliser. La dernière étape est donc de le lier à ses deux points d'insertions. C'est au niveau du *workspace* que l'on va retrouver l'entité du muscle sur laquelle travailler (**Figure 1.8**). La fenêtre des propriétés nous donne accès à la sélection des points d'insertions. Il suffit, à ce niveau, de sélectionner les points d'insertions précédemment créés.

Afin de doter le muscle de récepteurs sensoriels, AnimatLab met à disposition un modèle de fuseau neuromusculaire (McMahon, 1984) (**Figure 1.9**). Pour son insertion au sein du modèle 3D, il faut reprendre les mêmes étapes que pour la mise en place du muscle en gardant les mêmes points d'insertions. La modélisation des propriétés du muscle et du fuseau neuromusculaire ne s'arrête cependant pas là. Maintenant qu'ils sont créés, il reste à ajuster leurs propriétés contractiles, leur force, et les autres propriétés comme la viscoélasticité. L'ensemble de ces paramètres est accessible car AnimatLab a conçu les muscles et les fuseaux neuro-musculaire sur la base du modèle de Hill souvent utilisé dans les modélisations du système musculaire (Scovil et Ronsky, 2006).

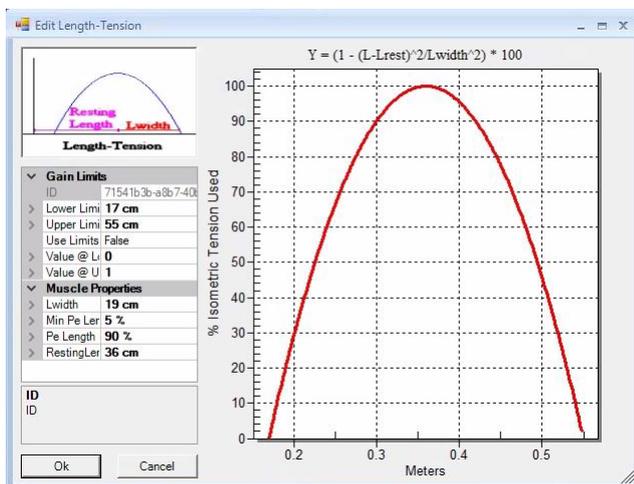
### 2.2.3 Paramétrage du muscle et du fuseau neuromusculaire selon le modèle du muscle de Hill

En plus de ses propriétés contractiles, le muscle strié est caractérisé par des propriétés mécaniques telles que l'élasticité, la résistance aux changements de longueur ou encore la viscoélasticité. Un modèle incluant ces différentes propriétés a été créé par A.V Hill (**Figure 1.10**). Ce modèle est maintenant couramment utilisé pour reproduire l'activité musculaire (Scovil et Ronsky, 2006). Le muscle de Hill comprend un circuit dans lequel un ressort est placé en série ( $K_{se}$ ) agencé avec un complexe comprenant en parallèle, un autre ressort ( $K_{pe}$ ), et un sous-ensemble qui représente la composante contractile fait d'un amortisseur et d'un actionneur. Le ressort en série représente l'élasticité intrinsèque des myofilaments du muscle ainsi que celle du tendon. La structure en parallèle représente la force passive du muscle et notamment des tissus

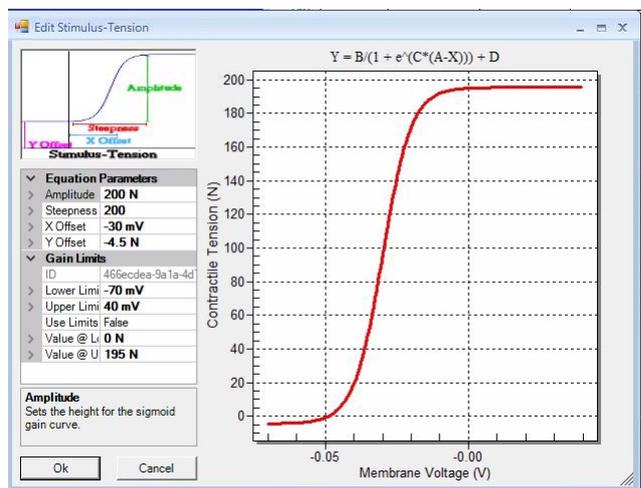


**Figure 1.10** : Schéma représentant la modélisation du muscle de Hill. SE le ressort en série et représente l'élasticité intrinsèque du muscle. PE, le ressort en parallèle représente la force passive des tissus de liaison, CE est l'élément contractile avec un actionneur et un amortisseur.

**A**



**B**



**Figure 1.11** : (A) Représente le réglage de la courbe tension/longueur du biceps. (B) Représentation le réglage de la courbe stimulus/tension.

le composant (i.e. fascia, epimysium, périmysium et endomysium). Cette structure régie le comportement passif du muscle quand ce dernier est étiré et ce, même lorsque l'élément contractile est inactif (Martins *et al.*, 1998). La modélisation du fuseau neuromusculaire est basée sur les mêmes principes d'organisation. Seules les proportions relatives aux forces de contraction et aux résistances des ressorts sont différentes.

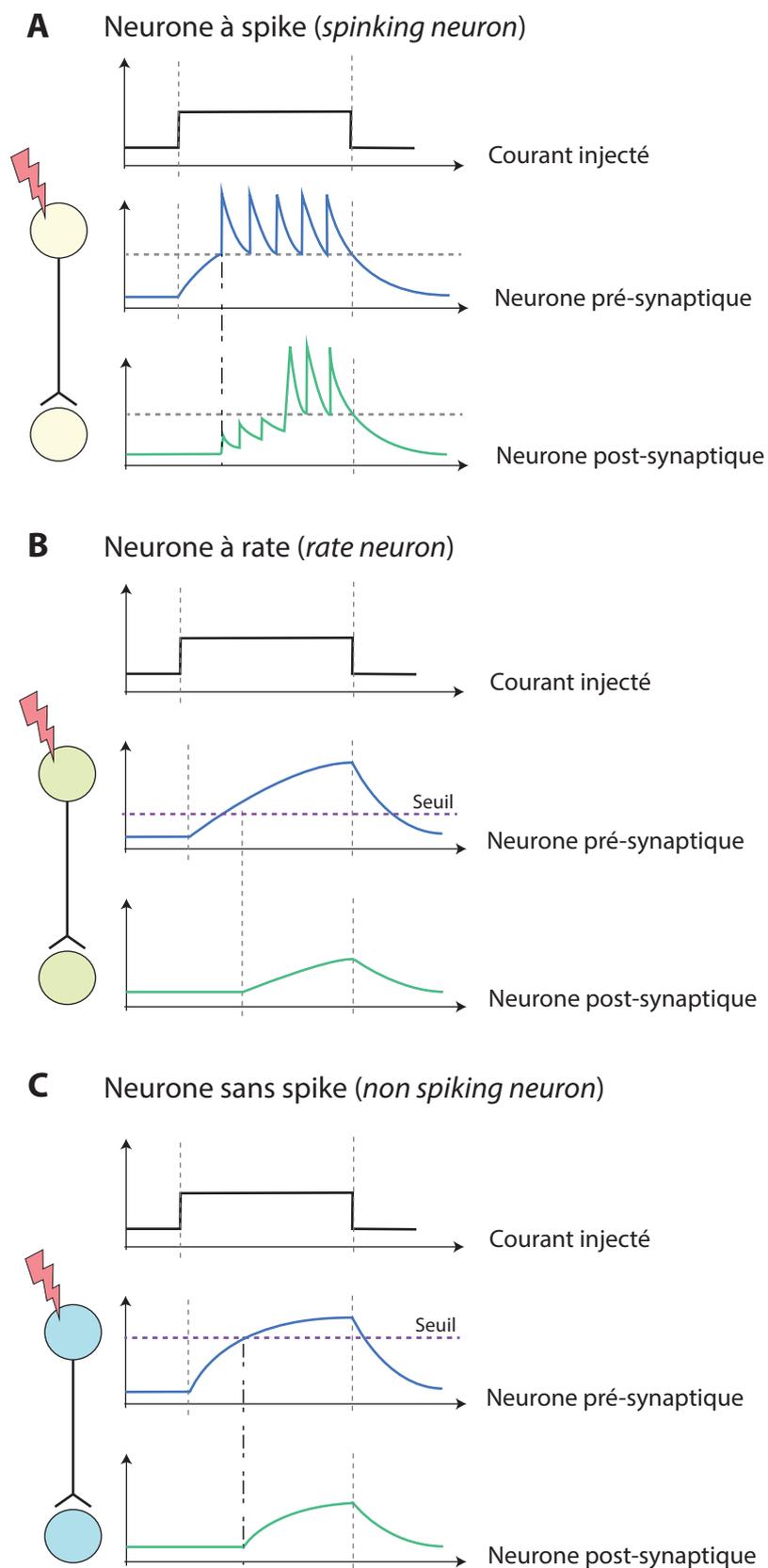
Dans notre modèle, le biceps a une longueur de **35,7 cm** et une force contractile maximale de **200 Newtons (N)**. La résistance du ressort en série est de **100 N/m** c'est à dire qu'il faut une force de 100 N pour étirer le ressort d'un mètre soit 0,1 N pour l'étirer d'1 mm. Le ressort en parallèle à quant à lui une résistance 10 fois plus faible **10 N/m**. La viscosité est réglée à **1 Ns/m** ce qui signifie que pour une vitesse d'étirement de 1m/s, la force résistante sera de 1 N.

En ce qui concerne le réglage de la force de contraction, celle-ci suit la courbe tension-longueur (**Figure 1.11 A**) qui est maximale pour la longueur de repos. La longueur du muscle définira alors la quantité de force qu'il est capable de générer. De plus, le fonctionnement neuro-mécanique d'AnimatLab fait que la force est produite grâce à un courant électrique qui vient dépolariser la membrane musculaire. La force maximale qu'un muscle est capable de produire est donc également décrite par une courbe sigmoïde : la courbe stimulus-tension (**Figure 1.11 B**). En fonction du potentiel de membrane de la fibre musculaire, la tension dans le muscle va augmenter. Nous avons donc deux éléments à régler concernant les capacités de production de force du muscle. Le premier est la courbe stimulus-tension qui fait le lien entre le potentiel de membrane et la tension musculaire, et le second la courbe tension-longueur qui détermine la quantité de ponts actine-myosine mobilisables. Pour indication, Les valeurs des différents éléments contractiles sont représentés dans le **Tableau 1.1**.

**Tableau 1.1** : données numériques relatives au éléments contractiles de notre modèle

	Biceps	Triceps	FNM Biceps	FNM Triceps
<b>Tension max (N)</b>	200	200	10	10
<b>Kse (N/m)</b>	100	100	10	10
<b>Kpe (N/m)</b>	10	10	1	1
<b>Dashpot</b>	1	1	0.75	0.75

Nous reviendrons par la suite sur l'importance de ces réglages pour le fonctionnement général de l'ensemble du système. Ces réglages sont le fruit de nombreux tests par essais-erreur cherchant à rendre compte des comportements physiologiques proche de l'humain.



**Figure 1.12** : Schématisation des différents types de neurones proposés dans Animatlab. **(A)** Représente le fonctionnement des neurones à spike où le courant électrique provenant du neurone pré-synaptique dépolarise la membrane jusqu'à atteindre un seuil de dépolarisation à partir duquel le neurone transmettra le courant par des potentiels d'action (spikes). **(B)** Représente le modèle de neurones à rate où aucun seuil d'activation n'est présent l'activité du neurone pré-synaptique est transmise au neurone post-synaptique par l'intermédiaire d'un gradient. Enfin, **(C)** représente le schéma de fonctionnement des neurones sans spike.

## 2.3 La création du réseau de neurones

Une fois que le modèle musculo-squelettique 3D est réalisé dans les proportions souhaitées, l'étape suivante consiste en la construction du réseau de neurones qui va le piloter. L'ensemble de ce travail se fait dans l'éditeur de réseau neuronal (*neural editor/subsystem*). Les éléments à insérer sont disponibles dans la boîte à outils présentée dans la **Figure 1.4**. La construction du réseau se fait simplement en glissant les éléments et en les liant entre eux par des synapses. Dans cette section, nous allons voir quelles sont les propriétés de ces différents éléments et quels sont les paramètres que nous pouvons ajuster.

### 2.3.1 Les différents types de neurones

AnimatLab propose 3 types de neurones pour la construction de ses réseaux : les neurones à spike (avec un potentiel d'action), les neurones à rate (taux de décharge) et les neurones sans spike.

**Le neurone à spike :** C'est le modèle le plus proche de la réalité (*Spiking integrated and fire neuron*). Ce type de neurone produit des potentiels d'action lorsque le potentiel de membrane dépasse un seuil de dépolarisation (Ponulak et Kasinski, 2011). La présence du seuil a des conséquences sur la transmission d'une activité d'un neurone à l'autre. En effet, un train de potentiels d'action se produisant dans un neurone présynaptique produira une série d'événements synaptiques conduisant à la dépolarisation progressive du neurone post-synaptique (**Figure 1.12 A**). Tant que le potentiel est au-dessous du seuil, aucun événement ne sera transmis au neurone suivant. Ainsi toutes les activités ne seront pas transmises à travers le réseau. De plus lorsque l'activité électrique est transmise, le temps nécessaire à l'atteinte du seuil introduit un délai de transmission. Il faut que la sommation des événements post-synaptiques dépasse le seuil pour que l'information soit transmise. Cette propriété peut être intéressante lorsqu'il s'agit de gérer le timing des activités au sein du réseau. Cependant, les potentiels d'action étant des événements discrets, ce type de neurone produit une forme de discontinuité temporelle dans la transmission de l'information. Cette discrétisation du temps est d'autant plus pénalisante que les neurones déchargent à basse fréquence. Afin d'éviter ces effets, il est alors nécessaire d'utiliser un grand nombre de neurones dont les activités sont dé-corrélées.

Lors de la sélection d'un neurone à spike dans AnimatLab, plusieurs paramètres permettent d'ajuster son fonctionnement. La **Figure 1.13 A** illustre ces principaux paramètres. C'est à travers l'ensemble de ses ajustements possibles que l'on se rend compte de la complexité de l'outil qu'est AnimatLab. A ce niveau nous nous intéressons principalement au potentiel de repos (*resting potential*) et la taille du neurone (**time constant**) qui représente la capacitance membranaire (et donc la taille du corps cellulaire). Plus un neurone sera gros et plus il mettra de temps à atteindre le seuil de dépolarisation. Tous ces paramètres représentent autant d'ajustements possibles qui ont des conséquences sur les comportements produits.

Properties	
Text Color	0, 0, 0
Text Margin	0, 0
Transparent	False
Trimming	None
<b>Neural Properties</b>	
Accommodation Time Constant	10 ms
AHP Conductance	1 uS
AHP Time Constant	3 ms
Description	
Enabled	True
Initial Threshold	-57 mV
Ion Channels	
Name	1FlxAlpha
Neuron Type	Spiking Neuron
Relative Accommodation	0.3
Relative Size	1
Resting Potential	-60 mV
Time Constant	5 ms

A - Spiking neuron

<b>Neural Properties</b>	
Accommodation Time Cons	30 ms
Cm	10 nf
Description	
Enabled	True
Fmin	0 Hz
Gain	10 V <sup>-1</sup>
GainType	False
Gm	100 nS
Iinit	0 nA
Init Time	0 ms
Name	1FlxGamma
Neuron Type	Firing Rate Neuron
Relative Accommodation	0
VNoiseMax	0 mV
Vrest	-70 mV
Vth	-70 mV

B - Rate neuron

<b>Neural Properties</b>	
Accommodation Time Co	10 ms
AHP Conductance	1 uS
AHP Time Constant	3 ms
Description	
Enabled	True
Initial Threshold	50 mV
Ion Channels	
Name	1FlxAlpha
Neuron Type	NonSpiking Neuron
Relative Accommodation	0.3
Relative Size	1
Resting Potential	-67 mV
Time Constant	5 ms

C - Non-spiking neuron

**Figure 1.13** : Propriétés d'un neurone à spike (A), rate (B), et non-spiking (C) dans Animateur qu'il est possible de paramétrer.

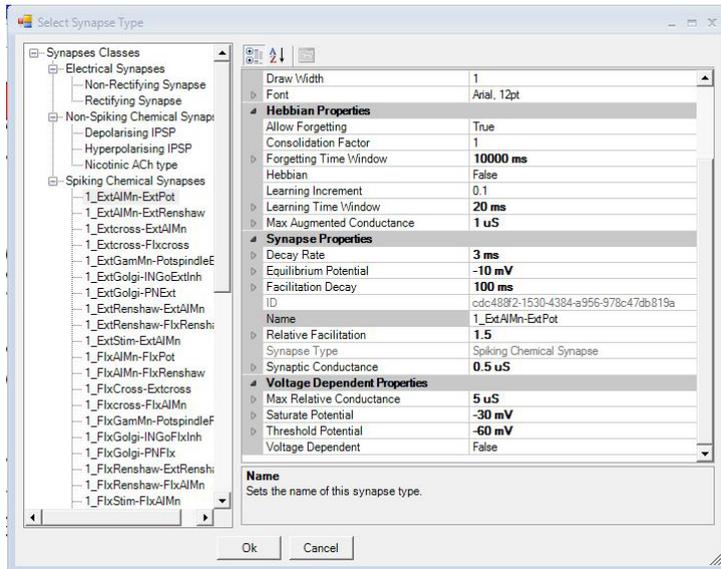
**Le neurone à rate** (Vogels *et al.*, 2005) : L'activité de ce type de neurone est définie par son taux de décharge (*rate*) qui est une variable continue entre 0 et 1 (**Figure 1.12 B**). L'avantage par rapport au neurone à spike est qu'une activité électrique même très basse peut être simulée par une variable continue. Alors qu'un taux de décharge (*rate*) de 0.01 correspondait (pour les neurones à spike) à la production d'un spike toutes les 100 secondes et où aucune transmission de courant ne se produisait entre les spikes, pour les neurones à rate, cela signifie que les synapses fonctionnent très faiblement et que le courant est transmis en continu. Les synapses des neurones à rate transmettent un courant synaptique dépendant du « rate » du neurone présynaptique selon un gain que l'on peut définir pour chaque synapse.

Dans un neurone à rate. La force de la synapse est exprimée en nano ampère (nA). Si cette synapse vaut 5 nA, cela signifie que, pour un taux de décharge de 1 Hz du neurone présynaptique, le neurone post-synaptique recevra un courant synaptique de 5 nA. Si le neurone présynaptique avait un taux de 0.5 Hz, alors le neurone post-synaptique recevra un courant de  $0.5 \times 5 = 2.5$  nA. Cette synapse est quasi linéaire dans son domaine d'activité (entre 0 et 1 pour un neurone à rate).

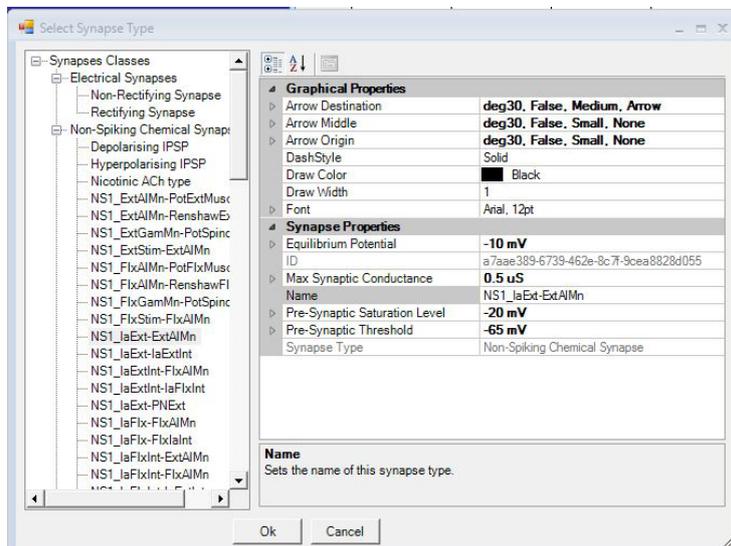
Le fonctionnement des neurones à rate est contrôlé par plusieurs paramètres présentés en **Figure 1.13 B**. Dans ce type de neurone simplifié, il est possible d'ajuster la taille (donnée par la capacité membranaire ( $C_m$ ), la conductance membranaire ( $G_m$ ) qui gère la réponse ohmique à l'injection de courant  $I$  ( $dV/dt = I/C$ ) avec  $I$  fonction du temps. On retrouve également le potentiel de repos ( $V_{Rest}$ ) et le seuil ( $V_{th}$ ). Cependant le fonctionnement du seuil (en mV) est très particulier car si le neurone à rate ne transmet rien au-dessous du seuil, lorsqu'il le dépasse, il transmet l'information de façon linéaire. Ce fonctionnement n'est pas le cas dans les autres types de neurones.

**Le neurone sans spike (*non-spiking* :)** Sa modélisation est basé sur le modèle de *Hodgkin-Huxley* (Cofer *et al.*, 2010). Ce type de neurone, est en quelque sorte un modèle qui rassemble les avantages de chacun des deux modèles précédents. Il présente un seuil en dessous duquel aucune activité n'est transmise. Lorsque ce seuil est atteint, l'activité électrique est transmise sous la forme d'un courant continu et non de spike (**Figure 1.12 C**). Cette modélisation a l'avantage de pouvoir facilement représenter le fonctionnement d'un groupe de neurones. Par rapport au neurone à rate, il est facile de régler les seuils qui utilisent la même unité de mesure (mV) caractérisant l'activité du neurone. De plus, lorsque le niveau d'activité du neurone est au dessus du seuil, la transmission synaptique dépend de la différence entre le potentiel membranaire du neurone post-synaptique et le potentiel d'équilibre des mécanismes ioniques de la synapse. Cette transmission tant donc à diminuer lorsque le potentiel de membrane évolue vers le potentiel d'équilibre. De cette manière, la transmission du courant ne suit pas une fonction linéaire (ce qui est aussi le cas des synapses entre neurones à spike).

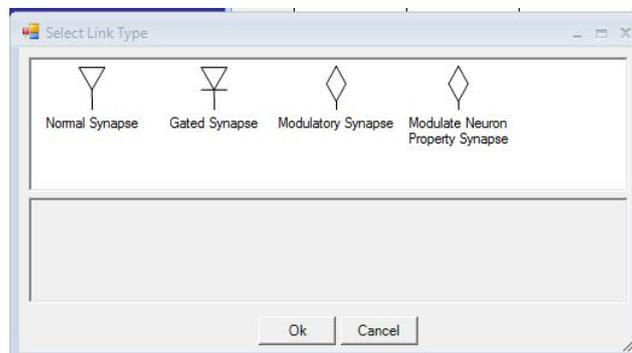
Comme pour les deux modèles précédents, AnimatLab nous donne accès à différents paramètres que nous pouvons ajuster (**Figure 1.13 C**). Comme pour les neurones à « spike », deux



A Synapses pour neurones à spike



B Synapses pour neurones sans spike



C Synapses pour neurones à rate

**Figure 1.14** : Détail des synapses et des paramètres de réglages en fonction de la classe choisie. (A) Est la fenêtre pour les synapses des neurones à spike, (B) pour les neurones sans spike et (C) pour les neurones à rate.

paramètres importants sont à prendre en compte pour les neurones sans spike : le potentiel de repos et la constante de temps (taille du neurone).

### 2.3.2 Le réglage des synapses

Chacune des entités neuronales du réseau doit être connectée à au moins un autre neurone afin permettre le transfert d'information. Sur AnimatLab, la création d'une synapse se fait via l'interface graphique en partant du neurone pré-synaptique vers le neurone post-synaptique. En fonction du type de neurone utilisé, AnimatLab propose différentes classes de synapses.

Pour les neurones à **spike** on retrouve les synapses électriques, les synapses chimique à spike et les synapses chimiques sans-spike. Dans nos simulations utilisant ce type de neurones, nous avons modélisé des synapses chimiques à spikes. La **Figure 1.14 A** montre une fenêtre avec l'ensemble des paramètres auxquels nous avons accès concernant cette synapse. Lors des simulations que nous avons réalisé, la **conductance synaptique** qui permet de modifier la force de la synapse a été un des paramètres que nous avons cherché à optimiser. L'autre paramètre important à considérer est le **seuil d'activation** de la synapse (*Threshold potential*). Nous l'avons fixé à -55 mV. Les autres caractéristiques comme le taux de décroissance des événements synaptiques (*decay rate*) et le **potentiel d'équilibre** des ions transitant par le récepteur-canal activé par le neurotransmetteur (*equilibrium potential*) sont des paramètres fixant la forme des potentiels post-synaptiques excitateurs (PPSE) ou inhibiteurs (PPSI) notamment la durée et l'amplitude. Nous avons laissé les valeurs par défaut de 3 ms et -10 mV, respectivement, pour les synapses nicotiniques excitatrices (PPSE), et à 20 ms et -70 mV pour les synapses inhibitrices (PPSI).

Pour les neurones à **rate**, la mise en place des synapses est encore différente. Quatre types de connections sont proposées (**Figure 1.14 B**) : les synapses normales (*normal synapse*), qui seront excitatrices ou inhibitrices, les synapses hétéro-synaptiques à fonctionnement conditionnel (*gated synapses*), les synapses hétéro-synaptiques modulatrices qui modulent les « gated synapses » (*modulatory synapses*) et les synapses qui modulent les propriétés du neurone post-synaptique selon le taux de décharge présynaptique (*modulate neuron property synapse*). Pour notre réseau, dans les simulations utilisant les neurones à rate, nous avons uniquement utilisé les synapses normales. Lorsqu'une synapse est sélectionnée, deux paramètres vont pouvoir être réglés, il s'agit du délai de transmission (*delay interval*) et du poids de la synapse (*weight*). Ce dernier représente la même fonction que la conductance pour les synapses à spike et sans spike

Pour les neurones **sans spike**, le choix est réduit à deux classes que sont les synapses électriques et les synapses chimiques sans spike. La **Figure 1.14 C** nous montre les propriétés de paramétrage de la synapse. Là encore, deux paramètres ont été ajustés dans nos simulations :



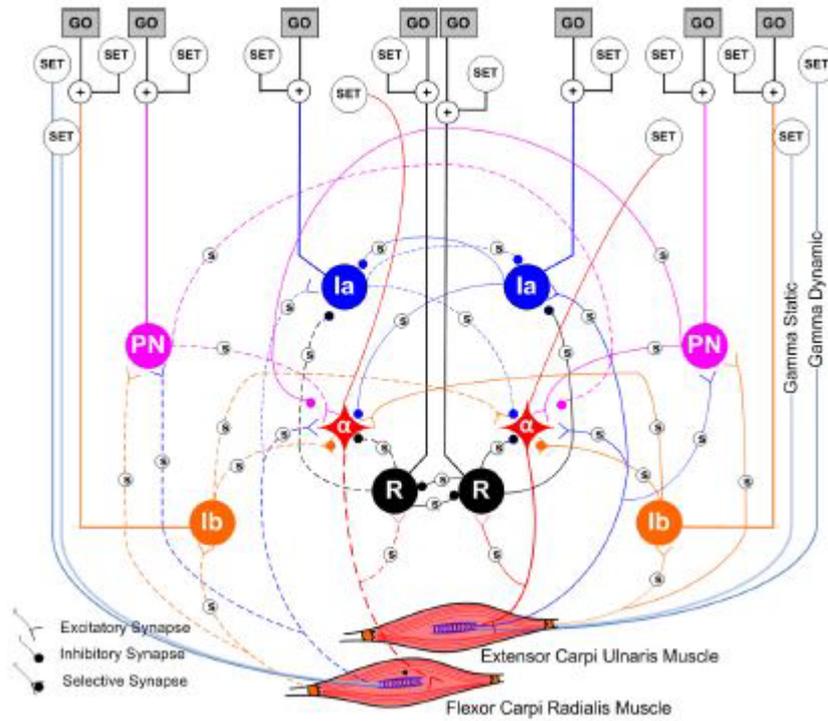
la conductance synaptique (*Max Synaptic Conductance*) dont le nom est « SynAmp » dans le programme et qui est donné en  $\mu\text{S}$  (micro Siemens). Il faut bien comprendre que cette synapse fonctionne en continu, c'est-à-dire qu'une fois le seuil présynaptique franchi, le potentiel présynaptique va induire un courant proportionnel à la conductance synaptique dans le neurone post-synaptique :  $i = \text{SynAmp} * (V_m - V_{eq})$ ,  $V_{eq}$  étant le potentiel d'équilibre (*Equilibrium potential*) de la synapse, et  $V_m$  le potentiel de membrane. Cette conductance synaptique évolue linéairement entre 0 (potentiel présynaptique < seuil) et  $g_{\text{Max}}$  (potentiel présynaptique  $\geq$  saturation voltage). Il y a là une non linéarité qui n'existe pas dans le neurone à rate. En effet, à mesure que le neurone post synaptique est excité par la synapse, le courant synaptique diminue et s'annule lorsque  $V_m = V_{eq}$ . Ce modèle est donc plus fidèle au fonctionnement synaptique réel.

Les résultats des simulations décrits dans le **chapitre 4** présentent uniquement les simulations réalisées avec les neurones **sans spike**. Nous avons également modélisé des réseaux avec les autres types de neurones mais les résultats des stimulations n'étaient pas satisfaisants. Pour le réseau avec les neurones à **spike**, la transmission du courant ne se faisant que si des potentiels d'actions étaient produits, la discrétisation temporelle ainsi induite empêchait le réseau de fournir des solutions continues entre deux comportements. Le réseau ne pouvait donc pas réagir correctement. Ce comportement résultant du petit nombre de neurones, il aurait fallu fortement l'augmenter, ce qui aurait considérablement complexifié le réseau. Les simulations avec les neurones à **rate** ont également été abandonnées car le seuil de transmission synaptique étant difficile à gérer. Le réseau était en permanence activé ce qui tendait à produire des solutions non physiologiques.

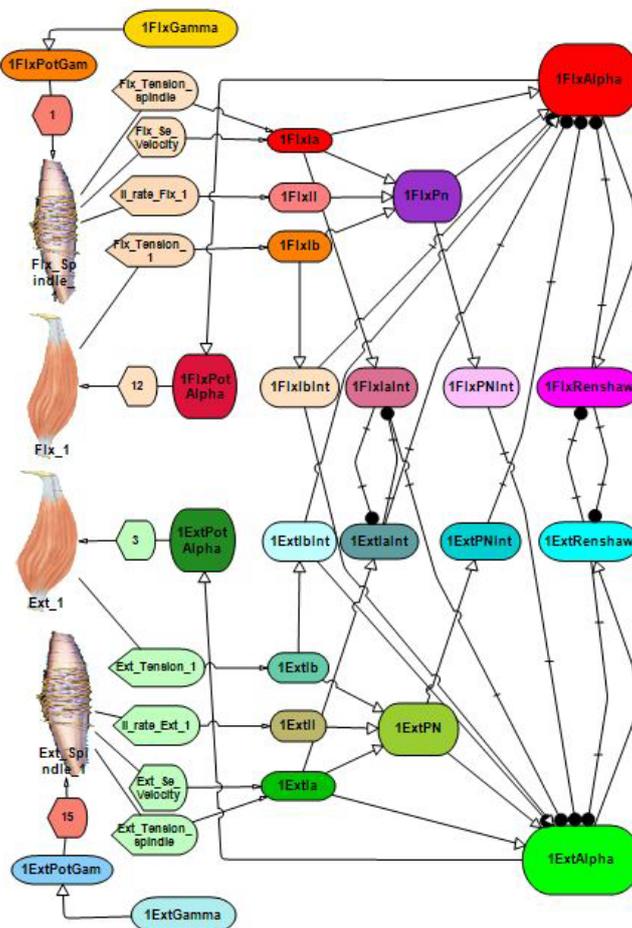
De façon générale, la dynamique du réseau réside dans la manière dont les neurones sont connectées les uns aux autres. Nous avons attaché une importance particulière à la modélisation des différentes boucles sensorimotrices de bas niveau connues et la manière dont elles étaient interconnectées. Maintenant que nous avons présenté l'outil AnimatLab dans sa globalité la section suivante sera consacrée à la présentation du réseau de neurones composé des boucles sensori-motrices de bas niveau.

### 2.3.3 Création du réseau de neurone incluant les boucles sensori-motrices de bas niveau

L'ensemble de la circuiterie spinale est composé d'une grande variété d'interneurones sur lesquels vont projeter les commandes descendantes (Rathelot et Strick, 2009). De ce fait, n'importe quel recrutement musculaire peut être vu comme le résultat d'une intégration/modulation des commandes descendantes par des circuits sensori-moteur dont les gains ont été définis par ces commandes descendantes. Bien que les structures corticales encodent plusieurs aspects des mouvements que l'on produit (Georgopoulos *et al.*, 1986; Hatsopoulos *et al.*, 1998), la dynamique de ces mouvements résulte, dans une large mesure, des capacités fonctionnelles des



**Figure 1.15 :** Réseau d'interneurones de type Spinal Like Regulator. Image issue de *Raphael et al. (20.10)*.



**Figure 1.16 :** Réseau de d'interneurones de type Spinal Like Regulator, que nous avons recréé dans AnimateLab.

réseaux médullaires (Raphael *et al.*, 2010; Loeb *et al.*, 1999; Tsianos *et al.*, 2011, 2014). Entre les activités corticales (commandes descendantes) et la production de mouvement, il existe une interface dont le fonctionnement est difficile à décoder par enregistrements physiologiques.

Les outils de modélisation neuro-musculo-squelettiques sont aujourd'hui assez performants pour développer des modèles réalistes du corps (squelette, muscle, structures sensorielles), de l'environnement et des réseaux spinaux modulés par les commandes descendantes. Grâce à ces outils nous pouvons aller explorer les capacités fonctionnelles des réseaux médullaires qui, étant constamment nourris par les informations proprioceptives peuvent gérer leur propre dynamique de façon rapide et locale (Tsianos *et al.*, 2011). Cette même approche permet également d'explorer les possibilités de contrôle des voies descendantes sur ces réseaux médullaires.

Le réseau que nous avons utilisé s'appuie principalement sur les travaux expérimentaux de Pierrot-Deseligny (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005) et sur les travaux de G Loeb et son équipe (Raphael *et al.*, 2010; Loeb *et al.*, 1999; Tsianos *et al.*, 2011, 2014). Dans l'étude de Raphael *et al.* (2010), la modélisation d'un réseau de type *spinal like regulator* (SLR) incluait différentes boucles sensorimotrices comprenant plusieurs types d'interneurones. Les commandes descendantes étaient représentées par de simples *step functions* arrivant à deux instants. La commande SET avait pour rôle de mettre le réseau dans un état préparatoire et la commande GO de déclencher le mouvement. Dans leur simulation, seule l'intensité du courant provenant des commandes descendantes pouvait varier (**Figure 1.15**). Le réseau a été nommé *spinal like regulator* (SLR) parce qu'il permet de mettre en évidence les propriétés de régulation de la commande motrice lors de la réalisation du geste. Ce réseau a été développé dans le but de produire des mouvements du poignet. Plusieurs solutions qualifiées de convenables (*good enough*) ont été obtenues par une simple optimisation pas à pas par descente de gradient où chaque paramètre (contrôlé par les commandes descendantes) était optimisé l'un à la suite de l'autre. Ces résultats suggèrent que la moelle épinière semble prédisposée à la réalisation de telles tâches motrices.

Nous avons cherché à étendre ces résultats pour l'articulation du coude et le mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras afin comprendre comment une structure aussi simple peut générer différents mouvements. Nous avons donc repris les principales boucles sensorimotrices décrites par le groupe de Loeb et les avons implémentées dans AnimatLab pour créer le SLR du coude (**Figure 1.16**). Notre modèle comprenait deux muscles antagonistes que sont le biceps et le triceps reliés aux boucles sensorimotrices qui comprennent :

- la boucle du réflexe monosynaptique des afférences fusoriales *Ia* et l'inhibition réciproque du motoneurone antagoniste impliquant l'interneurone *Ia* (Crone *et al.*, 1987). Comme pour l'inhibition récurrente retrouvée avec les cellules de Renshaw, les interneurones inhibiteurs *Ia* antagonistes s'inhibent entre eux (Hultborn *et al.*, 1971). Ces afférences contiennent également les informations du fuseau neuromusculaire sur la dynamique de changement de longueur du muscle ainsi que les informations sur la longueur du fuseau.

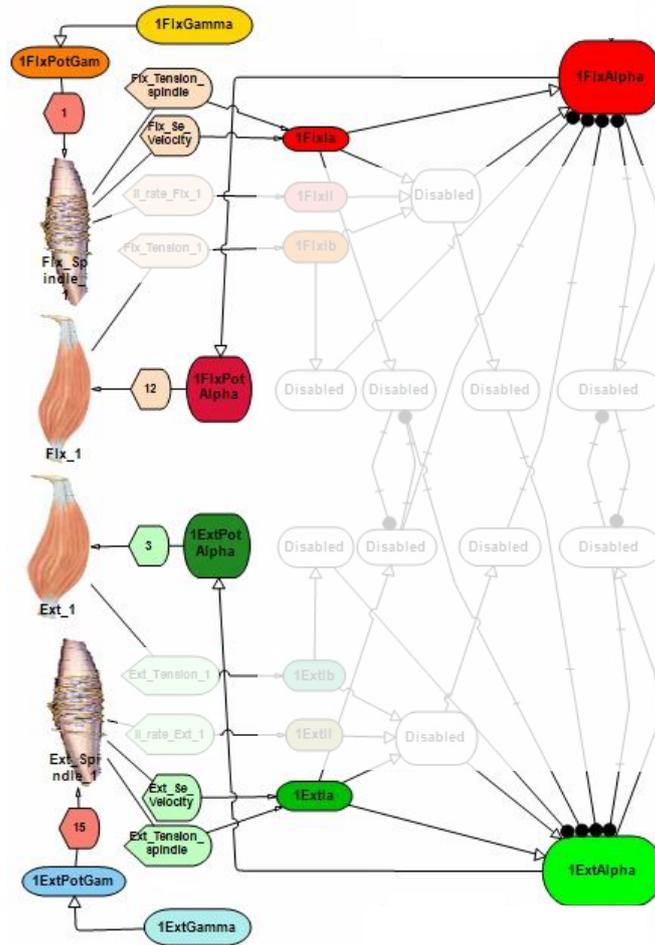


Figure 1.17 : Réseau SLR simplifié à la simple boucle monosynaptique pour les muscles antagonistes Biceps et Triceps.

- la boucle des afférences fusoriales de type *II*. Ces afférences fusoriales sont moins nombreuses que les *Ia* et ne contiennent que des informations statiques sur la longueur du muscle.
- le circuit inhibiteur des afférences de Golgi *Ib* avec ses interneurons qui envoient une projection inhibitrice sur le motoneurone agoniste (Eccles *et al.*, 1957).
- les boucles propriospinales qui sont constituées d'un interneurone propriospinal recevant les informations sensorielles *Ia*, *II* et *Ib* issues du muscle homonyme (Gracies *et al.*, 1991). Le circuit propriospinal excite le motoneurone homonyme et inhibe le motoneurone antagoniste via un interneurone relai inhibiteur.
- les boucles avec les interneurons de Renshaw. Ces interneurons forment des connexions récurrentes avec les motoneurons homonymes qui les excitent et envoient des projections inhibitrices vers la cellule de Renshaw antagoniste (Ryall, 1981).
- les motoneurons Alpha et Gamma. Le motoneurone Gamma permet de régler la sensibilité du fuseau neuromusculaire afin que les fibres de type *Ia* transmettent les informations sur les changements de longueur et la vitesse d'étirement du muscle. Le motoneurone Alpha projette sur le muscle via la synapse neuromusculaire permet de contrôler le potentiel des fibres musculaires et d'engendrer ainsi une contraction (voir paragraphe 2.3).

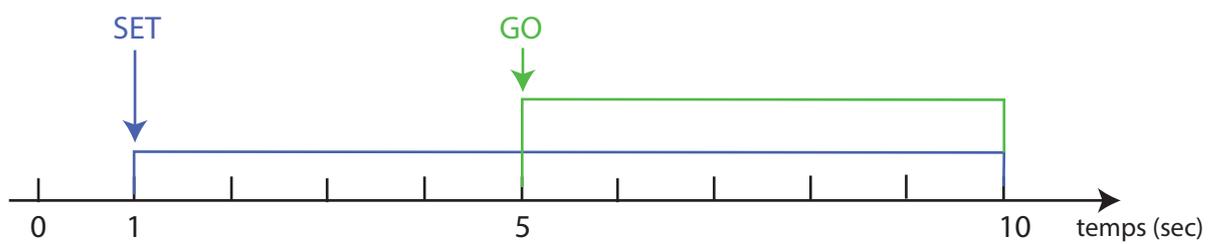
Dans notre modèle, les commandes descendantes projettent sur chaque éléments neuronal du circuit pour la phase SET et la phase GO sauf pour le motoneurone alpha. Ce dernier est uniquement stimulé lors de la phase SET. Ainsi, l'activité du motoneurone permettant le mouvement provient de l'intégration des activités des interneurons du circuit qui convergent vers lui. Cette caractéristique est assez différente des circuits précédemment modélisés mais semble plus se rapprocher d'une réalité physiologique (Raphael *et al.*, 2010). La production du geste est donc une conséquence de l'interaction des activités du circuit et non un paramétrage de l'activité motoneuronale.

Avec ce circuit, nous avons pu représenter les principales boucles sensori-motrices qui existent entre deux muscles antagonistes. Le circuit ainsi conçu est composé de 20 neurones et 28 synapses. L'optimisation d'autant de paramètres (commandes **SET** et **GO**) permettant la réalisation de mouvements implique une quantité de variables importantes (degré d'activation/inhibition des interneurons, poids des synapses). Avec cette quantité de variables, l'analyse et la compréhension du rôle de chacun d'entre elle semble complexe notamment pour déterminer les variables responsables de l'ajustement des paramètres d'un geste tel que sa vitesse ou son amplitude. Pour cette raison, nous avons, dans un premier temps, réalisé une série d'explorations en réduisant le nombre de boucles sensori-motrice du circuit. Nous avons gardé la boucle monosynaptique *Ia* ainsi que les jonctions de chacun des motoneurons alpha et gamma (**Figure 1.17**). L'ajout les autres éléments du circuit et l'étude de leur rôle dans la production ou la régulation du geste n'a pas pu être fait lors de cette thèse. Cependant, maintenant que nous



avons un modèle stable il est évident que cette étape sera réalisée prochainement.

Notre modèle présente toutefois quelques différences avec le modèle de Raphael *et al.* (2010). Nous avons rajouté les informations fusoriales des fibres de type *II* qui viennent compléter l'information proprioceptive au niveau de l'interneurone propriospinal. Nous avons également utilisé une seule commande descendantes vers le motoneurone Gamma qui règle la sensibilité du fuseau neuromusculaire à partir duquel nous récupérons les composantes statique et dynamique. Dans leur modèle, Raphael *et al.* (2010) ont géré ces deux composantes par deux commandes descendantes distinctes sur le motoneurones Gamma. Un autre différence se trouve dans l'ajout d'une commande « GO » vers les motoneurones Gamma qui n'est pas présente dans modèle de Raphael *et al.* (2010). Ainsi, en activant le fuseau neuromusculaire, cette commande avait le rôle de déclencheur. Enfin, nos simulations ont toutes été conduites en présence de gravité, composante qui est absente de la plupart des simulations (Tsianos *et al.*, 2011; Raphael *et al.*, 2010)



**Figure 1.18** : Schéma d'activation des stimulations.

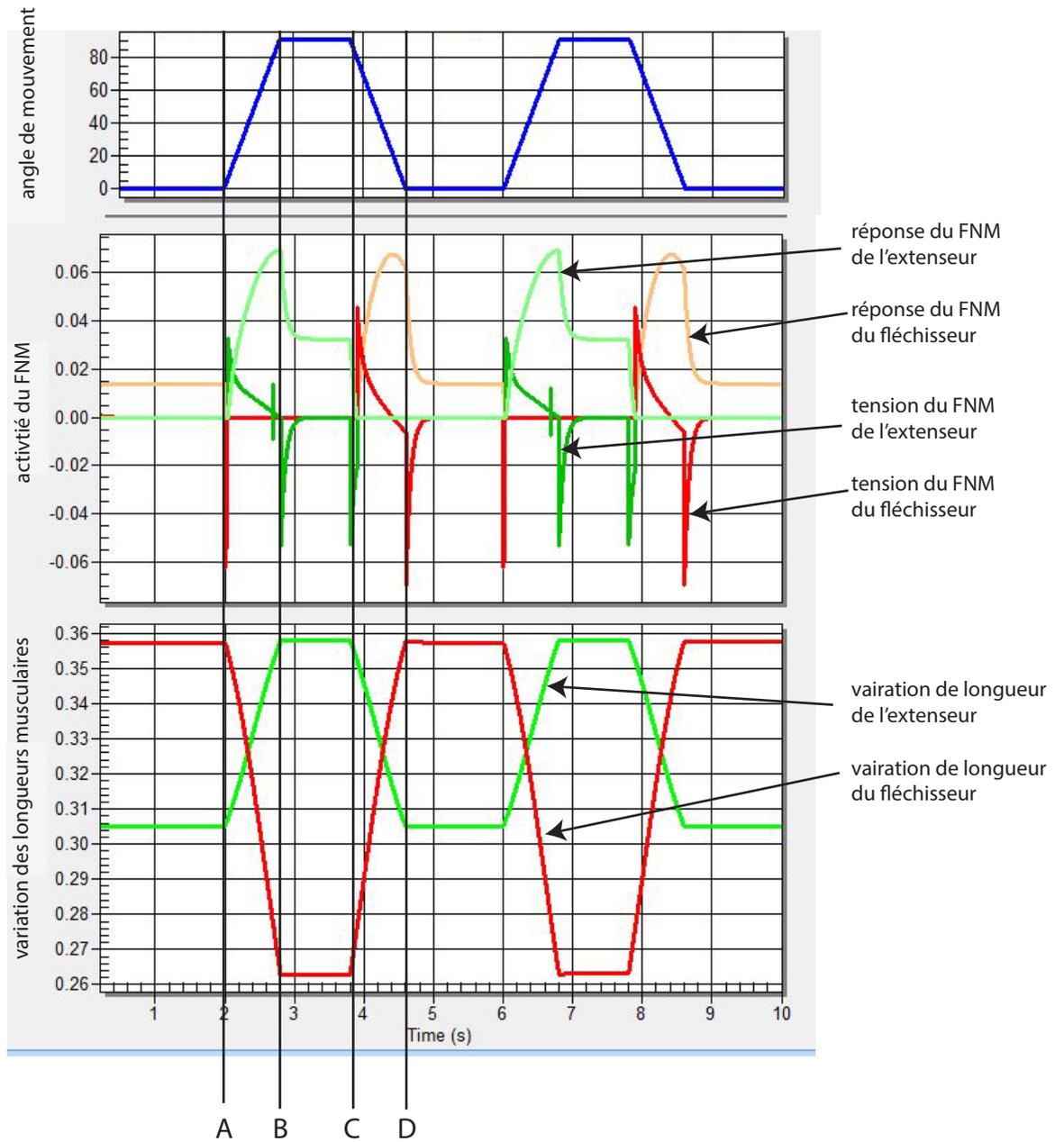
# RÉGLAGE DES PARAMÈTRES DU FUSEAU NEUROMUSCULAIRE POUR LE BON FONCTIONNEMENT DU RÉSEAU

---

## 3.1 Activation du réseau

Toutes les simulations que nous avons menées étaient déterminées par les mêmes règles de fonctionnement et avaient une durée totale de 10 secondes. Les commandes descendantes étaient représentées par des *step function* venant stimuler le réseau à 2 moments précis de la simulation. La première commande (SET) était envoyée à 1 seconde après le démarrage de la simulation (**Figure 1.18**). Cette commande était responsable de l'état préparatoire du réseau qui a pour rôle de l'activer sans pour autant le déclencher (Eliasmith et Anderson, 2004). La commande SET était envoyée sur chaque élément du réseau dont les motoneurones, et durait tout le temps de la simulation. Elle changeait la forme du réseau en jouant sur les forces synaptiques et la modulation de l'état des neurones en les hyperpolarisant ou les dépolarisant. La commande GO initiait le mouvement, conditionnée par l'état préparatoire, et venant activer ou non les neurones du réseau sans toucher à la structure mise en place par la commande SET. Elle était déclenchée à 5 secondes et durait jusqu'à la fin de la simulation. Contrairement à la commande SET, la commande GO n'était pas envoyée aux motoneurones alpha. Le changement du niveau d'activité du motoneurone alpha était produit par la dynamique créée au sein du réseau qui lui était transmise. Les commandes descendantes pouvaient modifier soit le niveau d'activité du neurone sur lequel elles projettent ainsi que la force des synapses entre le neurone sensoriel Ia et le motoneurone. Aucun paramètre temporel n'était ajusté qui aurait pu déterminer l'ordre d'activation des neurones.

C'est donc avec un réseau très simplifié et avec des commandes basiques que nous allons étudier les capacités de production de mouvement par un SLR. Cette exploration s'est faite à l'aide de différents algorithmes d'optimisation que nous détaillerons dans le **Chapitre 4**. Cependant, avant de pouvoir explorer l'ensemble des capacités du réseau, il nous paraissait important de vérifier le bon réglage des fuseaux neuromusculaires. Cette étape était essentielle pour s'assurer de la qualité de l'information qu'ils transmettent et vérifier l'influence de ces messages sensoriels sur la production de mouvement.



**Figure 1.19** : Représentation des variations d'activité du fuseau neuromusculaire (FNM) du fléchisseur et de l'extenseur en fonction du mouvement produit et de la variation de longueur des muscles. La section **A-B** représente le mouvement de flexion du bras, le FNM du triceps répond à l'étirement en augmentant son activité. La section **B-C** correspond à la phase de maintien, le FNM du triceps diminue son activité. La phase **C-D** correspond au mouvement d'extention, le FNM du biceps réagit et augmente son activité.

## 3.2 Paramètres internes du fuseau neuromusculaire et importance de l'activité du motoneurone Gamma

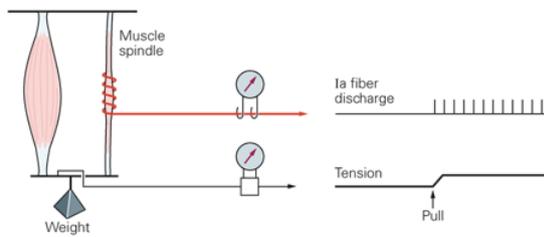
Dans le premier chapitre de cette partie, nous avons vu qu'AnimaLab nous donnait la possibilité de régler les paramètres des entités contractiles comme les muscles et les fuseaux neuromusculaires (FMN). Pour que l'activité du FNM soit efficace et que le neurone sensoriel *Ia* reçoive l'ensemble des informations concernant le mouvement, nous devons vérifier le contenu des réponses qu'il produit lors de l'étirement et du relâchement musculaire. Ces réglages ont été faits en programmant manuellement des mouvements de flexions et d'extensions du coude via des moteurs au niveau du coude.

Lors du paramétrage du FMN, la première chose dont nous devons nous assurer était que le FNM puisse répondre dans toute la gamme des mouvements sans saturer. Avec Animatlab la longueur de repos du muscle et du FNM correspond à la longueur dans laquelle a été créé le muscle qu'il soit en position allongée ou étirée. Cela ne correspond pas forcément à la longueur de repos physiologique. Pour le biceps, la longueur de repos est atteinte lorsque le bras est fléchi à 90°. Dans AnimatLab c'est la longueur que nous avons dans la position où le bras est en extension.

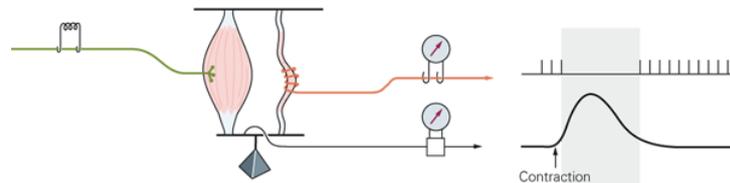
Ces paramètres pris en compte, nous avons un modèle où le biceps peut seulement se raccourcir et le triceps que s'allonger. La **Figure 1.19** illustre le comportement des fuseaux neuromusculaires après que nous les ayons réglés dans un mouvement provoqué par des moteurs en l'absence d'activité des motoneurones Gamma qui gèrent leur sensibilité. Nous pouvons voir qu'à chaque fois que le muscle (fléchisseur ou extenseur) est étiré, le FNM correspondant réagit en augmentant son activité et transmet l'information de modification de longueur du muscle. Dans le cas présenté on s'aperçoit que l'activité retombe à 0 lorsque le triceps se rétrécit (courbe verte). On perd donc une partie de l'information à ce niveau. En effet, lorsque le fuseau est étiré, la fibre *Ia* qui en est issue, va se mettre à décharger. A l'inverse, lorsque le muscle se raccourci, la tension au sein du fuseau se réduit et les fibres *Ia* ne peuvent plus coder l'information.

Nous savons que dans son fonctionnement physiologique, le fuseau neuromusculaire possède une activité basale qui augmente fortement lors le l'étirement du muscle (codage de la vitesse) et qui diminue puis se stabilise lorsque la longueur du muscle ne change pas (codage de la longueur) (**Figure 1.20 A**). Pour que le fuseau soit en permanence capable de transmettre le changement de longueur, que ce soit lors de l'étirement ou lors du raccourcissement du muscle, il est nécessaire de faire intervenir le motoneurone Gamma (**Figure 1.20 C**). Ce dernier à pour rôle de maintenir le fuseau en tension même lors du relâchement musculaire en jouant sur ses fibres contractiles. Dans le cas de la **Figure 1.20 C**, le motoneurone Gamma fournit une copie ajustée de l'activité du motoneurone Alpha responsable de la contraction du muscle. Ce rôle

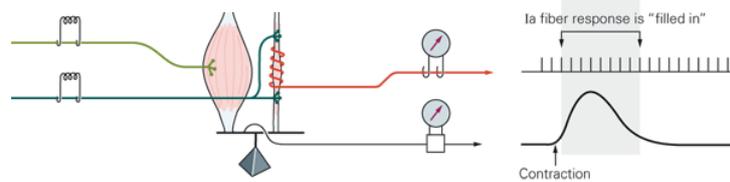
A. étirement du muscle et maintient de la tension



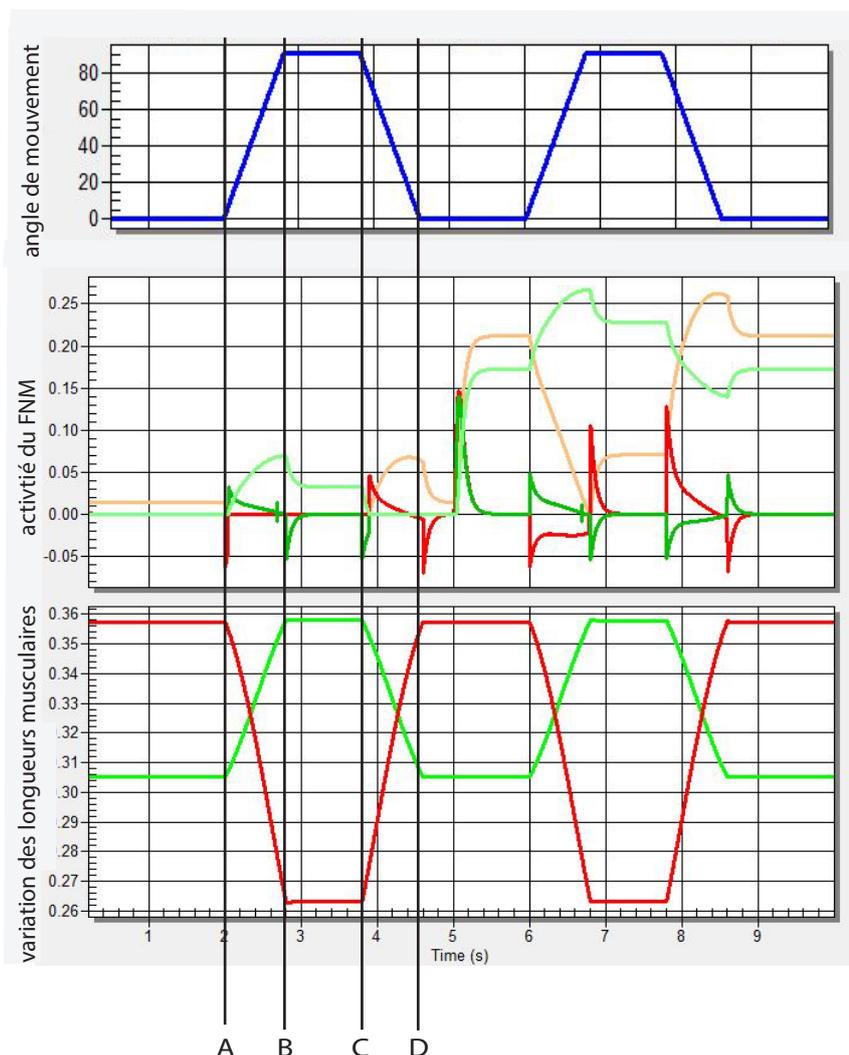
B. contraction musculaire induite par le motoneurone alpha



C. contraction musculaire induite par le motoneurone alpha et régulation du FMN par le motoneurone gamma



**Figure 1.20** : Schématisation de l'activité des fibres Ia du fuseau neuromusculaire lors de (A) l'étirement, (B) le raccourcissement, et (C) en présence de l'activité du motoneurone Gamma.



**Figure 1.21** : Représentation des variations d'activité du fuseau neuromusculaire (FNM) dans Animatlab. La seconde partie (à partir de 5sec) présente la réponse du FNM lorsqu'il est stimulé par le mononeurone gamma. La courbe verte se rapporte à l'activité du fuseau du triceps et la courbe orangée à celui du biceps.

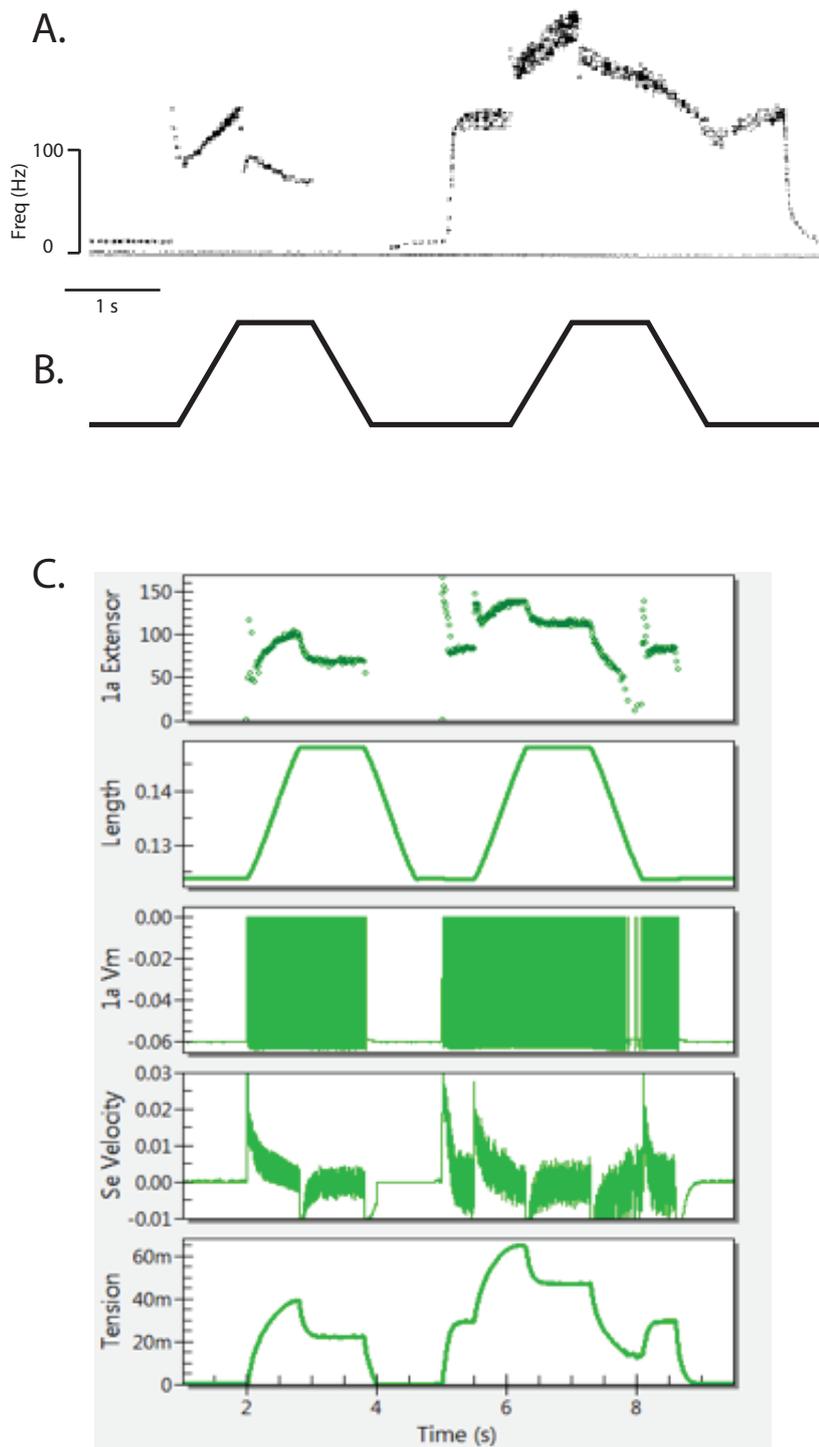
particulier de la commande Gamma, consiste alors à maintenir intacte les capacités de détection de tout accident venant perturber le mouvement actif. Le FNM agit alors comme un détecteur d'erreur. Nous verrons que la commande Gamma peut jouer aussi d'autres rôles.

Il est donc essentiel pour nous d'intégrer le motoneurone Gamma dans le réglage de la sensibilité du fuseau neuromusculaire. Le graphique présenté en **Figure 1.21** illustre la stimulation du FMN par le motoneurone Gamma à partir de 5 sec, c'est-à-dire avant que le second mouvement engendré par les moteurs se mettent en route. On observe que le niveau de décharge pour une longueur de base du muscle n'est plus à 0. De ce fait, lors de la diminution de longueur du muscle que ce soit pour le biceps en flexion ou pour le triceps en extension, l'activité de décharge des fibres *Ia* diminue mais reste présente. Nous avons ici un codage de l'ensemble des modifications de longueur des muscles et donc une bonne réponse sensorielle à ce niveau. Grâce à cette activité Gamma, le FNM est en mesure de transmettre une information au réseau sur toute la gamme des mouvements.

Les réglages que nous avons réalisés pour obtenir un comportement du FMN réaliste sont à mettre en parallèle avec des enregistrements électrophysiologiques présentés sur la **Figure 1.22 A** (McMahon, 1984). Nous voyons que la modélisation réalisée, est fidèle à la réalité (**Figure 1.22 C**) et que les paramètres issus du fuseau sur AnimatLab sont bien exploitables.

### 3.3 Influence des informations sur l'accélération du FNM

Afin de comprendre comment les informations provenant des FNMs pouvaient être prises en compte dans la génération et la régulation du mouvement nous avons réalisé des simulations en supprimant volontairement une partie des informations transmises par le fuseau. Dans un premier temps nous avons supprimé les informations relatives à la vitesse d'étirement du ressort en série qui code l'accélération du mouvement. C'est une information transitoire qui apparaît lors des changements de vitesse. Nous avons ensuite testé les capacités du réseau à réaliser des mouvements à l'aide d'un programme d'optimisation de type *Goal Exploration Process* (GEP). Le détail sur le fonctionnement de cet algorithme est décrit dans le chapitre suivant. Pour être retenus, les mouvements devaient présenter une phase stable (pas d'oscillations) avant le geste entre 2 et 5 secondes et après le geste (entre 7 et 10 secondes). Le mouvement de flexion devait être supérieur à 10° et la co-contraction entre le fléchisseur et l'extenseur était fortement pénalisée de sorte que l'optimisation tendait à trouver des solutions avec pas ou peu de co-contraction. Nous n'avons pas donné de critères de temps de réalisation ni imposé une position de départ ou d'arrivée car nous voulions voir ce que le réseau était capable de produire avec le peu d'information dont il disposait. Chaque essai se déroulait de la manière précédemment décrite. Dans un premier temps, les commandes SET ajustaient l'état des neurones (motoneurones Alpha et Gamma) et des synapses (*Ia*-MN) du réseau. Puis la commande GO démarrait à



**Figure 1.22 :** (A) Représente l'enregistrement électrophysiologique d'une fibre Ia au cours d'un mouvement, *McMahon, (1984)*. (B) Représente la variation de longueur du fuseau neuro-musculaire associé. (C) Illustre le comportement d'un fuseau neuromusculaire modélisé (ici celui de l'extenseur) avec les différentes informations qui peuvent en être extraites.

la 5ème seconde pour déclencher le mouvement. Cette commande GO ne concernait pas les motoneurones Alpha. Dans ce cas précis, nous avons fixé les valeurs de synapses entre le neurone Ia et le motoneurone Alpha à une conductance de  $0.1\mu\text{S}$  pour les deux muscles antagonistes. Les mouvements produits par la simulation sont présentés dans la **Figure 1.23**. Les comportements obtenus illustrent parfaitement le rôle des informations de vitesse et d'accélération codées au sein du fuseau neuromusculaire. En leur absence, nous observons que le réseau n'est pas capable de produire différentes vitesses de mouvement. L'ensemble des mouvements produits a un profil de vitesse identique.

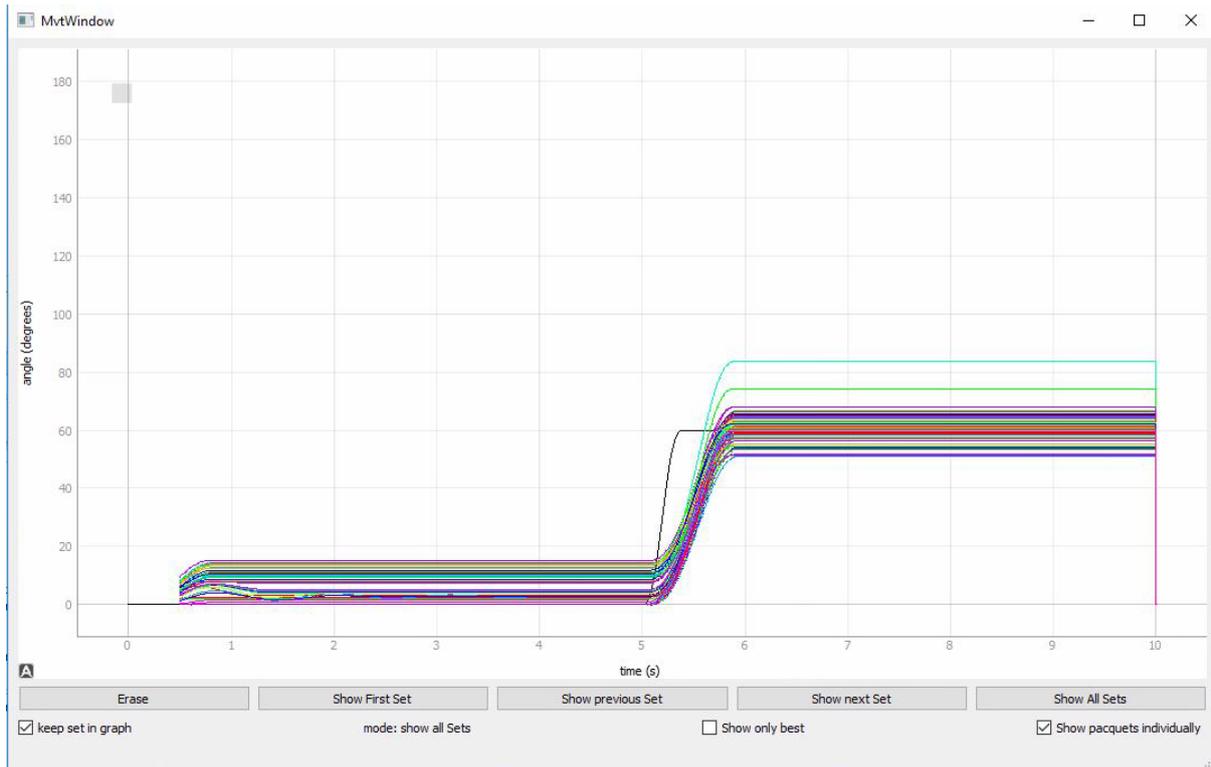
Nous voyons ici que lorsque le système sensoriel n'est pas capable de suivre correctement le mouvement produit et transmet uniquement les informations statiques, les capacités du réseau à s'adapter pour produire des mouvements différents sont fortement limitées.

### 3.4 Influence de l'information sur la tension du FNM

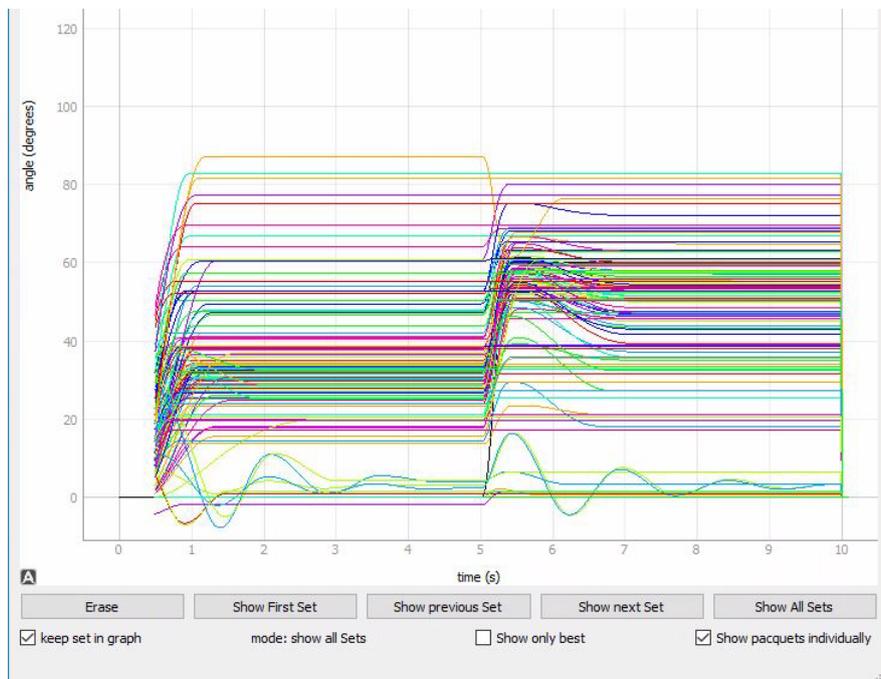
La seconde partie des informations sensorielles données par le fuseau de notre modèle est une information statique sur sa tension. Lors d'un étirement du FNM, la modélisation de Hill permet à l'élément parallèle (contenant le ressort, l'amortisseur et la partie contractile) de s'étirer plus lentement que le ressort en série. Il en résulte que la tension va croître tant que la longueur du fuseau augmente. Lorsque cette longueur se stabilise, la tension baisse le temps que l'amortisseur arrive à l'équilibre. Ainsi la mesure de la tension du FNM ne donne pas seulement la longueur, mais un mixte entre la longueur et la vitesse d'étirement/relâchement.

Afin d'évaluer l'influence de l'absence de ce paramètre, nous avons repris le même protocole d'optimisation utilisé lorsque les données d'accélération étaient supprimées et relancé les simulations. Les résultats obtenus sont illustrés par la **Figure 1.24**. L'optimisation montre que le réseau n'est pas capable de générer des mouvements de différentes amplitudes. Lorsque les mouvements sont initiés, l'amplitude parcourue revient à l'état initial. Cela s'explique du fait que le réseau n'a pas d'information à la fois sur la longueur et le sens de sa modification (i.e. pour l'étirement ou raccourcissement) ni au départ, ni au cours du mouvement. Sans cette information, le réseau est dans l'incapacité de stabiliser l'angle à une position donnée.

Pour finir, nous avons rétabli l'ensemble des informations que le fuseau neuromusculaire est censé fournir afin qu'il soit en capacité de produire des mouvements corrects. Nous avons réalisé les simulations avec un FNM codant les deux types d'information que sont la vitesse de déformation et le changement de tension. La **Figure 1.25** illustre les résultats obtenus avec le même protocole d'optimisation que pour les deux simulations précédentes. Dans cet exemple, nous voyons que le réseau est capable de produire des mouvements de différentes amplitudes allant de  $30^\circ$  à  $70^\circ$  avec une bonne stabilisation en fin de geste. Différentes vitesses de mouvements semblent également être permises. Toutefois, les conductances synaptiques étant fixées, le nombre de variables optimisées est réduit aux motoneurones Alpha et Gamma, ce qui limite



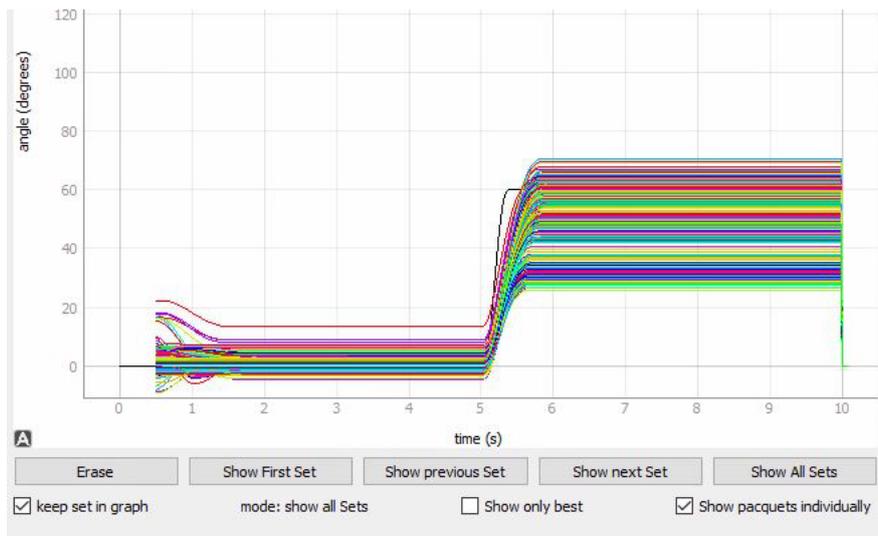
**Figure 1.23** : Représentation graphique des mouvements produits par le réseau suite à l'optimisation en absence d'information sur les changements de vitesse.



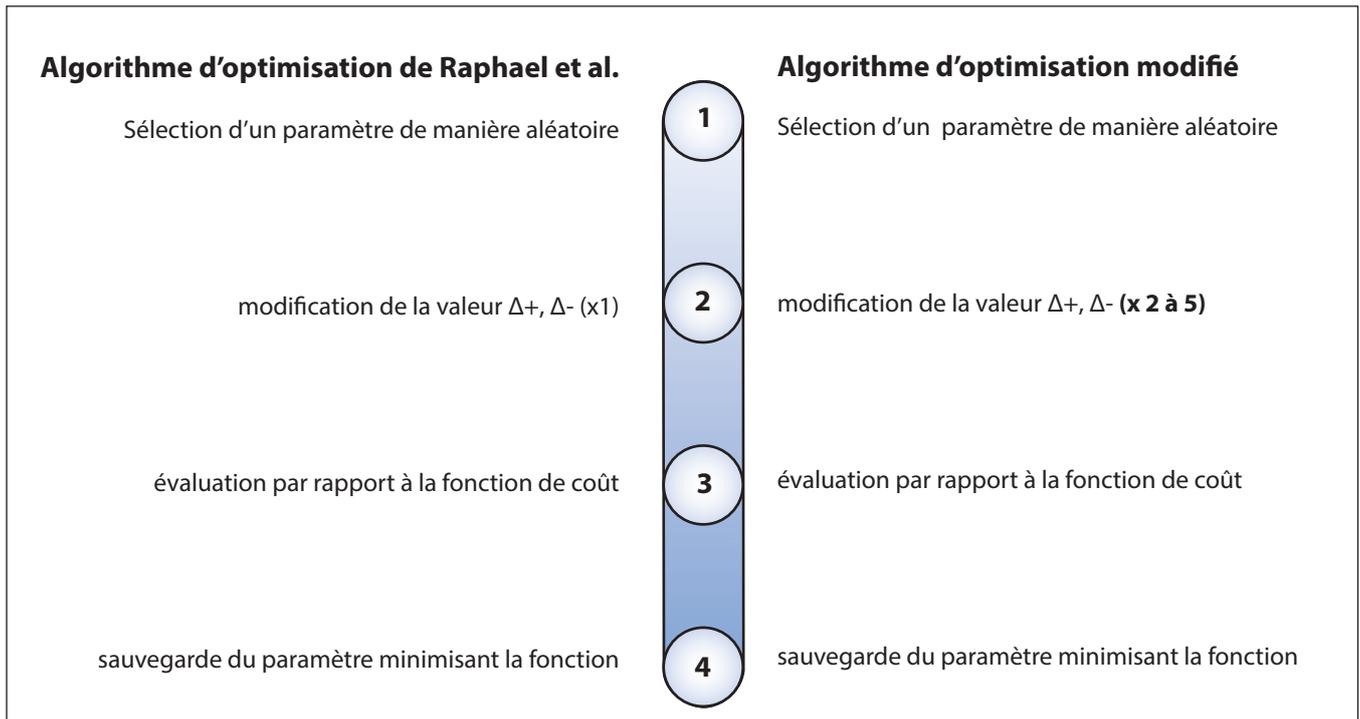
**Figure 1.24** : Représentation graphique des mouvements produits par le réseau suite à l'optimisation en absence d'information sur la tension au sein du fuseau.

l'étendue des mouvements potentiellement réalisables.

Dans cette section, nous venons de voir l'importance que constitue le réglage fin des différents composants du modèle que nous avons développé. Maintenant que nous nous sommes assurés du bon fonctionnement de la partie sensorielle, la chapitre suivant va rendre compte des différentes méthodes d'optimisations utilisées afin d'explorer les capacités de notre réseaux pour produire des mouvement de flexion du bras et pouvoir les comparer entre elles .



**Figure 1.25** : Représentation graphique des mouvements produits par le réseau suite à l'optimisation en présence de toutes les informations du fuseau neuromusculaire.



**Figure 1.26** : Schématisation des étapes de l'optimisation par descente de gradient.

---

## 4.1 Méthode d'optimisations

### 4.1.1 Loeb

La méthode d'optimisation utilisée par l'équipe de G. Loeb (Raphael *et al.*, 2010; Tsianos *et al.*, 2011) est une méthode par descente de gradient où chaque élément est testé successivement de manière individuelle. Le résultat de chaque test est évalué par le calcul d'une fonction de coût en rapport à un état désiré. L'optimisation se déroule en plusieurs étapes illustrées dans la (**Figure 1.26**) et décrites ci-dessous.

- Un élément (neurone ou synapse) du réseau est sélectionné de manière aléatoire par un tirage sans remise afin d'être optimisé.
- Deux simulations sont ensuite réalisées en modifiant les valeurs de l'élément sélectionné avec un pas défini ( $+\Delta$  et  $-\Delta$ ). La fonction de coût est calculée pour chacune des deux simulations ainsi que pour la simulation sans modification. La solution qui obtient le plus faible coût est retenue.
- Un nouvel élément à optimiser dans le réseau est sélectionné et la manœuvre recommence, jusqu'à ce que l'ensemble des éléments aient été testés une fois. Cela correspond à une itération du réseau.
- Le modèle est ensuite itéré de nombreuses fois afin de converger vers une solution ayant un coût le plus faible possible.

Une pénalité pour la coactivation des motoneurones antagonistes a été calculée mais elle n'était pas intégrée à la fonction de coût et servait uniquement à comparer des solutions qui avaient convergé vers un minimum d'une valeur similaire (Raphael *et al.*, 2010).

La procédure que nous avons utilisée différait en quelques points du protocole de G. Loeb. La valeur du  $\Delta$  utilisée dans l'optimisation était propre à chaque élément et réglée par un algorithme. Alors que Loeb ne réalisait qu'une variation de paramètre avant de passer au suivant, nous avons répété la manœuvre entre 2 et 5 fois par paramètre en fonction de la diminution ou non de la fonction de coût. Cela permettait d'atteindre plus rapidement des valeurs optimales et donc de converger vers une solution. Après la première simulation réalisée pour un paramètre,



selon que le  $\Delta$  positif ou négatif diminuait la fonction de coût, sa valeur était multipliée par 2,5 pour la simulation suivante. Si la fonction de coût continuait à diminuer, l'optimisation du même paramètre pouvait être réalisée jusqu'à 5 fois de suite. Dans le cas où aucune amélioration n'était apportée, la valeur du  $\Delta$  était divisée par 2. Si au bout de 2 répétitions la valeur de la fonction de coût n'avait pas bougé, l'algorithme passait au paramètre suivant.

En plus de la fonction de coût qui évaluait la différence entre l'état désiré et l'état actuel, une pénalité de co-contraction était ajoutée. A la différence du calcul de la fonction de coût de Loeb, la valeur de la pénalité de la co-contraction rentrait dans le calcul du score d'optimisation. Cette pénalité était égale à la multiplication des activités des deux motneurones, elle même multipliée par un coefficient :

$$Penalty = (activityMN_{flexor} * activityMN_{extensor}) * coeff$$

Enfin, un autre point de différence entre notre méthode et celle de Raphael *et al.* (2010) se trouve dans les paramètres de départ des différents éléments du réseau. Dans leur expérience, les paramètres étaient préréglés manuellement et donnaient des solutions déjà quasi acceptables avant même de lancer une optimisation. Dans notre cas, notre point de départ ne donnait pas de mouvement stable. C'est la raison pour laquelle nous avons répété plusieurs fois la phase d'ajustement des  $\Delta$  pour chaque paramètre. L'algorithme que nous avons mis en place nous permettait de régler à la fois le nombre de répétitions où un élément était optimisé et le nombre d'itérations de l'ensemble des paramètres. D'autre part, la fonction de coût étant basée sur la comparaison avec un état désiré (i.e : une position angulaire), l'algorithme nécessitait de définir un objectif. Nous avons donc réalisé plusieurs optimisations comprenant différentes amplitudes de mouvements à savoir 40 - 60 et 80°. Chacun de ces mouvement devait être réalisés en 850 ms.

Les optimisation réalisées suivaient une procédure que nous définissions à travers un script. Nous présentons ici un exemple de script que nous avons utilisé pour une simulation avec l'algorithme de descente de gradient :



```

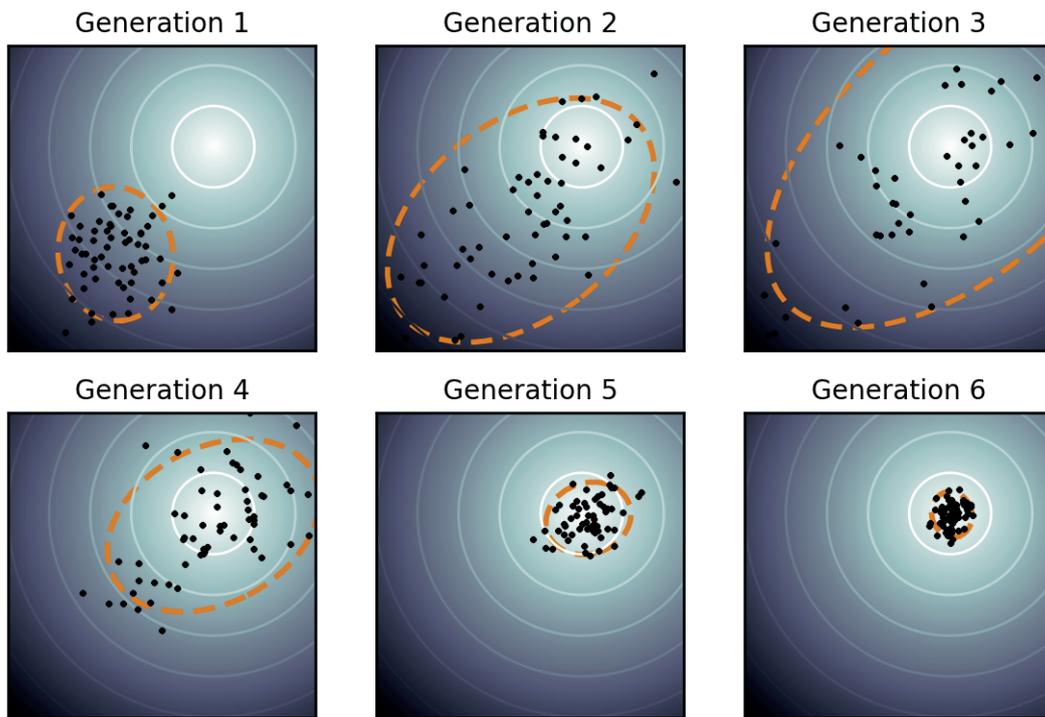
angle 0 60 mvtdur 0.850
loeb fourch=100 xCoactPenalty1=500 deltacoeff=0.01 nbsteps=5
nbepoch=10
angle 0 60 mvtdur 0.850
loeb fourch=100 xCoactPenalty1=500 deltacoeff=0.01 nbsteps=5
nbepoch=10
angle 0 60 mvtdur 0.850
loeb fourch=100 xCoactPenalty1=500 deltacoeff=0.01 nbsteps=5
nbepoch=10

```

- Le paramètre `angle` désigne l'amplitude de mouvement avec les positions de départ (0) et d'arrivée (60),
- `mvtdur` correspond au temps de réalisation du geste à partir de la commande "GO",
- `loeb` désigne le type d'optimisation que nous avons décrit plus haut,
- `fourch` correspond à l'étendue en pourcentage dans lequel pouvait évoluer l'optimisation (ici 100%),
- `xCoactPenalty` est le coefficient multiplicateur associé à la co-contraction (voir formule ci-dessus),
- `deltacoeff` est le coefficient de variation du paramètre à optimiser ( $\Delta$ ) donné au début du processus d'optimisation,
- `nbsteps` est le nombre de répétition d'optimisation ( $\Delta$ ) pour un même paramètre,
- `nbepoch` est le nombre d'itérations (nombre de fois ou l'ensemble des paramètres est optimisés).

Pour chacune des 3 amplitudes des mouvements testées nous avons réalisé 3 séries du processus d'optimisation indépendantes. La fonction de coût que le programme cherchait à réduire était basée sur un tracé idéal du geste produit par un model de type minimum jerk (la dérivée de l'accélération), reconnu pour sa bonne capacité à reproduire des trajectoires naturelles (Flash et Hogan, 1985). L'optimisation devait faire en sorte que le réseau produise une solution la plus proche possible de ce tracé. La fonction de coût était égale à la somme des différences au carré de chaque point du tracé par rapport au tracés idéal, à laquelle était additionnée la pénalité de co-contraction.

$$cost = \sum_{x=0}^X (T_{desire} - T_{actuel})^2 + cocontraction$$



**Figure 1.27 :** Représentation du fonctionnement de l’algorithme CMA-es. Chaque génération évolue dans l’espace des paramètres où l’objectif est représenté par la cible blanche. Le gradient de couleur bleu représente le coût associé. Plus la couleur est sombre et plus le coût est important (i.e. éloigné de la cible). L’ellipse autour des points représente la covariance associée. Les générations 2 et 3 illustrent une augmentation de la variabilité des solutions en direction de la cible. Les générations 4 et 5 montrent une attraction vers l’objectif avec une diminution de la variabilité pour finalement arriver en génération 6 où l’ensemble des solutions a convergé. Image issue de Wikipédia : <https://en.wikipedia.org/wiki/CMA-ES>.

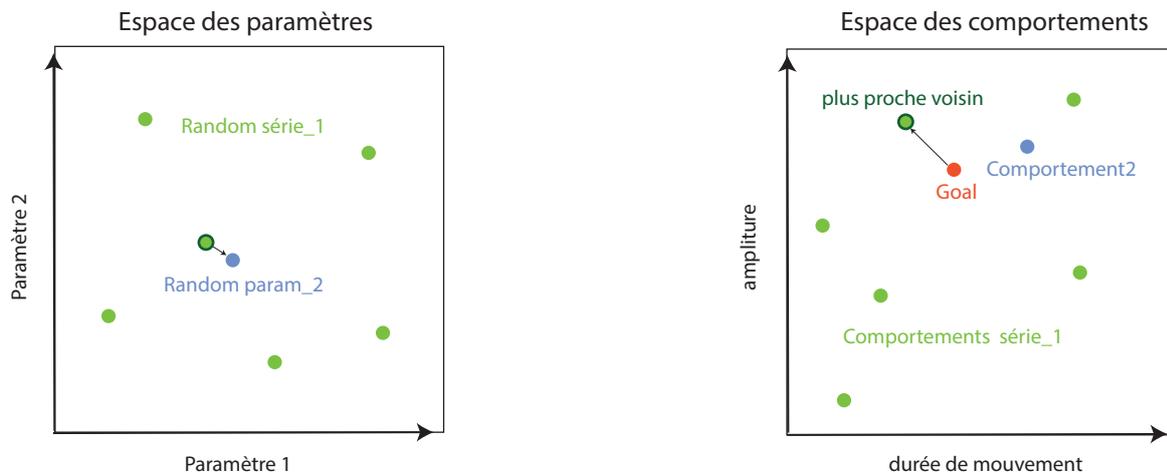
### 4.1.2 CMAes

Le deuxième type d'algorithme d'optimisation que nous avons utilisé fait parti de la catégorie des algorithmes d'évolution connue sous le terme de **Covariance Matrix Adaptation evolution strategy (CMA-es)** (Hansen, 2006). L'objectif de cet algorithme est de minimiser une fonction de coût comme avec l'algorithme de Loeb. Son fonctionnement (évolutif) est basé sur un principe semblable à l'évolution biologique. Il inclut la production de variations au sein d'une population (mutations et recombinaisons) ainsi qu'un mécanisme de sélection. Pour chaque génération, (itération) des individus issus de la génération précédente sont générées de manière aléatoire (des solutions potentielles notées  $x$ ). Ensuite, certains d'entre eux sont sélectionnés selon le résultat de la fonction de coût. Ils formeront alors la nouvelle génération parente qui engendrera, à son tour, une nouvelle population. Ainsi, au fur et à mesure des générations, les individus se rapprochent de plus en plus de l'objectif (Akimoto *et al.*, 2010) (**Figure 1.27**).

Dans l'algorithme d'évolution, les solutions représentant la nouvelle génération sont rassemblées autour d'une moyenne calculée selon une matrice de covariance. Cette matrice est mise à jour à chaque génération et évolue vers l'objectif. Une des particularités de cet algorithme réside dans le fait que le chemin parcouru par l'algorithme est conservé en mémoire. Ce chemin contient plusieurs informations, dont les corrélations entre deux générations successives. Si ces deux générations vont dans la même direction, la variance utilisée pour la création de la génération suivante va pouvoir augmenter. Cela permet d'accélérer l'avancée dans la direction de la minimisation de la fonction de coût (cf *Génération 2 et 3* **Figure 1.27**).

Afin de tester l'efficacité de cet algorithme dans notre simulation de flexion du coude, nous avons fixé les mêmes objectifs et repris les mêmes conditions de départ que celles utilisées avec le l'algorithme de G.Loeb modifié. Pour chacune des 3 amplitudes testées (40 - 60 et 80°), 10 répétitions de la simulation complète ont été réalisées afin de comparer les solutions obtenues entre elles. Une simulation complète correspond à environ 850 simulations unitaires permettant d'aboutir à une solution. Dans l'algorithme *CMA-es* que nous avons implémenté, différents paramètres pouvaient être ajustés avant de lancer la simulation :

- La dimension de l'espace dans lequel la génération  $x + 1$  pouvait être lancée. Un espace trop grand génèrerait des individus dans des endroits trop éloignés les uns des autres. Dans un environnement non linéaire comme le notre, cela ne permettrait pas d'évoluer dans la bonne direction et génèrerait plus de bruit qu'autre chose.
- La variance ( $\sigma$ ) représentant l'étendue des variations aléatoires utilisées pour produire la nouvelle génération à partir des solutions parentes. La création d'une nouvelle population représente donc la réplique de la population précédente avec un jeu de paramètres modifiés en fonction de la variance autorisée. Cette variance correspond au "pas" avec lequel l'algorithme va évoluer. Une variance faible va apporter de petites modifications



**Figure 1.28** : Schéma de fonctionnement de l'algorithme d'exploration du GEP. Dans un premier temps, une exploration aléatoire est réalisée dans l'espace des paramètres (**Random série\_1**) qui donne lieu à différents comportements (**Comportements série\_1**). Ensuite un objectif est donné dans l'espace des comportements (**Goal**). L'algorithme recherche le comportement le plus proche (**plus proche voisin**). Il va récupérer les paramètres qui ont permis d'obtenir ce comportement et rejoue ces paramètres en y incluant du bruit (**Random param\_2**). Ce nouveau jeu de paramètres engendre un nouveau comportement (**Comportement\_2**) dans l'espace des comportements qui est gardé en mémoire s'il respecte les critères définis qu'il soit proche de celui désiré ou non.

aux paramètres de la génération parente alors qu'une variance importante va laisser la possibilité d'avoir des variations plus larges.

Comme le résultat de la simulation dépend de plusieurs paramètres ayant potentiellement une influence les uns sur les autres (facteurs limitants, effets de seuil), nous avons préféré utiliser des variances de départ faibles. Toutefois, le CMA-es est basé sur une variance évolutive donc, au fur et à mesure des générations cette variance peut augmenter ou diminuer comme cela est illustré sur la **Figure 1.27**.

### 4.1.3 GEP

Les deux algorithmes présentés précédemment fonctionnent sur le principe de réduction d'une fonction de coût. Un but est défini de manière précise et toute l'optimisation va être réalisée pour arriver le plus proche possible de ce but. L'analogie à l'entonnoir est utilisée pour illustrer la manière dont ces algorithmes fonctionnent, afin de tendre vers une solution unique. Toutefois, ces approches peuvent être problématiques voire restrictives lorsque nous évoluons dans des systèmes multidimensionnels offrant différentes solutions à un même problème (multiples minimum locaux) (Colas *et al.*, 2018). Dans ce contexte, des algorithmes d'exploration ont été développés sur la base de l'apprentissage guidée par la curiosité. Cet apprentissage n'est donc pas guidée par une descente de gradient associée à un comportement cible unique (but), mais par le poids mis à plusieurs paramètres. Ces pondérations vont définir une famille de comportements dans un objectif plus large d'exploration (Forestier *et al.*, 2017). Du fait que le système musculo-squelettique soit connu pour la redondance qui caractérise les multiples solutions permettant de réaliser un même geste, nous nous sommes intéressés à ce type d'algorithme d'exploration. L'idée était de pouvoir évaluer les capacités de notre réseau et voir si nous pouvions obtenir plusieurs solutions (en terme de paramètres) pour un même mouvement. En fixant des buts via les algorithmes d'optimisation plus classiques, nous n'avions aucun moyen de savoir si le réseau était en capacité ou non de réaliser la tâche que nous lui demandions. D'autre part, les algorithmes classiques nécessitent la réalisation d'optimisations individuelles pour chaque but ce qui est très coûteux en temps de calcul. La définition d'une famille de comportement utilisée dans le cas du GEP permet au système de découvrir des solutions appropriées sans la contrainte forte imposé par un but unique. Avec une approche exploratoire nous avons donc la possibilité de délimiter l'ensemble des possibles et de voir les limites que le réseau ne sera pas capable de dépasser.

Le GEP fonctionne sur la base de deux espaces (**Figure 1.28**). Un espace est dédié aux paramètres (*policy parameter space*) et un autre est dédié aux comportements (*outcome space*). Ce dernier est paramétré par l'expérimentateur afin d'en définir les contours. Dans notre cas, le comportement attendu se rapporte aux mouvements produits par le réseau. Il est défini par des critères spécifiques que sont :



- la stabilité du mouvement en début et fin de geste,
- un mouvement de plus de  $10^\circ$ ,
- une co-contraction faible voire absente.

L'espace des comportements donne des résultats issus des combinaisons de paramètres. Cela permet de voir qu'il existe éventuellement des combinaisons différentes pour des comportements similaires ou proches. Le fonctionnement du GEP peut être décrit en plusieurs étapes :

1. Des combinaisons de paramètres sont sélectionnées de manière aléatoire lors des premières explorations. De ces combinaisons, apparaît un comportement dans l'espace qui lui est dédié. Ce comportement est retenu uniquement s'il respecte les critères que nous avons déterminé au préalable. Nous retenons uniquement les comportements dits "corrects". A ce stade, nous avons donc des couples qui se forment entre, d'un côté, les paramètres et de l'autre, les comportements que l'on considère physiologiques. Ce processus est répété pour un certain nombre d'essais de manière purement aléatoire afin d'établir une quantité de couples suffisante.
2. Dans un second temps, des vecteurs sont tracés dans l'espace des comportements afin d'orienter l'exploration autour des points précédemment apparus. Ces vecteurs sont formés de manière aléatoire, définissant des objectifs à atteindre. Le GEP met en place une exploration qui est motivée par la diversité des possibilités. Afin d'atteindre ces objectifs, l'algorithme va rechercher quel est le comportement qui se rapproche le plus de celui qu'il souhaite produire. Une fois les coordonnées de ce comportement trouvé, il récupère les paramètres associés et y ajoute un bruit aléatoire afin de les faire varier. La simulation est ensuite générée et l'algorithme en évalue les conséquences en terme de comportement. Dans nos simulations, nous nous sommes astreint à utiliser le plus proche voisin mais il est possible d'en utiliser plusieurs. A ce moment là, le centre de ces paramètres est calculé (moyenne) pour déterminer le point de départ du prochain jeu de paramètres.

Le principal intérêt de ce type d'algorithme est que l'exploration avance et classe les comportements comme corrects ou non selon les critères définis. Le GEP permet de garder en mémoire la manière dont il y est parvenu à trouver les différentes solutions. Le côté intéressant de cette méthode est que même si le comportement généré s'éloigne de celui demandé, si il respecte les critères de validité, il est conservé et alimente l'exploration du système. Ainsi, au fur et à mesure de l'exploration, la quantité de paires associant la combinaison des paramètres et des comportements augmente. Au lieu d'apprendre un comportement stéréotypé par une optimisation classique visant un comportement cible unique, le système va avoir à disposition une batterie de possibilités associant des paramètres et des comportements.

La taille des vecteurs d'exploration et la dimension du bruit (variance) qui modifie les valeurs des stimulations sont les variables qui façonnent l'exploration. Lorsqu'elles sont élevées,

```

GEP
D:/AnimatLabModels/HumanArm/ArmNS10forGEP09
D:/AnimatLabModels/HumanArm/saved/ArmNS10forGEP00
angle 0 60 mvtDur 0.400
const NS1_laExt-ExtAIMn.SynAmp=0.01 NS1_laFlx-FlxAIMn.SynAmp=0.010
random fourch=20 xCoactPenalty1=500 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=1920
random fourch=10 xCoactPenalty1=500 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=1920
GEPrand fourch=20 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=50 nbfill=0
GEPrand fourch=5 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=50 nbfill=0
GEPrand fourch=5 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=50 nbfill=0
GEPrand fourch=20 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=50 nbfill=0
GEPrand fourch=5 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=50 nbfill=0
GEPrand fourch=5 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=50 nbfill=0
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=20 dur=1.15 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=30 dur=1.15 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=40 dur=1.20 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=50 dur=1.20 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=60 dur=1.15 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=0.70 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=0.75 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=0.80 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=0.85 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=0.90 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=0.95 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=1.00 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=0 ang=11 dur=1.05 nbByPacket=48 nbTotRandRuns=798
GEPrand fourch=2 xCoactPenalty1=500 neighbours=1 sigmaGEP=0.00001 auto=1 nbxtend=0 nbfill=500

```

Figure 1.29 : Script décrivant les différentes étapes de l'optimisation selon l'algorithme GEP.

l'exploration se réalise avec des sauts qualitatifs larges et lorsqu'elles sont faibles, l'exploration progresse dans un espace plus restreint.

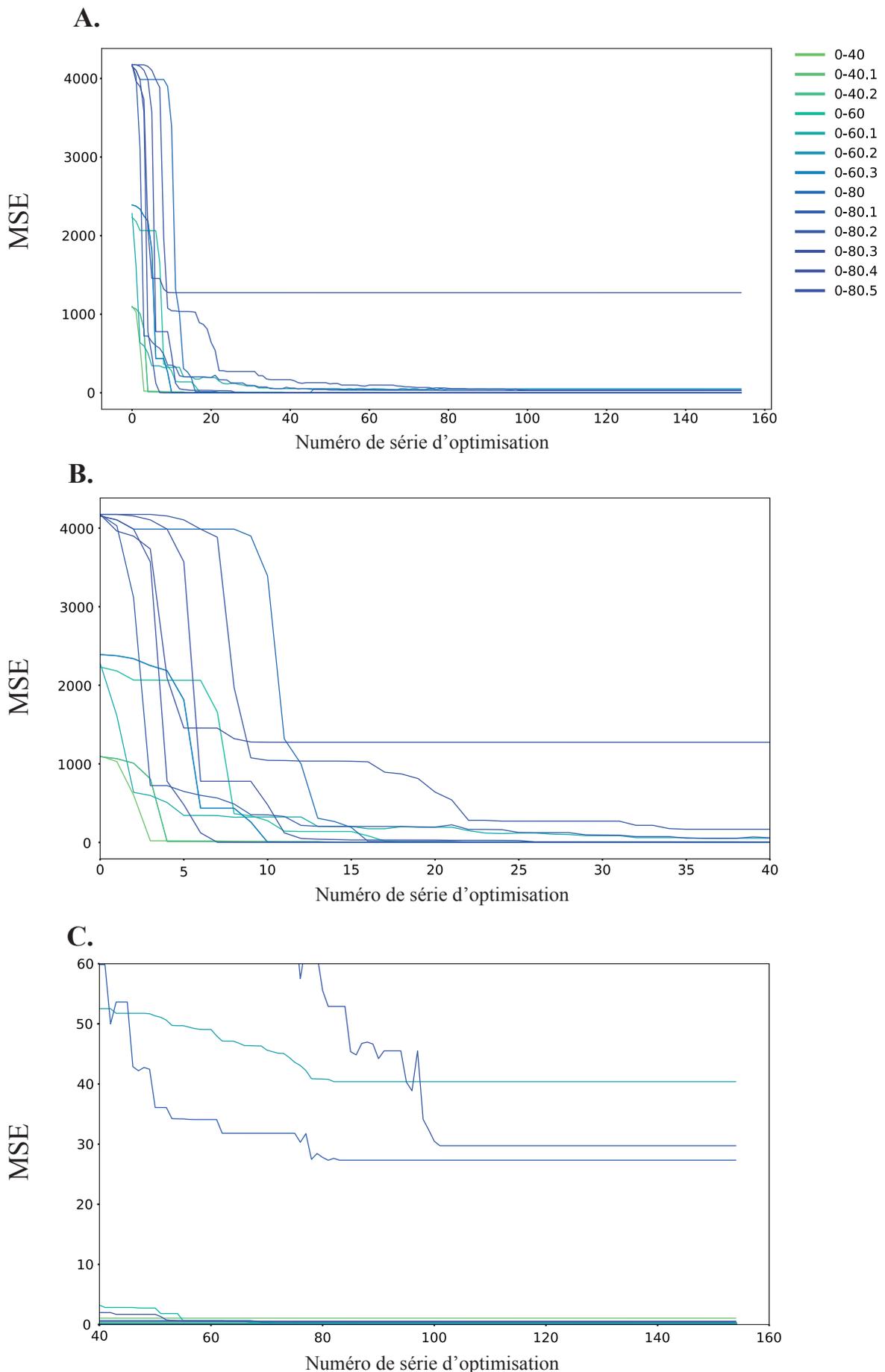
Dans notre exploration, nous avons utilisé cet algorithme sous différentes conditions de simulation, notamment en modifiant et fixant les forces synaptiques afin de voir quel était l'influence de ces paramètres sur les capacités du réseau. Le script détaillé que nous avons utilisé pour l'exploration est illustré dans la **Figure 1.29**. Afin de mieux comprendre comment se déroulait l'exploration nous présentons ici les différents paramètres utilisés :

- La variable "*furch*" définit la fourchette, c'est-à-dire l'étendue (en pourcentage) de l'espace des paramètres dans laquelle le réseau pouvait lancer ses explorations.
- La variable *xCoatPenalty* est le facteur multiplicateur de la co-contraction (intégration temporelle de l'activité du MN fléchisseur x l'activité du MN extenseur) afin de la pénaliser.
- Le *sigmaGEP* représente l'écart-type utilisé pour tirer au sort les prochains jeux de paramètres dans l'exploration autour de la cible.

Le choix des cibles comportementales (durée et amplitude) pouvait être automatique (*auto=1*) ou imposé (*auto=0*). Dans l'exploration automatique, le programme cherche soit à étendre le périmètre des comportements validés pendant un nombre de tours défini (*nbextend=xx*), soit à remplir les espaces vides au sein du périmètre (*nbfill=yy*). Dans les deux cas, le choix des cibles est réalisé par un algorithme qui recherche les bords (respectivement externes ou internes) de l'espace des comportements validés.

Dans l'exploration imposée, le programme choisit un comportement autour d'une cible imposée. Par exemple, *ang = 20*, *dur = 1.15* indique que le programme va rechercher un comportement autour de cette cible avec les valeurs indiquées pour l'angle du coude et la durée. Pour les deux modes (automatique et imposé), le jeu de paramètres ayant produit le comportement le plus proche du comportement retenu est utilisé comme point de départ de la série de simulations. Notez qu'il est possible de choisir plusieurs comportements voisins (*neighbours=zz*), auquel cas une moyenne entre leurs paramètres sert de point de départ de l'exploration.

L'exploration par GEP se réalisait en 3 étapes en commençant par une exploration aléatoire pour dresser un premier tableau général, puis une exploration dirigée pour étendre l'espace des comportements et enfin une exploration imposée ciblant des zones spécifiques afin d'être sûr d'avoir examiné toutes les capacités du réseau. Ces étapes et les solutions trouvées sont présentées en détails dans la section **Résultats**.



**Figure 1.30 :** Visualisation du processus d'optimisation pour l'algorithme de Loeb. L'erreur quadratique moyenne (Mean Square Error, MSE) est présentée en fonction du numéro de série d'optimisation en ne conservant, au cours du temps, que les valeurs pour lesquelles la MSE diminue. **(A)** Représente l'ensemble du processus d'optimisation. **(B)** Représente le début de l'optimisation avec les différents niveaux et **(C)** représente la fin du processus d'optimisation avec des résultats variables. Pour l'ensemble des simulations réalisées, la durée de mouvement était imposée à 850 ms. Plusieurs simulations ont été réalisées pour 80° car les optimisations convergaient moins souvent vers une solution acceptable.

## 4.2 Résultats des différents types d'optimisation

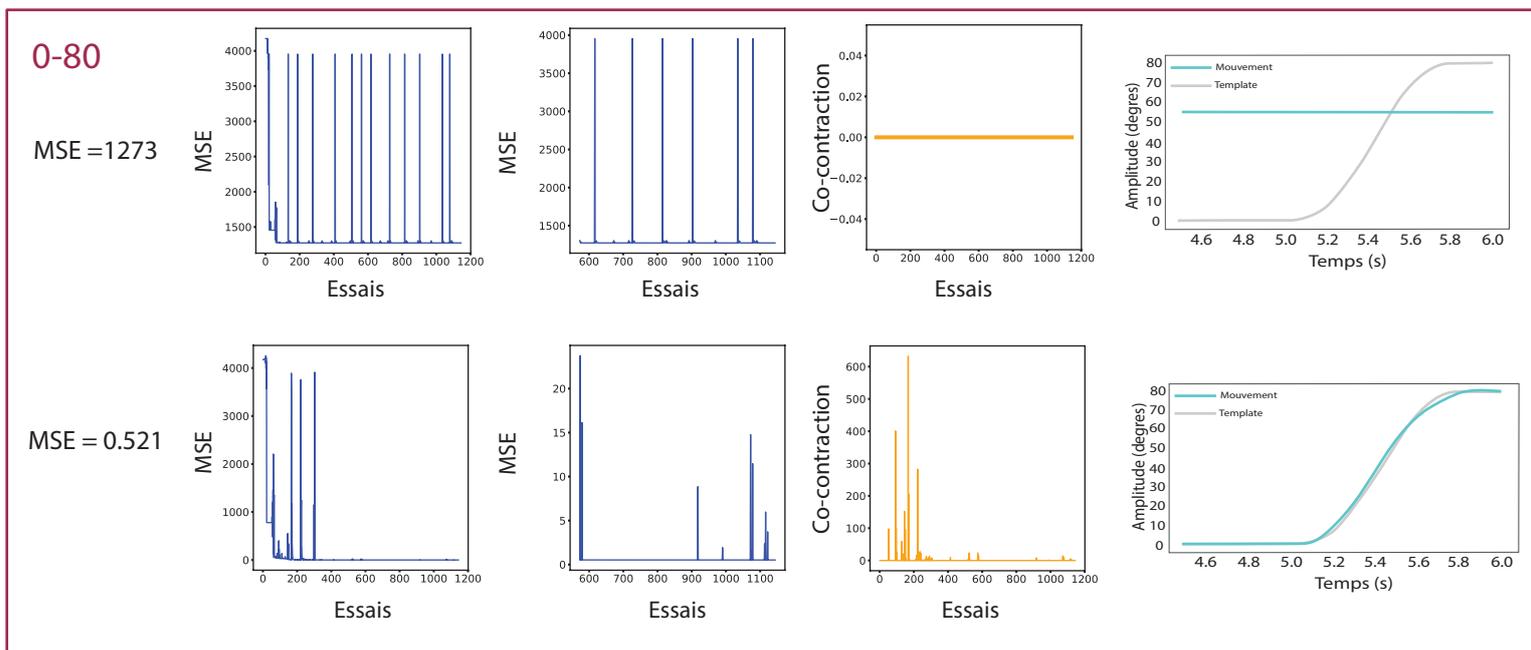
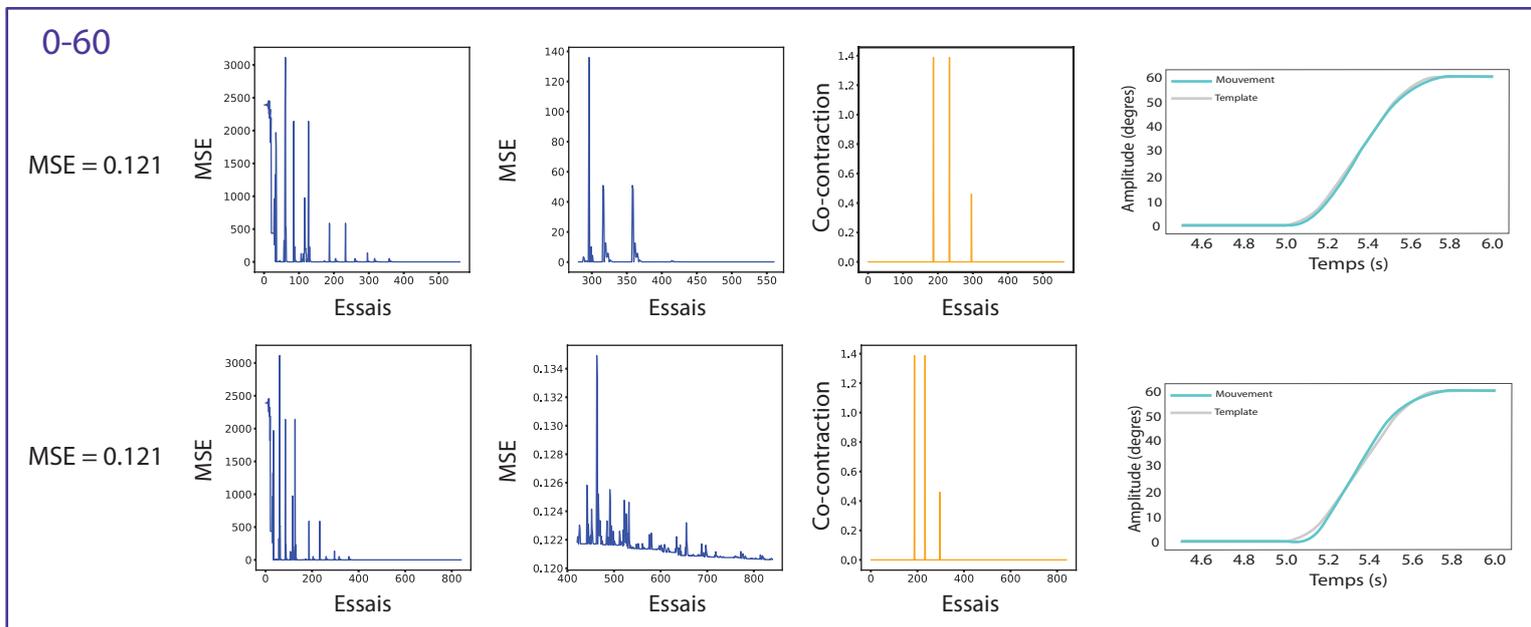
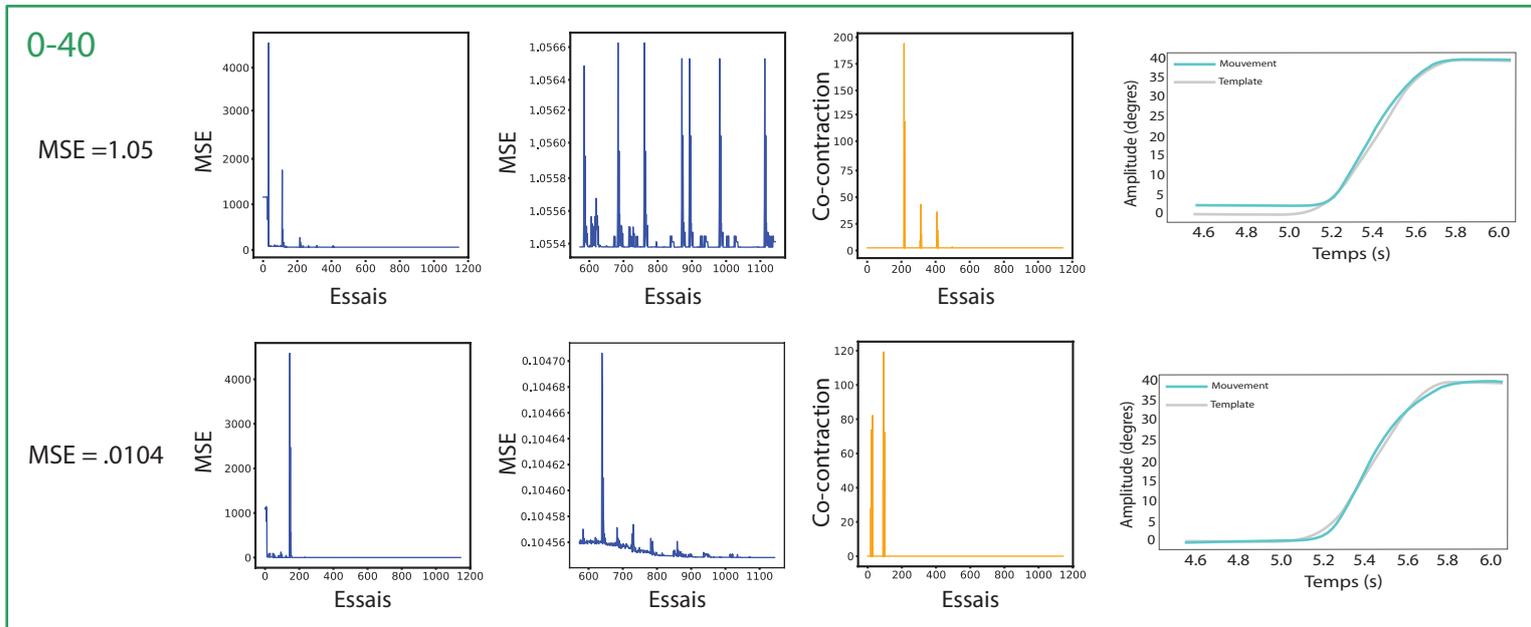
### 4.2.1 Loeb

Les premières simulations ont été réalisées avec l'algorithme de Loeb qui reprend le principe de descente de gradient en optimisant les éléments du réseau les uns après les autres. Afin de tester les capacités de notre réseau avec cet algorithme, nous avons demandé au réseau de réaliser des mouvements de 40, 60 et 80° de flexion du bras pour une durée de 850 ms. Pour chaque angle de flexion un minimum de 3 simulations complètes d'optimisation a été réalisé afin de voir apparaître différentes solutions répondant à un même objectif. Pour chaque simulation complète, l'optimisation pouvait nécessiter jusqu'à 1200 stimulations unitaire. Pour rappel, avec cet algorithme chaque stimulation unitaire se focalisait sur la modification d'un paramètre. La performance du mouvement était évaluée en calculant l'erreur quadratique moyenne par rapport à un mouvement souhaité à laquelle s'ajoute le calcul lié à la co-contraction. Les profils des optimisations sont illustrés par la **Figure 1.30**. Nous voyons que les valeurs d'erreur quadratique moyenne (mean square error : MSE) décroissent rapidement montrant l'efficacité de l'algorithme (**Figure 1.30 A et B**). Toutefois, il arrive que pour certaines optimisations, l'algorithme reste bloqué à des valeurs de MSE assez hautes (**Figure 1.30 C**). Cela illustre la présence de minima locaux. Nous voyons que lorsque l'optimisation s'engouffre dans un de ces minima, elle n'a aucun moyen d'en sortir. La réalisation de plusieurs stimulations avec les mêmes paramètres de départ permet de voir si le réseau est capable de trouver une solution correcte.

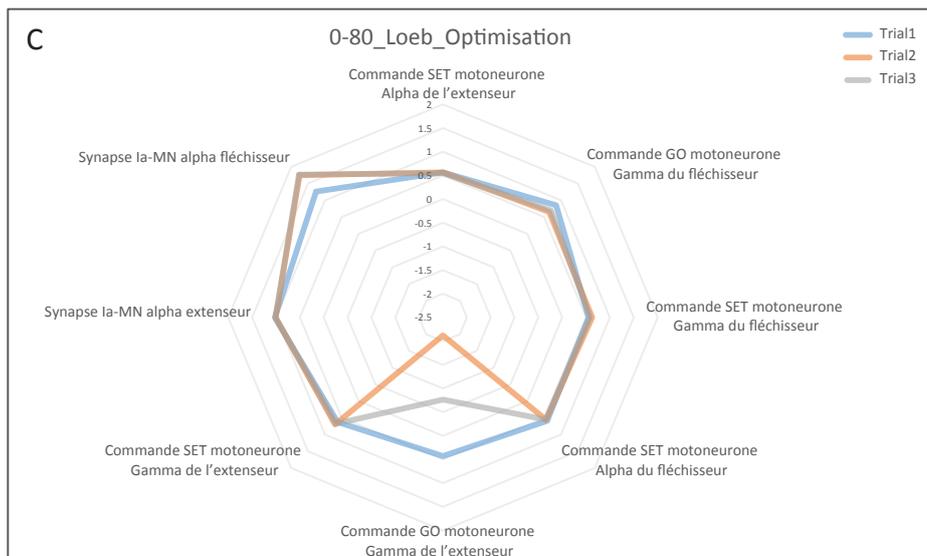
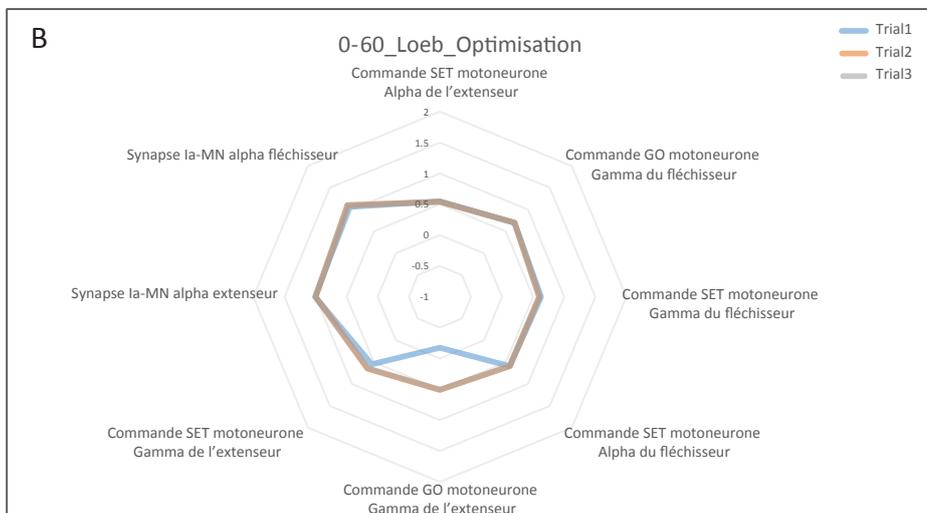
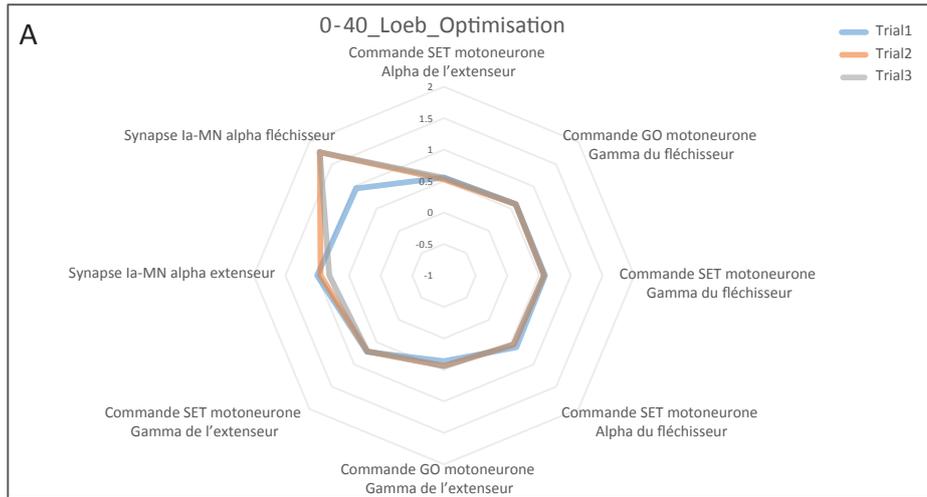
Pour les différentes solutions obtenues avec l'algorithme de Loeb, nous avons étudié la manière dont les paramètres variaient. Cette analyse nous a permis de mettre en avant les possibles relations existantes entre les paramètres. Nous avons essayé de comprendre si une quelconque stratégie existait pour permettre le réglage de l'amplitude et/ou la vitesse du mouvement.

Les solutions retenus pour l'étude des paramètres avaient toutes une valeur de MSE inférieure à 1. La **Figure 1.31** illustre certaines des solutions obtenues avec cet algorithme d'optimisation mettant en parallèle la valeur globale de la MSE, la co-contraction et la trajectoire du mouvement réalisée. Nous avons illustré un exemple où l'optimisation n'a pas donné de solution acceptable lors du test d'un mouvement de 0 à 80°. L'erreur calculée reste fixe et le profil du mouvement montre qu'il ne s'est rien produit. Nous sommes dans le cas où l'optimisation des paramètres est partie dans une direction qui rapidement c'est montrée inefficace mais d'où elle ne pouvait sortir. Cela illustre parfaitement la limite de cet algorithme. L'**Annexe 1.1** reprend les résultats des dernières simulations effectuées.

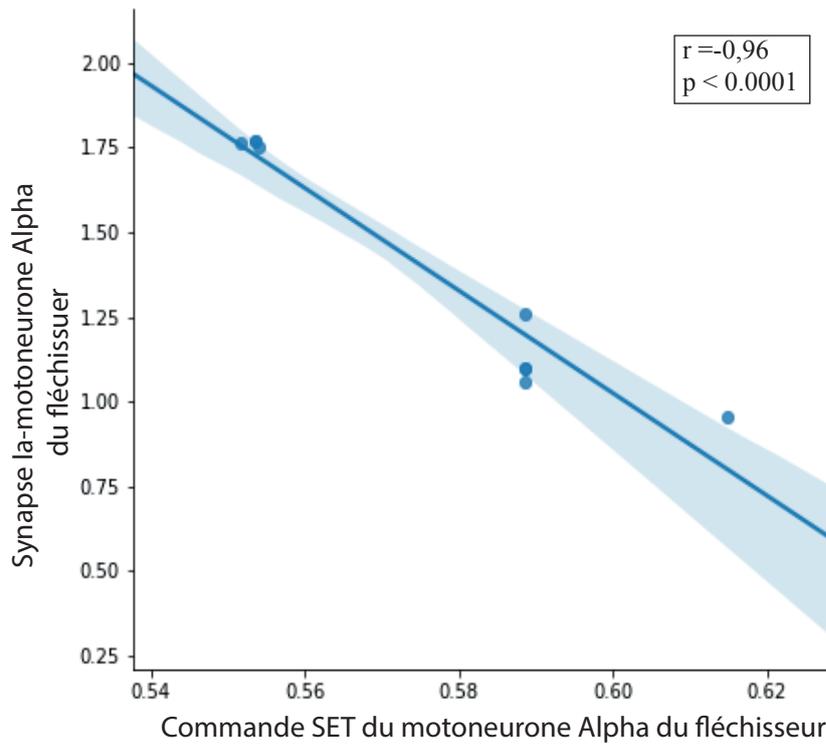
Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux jeux de paramètres optimisés pour un même comportement. Nous avons isolé les paramètres obtenus pour un mouvement de 40° de flexion, puis pour 60° et 80°. Les graphiques en radar de la **Figure 1.32** nous montrent



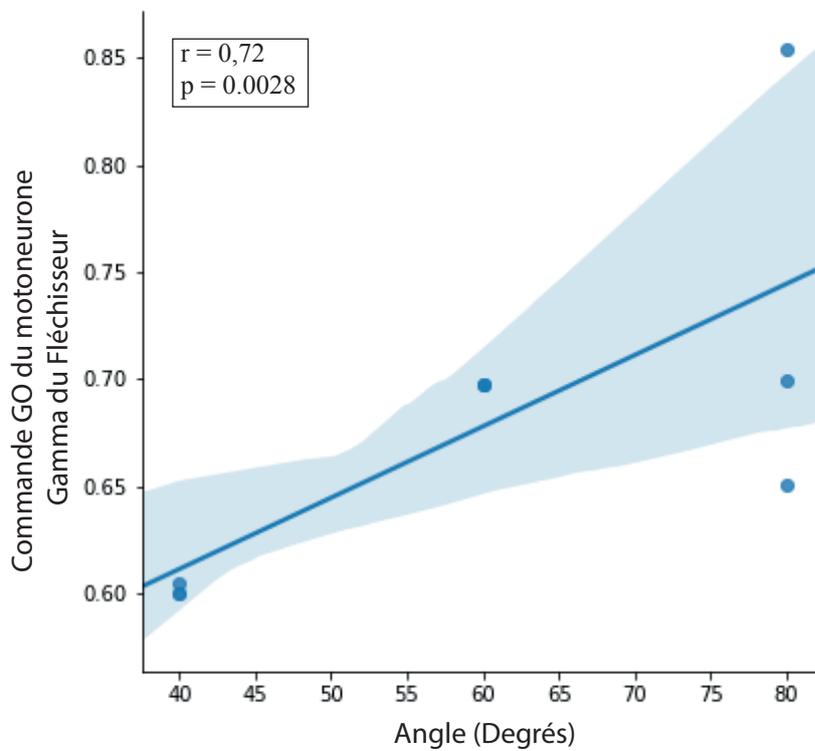
**Figure 1.31** : Exemple de séries d'optimisations réalisées avec l'algorithme de Loeb pour des angles de 40-60 et 80° et une durée de mouvement de 850ms. Pour chaque simulation, des solutions différentes sont trouvées indiquant la présence de minimums locaux. La deuxième colonne représente la seconde partie de la simulation où l'on peut voir la diminution de la fonction de coût. Pour les simulations de 80° d'amplitude, nous avons illustré une optimisation qui n'a pas réussi à converger et qui est resté bloquée dans un minimum local. La troisième colonne représente l'évolution de la co-contraction au cours de la simulation. La quatrième colonne représente la solution obtenue comparée au mouvement idéal (Template).



**Figure 1.32** : Représentation des paramètres obtenus pour les différentes simulations avec un score de MSE < 1. **(A)** Représente les paramètres pour un mouvement de 40°, **(B)** pour un mouvement de 60° et **(C)** pour un mouvement de 80°.



**Figure 1.33** : Représentation des valeurs de la synapse Ia-Mn Alpha du fléchisseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur (x-axis). Le coefficient de corrélation est rapporté ainsi que la droite de régression.



**Figure 1.34** : Représentation des valeurs de la commande GO du motoneurone Gamma du Fléchisseur (y-axis), en fonction de l'angle de flexion (x-axis). Le coefficient de corrélation est rapporté ainsi que la droite de régression.

que (i) nous retrouvons ici la notion de redondance avec la présence de différentes combinaisons de paramètres pour un même comportement et (ii) que certains paramètres semblent plus propices aux changements que d'autres.

La question que nous adressons à présent est de savoir s'il existe des relations particulières entre les variations de ses différents paramètres. Ces relations pourraient nous donner des indices sur des possibles lois de contrôle émergeant de l'activité du réseau. Pour cela, nous avons calculé les inter-corrélations entre les valeurs des paramètres pour l'ensemble des simulations retenues ( $n = 8$ ). Chaque comportement était caractérisé par des valeurs finales des paramètres. Ce sont ces valeurs (**Annexe 1.1**) que nous avons rassemblées et comparées. Il ressort de cette analyse que deux paramètres sont négativement corrélés. Il s'agit de la commande SET réglant le niveau de stimulation du motoneurone Alpha du fléchisseur et de la force de la synapse entre en neurone Ia et le motoneurone Alpha du fléchisseur ( $r = -0,96$ ;  $p < 0.0001$ ) (**Annexe 1.2**). Dans ce cas, plus le courant injecté dans le motoneurone alpha du fléchisseur au niveau de la commande SET est important, plus la force de la synapse se réduit. Cette corrélation illustre un phénomène de compensation entre ces deux paramètres.

Dans un second temps, nous avons recherché des corrélations entre les paramètres et les comportements. Nous avons trouvé une corrélation positive entre la commande GO réglant le niveau de stimulation du motoneurone Gamma du fléchisseur et l'angle de mouvement ( $r = 0,72$ ;  $p = 0.028$ ) (**Annexe 1.3**). Ainsi, plus l'angle de mouvement souhaité est élevé et plus le courant injecté dans le motoneurone Gamma du fléchisseur à la phase GO sera important.

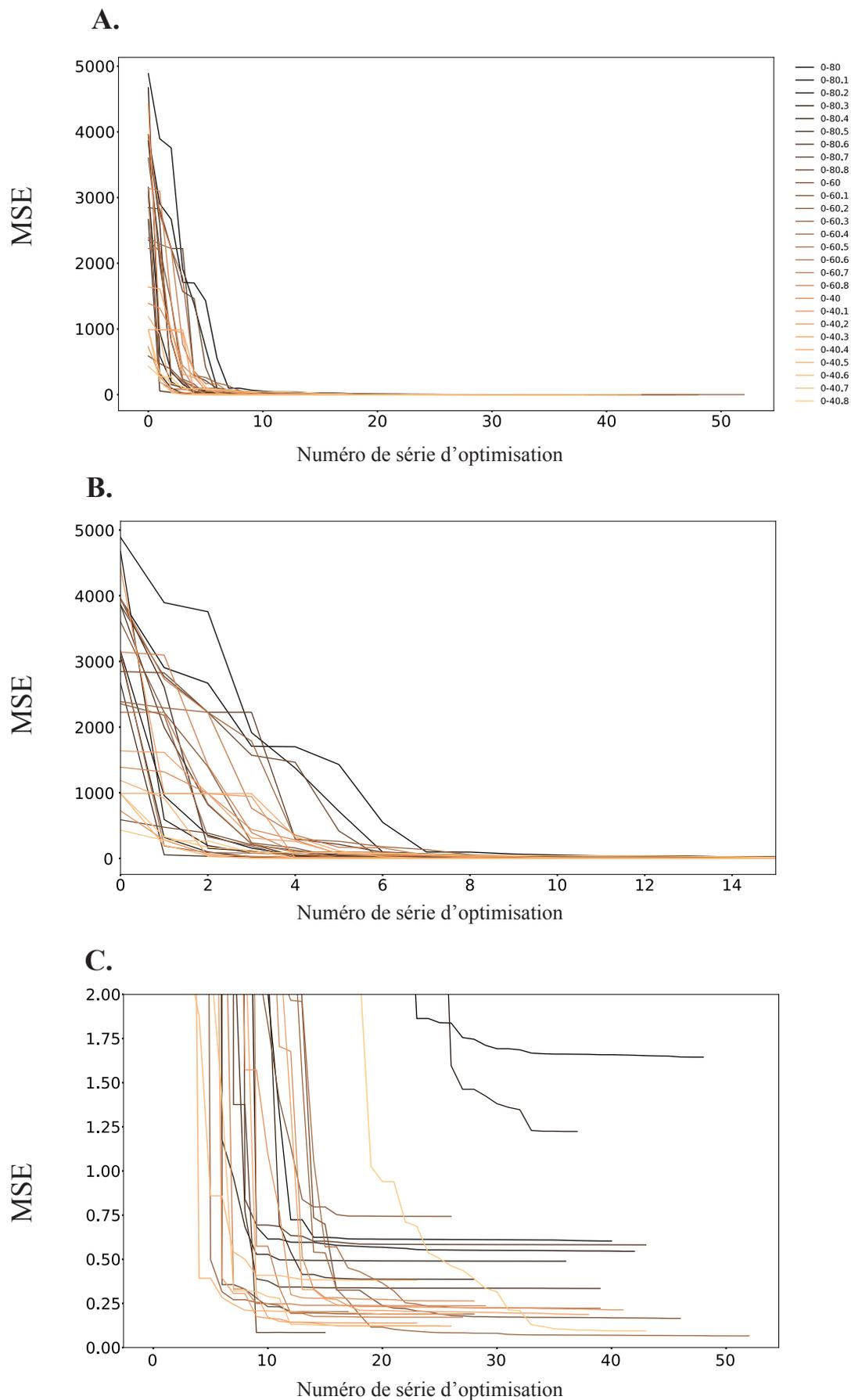
Ces corrélations qui ressortent de l'analyse des données selon le processus d'optimisation basé sur la méthode de G. Loeb sont illustrés par les **Figure 1.33 et 1.34**.

## 4.2.2 CMAes

Comme nous l'avons expliqué dans la section *Méthode d'optimisation*, l'algorithme CMAes fonctionne sur le principe d'évolution sur plusieurs générations. A chaque nouvelle génération, plusieurs entités sont produites, représentant chacune une solution où l'ensemble des paramètres est modifiée. Une sélection de l'ensemble des individus est faite permettant d'évoluer vers la solution souhaitée. Nous avons utilisé cet algorithme avec deux batteries de simulations légèrement différentes comprenant soit une durée de mouvement fixe et un angle de flexion variable soit un angle de flexion fixe et des durées de mouvement variables.

### 4.2.2. a Durée fixe et amplitudes variables

Dans un premier temps, nous nous sommes remis dans les conditions identiques aux simulations réalisées avec l'algorithme de Loeb. Nous avons testé la réalisation d'un mouvement de



**Figure 1.35 :** Visualisation du processus d'optimisation pour l'algorithme de CMA-es. L'erreur quadratique moyenne (Mean Square Error, MSE) est présentée en fonction du numéro de série d'optimisation en ne conservant, au cours du temps, que les valeurs pour lesquelles la MSE diminue. **(A)** Représente l'ensemble du processus d'optimisation. **(B)** Représente le début de l'optimisation avec les différents niveaux de départ. **(C)** représente la fin du processus d'optimisation avec des résultats variables. Pour l'ensemble des simulations réalisées, la durée du mouvement cible était de 850 ms.

différentes amplitudes à savoir  $40^\circ$ ,  $60^\circ$  et  $80^\circ$  avec une durée de mouvement 850 ms. La fonction de coût que l'algorithme cherche à minimiser est la même que nous avons utilisé précédemment. Elle est calculée par la somme des carrés des écarts au mouvement souhaité, additionné d'un coefficient lié à la co-contraction. Au total, dix répétitions de simulation pour chaque angle ont été réalisées. Chaque simulation consistait à la réalisation d'environ 850 générations. Pour chaque génération, nous récupérons la valeur centrale. Pour les 3 angles testés cela nous fait un total de 30 simulations à analyser. Les décours temporels des optimisations sont présentés dans la **Figure 1.35**. Comme pour l'optimisation avec l'algorithme de Loeb, celle-ci descend rapidement vers des valeurs de MSE inférieures à 10. Ce qui change avec l'algorithme de Loeb c'est qu'à chaque simulation le CMA-es génère plusieurs solutions qui représentent des combinaisons des paramètres là où Loeb modifiait les paramètres les uns après les autres et rejouait la simulation à chaque fois. Cette approche permet, entre-autre, de ne pas rester bloqué dans un minimum local du fait de la variation de l'ensemble des paramètres à chaque simulation. Là où l'algorithme de Loeb restait enfermé dans un minimum, le CMA-es va pouvoir éviter ces pièges et naviguer dans un environnement plus complexe. Cela se retrouve dans les résultats que nous avons obtenus. Sur les 30 optimisations réalisées, seules 3 ont des MSE supérieures à 1 mais restent inférieures à 2 (**Annexe 1.4**).

Comme pour les analyses avec l'algorithme de Loeb, nous avons gardé uniquement les essais dont la MSE était inférieure à 1 et nous avons regardé si des relations entre les paramètres étaient présentes.

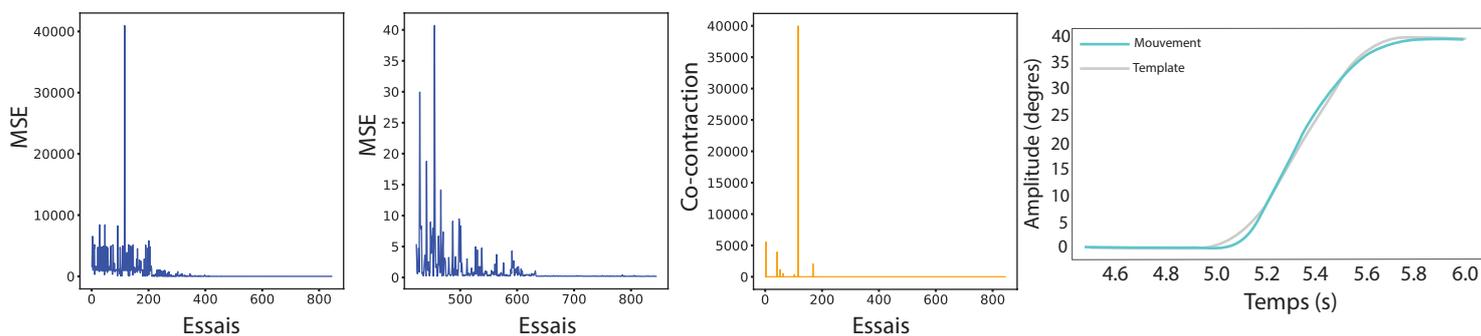
Un exemple de résultat obtenu avec une  $MSE < 1$  pour chacune des amplitudes est illustré en **Figure 1.37**. Sur cette figure, on retrouve de gauche à droite : l'évolution de l'optimisation au cours du temps (Optimisation Trial), puis l'évolution de la co-contraction et enfin, le tracé obtenu (en vert) en fonction du tracé souhaité (en gris). Nous pouvons voir que les tracés obtenus sont souvent proches du *template* avec de légers écarts souvent situés au début du mouvement ou lors de la phase de stabilisation finale. Comme pour la précédente exploration, nous avons réalisé les inter-corrélations entre les différentes valeurs obtenues pour les paramètres du réseau en fin de simulation afin de comprendre comment ces derniers évoluaient entre eux. Les résultats reportant les corrélations sont rapportés dans l'**Annexe 1.5**.

Suite à cette analyse, quatre relations ont été mise à jour par le test présentés en **Figure 1.36**. On retrouve :

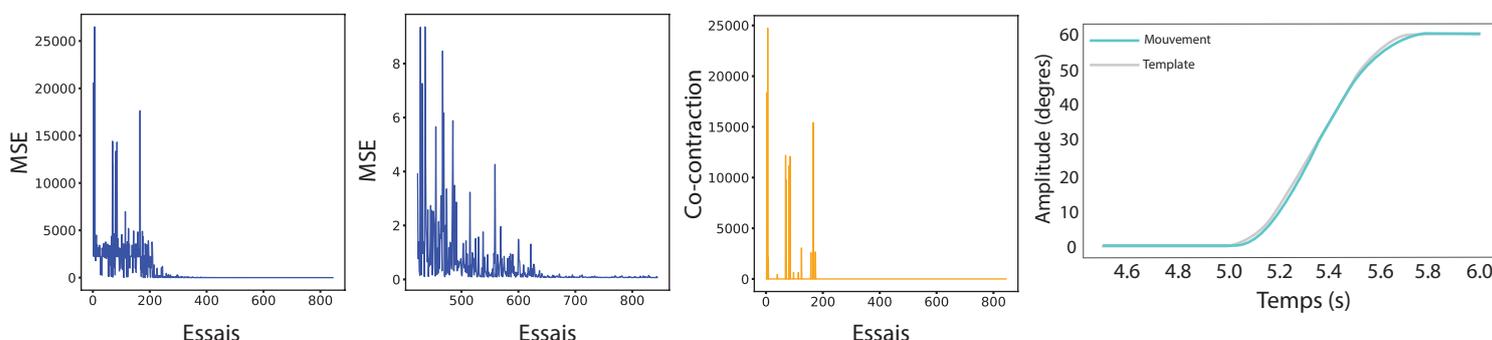
- Une corrélation positive ( $r = 0,48$  ;  $p = 0.01$ ) entre la commande SET du motoneurone Gamma de l'extenseur et la synapse entre le neurone sensoriel Ia et le motoneurone Alpha du fléchisseur (**Figure 1.37 A**)
- Une corrélation négative ( $r = -0,41$  ;  $p = 0.03$ ) entre la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur et la commande SET du motoneurone Gamma de l'extenseur (**Figure 1.37 B**)
- Une corrélation négative ( $r = -0,38$  ;  $p = 0,04$ ) entre la commande SET du motoneurone



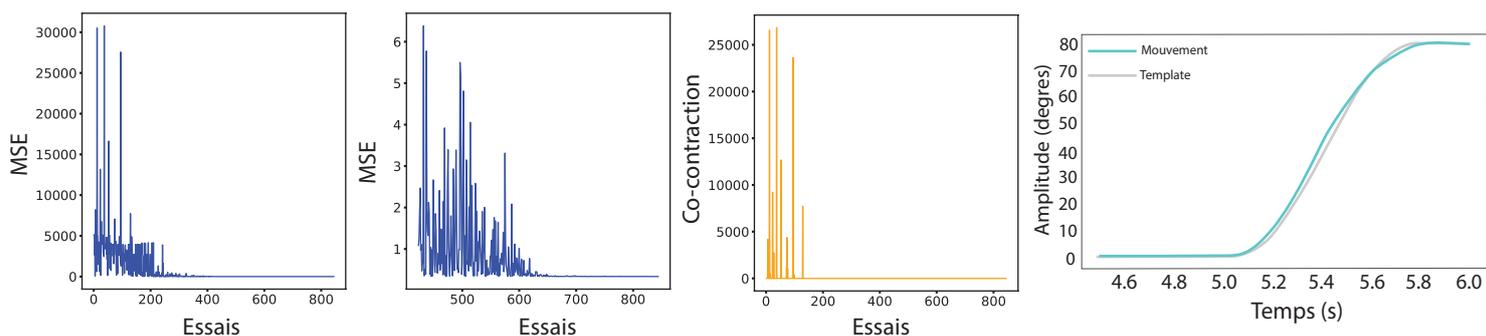
### Mouvement 0-40 ; MSE = 0.187



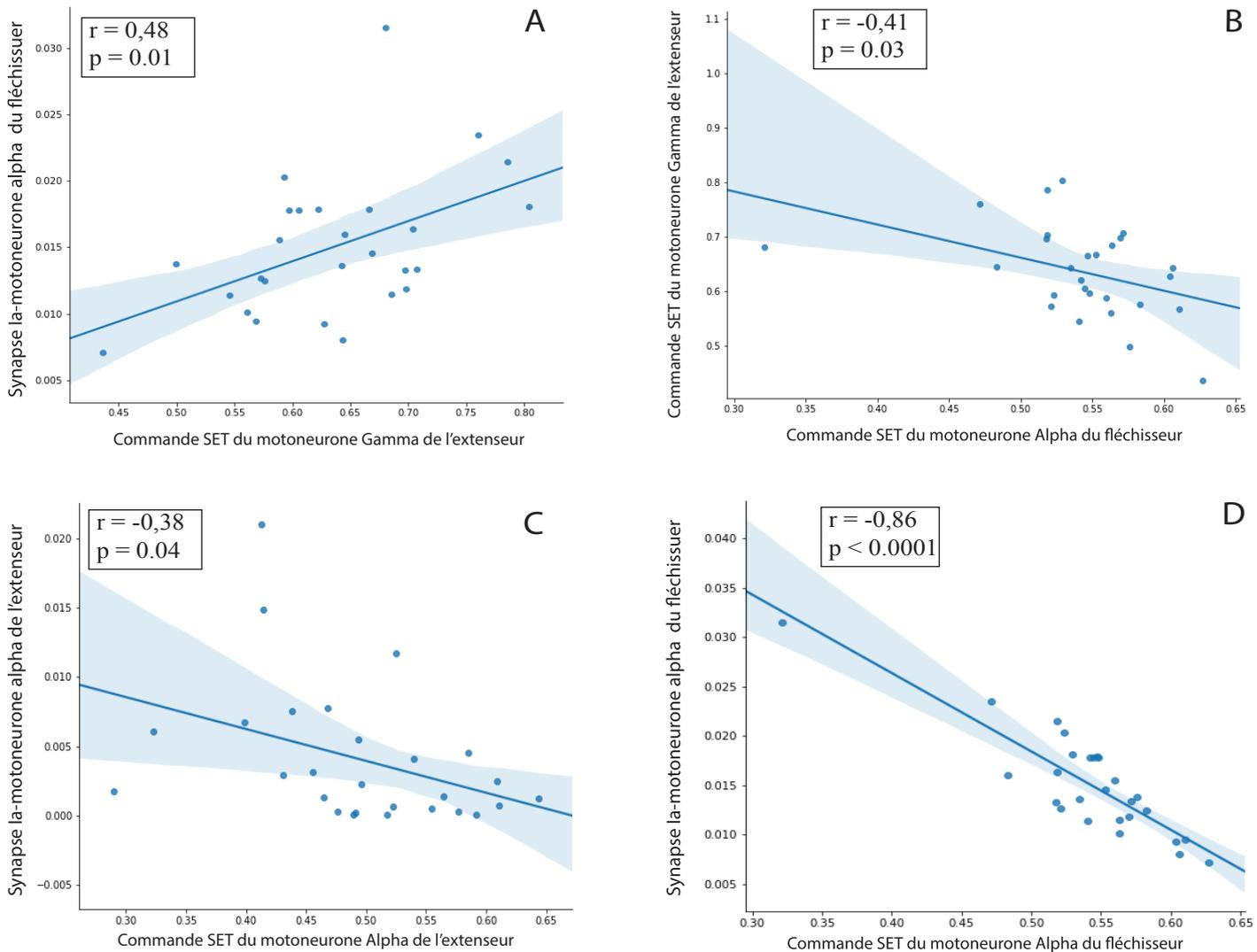
### Mouvement 0-60 ; MSE = 0.066



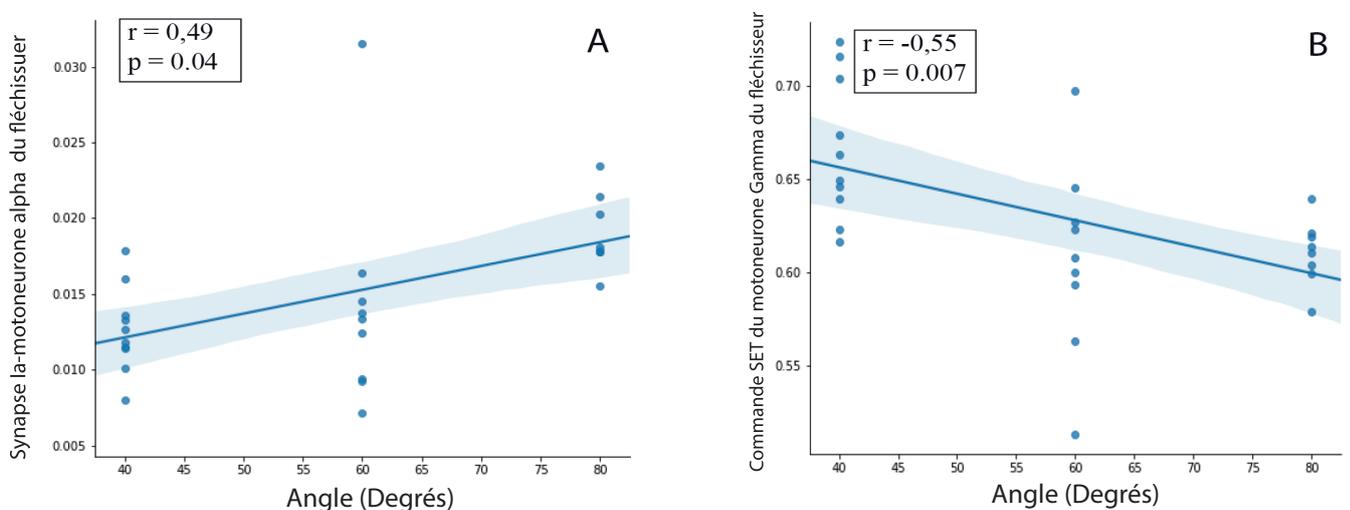
### Mouvement 0-80 ; MSE = 0.335



**Figure 1.36** : Exemples d'optimisations réalisées avec l'algorithme d'optimisation CMA-es pour des angles de 40 - 60 et 80° et une durée de mouvement de 850ms. Pour chaque essai, des solutions différentes sont trouvées ( $MSE < 1$ ) indiquant des minimums locaux. La deuxième colonne représente la seconde partie de la simulation où on peut voir la diminution de la fonction de coût. La troisième colonne représente l'évolution de la co-contraction au cours de la simulation. La quatrième colonne représente la meilleure solution obtenue comparée au mouvement idéal (Template).



**Figure 1.37 :** Présentation des relations entre paramètres ayant obtenues une corrélation statistiquement significative pour les résultats finaux du processus d'optimisation selon l'algorithme CMAEs. **(A)** Représente les valeurs de la synapse Ia-Mn Alpha du fléchisseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Gamma de l'extenseur (x-axis). **(B)** Représente les valeurs de la SET du motoneurone Gamma de l'extenseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur (x-axis). **(C)** Représente les valeurs de la synapse Ia-Mn Alpha de l'extenseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Alpha de l'extenseur (x-axis). **(D)** Représente les valeurs de la synapse Ia-Mn Alpha du fléchisseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur (x-axis). Pour l'ensemble des graphiques, le coefficient de corrélation est rapporté ainsi que la droite de régression.



**Figure 1.38 :** Présentation des relations entre les paramètres et les comportements ayant obtenues une corrélation statistiquement significative pour les résultats finaux du processus d'optimisation selon l'algorithme CMAEs. **(A)** Représente les valeurs de la synapse Ia-Mn Alpha du fléchisseur (y-axis) en fonction de l'angle de flexion (x-axis). **(B)** Représente les valeurs de la commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur (y-axis) en fonction de l'angle de flexion (x-axis). Pour l'ensemble des graphiques, le coefficient de corrélation est rapporté ainsi que la droite de régression.

alpha de l'extenseur et la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone de l'extenseur (**Figure 1.37 C**)

- Une corrélation négative ( $r = -0,86$ ;  $p < 0,0001$ ) entre la commande SET du motoneurone alpha du fléchisseur et la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone du fléchisseur (**Figure 1.37 D**)

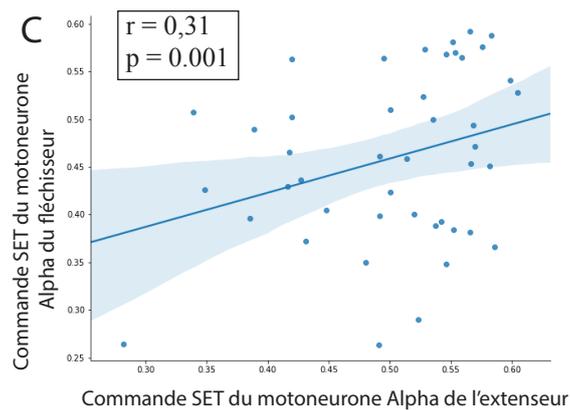
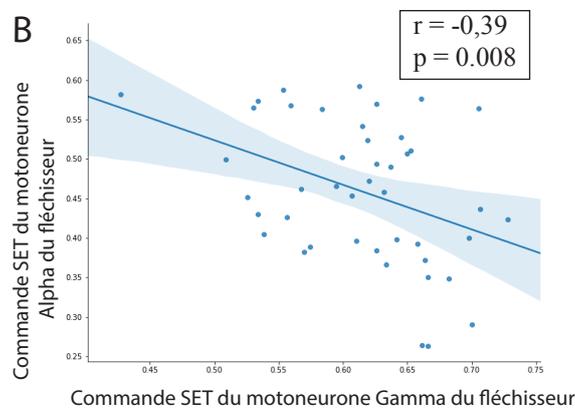
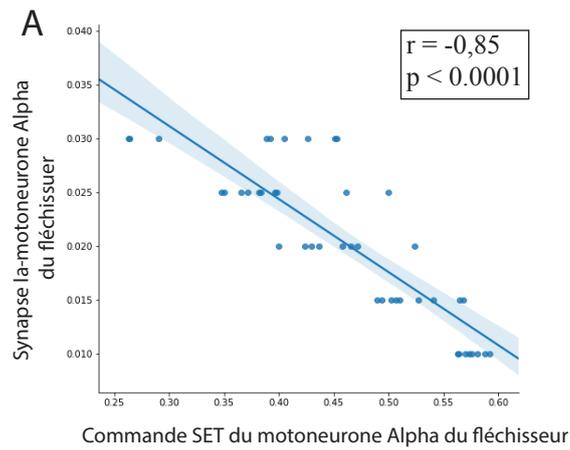
A la suite de ses stimulations, nous avons retrouvé plus de corrélation qu'avec la méthode de Loeb. Cela peut s'expliquer entre autre pour 2 raisons. La première concerne la méthode d'optimisation. Le *CMA-es* réalise pour chaque simulation unitaire une variation de l'ensemble des paramètres. Là où *Loeb* ne modifie la valeur que d'un paramètre à la fois. Le paramètre suivant dépend donc fortement du paramètre précédent. Les variations sont alors limitées ce qui se traduit par des relations entre les paramètres moins importantes. Comme le *CMA-es* simule des combinaisons de variables plus variées, il est logique de tomber sur des relations entre les paramètres plus importantes. La seconde est que nous avons plus de données de simulations à analyser ( $n = 27$ ) comparé à  $n = 8$  pour Loeb.

Le seul point commun avec la précédente simulation (algorithme de Loeb) est la relation entre la commande SET sur le motoneurone alpha fléchisseur et la commande SET réglant la force de la synapse entre l'afférence *Ia* et le MN fléchisseur. Là encore nous retrouvons une forte corrélation négative ( $r = -0,86$ ,  $p < 0,0001$ ) qui atteste d'un effet de balance entre les deux variables. Pour les autres corrélations, elles apparaissent statistiquement significatives mais la variabilité des valeurs obtenues et les relations des entités au sein du réseau rendent l'interprétation fonctionnel difficile.

Nous avons ensuite testé la présence ou non de corrélation entre les paramètres et les comportements (mouvements). Les résultats sont présentés en **Annexe 1.6**. On retrouve deux relations qui émergent de cette analyse :

- Une corrélation positive ( $r = 0,49$ ;  $p = 0,04$ ) entre l'angle de flexion et la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone du fléchisseur (**Figure 1.38 A**)
- Une corrélation négative ( $r = -0,55$ ;  $p = 0,0077$ ) entre l'angle de flexion et la commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur (**Figure 1.38 B**)

En ce qui concerne la relation angle-synapse, il semblerait que plus le réseau doit réaliser un geste de grande amplitude, plus il va augmenter la quantité d'influx nerveux transitant vers le motoneurone Alpha. Cela paraît logique car c'est l'activité du motoneurone Alpha qui détermine l'intensité de la contraction musculaire. Cela est moins évident avec la seconde relation trouvée où l'intensité de la commande SET du motoneurone Gamma diminue lorsque l'angle de flexion souhaité augmente. Il semblerait qu'hyperpolariser le motoneurone Gamma de manière plus importante pour les angles de grandes amplitudes soit la solution trouvée pour compenser la quantité d'information transmise par la synapse qui, au final, augmente l'activité du motoneurone alpha.



**Figure 1.39** : Présentation des variables ayant obtenues une corrélation statistiquement significative pour les résultats finaux du processus d'optimisation selon l'algorithme CMA-es avec un angle de mouvement final fixe (40°) et un temps de réalisation variable (600 ms, 800 ms, 1 sec et 1,2 sec). **(A)** Représente les valeurs de la synapse Ia-Mn Alpha du fléchisseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur (x-axis). **(B)** Représente les valeurs de la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur (x-axis). **(C)** Représente les valeurs de la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur (y-axis), en fonction de la commande SET du motoneurone Alpha de l'extenseur (x-axis). Pour l'ensemble des graphiques, le coefficient de corrélation est rapporté ainsi que la droite de régression

Les résultats trouvés ici diffèrent de ce que nous avons obtenu avec l'algorithme de Loeb où la corrélation était entre l'angle et la commande GO du motoneurone Gamma du fléchisseur. Comme nous l'avons mentionné plus haut, L'algorithme CMA-es fonctionne différemment. Il se peut que de nouvelles stratégies aient émergées pour rendre compte de ce comportement.

#### 4.2.2. b Durées variables et amplitude fixe

La seconde batterie de simulations a consisté à prendre une amplitude fixe ( $40^\circ$ ) et tester le réseau dans des conditions où les durées de mouvements étaient différentes : 600 ms, 800 ms, 1 seconde et 1,2 seconde. En plus de cela, la force de la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone alpha du fléchisseur a été fixée à cinq niveaux différents pour chacune des conditions de vitesse. Les niveaux étaient 0,01 ; 0,015 ; 0,02 ; 0,025 et 0,03. En ce qui concerne la synapse de l'extenseur, celle-ci est restée avec une valeur fixe de 0,01 pour l'ensemble des simulations. Le mouvement demandé était un mouvement de flexion, c'est donc essentiellement l'activité du biceps qui devait varier. Nous avons fait le choix de fixer les valeurs des synapses afin de diminuer la quantité de variables à optimiser et voir si des relations plus nettes se dessinaient au sein du réseau. Nous avons ajouté cette étape afin d'explorer les différents comportements et également d'affiner notre méthode.

Nous avons répété les simulations 3 fois pour chaque condition de force synaptique et de durée de mouvement. Nous avons au total 60 simulations (15 par durée). Nous n'avons pas figuré les tracés des profils d'optimisation car ils sont très similaires à ceux déjà présentés pour les simulations réalisées avec CMA-es. Cependant, l'ensemble des résultats des paramètres des simulations obtenu en fin de simulation est rapporté dans les Annexes **1.7a et 1.7b** . Pour la suite de l'analyse nous n'avons retenu que les solutions qui avaient une valeur de MSE inférieure à 1. Pour les simulations réalisées avec un temps de mouvement de 1,2 secondes, seule une simulation a réussi à obtenir un tel score, les autres étant toujours au-delà du seuil **Annexes 1.7b**. Cela semble indiquer une des limites de notre réseau. Il apparaît comme n'étant pas en capacité de gérer la réalisation d'un mouvement lent pour une amplitude de  $40^\circ$ .

Comme pour les simulations précédentes, les corrélations entre les paramètres du réseau ont été calculées. De cette analyse, trois paires de paramètres ressortent comme statistiquement corrélées l'une à l'autre (**Tableau 1.2**). On retrouve :

- une corrélation négative entre la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur avec la force de la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* du fléchisseur et le motoneurone Alpha du fléchisseur ( $r = - 0.85$  ;  $p < 0,0001$ ) (**Figure 1.39 A**)
- Une corrélation négative entre les commandes SET des motoneurones Alpha et Gamma du fléchisseur ( $r = - 0,39$  ;  $p = 0.008$ ) (**Figure 1.39 B**)
- Une corrélation positive entre les commandes SET pour des motoneurones Alpha du fléchisseur et de l'extenseur ( $r = 0.31$  ;  $p = 0,04$ ) (**Figure 1.39 C**)



**Tableau 1.2** : corrélation entre variables avec l'optimisation de CMAEs pour la série avec un angle fixe et différentes durées

Variable 1	Variable 2	r	p
1ExtAlpha St1	1FlxAlpha St1	r = 0,31	p = 0.04
1FlxGamma St1	1FlxAlpha St1	r = -0.39	p = 0.008
1FlxAlpha St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r = -0.85	p = 1,46e-13

Entre les deux séries de simulation réalisées avec l'algorithme CMA-es, que ce soit celle avec un angle variable ou celle avec une durée de mouvement variable, un couple de variables corrélées est retrouvé en commun. C'est la corrélation entre la stimulation SET du motoneurone Alpha et la force de la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone Alpha. Dans les deux cas, la corrélation est fortement négative (- 0,87 et - 0,85) avec un seuil de significativité inférieur à 0,0001. Il semble donc qu'il y ait une compensation entre ces variables où lorsque l'une augmente, l'autre diminue.

En ce qui concerne les deux autres corrélations retrouvées, la dispersion des valeurs rend l'interprétation difficile quant à un rôle dans la régulation du mouvement. Les compensations pouvant faire intervenir beaucoup plus que 2 paramètres, il n'est pas surprenant que l'analyse 2 à 2 ne donne pas de corrélation forte.

Nous venons de présenter ici deux scénarios d'optimisations qui nous ont permis d'aboutir à des solutions avec de bons scores et d'entrevoir, notamment avec les différentes durées de mouvement, les limites de notre réseau. Toutefois, malgré les nombreuses simulations réalisées, nous avons obtenu un nombre restreint de solutions. Cela est en partie dû au fait que chaque optimisation avait une cible unique déterminée par un angle et une durée. Le comportement satisfaisant se rapportait uniquement à cette cible. Avec ce genre d'optimisation, nous ne sommes pas en mesure de connaître pleinement les capacités de notre réseau et donc ses limites. Une serait de réaliser une exploration systématique avec un quadrillage pour chaque angle (en degré) et chaque durée (par pas de 0,1 seconde par exemple). Cependant cela représente un nombre de simulations trop important qu'il faudrait répéter plusieurs fois pour être sûr d'avoir des solutions valables. C'est dans cette perspective que nous avons utilisé un autre type d'algorithme, le **GEP** (*Goal Exploration Proces*) qui ne cherche pas à tendre vers un comportement en particulier mais explore plus largement l'espace des comportements possibles.

### 4.2.3 Goal Exploration Process (GEP) approach

Comme expliqué dans la section *Méthode d'optimisation*, le GEP est un algorithme basé sur la curiosité d'exploration. Il fonctionne avec deux espaces que sont l'espace des paramètres et celui des comportements. Il nous est alors possible de configurer la dimension du champ



d'exploration ainsi que le pas avec lequel les explorations successives vont pouvoir se faire. Un pas réduit va nous permettre d'explorer petit à petit le secteur des possibles en apportant de faibles modifications sur les variables alors qu'un pas plus grand nous autorisera l'exploration de zones du comportement bien plus lointaines. Un compromis est donc nécessaire afin d'être le plus exhaustif possible dans l'exploration. L'exploration par GEP se réalisait en 3 étapes en commençant par une exploration aléatoire pour dresser un premier tableau général qui servait de base aux étapes suivantes. Une exploration dirigée était ensuite réalisée pour étendre l'espace des comportements et combler les vides. Enfin une exploration imposée, ciblant des zones spécifiques, était exécutée afin d'être sûr d'avoir examiné toutes les capacités du réseau.

#### **4.2.3. a Première phase : exploration aléatoire**

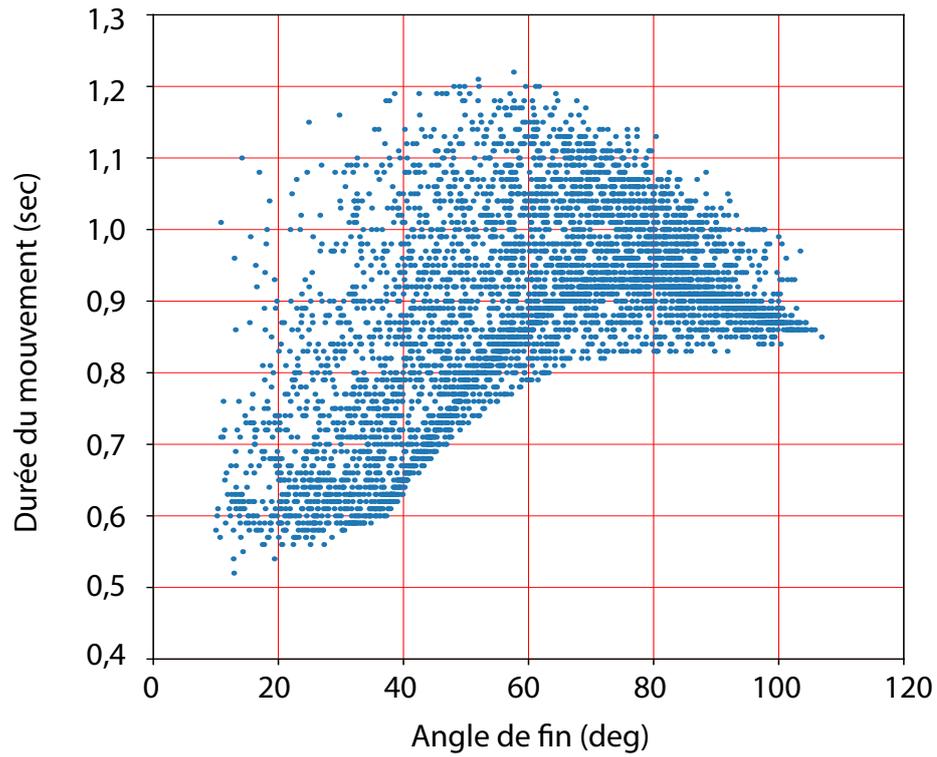
Cette première étape consistait à réaliser une exploration totalement aléatoire de 1920 simulations par lots de 48 simulations réalisées en parallèle. Nous disposions d'une machine ayant 48 processeurs, sur laquelle nous avons effectué 40 lots de 48 simulations :  $40 \times 48 = 1920$ . Chaque nouveau lot était distribué aléatoirement dans un espace de 20 % autour de la meilleure simulation obtenue au lot précédent. Toutefois le critère de « meilleure simulation » ne concernait pas une amplitude ou une durée donnée, mais tout mouvement répondant à une cinétique acceptable (courbe en cloche de la vitesse et absence d'oscillations). Cette étape permettait de faire une première exploration large. Une seconde exploration aléatoire de 1920 simulations était ensuite conduite avec cette fois-ci un champ d'exploration réduit à 10 %.

#### **4.2.3. b Deuxième phase : exploration dirigée**

Cette seconde étape consistait utiliser deux algorithmes pour tenter (1) d'étendre l'espace des comportements vers l'extérieur et (2) de remplir les vides à l'intérieur de cet espace en détectant les zones où aucun comportement n'avait été réalisé. Pour étendre le comportement, l'algorithme détectait les contours de l'espace en créant plusieurs repères. Une fois ces limites définies, le principe était de lancer des explorations à partir des repères. Pour l'étape de remplissage, l'algorithme balayait l'espace des comportements à la recherche de zones sans solution. Une fois l'espace vide détecté, le comportement le plus proche était identifié et des combinaisons de variables basées sur celle du comportement le plus proche étaient testées pour remplir l'espace vide. Cela était répété plusieurs fois avec toujours dans un premier temps un espace de travail large (20 %), puis un espace plus réduit (5 %). Le "pas" d'exploration utilisé était très faible ( $\sigma_{GEP} = 0.00001$ ). Cela était dû au fait que des modifications assez faibles induisaient des comportements très différents.

#### **4.2.3. c Troisième phase : exploration imposée**

Une fois cette étape de remplissage terminée, la simulation ne s'arrêtait pas là. La dernière étape consistait à définir des points précis sur le maillage de l'espace des comportements qui



**Figure 1.40** : Nuage de points représentant les mouvements que le réseau est capable de réaliser en respectant les conditions d'absence d'oscillation en début et en fin de mouvement, d'absence de co-contraction et d'angle minimum de  $10^\circ$ .

étaient représentés avec les angles en abscisse et les durée de mouvements en ordonnée. Au total, 12 points de repère ont été déterminés afin que des explorations soient conduites autour de ces points. Les coordonnées exactes sont reportées dans le **Tableau 1.3**.

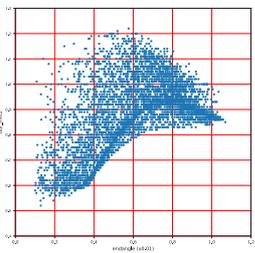
**Tableau 1.3** : résultat des optimisation selon l’algorithme de G.Loeb

Angle (deg)	20	30	40	50	60	11	11	11	11	11	11	11	11
Durée (sec)	1,15	1,15	1,15	1,15	1,15	0,70	0,75	0,80	0,85	0,90	0,95	1,00	1,05

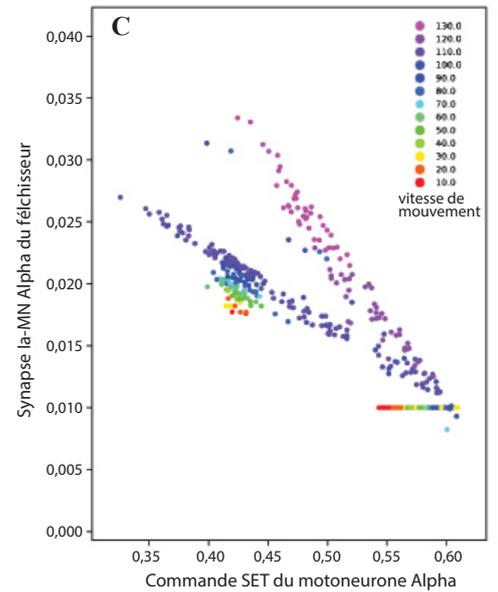
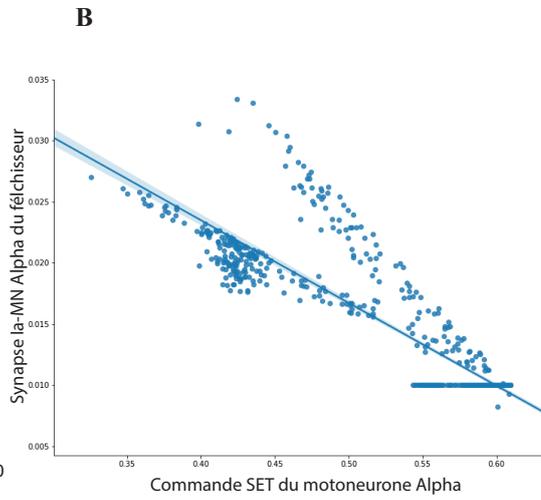
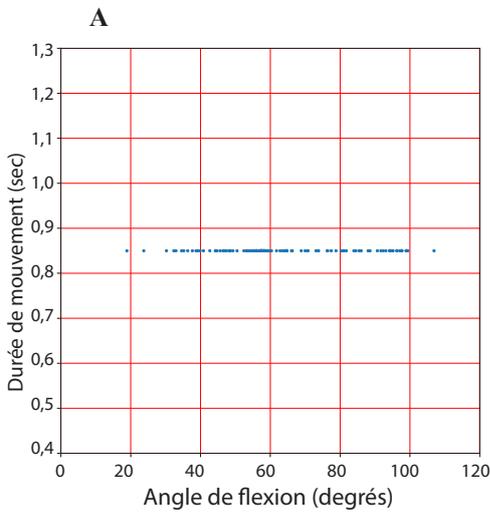
Une fois toutes ces étapes réalisées, la simulation était terminée. Sur la multitude de points dans l’espace des comportements qui était exploré, nous ne conservions (et représentions graphiquement) que ceux qui avaient un mouvement correspondant à nos critères. Ces critères comprenaient à (i) une absence d’oscillation avant et après le mouvement, (ii) un minimum de 10 degrés d’amplitude, et (iii) une faible voire une absence de co-contraction. Les solutions obtenues sont représentées par un nuage de points qui illustre les capacités de mouvement de notre système neuro-musculo-squelettique (**Figure 1.40**). Lors de nos simulations, le bandeau inférieur était le siège de beaucoup de solutions de mouvements. Cela se voit avec la densité de points plus importante. Avec cette représentation, nous avons un aperçu des limites fonctionnelles de notre système. Nous sommes alors en capacité de savoir ce que nous pouvons ou non lui demander. Nous voyons qu’il est capable d’exécuter des mouvements allant de 10° à quasiment 110°. Ces résultats sont extrêmement encourageants au vu de la simplicité du réseau que nous avons modélisé et utilisé. En effet, il comprend 2 muscles antagonistes gérés par 2 boucles monosynaptiques non reliées entre-elles.

Afin de comparer les données obtenues avec le GEP et celles des simulations précédentes, nous avons calculé et représenté les graphiques reprenant la corrélation entre les deux paramètres retrouvés avec chacune des précédentes optimisations. Cela concerne la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur et la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* avec le motoneurone alpha du fléchisseur. Nous les avons représentés selon deux conditions différentes.

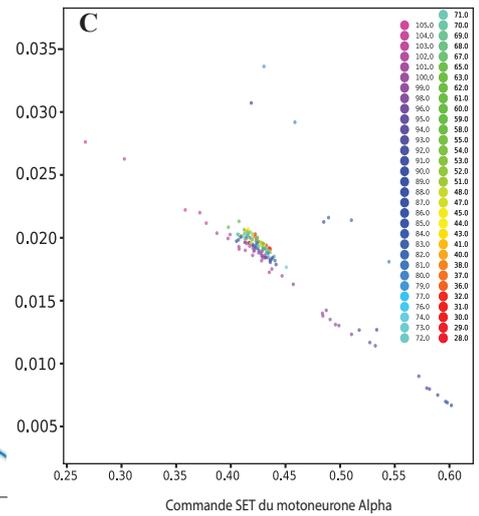
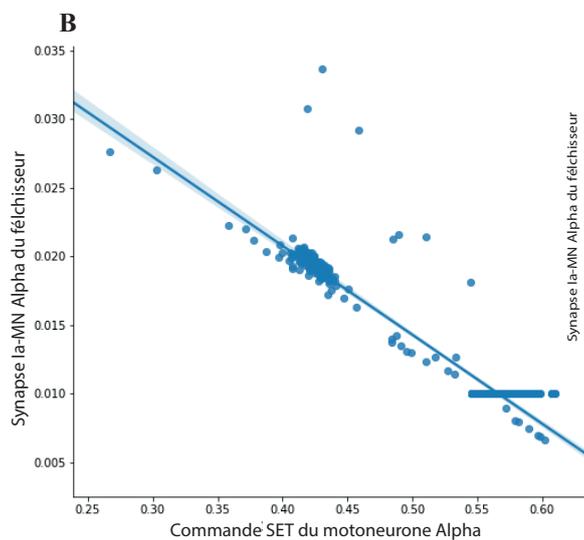
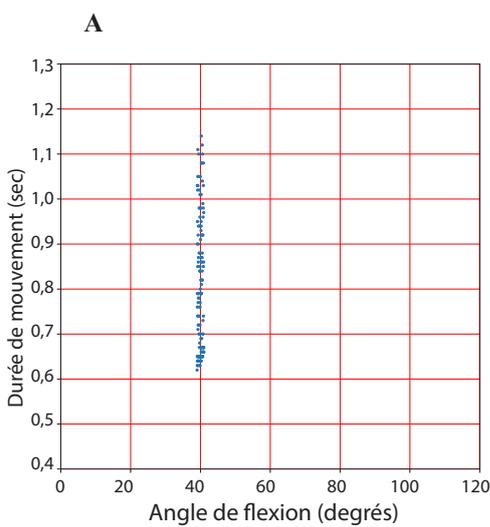
La première a consisté à sélectionner l’ensemble des mouvements ayant une durée comprise entre 840 et 860 ms (proche de la condition 850 ms) quelque soit leur amplitude. Tous les essais sont représentés sur la **Figure 1.41 A et B**. Les graphiques montrent qu’il existe également une très forte corrélation entre les deux paramètres. Cependant, il apparaît un patron avec deux droites distinctes. Après avoir exploré les variables qui pourraient être responsable de la formation de ces deux droites, nous avons trouvé un candidat dans la vitesse de mouvement. Cette troisième variable a été codée en couleur dans la **Figure 1.41 C**. Il semblerait que plus la vitesse d’exécution du mouvement est importante et plus la pente a tendance à se relever. Nous voyons ainsi que, pour une même durée, la forme du mouvement peut varier. Nous pouvons imaginer que les phases de début où de fin de mouvement soient modulées pour permettre des vitesses de mouvements différents.



Rappel de l'ensemble des solutions dans l'espace des comportements



**Figure 1.41 :** (A) Représente les mouvements qui ont été sélectionnés pour l'analyse : mouvements réalisés entre 840 et 860 ms. (B) Représente les valeurs de la synapse entre le neurone sensoriel Ia et le motoneurone Alpha du fléchisseur en fonction de la commande SET du motoneurone alpha du fléchisseur trouvé par l'algorithme GEP. Le coefficient de corrélation entre les deux variables est rapporté ainsi que la droite de régression. Dans (C), la dimension de la vitesse de mouvement est ajoutée avec la couleur.

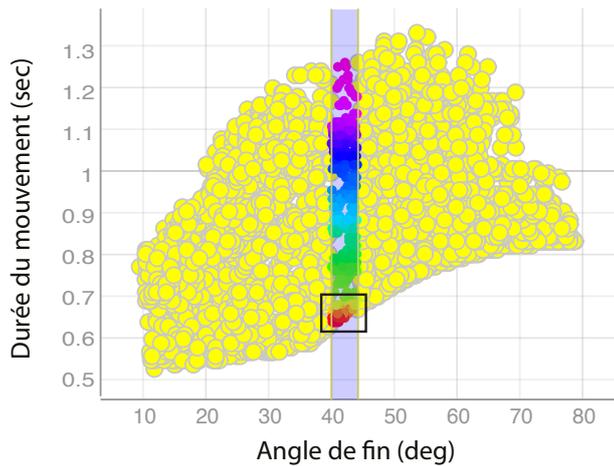


**Figure 1.42 :** (A) Représente les mouvements qui ont été sélectionnés pour l'analyse : mouvements entre 39 et 41° de flexion. (B) Représente les valeurs de la synapse entre le neurone sensoriel Ia et le motoneurone Alpha du fléchisseur en fonction de la commande SET du motoneurone alpha du fléchisseur trouvé par l'algorithme GEP. Le coefficient de corrélation entre les deux variables est rapporté ainsi que la droite de régression. Dans (C), la dimension de la vitesse de mouvement est ajoutée avec la couleur.

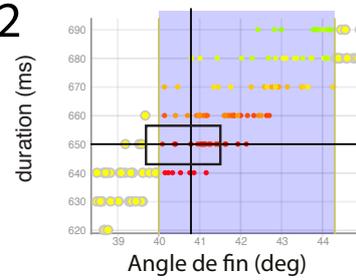
Dans le second cas (**Figure 1.42**), nous avons fixé l'amplitude du mouvement. Comme pour les simulations avec l'algorithme CMA-es, nous avons sélectionné un angle de fin de mouvement autour de  $40^\circ$  ( $39^\circ$ -  $41^\circ$ ). Dans cette série de simulations, les durées des mouvements sélectionnés étaient entre 0,63 s et 1,2 s. Dans ce nouveau jeu de données, le graphique présenté en **Figure 1.42 B** montre toujours une très forte corrélation entre les deux paramètres que sont : la commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur et la synapse entre le neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone Alpha du fléchisseur. Comme pour les mouvements avec une durée restreinte, nous avons ajouté la dimension de la vitesse **Figure 1.42 C**. Il semblerait aussi que l'on retrouve un gradient en fonction de la pente de la droite. Afin de confirmer cela il serait intéressant d'analyser les mêmes variables pour des comportements différents (autres angles de mouvement ou autres durées).

La quantité de résultats obtenus avec cette méthode d'exploration nous a permis d'étudier le concept de redondance où plusieurs combinaisons d'activités du réseau permettent de générer une même activité musculaire et donc un même mouvement. Dans une analyse préliminaire, nous avons pris un exemple dans un espace très restreint de l'ensemble des comportements obtenus après l'exploration réalisée par le GEP (**Figure 1.43 A**). Nous avons sélectionné un mouvement d'environ  $41,8^\circ$  réalisé en une durée de 660 ms. En se focalisant sur ce comportement, nous avons 3 solutions très proches dont nous pouvons extraire les paramètres (**Figure A.43 A3** : behavior 1-2-3). Les **Figures 1.43 B-C** et **D** représentent les paramètres issus de ces trois comportements. Nous observons la formation de nuages de points localisés à différents endroits représentant de combinaisons de paramètres. Les paramètres *IFlxGamma-St2* qui correspond à la commande GO du motoneurone du fléchisseur et *IExtAlpha-St1* qui correspond à la commande SET du motoneurone de l'extenseur varient de manière importante tout comme les paramètres *IExtGamma-St2* (commande GO du motoneurone Gamma de l'extenseur) et *IExtGamma-St1* (commande SET du motoneurone Gamma de l'extenseur). A l'inverse, les paramètres *FlxGamma-St1* (commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur) et *IFlxAlpha-St1* (commande SET du motoneurone Alpha du fléchisseur) varient peu. Ces résultats sont à mettre en parallèle avec les corrélations révélées entre les paramètres et les comportement où la commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur était corrélée à l'angle du mouvement. Comme nous avons sélectionné un angle de mouvement quasi fixe ( $41,8^\circ$ ), il semble normal que la valeur du paramètre Commande SET du motoneurone Gamma ne varie pas ou peu. Par comparaison, les autres paramètres dont les variations sont plus importantes ne semblent pas être des paramètres déterminants pour la génération de mouvement. La variation des forces synaptiques n'est pas présentée ici car les simulations étaient réalisées avec des valeurs de synapses fixes afin d'étudier les variations des 6 paramètres présentés. Ce que nous observons également dans cette figure, c'est que, pour des comportements extrêmement proches, nous allons avoir des jeux de paramètres très différents (**Figure B,C,D**).

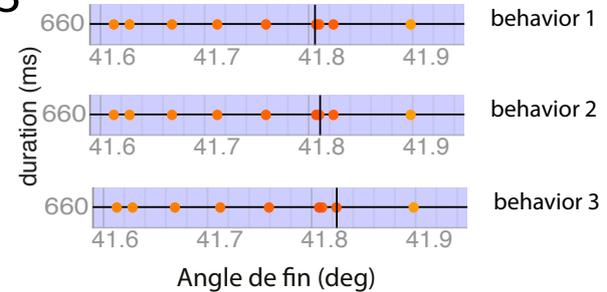
A1



A2

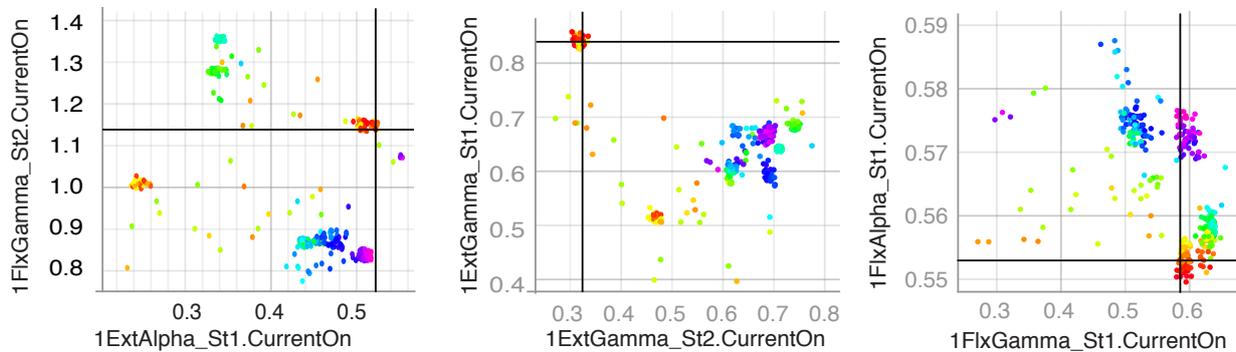


A3



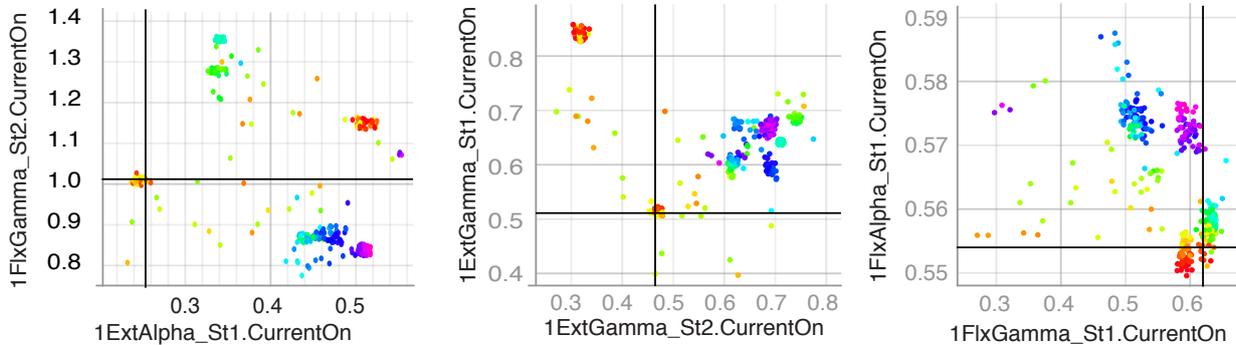
B

behavior 1



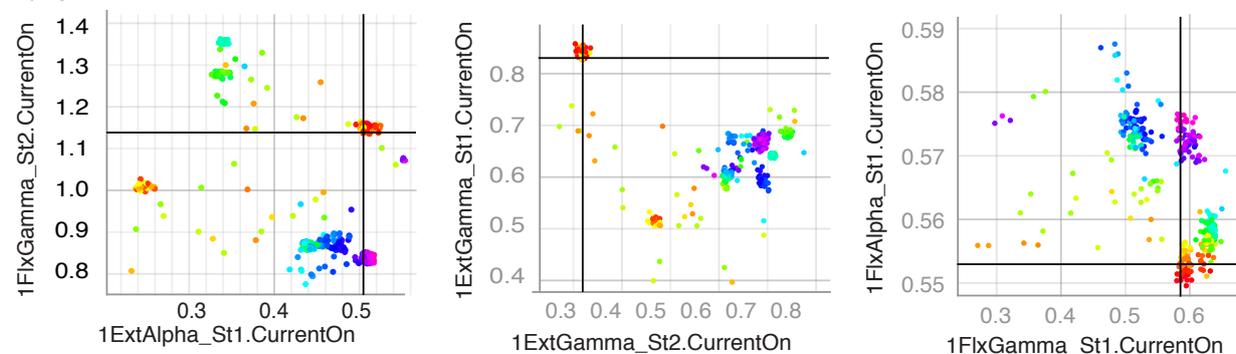
C

behavior 2



D

behavior 3

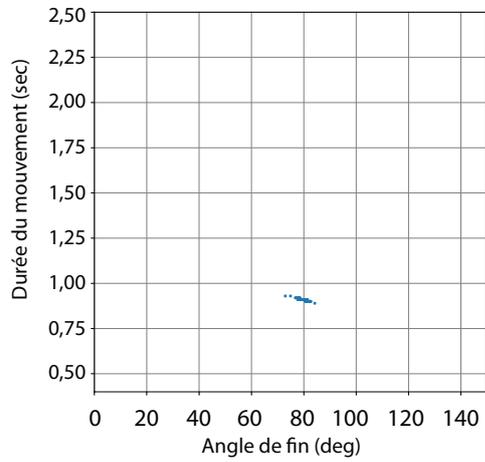


**Figure 1.43** : Exploration de la redondance de la commande pour la réalisation d'un même mouvement. **A1**, **A2**, et **A3** présente la zone d'exploration, à chaque fois agrandie, que nous avons choisi de mettre en avant avec la sélection des trois comportements présentés en **B**, **C** et **D**. Les figures **B**, **C** et **D** présentent l'espace des différents paramètres associés à chaque comportement. La valeur des paramètres se situe dans des clusters de points différents ce qui reflète le fait que plusieurs solutions sont retrouvées pour un même comportement. Alors que **B** et **C** représentent des comportements qui sont très proches sur **A**, la valeur de leurs paramètres sont très différents. À l'opposé, **B** et **D** ont des comportements légèrement plus éloignés mais des paramètres qui sont proches. Nous avons donc des variations de paramètres assez importantes pour produire des comportements quasi identiques. C'est la notion même de redondance qui est illustrée.

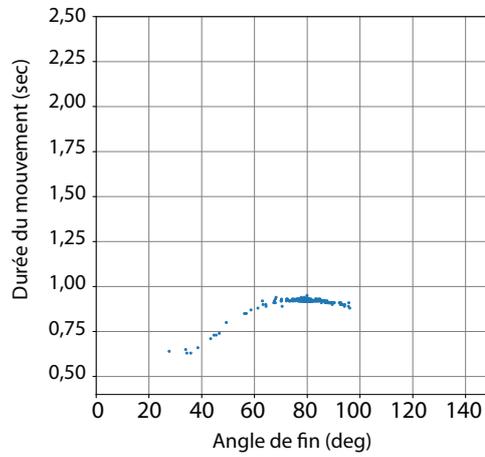
L'évolution des paramètres en fonction des comportements ne suit pas une fonction linéaire mais s'apparente à des sauts entre clusters qui témoignent de la redondance du système que nous avons modélisé.

Dans la situation du réseau actuel, une variation faible de la commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur et de la commande SET du motoneurone Alpha aura une influence importante sur le comportement alors qu'une modulation des autres paramètres sera plus secondaire.

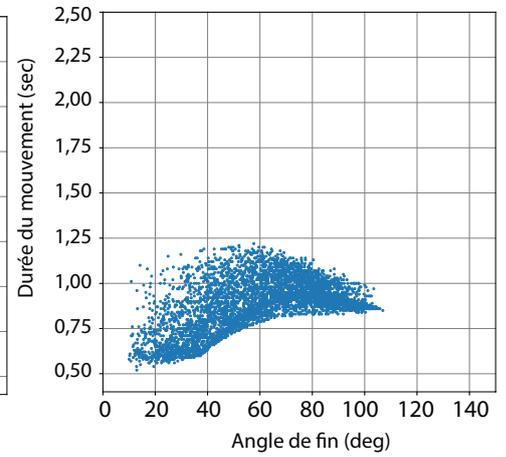
**A.** algorithme de Loeb



**B.** algorithme CMA-es



**C.** algorithme GEP



**Figure 1.44** : Résultats des comportements obtenus avec les trois algorithmes d'optimisation. Pour **(A)** et **(B)**, le mouvement demandé était un mouvement de 80° en 850 ms. **(C)** A exploré l'ensemble des mouvements réalisables selon des directives définissant un comportement idéal (absence d'oscillation, minimum de 10° d'amplitude, pas ou peu de co-contraction).

## DISCUSSION ET PERSPECTIVES

---

### 5.1 Exploration des capacités du système à travers les différentes optimisations

Dans les chapitres précédents nous avons présenté trois procédures d'optimisation que nous avons testées avec notre réseau de type *Spinal Like Regulator* couplé au modèle musculo-squelettique. Ces méthodes nous ont permis d'obtenir de bons résultats mais diffèrent fortement par la façon qu'elles ont d'y parvenir. Pour l'optimisation selon la méthode de G.Loeb (Raphael *et al.*, 2010), c'est une méthode qui modifie les paramètres les uns après les autres. Pour chaque modification, une simulation est effectuée et la solution qui obtient la plus faible fonction de coût est conservée. La méthode CMA-es fonctionne sur le principe de l'évolution biologique. A chaque itération elle génère de nouvelles populations où chaque individu représente une simulation où l'ensemble des paramètres a été modifié. L'analyse de la covariance de cette génération en rapport avec la diminution de la fonction de coût permet de tendre rapidement vers une solution optimale (Hansen, 2006). Enfin, la troisième méthode utilisée était celle du GEP. Elle est basée sur l'exploration des capacités du système à produire des comportements aux caractéristiques définies. Elle n'évolue pas guidée par la diminution d'une fonction de coût associée à un comportement cible unique. Cette méthode génère elle-même des comportements acceptables en explorant les comportements voisins de ceux ayant déjà répondu aux critères attendus.

Alors que les deux premières méthodes vont tendre à nous donner une solution unique pour chaque but demandé, le GEP va nous permettre de connaître les capacités intrinsèques du système (réseau + modèle musculo-squelettique). Pour une optimisation réalisée, il est donc normale que si l'on regarde l'ensemble des comportements produits par les deux premières méthodes, le nombre de résultats obtenus comparés au GEP soit plus faible. C'est ce qui est illustré sur la **Figure 1.44**. Par comparaison, les simulations réalisées ne représentent pas le même nombre de solutions. Là où pour l'algorithme de Loeb nous arrivions à environ 1200 optimisation unique et pour le CMA-es la production de 800 générations, le GEP nous donne des résultats sur 50 000 points. Ce n'est donc pas du tout la même échelle de comparaison. Au vu du temps de réalisation d'une optimisation comme celle de Loeb ou du CMA-es, il n'est pas concevable que la répéter 50 fois la simulation pour avoir le même nombre de données à



comparer avec le GEP. Cette dernière est donc très puissante pour permettre de générer toute une batterie de mouvements.

Dans le premier cas (algorithme de Loeb) l'objectif demandé était la réalisation d'un mouvement de  $80^\circ$  en 850 ms. Les points affichés représentent des comportements considérés comme bons par rapport aux caractéristiques que sont (i) une  $MSE < 1$ , (ii) une faible co-contraction et (iii) une absence d'oscillation en début et fin de mouvement. Pour le CMA-es, le mouvement demandé était également de  $80^\circ$  pour une durée de 850 ms. Nous voyons que l'optimisation tend vers la solution avec la présence de nombreux points proches de l'objectif. Le contraste est cependant saisissant avec la représentation de l'exploration réalisée par le GEP (**Figure 1.44 C**). Tous les points affichés représentent des solutions valides répondant aux trois critères précédemment cités. Dans ce contexte, nous avons une photographie des comportements que notre réseau est capable de réaliser. Nous comprenons tout de suite la raison pour laquelle les résultats obtenus avec le CMA-es, pour un mouvement de  $40^\circ$  avec une durée de 1,2 sec, n'étaient pas bon. Le réseau est en réalité quasiment incapable de produire des mouvements corrects dans cette zone.

La méthode du GEP semble donc idéale à utiliser en premier lors de l'exploration de système hautement non linéaire tels que les réseaux de neurones. Dans notre cas, en plus de notre réseau de neurones, le système biomécanique auquel il est rattaché est également non linéaire ce qui rajoute de la complexité à l'optimisation. Les autres méthodes d'optimisation semblent quant à elles plus intéressantes pour aller trouver plusieurs versions d'une même solution mais seulement une fois que l'on sait dans quel secteur nous pouvons chercher.

## 5.2 Perspectives de développement du système neuro-mécanique

Maintenant que nous maîtrisons mieux le fonctionnement du modèle, une des prochaines étapes à réaliser est d'activer les autres éléments du réseau que nous avons modélisé. La première serait de commencer par activer l'inhibition croisée entre les deux muscles antagonistes via les interneurones Ia. Nous pouvons penser qu'une régulation par inhibition réciproque peut avoir des conséquences sur la vitesse d'exécution du mouvement ou encore l'amplitude du geste. Le fait d'inhiber le motoneurone du muscle antagoniste permettrait de favoriser celui de l'agoniste et donc potentiellement obtenir un différentiel d'activité plus important.

Viendront ensuite l'interneurone sensoriel *Ib*, puis les interneurones proprio-spinaux avec leurs inhibitions réciproques. Le dernier élément qui sera à activer sera les interneurones de Renshaw qui permettent d'avoir une régulation inhibitrice de l'activité du motoneurone homonyme concomitante d'une régulation excitatrice du motoneurone hétéronyme. Nous avons là un outil assez performant qui nous permet d'étudier les conséquences de l'apport de chaque élé-



ment en le comparant aux comportements obtenu en leur absence. Pour chaque éléments ajouté, il sera nécessaire de refaire la batterie de simulations et d'analyses afin d'identifier les rôles et les influences qu'ils peuvent avoir dans la production de mouvement.

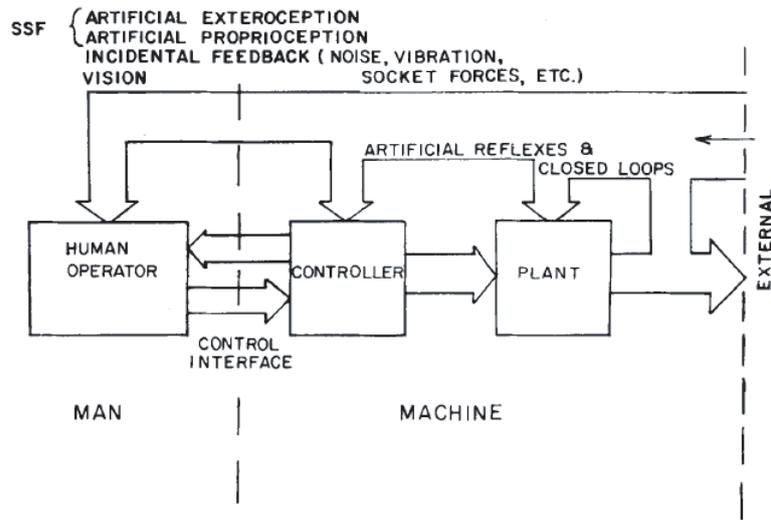
Dans une optique de pouvoir augmenter les capacités du réseaux sans forcément le complexifier, nous pouvons aussi explorer l'effet de l'augmentation du nombre d'éléments. Il est commun de voir des modèles présentant plusieurs motoneurons Alpha de tailles et de capacités différentes. Cela permet d'avoir des réponses dans des délais légèrement différents (Niu *et al.*, 2017). Cette modélisation ajoutera de la profondeur temporelle à la dynamique du système et se rapprocherait de la réalité physiologique dans laquelle les muscles sont associés à de nombreux motoneurons.

L'augmentation de la structure du réseau, que ce soit en nombre d'éléments ou de dimensions, devrait apporter des capacités de réponses aux perturbations. Les circuits en boucles fermés permettent d'avoir un traitement de une réponse quasi immédiate.

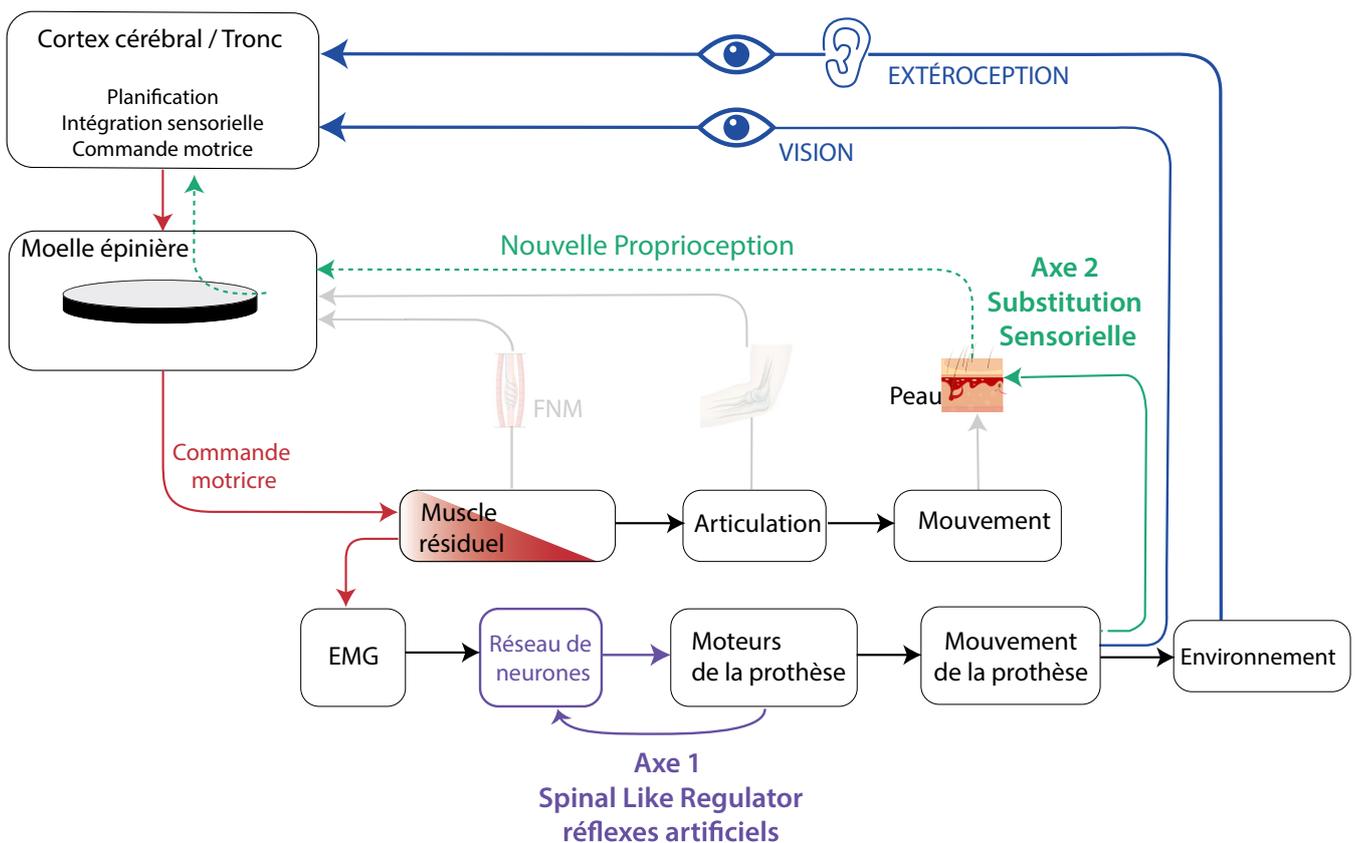
### 5.3 Intérêts de l'architecture du réseau SLR

Une exploration qu'il serait intéressante de mener serait de comparer notre réseau formé de boucles physiologiques à un autre réseau de neurones artificiels de type réservoir computing. Comme nous l'avons présenté au début de cette partie, nous nous sommes basés sur les boucles sensori-motrices médullaires décrites dans la littérature pour modéliser notre réseau de type SLR. Ainsi, nous nous sommes placés dans une position idéale pour la génération de mouvement. Cependant, plusieurs études rapportent réussir à générer des patrons moteurs en utilisant un réseau de neurones récurrents, dans lequel les connexions entre les neurones au sein du réservoir sont totalement aléatoires et de poids fixes (Sussillo et Abbott, 2009; Sussillo *et al.*, 2015). Seuls les poids des connexions avec le ou les neurones de la couche de sortie sont modulés (Jaeger et Haas, 2004). Ces réseaux ont été utilisé pour montrer leurs capacités à générer des activités neuronales proches des activités corticales dans le cadre de la production de mouvement (Sussillo et Abbott, 2009; Sussillo *et al.*, 2015; Jaeger et Haas, 2004). Dans notre cas, il serait donc intéressant de comparer les capacités de ces deux types de réseaux à réussir la génération de mouvement. Nous pourrions explorer la manière dont les connexions et les activités d'un réseau contenant des neurones et des connexions aléatoires se mettent en place et voir si des similitudes apparaissent.

Dans une logique développementale, nous pouvons penser que les connexions et les rôles des éléments des boucles sensori-motrices de bas niveau sont le fruit d'une longue évolution et adaptation. Est-ce que cette disposition est une propriété émergente nécessaire à la fonction ou est-ce seulement une solution particulière parmi beaucoup d'autres possibles. Les réponses à ces questions très fondamentales neurones pourraient nous permettre d'avoir une idée sur le dé-



**Figure 1.45** : Schéma de *Childress et al. (1980)*, pour le développement d'un contrôle d'une prothèse de membre supérieur idéal. SSF désigne le feedback sensoriel supplémentaire (supplementary sensory-feedback), permettant de recréer les sensations perdues. Sont aussi présents les réflexes artificiels.



**Figure 1.46** : Schéma reprenant le fonctionnement idéal de notre dispositif incluant la régulation de la commande motrice des EMG par un réseau de neurone type SLR (Axe 1) permettant de reproduire des comportements de réflexes des boucles sensorimotrices de bas niveau, ainsi que la mise en place d'une substitution sensorielle permettant de recréer le message sensoriel perdu suite à l'amputation.

veloppement neuro-physiologique et la mise en place des réseaux spinaux grâce à l'exploration de différents réseaux de neurones.

## 5.4 Intégration possible dans le contrôle des prothèses myo-électriques

Un des objectifs de la modélisation des boucles sensori-motrices de bas niveau, au delà de comprendre le fonctionnement et le rôle de chaque élément le composant, est d'utiliser ses propriétés pour les implémenter dans le contrôle d'une prothèse myoélectrique. Cela permettrait de réintroduire la capacité de réponse rapide et notamment les réponses réflexes exposées par Scott (2016) et décrit comme une des composantes à réintroduire dans la commande d'une prothèse par Childress (1980) (**Figure 1.45**).

L'apport du SLR dans le contrôle des prothèses peut se voir selon plusieurs aspects. Avec l'exploration de type GEP, nous retrouvons des relations entre plusieurs paramètres. La relation la plus importante est entre la synapse du neurone sensoriel *Ia* et le motoneurone Alpha du fléchisseur et la commande SET du motoneurone Gamma du fléchisseur. La corrélation négative qui en ressort montre un effet de compensation. La compréhension des interactions qui existent entre les paramètres du réseaux pourraient apporter des lois de contrôle générales pour la génération de mouvement.

Une fois que les régularités du réseau seront établies. Une étape sera d'explorer les capacités des différentes versions du réseau (avec plus ou moins de connexions) à absorber les perturbations. Cela permettra de valider les lois de régularités en vue d'une intégration dans un contrôle myoélectrique.

En effet, l'exploration par le GEP nous montre que nous avons plusieurs combinaisons de paramètres pour un même comportement. Nous pouvons alors imaginer la mise en place des relations entre les activités musculaires et ces différentes solutions afin d'aboutir à la commande d'un mouvement de la prothèse. Le micro-processeur pourrait ainsi réaliser des interpolations entre les commandes (EMG) et l'état du réseau pour trouver des solutions de mouvements. De plus, la librairie de combinaisons pour les comportements produite par le GEP illustre l'aspect redondant de la génération de la commande motrice en montrant que des combinaisons différentes d'activité du réseau permettent de générer le même mouvement. Ces états sont autant de solutions vers lesquelles le réseau peut tendre lorsqu'une perturbation viendrait le modifier. En effet, peut-être qu'une des solutions (jeu de paramètres) d'un même comportement va permettre de mieux prendre en compte la perturbation.

Ce système SLR pourrait donc venir à l'interface entre les signaux EMG provenant des activités musculaires et la commande envoyée aux moteurs (**Figure 1.46**). Tel un classifieur ou



un dictionnaire, les différentes activités musculaires pourraient être mises en correspondance avec des activités spécifiques du réseau correspondant aux comportements (mouvements) pour envoyer des commandes précises aux moteurs. Tout cela devra cependant s'effectuer en temps réel avec le réseau en prise directe entre les activités musculaires d'un côté et les actions de la prothèse de l'autre.

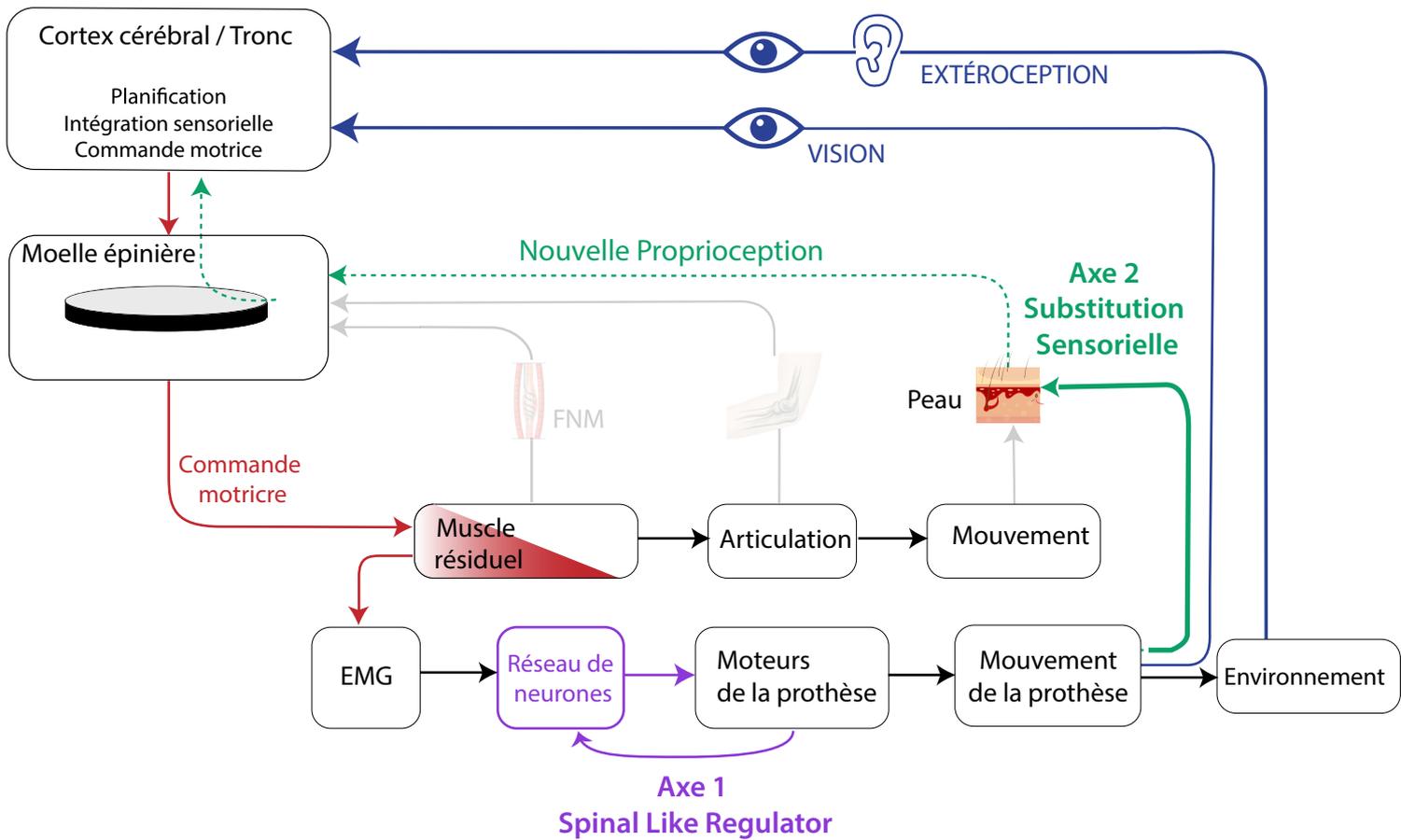
Nous avons conscience de la quantité de travail qu'il reste à produire pour arriver à ce niveau de contrôle, mais nous savons maintenant qu'il existe une option intéressante dans l'exploration et l'implémentation des capacités des réseaux de neurones des boucles sensori-motrices de bas niveau pour un contrôle plus intuitif et continu des prothèses myoélectrique de membre supérieur.



DEUXIÈME PARTIE

DÉVELOPPEMENT D'UN DISPOSITIF DE  
SUBSTITUTION SENSORIELLE DE LA  
PROPRIOCEPTION DU COUDE POUR LES  
SUJETS AMPUTÉS DU MEMBRE SUPÉRIEUR

---



**Figure 2.1:** Représentation schématique du contrôle sensori-moteur modifié par l'amputation. Les deux axes de travail de la thèse sont insérés afin de mettre en avant les apports potentiels dans l'amélioration de la commande myoélectrique.

# INTRODUCTION

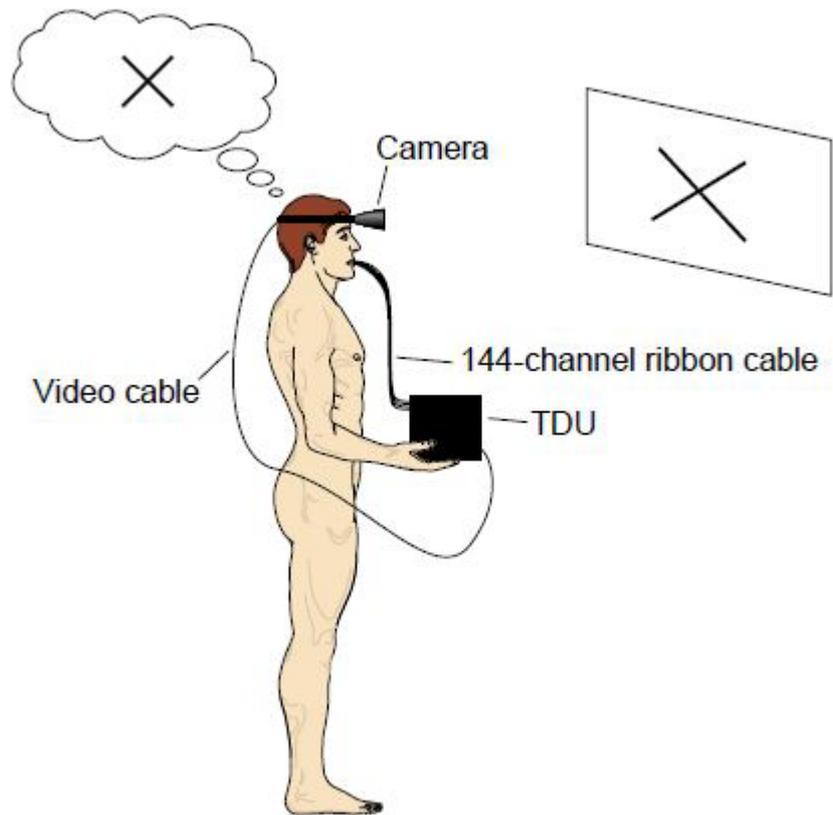
---

## 6.1 Problématique du manque de retour sensoriel chez les personnes amputées

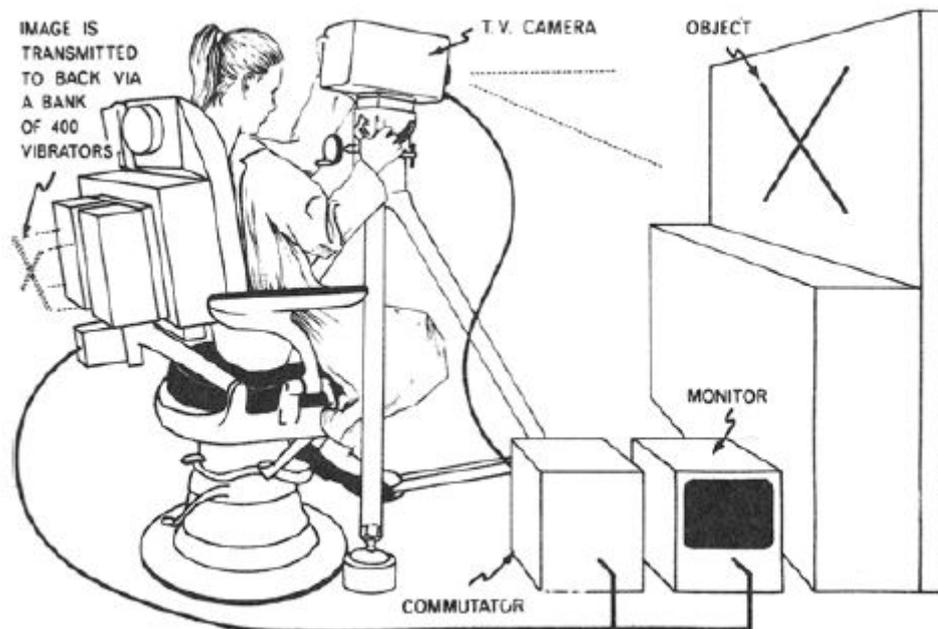
La perte d'un membre, quelle que soit sa cause, engendre une perte de fonction pour la personne qui en est la victime. Un des premiers objectifs de la mise en place d'une prothèse est de restaurer à la fois l'esthétisme et la fonction. Lorsqu'on s'intéresse au membre supérieur, la restauration des fonctions perdues est bien plus complexe que celles dédiées au membre inférieur. Alors que les fonctions des membres inférieurs concernent principalement l'équilibre, la posture et la locomotion, celles des membres supérieurs vont comprendre l'ensemble des actions qui concernent la saisie et la manipulation d'objets mais également tous les aspects liés à la communication et au relationnel. L'absence des informations sensorielles provenant de la partie amputée du membre supérieur et notamment de la main empêche l'exploration de l'environnement par le toucher qui nous permet de distinguer les textures, la température ou encore de différencier les matières. A cela s'ajoute la perte des gestes ayant une signification particulière comme le pointage ou l'indication de directions. La perte de ces fonctions diminue les capacités d'interaction de la personne amputée. Les prothèses actuelles ne permettent malheureusement pas de remplacer ces fonctions et vont, dans un premier temps, suppléer seulement l'aspect moteur dans le but de pouvoir saisir et maintenir des objets. Tout ce qui touche à l'aspect sensoriel est mis de côté. Or, nous avons vu dans l'introduction générale, qu'une commande optimale ne peut se faire sans la mise en place d'un contrôle en boucle fermée incluant plusieurs modalités sensorielles (Sober et Sabes, 2003; Cluff *et al.*, 2015; Scott, 2016). Ce manque de retour sensoriel est rapporté comme étant un des facteurs responsable de l'abandon d'utilisation des prothèses. A cela vient s'ajouter l'aspect non intuitif de la commande et le manque de fonctionnalité qui sont 2 autres facteurs décrit par Peerdeman *et al.* (2011) comme influençant l'arrêt d'utilisation des prothèses que nous avons décrit dans l'**introduction générale**.

Le moyen de pallier à ce manque de retour sensoriel est le sujet central développé dans cette **partie II** de la thèse (Axe 2 **Figure 2.1**). Cette problématique formalisée depuis de nombreuses années est étudiée dans plusieurs projets de recherche (Peerdeman *et al.*, 2011; Makin *et al.*, 2017; Antfolk *et al.*, 2013). Antfolk *et al.* (2013) soulignent qu'aucune des prothèses mises sur le marché n'a été créée dans un but de contrôle en boucle fermée avec un message

A



B



**Figure 2.2** : Système de substitution sensorielle à destination des aveugles. **(A)** Représente le *Tactile Vision Sensory Substitution* (TVSS) system. Les signaux visuels sont enregistrés par une caméra placée sur la tête du sujet et transcrits en signaux électro-tactiles sur la partie dorsale de la langue, *Bach-y-Rita* (1983). **(B)** Représente le *tactile television system*, l'image enregistrée par la caméra est transmise à une matrice de vibreurs qui agit sur le dos des sujets, *White et al.* (1970).

sensoriel autre que la vision. Par comparaison, les prothèses à câbles, plus rudimentaires dans leurs fonctions permettent d'avoir une information proprioceptive sur l'action effectuée, comme l'ouverture de la main, grâce à la tension du câble. Le développement des prothèses doit, selon Antfolk *et al.* (2013), se pencher sur la manière de redonner aux utilisateurs un feedback sur le comportement et les actions de leurs prothèses.

Malgré les défauts présentés, les prothèses myoélectriques sont aujourd'hui celles qui offrent le plus de possibilités motrices et qui sont les plus prescrites. C'est une des raisons pour laquelle nous avons choisi de travailler avec un bras virtuel fonctionnant de manière identique à la commande des prothèses myoélectriques. Cela nous a permis de tester les possibilités d'intégration d'un retour sensoriel autre que la vision. Le canal sensoriel retenu pour retranscrire la proprioception des mouvements articulaires du coude était celui de la perception tactile au niveau de la peau. Notre message était transmis à l'aide de stimulations vibrotactiles. Cela fait appel au concept de substitution sensorielle, originellement développé par Geldard (1960) et Bach-y Rita *et al.* (1969) qui est présenté plus largement ci-après.

## 6.2 Concept de Substitution sensorielle

Le concept de substitution sensorielle est défini comme une manière de transmettre une ou des informations par le biais d'une modalité sensorielle autre que la modalité originellement dédiée à cette information (Bach-y Rita et Kercel, 2003). L'exemple le plus connu est celui du braille. La modalité visuelle étant inaccessible, le langage braille permet alors de substituer la vision par le toucher. Les picots en reliefs qui représentent différents symboles comme les lettres et les chiffres sont perçus au niveau de la pulpe des doigts et permettent d'interpréter les écrits. Chez les personnes avec une vue intacte, l'image est captée par la rétine, puis elle est transformée en signaux électriques et transportée au cerveau pour qu'il les interprètent. Chez certaines personnes présentant une déficience visuelle, c'est la structure périphérique qui est touchée (oeil, rétine). La phase de transmission précédemment décrite est alors absente. Toutefois, il a été démontré que des images subjectives pouvaient être évoquées chez les sujets aveugles en utilisant des systèmes de substitution sensorielle (White *et al.*, 1970). Ce concept a été au centre des recherches de Bach-y-Rita dont le but était de permettre aux sujets aveugles d'explorer de manière plus large leur environnement. L'utilisation d'un système de substitution tactile (*Tactile Vision Substitution System, TVSS*) (**Figure 2.2 A**) a été le premier outil de substitution sensorielle développé. Il retranscrivait les informations visuelles en informations électrotactiles (Bach-y Rita *et al.*, 1969). Un deuxième outil : le « tactile television system » retransmettait le contenu d'une image en stimulus vibrotactile sur le dos des sujets (**Figure 2.2 B**). Cette capacité à recréer des images chez des personnes aveugles est consécutive de 2 facteurs à prendre en compte dans l'élaboration d'un dispositif de substitution sensorielle. Le premier est le caractère intact des structures centrales qui traite la modalité sensorielle initiale,



ici, le cortex visuel. Le second facteur est la plasticité corticale. Grâce à elle, les signaux provenant d'un système de substitution sensorielle et entrant par un autre canal sensoriel (la peau) peuvent atteindre de multiples structures cérébrales, et notamment celles qui sont anatomiquement et physiologiquement reliées à la modalité sensorielle perdue (le cortex visuel) (Bach-y Rita, 1972).

Pour faire le parallèle, dans le cas d'une amputation, le déficit provient de l'absence de la structure périphérique. Tout ou une partie du membre étant sectionné, les capteurs sensoriels et les nerfs transportant les informations sont absents. Toutefois, les structures sensori-motrices du cortex cérébral sont toujours présentes. Il est vrai que la plasticité corticale et les dérèglements périphériques induisent une réorganisation (Reilly et Sirigu, 2008; Flor, 2002; Van den Heiligenberg *et al.*, 2018; Makin et Bensmaia, 2017), mais le cerveau n'est pas directement touché comme dans le cas d'un accident vasculaire cérébral. Au même titre que la substitution sensorielle fonctionne pour les déficients visuels, on peut émettre l'hypothèse que des stimulations vibrotactiles sur le moignon donnant des informations sur la configuration de la main ou du bras iront projeter sur des zones cérébrales dédiées à la sensorialité de la main ou du bras. Nous savons que cela fonctionne lorsque le moignon est stimulé aux endroits évoquant des sensations du membre fantôme (Antfolk *et al.*, 2012b). De plus, la représentation corticale du membre amputé étant toujours présente (Kikkert *et al.*, 2018), avec l'aide de la plasticité corticale, nous pouvons penser que les stimulations du moignon en réponse à une action du membre supérieur iraient stimuler les aires corticales dédiées même chez un sujet n'ayant pas un membre fantôme clairement défini.

De manière plus générale, la mise en place de dispositifs de substitution sensorielle, permettant de retranscrire les informations de la prothèse de membre supérieur, a été étudiée pour différents types d'informations comme la force de serrage (Meek *et al.*, 1989; Patterson et Katz, 1992; Pylatiuk *et al.*, 2006), l'amplitude d'ouverture et de fermeture de la main (Witteveen *et al.*, 2012b), ou encore la notion de contact et de pression (Antfolk *et al.*, 2012a, 2013).

Dans cette partie, nous allons décrire les étapes du développement et de la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle retranscrivant la proprioception du coude en terme d'amplitude, de direction et de vitesse du mouvement à l'aide de stimulations vibrotactiles sur le bras des sujets sains ou sur le moignon des patients amputés. Les raisons qui nous ont conduit à choisir la modalité vibrotactile pour assurer la substitution sensorielle sont exposées dans le **chapitre 7**. Elles concernent le traitement des informations vibrotactiles appliquées sur la peau, la simplicité de leur mise en œuvre et le faible encombrement qu'elles nécessitent. La première étape dans l'élaboration du dispositif, qui fait l'objet du **chapitre 8**, a été d'explorer les caractéristiques physiques des vibrations produites dans une tâche de discrimination spatiale testant différentes configurations des vibreurs sur le bras. Plusieurs couples de durées et d'intensités ont été évalués afin de définir les stimulations qui seraient les plus adaptées pour la suite. Une



fois ces caractéristiques de stimulations définies, nous avons testé 3 types de vibreurs disponibles sur le marché et pouvant être de potentiels candidats à leur intégration dans une prothèse (**chapitre 9**). Enfin, nous nous sommes appuyés sur les résultats des deux expériences précédentes pour évaluer les effets de l'utilisation d'un dispositif de substitution sensorielle couplé à une commande myoélectrique dans le contrôle d'un avatar de bras virtuel. Les exercices à réaliser étaient des tâches d'atteinte de cibles. Des sujets non amputés et des sujets amputés au niveau trans-huméral ont participé à l'étude. Le détail de cette expérience est décrit dans le (**Chapitre 10**).



# PERCEPTION ET CARACTÉRISTIQUES DES STIMULATIONS VIBROTACTILES

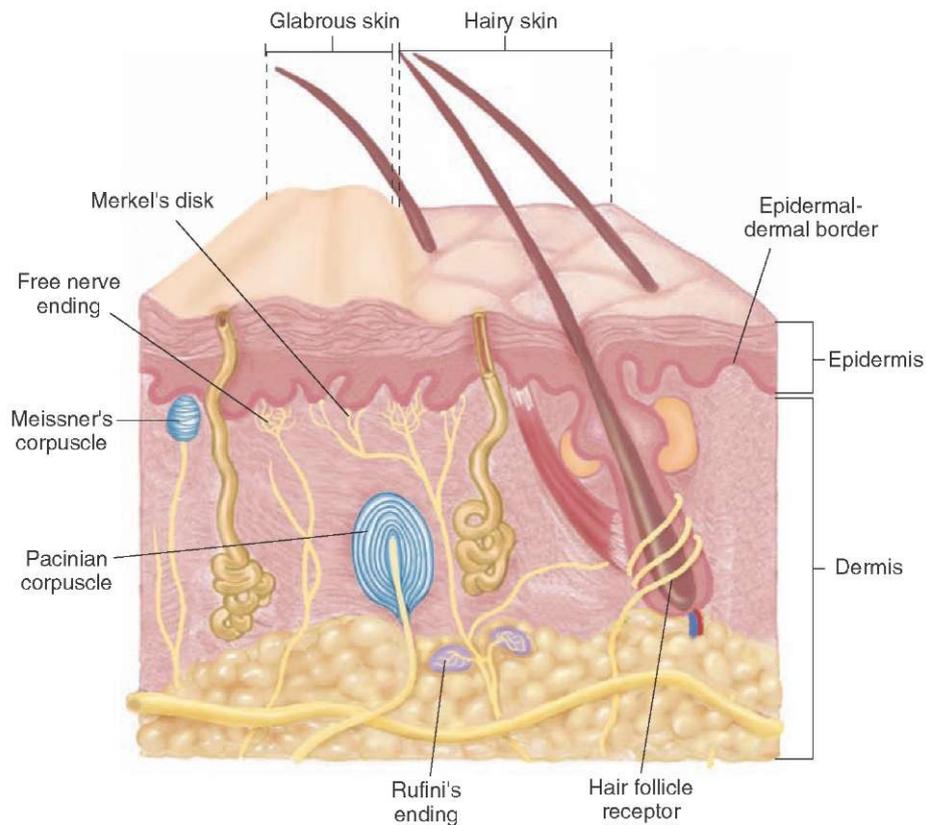
---

## 7.1 Avantage de la modalité tactile pour la communication

L'utilisation de la modalité tactile, par l'utilisation de la vibration sur l'interface qu'est la peau semble avoir de nombreux avantages pour ce qui est de la mise en place d'une communication d'informations (Kaczmarek *et al.*, 1991; Choi et Kuchenbecker, 2012). En plus de proposer une surface de communication large (1.8 m<sup>2</sup> de surface chez l'adulte (Myles et Binseel, 2007)), la mise en place d'une communication via la peau permet de libérer les autres organes sensoriels servant à la communication notamment les yeux et les oreilles. Un des avantages de la peau réside dans son aspect multidirectionnel naturel. L'indication d'une orientation ne nécessite pas l'orientation des récepteurs comme pour la vue. On peut soit se servir de l'orientation naturelle en posant des vibreurs autour d'un membre ou prendre différentes directions sur une surface quasi plane (Cholewiak et Collins, 2003; Cholewiak *et al.*, 2004; Choi et Kuchenbecker, 2012). Dans tous les cas, la perception de direction et d'orientation sera fonctionnelle.

Van Erp (2005) a également montré que la modalité vibrotactile était efficace pour la transmission d'informations spatiales et temporelles. D'un côté, la vision avec la rétine possède une très bonne résolution spatiale mais une mauvaise résolution temporelle, de l'autre, le système auditif est plus précis dans les stimulations de nature temporelle mais sera moins performant que la modalité tactile pour le traitement des stimuli de nature spatiale (van Erp, 2000). Il apparaît également que la transmission des informations vibrotactiles ne semble pas être perturbée par les conditions environnementales. Lors d'accélération par exemple, les informations entrant par le canal sensoriel visuel vont être réduites voir dégradées (réduction du champ de vision) alors que les stimulations vibrotactiles restent parfaitement identifiables jusqu'à une accélération de 6G (Van Veen et Van Erp, 2000). De la même manière, (Chan *et al.*, 2005) ont montré que la reconnaissance de patrons vibrotactiles est réalisable même lors de la réalisation d'un exercice de distraction. Le temps mis pour reconnaître les patrons était augmenté par rapport aux exercices sans distraction mais les sujets restaient en capacité de les reconnaître et ce, même avec une phase d'apprentissage courte (3 min).

Les résultats de ces expériences montrent une certaine stabilité du signal vibrotactile dans



**Figure 2.3** : Représentation des différentes couches de la peau et des différents récepteurs présents, responsables de la transmission de la sensorialité tactile. Juste sous l'épiderme sont localisés les corpuscules de Meissner sensibles au touché et à la vibration. Les disques de Merckel, sensibles à la pression, sont localisés à la phase profonde de l'épiderme. Les corpuscules de Paccini, sensibles aux vibrations sont localisés plus en profondeur au niveau du derme. Enfin, les corpuscules de Ruffini, sensibles à l'étirement de la peau, sont localisés dans le derme.

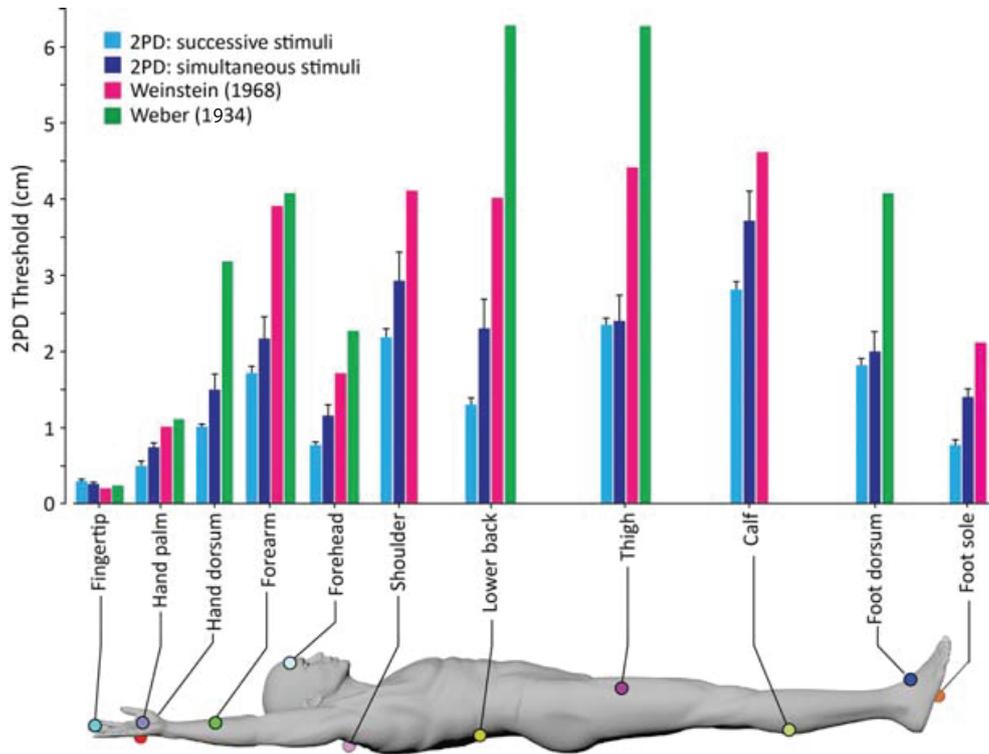
Source : <http://what-when-how.com/neuroscience/somatosensory-system-part-1/>

différents contextes d'utilisation. Ces évidences ont guidé notre choix pour la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle en utilisant un stimulus vibro-tactile.

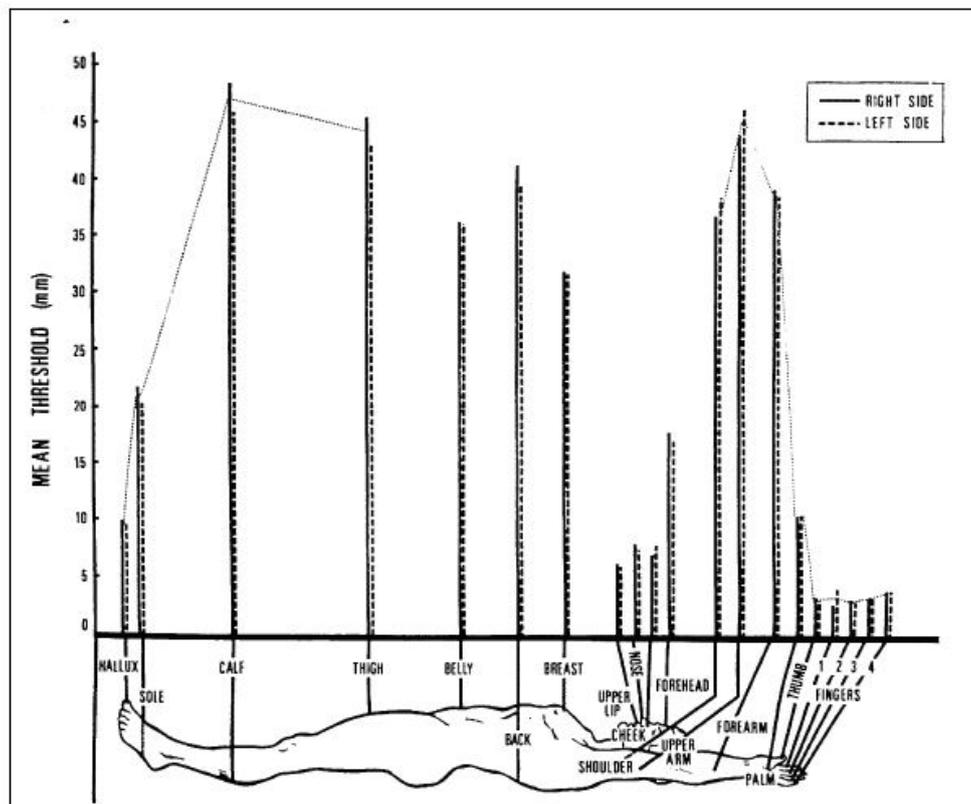
## 7.2 Neurophysiologie de la peau et des mécanorécepteurs

Nous venons d'évoquer juste avant que la peau était une interface idéale pour les stimulations vibrotactiles. Elle recouvre l'ensemble du corps humain et dispose d'un système sensoriel extrêmement performant. La sensibilité tactile est notamment permise grâce à l'action de multiples récepteurs. Ces derniers permettent à l'Homme d'interagir avec différents stimuli comme la température, ou encore la pression. Les dispositifs vibrotactiles utilisés pour créer différentes stimulations au niveau de la peau provoquent une déformation (onde) qui sera détectée par les mécanorécepteurs. Ce sont ces mécanorécepteurs qui nous intéressent plus particulièrement pour nos travaux. Ils sont décrits selon quatre catégories réparties dans les trois couches de la peau et illustrées dans la **Figure 2.3** (Myles et Binseel, 2007). En allant de la surface vers les couches plus profondes, on retrouve en premier les disques de Merkel sensibles à la pression et les corpuscules de Meissner sensibles au toucher léger ainsi qu'aux faibles vibrations. Les corpuscules de Ruffini sensibles à l'étirement et ceux de Pacini sensibles aux vibrations sont situés de manière plus profonde au niveau du derme voir de l'hypoderme pour ce dernier (Spelmezan et Ziefle, 2011). Selon que la peau soit glabre (*glabrous skin*) ou velue (*hairy skin*), la répartition des récepteurs sera différente. La peau glabre correspond à la peau dite lisse ou aucun follicule pileux n'est présent comme la plante des pieds et la paume de la main. Ce sont des zones riches en récepteurs, ce qui a pour conséquence d'accroître la sensibilité. Par exemple les corpuscules de Meissner sont les mécanorécepteurs les plus retrouvés au niveau de la paume de la main et représente environ 40% de son innervation (Purves *et al.*, 2001). La peau velue, quant à elle, contient majoritairement des corpuscules de Ruffini et de Pacini.

Chacun de ces 4 types de mécanorécepteurs a un rôle spécifique dans la perception tactile permettant de distinguer les différentes textures des objets avec lesquels nous interagissons. Leurs propriétés et leurs caractéristiques de réponse ont été classifiées selon leur vitesse d'adaptation et la taille de leur champ récepteur. D'autre part, les mécanorécepteurs répondent à la déformation de la peau à différentes fréquences. Pour les stimuli statiques, ils s'adaptent soit lentement (*SA pour Slow Adaptation*) soit rapidement (*RA pour Rapid Adaptation*). Ensuite, leur champ récepteur est qualifié de petit (1) ou large (2). Les différences précédemment décrites ont permis de mettre en place un tableau de classification présenté dans le (**Tableau 2.1**).



**Figure 2.4** : Comparaison des 2 points de discrimination (2PD) pour le toucher rapportant les résultats de Weinstein, Weber, et de l'étude de Mancini. Dans les études de Weinstein et Weber, les examinateurs réalisaient une stimulation simultanée. Figure issue de *Mancini et al. (2014)*.



**Figure 2.5** : Acuité spatiale pour la discrimination de deux points chez l'Homme. Figure issue de *Weinstein et al. (1968)*.

**Tableau 2.1** : Caractéristiques des mécanorécepteurs de la peau, d'après Spelmezan et Ziefle (2011)

	<b>Merckel</b>	<b>Meissner</b>	<b>Ruffini</b>	<b>Pacini</b>
<b>Fréquence de réponse (Hz)</b>	0 - 100	1-300	< 8	5 - 1000
<b>Catégorie</b>	SA1	RA1	SA2	RA2
<b>Adaptation</b>	Lente	Rapide	Lente	Rapide
<b>Sensation perçue</b>	Pression	Toucher léger, caresse	Étirement	Vibration

Les **corpuscules de Pacini** sont les récepteurs qui possèdent la plus large gamme de sensibilité aux vibrations. Leur propriété d'adaptation rapide fait qu'ils répondent à la variation du stimulus contrairement aux mécanorécepteurs avec une adaptation lente qui fonctionnent par rapport à des seuils d'activation à atteindre. D'autre part, la largeur importante du champ récepteur des corpuscules de Pacini et leur présence au niveau de la peau velue va en faire les récepteurs principalement mis en jeu lors de stimulations vibrotactiles.

### 7.3 Acuité perceptive tactile et vibrotactile

De manière générale, il est reconnu que l'acuité spatiale dépend du nombre de récepteurs cutanés présents dans la région corporelle concernée (Weinstein, 1968). Plus le nombre de récepteurs sera grand et plus l'acuité sera bonne. Cette notion est représentée par l'Homunculus de Penfield où les régions de la main et du visage sont les plus importantes parce que la densité de récepteurs dans ces régions cutanées est la plus importante.

L'exploration de la capacité de discrimination (ou acuité) spatiale est étudiée depuis de nombreuses années selon différentes méthodes. Une des premières méthodes décrite par Weber (1934) est celle de la discrimination de deux points. La technique consiste à apposer en même temps les deux pointes d'un compas et de demander au sujet s'il perçoit un ou deux stimuli. A chaque essai, l'écartement du compas est resserré jusqu'à ce que le sujet ne perçoive plus qu'un seul stimulus. L'écartement minimal du compas pour lequel le sujet a ressenti un seul stimulus représente alors l'acuité tactile de la zone testée (Weber, 1934). Plus récemment, Mancini *et al.* (2014) ont testé l'acuité spatiale chez 16 sujets sans trouble sensoriel avec la méthode de Weber et une méthode de stimulation successive en utilisant des filaments Von Frey de 0.4 mm. La méthode de stimulation successive consistait à réaliser une première stimulation sur la zone à tester et une seconde située de manière plus proximale ou plus distale à la racine du membre. Les sujets devaient alors répondre si la seconde stimulation était située de manière plus proximale ou plus distale à la racine du membre par rapport à la première stimulation. Les résultats des 11 régions testées sont rapportés sur la **Figure 2.4**. Les résultats concernant l'acuité au niveau de l'avant bras sont d'environ 4 cm pour les expériences faites par Weber (1934) et d'environ 2



cm pour Mancini *et al.* (2014). Weinstein (1968) est le seul à rapporter une acuité spatiale au niveau du bras qui serait autour de 45 mm (**Figure 2.5**).

Un autre aspect intéressant concernant la stimulation vibrotactile vient de la notion de point d'ancrage décrit par Cholewiak *et al.* (2004). Cette notion met en avant, le fait que plusieurs zones du corps seraient dotées d'une acuité plus précise. Elles serviraient de repères pour situer la localisation des stimulations. Par exemple, la localisation d'un stimulus au niveau de l'abdomen est plus précise autour du nombril ou encore, une stimulation dans le dos sera mieux discriminée lorsqu'elle sera proche de la colonne vertébrale (Cholewiak *et al.*, 2004).

L'ensemble de ces résultats constituent une référence dans le domaine de l'exploration de l'acuité spatiale de la peau. Cependant, ces travaux ont été menés pour des stimulations de type « pression » à la surface de la peau. Or, nous avons vu ci-dessus que les mécanorécepteurs impliqués sont différents en fonction du type de stimulation. Pour le type de stimulation qui nous concerne, l'acuité spatiale de la peau pour des stimuli vibrotactiles reste encore peu étudiée (Schätzle *et al.*, 2006; Cholewiak et Collins, 2003; Cholewiak *et al.*, 2004). Aucun document de référence comme celui proposé par Weber et Weinstein n'existe pour ce type de stimulation. Il est donc nécessaire de vérifier les aptitudes de discrimination spatiale avant toute expérimentation. C'est ce que nous avons mis en place dans le **chapitre 8** de cette partie.

## 7.4 Facteurs spatio-temporels influençant la perception vibrotactile

Plusieurs facteurs ont été identifiés comme influençant la perception de stimuli vibrotactiles. On retrouve l'aspect spatial, temporel ou encore l'amplitude de la stimulation. Une combinaison de ces différents facteurs peut aussi être à l'origine de modifications de la perception (Cholewiak, 1999). Différents phénomènes perceptifs sont décrits comme pouvant également influencer la perception mécanique. Il est donc essentiel de les connaître avant la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle.

- Un premier phénomène décrit est celui de l'**adaptation**. Il est défini par le fait qu'une stimulation vibrotactile trop longue engendre une diminution de l'intensité perçue et donc une augmentation de son seuil de perception (Goble et Hollins, 1993).
- Un second phénomène est celui de la **saltation** aussi connu sous le nom de cutaneous **rabbit effect** (Geldard, 1960; Jin *et al.*, 2013). Il est défini comme la perception d'une stimulation sur la peau à un endroit où il n'y a pas eu de stimulation. Cette illusion apparaît lorsque deux points séparés sont stimulés de manière répétée sur le premier point puis sur l'autre. Le sujet fait l'expérience de multiples localisations de stimulations fictives entre ces deux localités de stimulations réelles. Cet effet rend compte de l'influence de la localisation d'une stimulation sur la suivante.



- Un troisième phénomène couramment décrit est l'**effet Tau** (Cholewiak, 1999). Ici, c'est le temps de stimulation qui influence la perception spatiale. Alors que la distance physique entre les vibreurs reste identique, la variation de la durée inter-stimulus donne l'impression que les zones de stimulations sont plus ou moins éloignées. Le jugement de distance est alors proportionnel à la durée entre les stimulations. Autrement dit, plus la durée inter-stimulus augmente et plus la distance entre les deux stimuli est perçue comme importante.
- Toujours dans les altérations perceptives provoquées par les variations des facteurs de stimulations, on retrouve l'**effet Phi** (Nohama *et al.*, 1995). L'illusion de mouvement créée a pour support le temps de stimulation et l'intervalle entre deux stimulations voisines. Lorsque deux sites de stimulations voisins sont activés l'un après l'autre avec un intervalle de temps réduit, les sujets vont avoir tendance à ne percevoir qu'un seul stimulus. A l'inverse, lorsque ces deux sites vont être stimulés avec un intervalle de temps plus large, les stimulations vont être perçues de manière discrète comme deux stimulations bien distinctes. Sherrick et Rogers (1966) décrivent des valeurs intermédiaires pour lesquelles la stimulation va être perçue comme une même stimulation en mouvement à la surface de la peau.

A travers la description de ces différents phénomènes, nous avons pu voir que les interactions entre les paramètres spatiaux et temporels peuvent influencer la perception du message. Il est donc essentiel de les prendre en compte dans la conception d'un système vibrotactile car ils pourront tout autant enrichir le message comme le dégrader.

## 7.5 Codage de l'information vibrotactile

Si l'on souhaite créer de la valeur ajoutée à la mise en place d'une interaction via un dispositif vibrotactile, il est nécessaire que celle-ci soit *(i)* facile à apprendre et à mémoriser, *(ii)* porteur de sens et *(iii)* que son message ait un caractère universel et intuitif (Ho *et al.*, 2006; Jones et Sarter, 2008). Ce dernier aspect est donc au centre du développement du message sensoriel à transmettre. En ce sens, différents principes de codages ont été développés et utilisés au cours du temps. Ils sont regroupés selon 3 catégories :

1. Le **langage pictural** (Collins et Bach-y Rita, 1973). Il propose de retranscrire l'ensemble des informations visuelles par une information tactile. C'est le principe utilisé par le TVSS de Bach-y-Rita (**Figure 2.2B**)
2. Le **langage codé** (Benali-Khoudja *et al.*, 2005). Il consiste à recréer un code, une association plus abstraite entre la stimulation et le sens qu'elle transporte. Par exemple dans un système comprenant 2 vibreurs l'un à côté de l'autre, lorsque le vibreur le plus à droite est activé cela pourrait signifier un déplacement vers la droite, et un déplacement vers la



gauche pour celui de gauche. Une stimulation alternée pourrait indiquer la direction « en avant » et une stimulation simultanée coderait pour la direction « en arrière ». Ainsi, avec 2 vibreurs, nous avons créé un langage codé pour une signification particulière.

3. Le langage métaphorique (Brunet *et al.*, 2013; Novich et Eagleman, 2015). Il s'inspire des mécanismes physiques pour transmettre des informations dynamiques comme l'accélération ou l'augmentation d'une force en utilisant les variations d'intensité (i.e. plus la force augmente ou plus l'objet va vite et plus l'intensité de la vibration est élevée). L'augmentation de la fréquence du signal est aussi utilisée pour signifier l'approche ou l'éloignement d'un objet ou d'un obstacle.

Dans la mise en place d'un codage vibrotactile, nous venons de voir que plusieurs paramètres sont à notre disposition. Ces paramètres sont modulables ce qui nous permet de créer de multiples variations du signal afin de changer le sens que nous voulons leurs donner. Les principaux paramètres que nous pouvons moduler sont : l'**amplitude** du signal, la **durée**, la **fréquence**, la **localisation**, le **rythme** et les **patrons d'activations** qui sont en réalité une combinaison des paramètres spatiaux et temporels.

- l'**amplitude** du signal peut varier en augmentant ou en diminuant pour notifier des messages différents. L'exemple le plus parlant est celui du codage de la force de serrage (De Nunzio *et al.*, 2017). Dans cet exemple, trois niveaux d'amplitudes du signal sont définis afin que chacun corresponde à un niveau de force de serrage. En fonction des capacités des discriminations des niveaux d'intensités, le codage de l'information peut être plus ou moins riche en augmentant ou diminuant le nombre de palliers par exemple.
- la **fréquence** de la vibration (Nohama *et al.*, 1995) est souvent utilisée car les capacités de discrimination fréquentielle pour des stimuli tactiles sont très bonnes chez l'homme. Une meilleure capacité de discrimination est rapportée pour la peau velue comparée à la peau glabre (Franzén et Nordmark, 1975; Mahns *et al.*, 2006). Ce paramètre est tout aussi intéressant à manipuler que l'amplitude du signal.

L'amplitude et la fréquence varient parfois de manière conjointe avec certains types de vibreur (cf **chapitre 8**). Ces deux notions sont parfois regroupées sous le terme d'intensité où la variation d'intensité se rapporte à la perception subjective de la stimulation (vibration) qui peut décrire la variation d'amplitude et/ou de fréquence. Cela est différent de l'intensité du signal qui se rapporte au courant que le vibreur reçoit.

- La **durée** de vibration est une des caractéristiques retrouvées dans tout codage de signal. Elle est très variable d'une étude à l'autre pouvant aller de quelques dizaines de millisecondes à plusieurs secondes. Un exemple de codage fréquemment utilisé et se basant uniquement sur la durée de stimulation est le morse. Toutes les lettres de l'alphabet et les chiffres ont un codage propre, reposant sur l'agencement temporel d'événements courts et



longs. Qu'il soit vibrotactile, visuel ou auditif, seul le paramètre de la durée de stimulation est important. Pour revenir plus spécifiquement à la durée des stimulations vibrotactiles, Kaaresoja et Linjama (2005) suggèrent que les durées de stimulation doivent être comprises entre 50 et 200 ms. En dessous de 50 ms, les stimulations seraient difficilement perceptibles et au-delà de 200 ms elles commenceraient à être ennuyeuses pour le sujet. D'autre part, une stimulation longue peut engendrer le phénomène d'adaptation venant alors modifier le seuil perceptif.

- Le **localisation** est un des paramètres souvent utilisé pour transmettre des informations d'origine spatiales de type orientation ou déplacement (Jansson, 1983; Cholewiak et Collins, 2003; Cholewiak *et al.*, 2004). La stimulation permet d'orienter l'attention du sujet dans une direction, ou de lui notifier le mouvement d'un objet. Les capacités de localisation du stimulus seront cependant limitées et dépendantes des capacités de discrimination spatiale des sujets en fonction de la partie du corps qui sera stimulée.
- Les **rythmes** dans un codage de stimulation vibrotactile mettent en jeu l'ajustement des paramètres temporels qui caractérisent la stimulation. Deux paramètres vont varier permettant de créer différents rythmes, il s'agit de la durée de stimulation et de la durée de l'intervalle entre deux stimulations. La mise en place de rythmes peut alors permettre de notifier des informations différentes ou des changements de situations.
- Enfin, les  **patrons spatiotemporels**  constituent le plus complexe des paramètres qui est en réalité une combinaison des paramètres précédents. Ce genre de stimulations exploite à la fois les caractéristiques spatiales et temporelles rendues possibles par les vibrations. On retrouve plusieurs exemples de mise en place comme des formes, des lignes, ou la sensation de déplacement de vibreurs (Johansson et Westling, 1984; Jones *et al.*, 2009; Isaković *et al.*, 2017). L'utilisation de patrons vibrotactiles est qualifiée de stimulation dynamique en opposition à l'aspect statique des stimulations faisant appelle à un seul paramètre à la fois (spatial ou temporel). Ce type de stimulation permet de contenir de multiples informations.

## 7.6 Avantage de l'intégration multi sensorielle des dispositifs vibrotactiles

Les dispositifs de substitutions sensoriels sont, pour la plupart des cas, créés pour faire face à la perte d'une modalité sensorielle. Nous avons vu dans l'**introduction générale** que l'homme interagit avec son environnement en intégrant l'ensemble des signaux sensoriels disponibles. L'aspect multimodal de la perception de stimuli permet d'augmenter la précision du signal perçu et donc de mieux y répondre (Sober et Sabes, 2003; Cluff *et al.*, 2015). La modalité tactile fait partie intégrante de ce processus de traitement multimodal qu'il ne faut pas oublier. Là où certains dispositifs de substitution sensorielle pourraient être conçus dans le but



de remplacer totalement une modalité perdue et n'utiliser qu'elle, une réflexion sur l'aspect multimodal du traitement de l'information semble intéressante. Sarter (2006) explique que les informations peuvent être présentées de façon redondante entre différentes modalités sensorielles et permettre ainsi de renforcer la valeur et la précision de cette information. Ce concept est illustré dans les travaux de Martino et Marks (2000) qui analysent l'impact de la congruence (ou de l'incongruence) de l'information transmise entre deux stimuli. Dans cette expérience, les participants étaient exposés à un stimulus visuel et vibrotactile de manière simultanée. Le stimulus visuel pouvait être d'intensité faible ou élevée, et le stimulus vibrotactile d'une fréquence faible ou élevée. Quatre combinaisons de stimuli étaient alors possibles. Les groupes de participants devaient catégoriser le stimulus lumineux (fort ou faible) ou le stimulus vibrotactile le plus rapidement possible. Les résultats montrent que les sujets étaient plus rapides à classer les stimuli lorsqu'ils étaient congruents (faible avec faible et fort avec fort) que lorsque les stimuli étaient incongruents.

D'autre part, il apparaît que la mise en place de dispositifs multimodaux permettrait d'augmenter la quantité d'information traitée simultanément, notamment lorsqu'une modalité sensorielle occupe l'ensemble de l'attention. Certains travaux vont dans ce sens en montrant que l'utilisation d'un feedback vibrotactile permet de réduire la charge mentale dans une tâche où la vision est surchargée (Van Erp et Van Veen, 2004).

## 7.7 Conclusion

L'ensemble des informations décrites dans ce chapitre constitue les connaissances de base qui nous ont servies pour la mise en place de notre dispositif de substitution sensorielle. Nous voyons que le choix du signal et la façon dont il sera transmis n'est pas anodin vis à vis de l'impact qu'il aura auprès du sujet. Dans les chapitres suivants, nous allons présenter différentes expérimentations qui ont été réalisées et qui ont mené à la création d'un dispositif de substitution sensorielle couplé à la commande myoélectrique d'un coude virtuel. Plusieurs étapes ont été réalisées et chacune a nécessité la mise en place d'évaluations. Dans un premier temps, nous avons évalué l'influence des caractéristiques mécaniques des vibrations sur les capacités de perception des sujets (**Chapitre 8**). Nous avons ensuite testé différents types de vibreurs disponibles sur le marché et potentiellement candidats à une intégration prothétique (**Chapitre 9**). Pour finir, nous avons appliqué les résultats des expériences précédentes dans le codage de l'information sensorielle et couplé ce dernier à la commande myoélectrique d'un coude virtuel (**Chapitre 10**). Nous avons ainsi mis en place une commande en boucle fermée où l'orientation du coude est transmise en temps réel par les vibrations sur le bras ou le moignon des participants



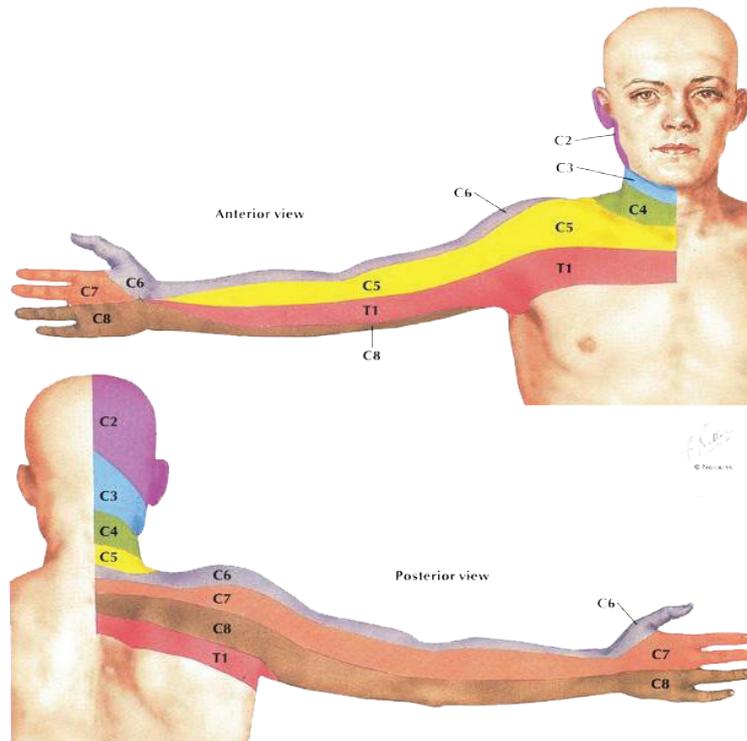
# EFFET DES CARACTÉRISTIQUES DES VIBRATIONS ET DE LA DISPOSITION DES VIBREURS SUR LA PERCEPTION TACTILE AU NIVEAU DU BRAS CHEZ DES SUJETS SAINS ET DES SUJETS AVEC UNE AMPUTATION DU MEMBRE SUPÉRIEUR

---

*Remarque : Ce travail a en partie été réalisé lors du stage de Master 1 de Mlle Sandra Bouvier au sein de l'équipe que j'ai eu l'occasion d'encadrer. Son travail a consisté à travailler à la réflexion de l'organisation du protocole, à se familiariser avec le traitement du signal EMG et à travailler au codage du fonctionnement des vibreurs. En fin de stage elle a pu réaliser les passations et les prises de données pour quelques sujets sains. Son stage a donné lieu à la réalisation d'un poster.*

## 8.1 Introduction

Nous avons vu dans l'introduction de cette partie que la stimulation vibrotactile au niveau de la peau avait un fort potentiel pour une utilisation au sein d'un dispositif de substitution sensorielle. L'implémentation d'un feedback via une autre modalité sensorielle chez les personnes victimes d'une amputation est de plus en plus étudiée et, est au centre de l'attention de plusieurs groupes de recherches (Antfolk *et al.*, 2013; Biddiss et Chau, 2007; Peerdeman *et al.*, 2011; Saunders et Vijayakumar, 2011; Wilson *et al.*, 2014; Witteveen *et al.*, 2012b). La mise en place de ce feedback permettrait un contrôle en prise directe sur les actions de la prothèse et une intégration multi-sensorielle de l'information qui viendrait compléter et aider la modalité visuelle. D'autre part, l'utilisation d'un feedback non-visuel serait une solution permettant de libérer l'attention visuelle qui accapare la concentration des sujets (Wickens, 2002). Dans ce contexte, nous avons vu que la surface de la peau est une interface potentielle à la mise en place d'une communication spécifique. L'ensemble des récepteurs cutanés permet de jouer



**Figure 2.6 :** Illustration des différents dermatomes représentant l'organisation de l'innervation du membre supérieur.  
Illustration issue de l'*Atlas d'anatomie humaine F. Netter*

sur différents paramètres de stimulation qu'ils soient spatiaux et/ou temporels. Les avantages précédemment évoqués et les travaux de substitution sensorielle réalisés avec des stimulations vibrotactiles ont orienté notre choix vers ce type de technologie (Cholewiak et Collins, 2003; Jones *et al.*, 2009; Schätzle *et al.*, 2006). D'autre part, l'utilisation de vibreurs nous offre une large flexibilité sur le paramétrage des différents éléments caractéristiques du signal notamment vis-à-vis de l'amplitude et la durée. L'efficacité du message produit par le dispositif de substitution sensorielle sera très probablement impacté par le choix des caractéristiques de stimulation et la signification du message qu'il porte. La prise en compte des caractéristiques de réponse de la peau vis-à-vis des stimulations doit donc faire partie de la réflexion pour la réalisation du dispositif de substitution sensorielle.

Cholewiak et Collins (2003) met en avant l'utilisation de l'espace disponible au niveau de la surface de la peau pour produire des signaux qui sont perçus de manière distincte. Au niveau du membre supérieur, l'innervation cutanée est organisée selon les différents étages métamériques avec 5 dermatomes provenant de 5 racines nerveuses allant de C5 à T1 (**Figure 2.6**). Ces dermatomes sont organisés en bandes longitudinales et réparties autour du bras. Ces différences au niveau de l'origine nerveuse des zones du bras ont été évoquées par Cody *et al.* (2008) dans une expérience de discrimination spatiale au niveau de l'avant-bras. Les résultats de cette expérience indiquaient qu'une meilleure localisation de la stimulation était trouvée lorsque les stimulations étaient réalisées de manière transversale comparée à celles réalisées de manière longitudinale. Une autre étude comparant les réponses entre deux dispositions a été réalisée par Witteveen *et al.* (2013). Elle évaluait différents degrés d'ouverture de la main et de force de serrage. L'analyse des résultats n'a révélé aucune différence entre les deux orientations de vibreurs (transversale et longitudinale) au niveau de la performance de réalisation de la tâche. Cependant, cette étude ne nous donne pas d'information sur la précision de la reconnaissance de la localisation des stimuli en fonction de leur orientation. Venant compléter ces deux études, beaucoup de travaux ont été réalisés au niveau de l'avant bras (D'Alonzo *et al.*, 2013; D'Alonzo *et al.*, 2013; Antfolk *et al.*, 2012b; Schätzle *et al.*, 2006; Jin *et al.*, 2013) alors que peu se sont finalement intéressés aux perceptions au niveau de la partie supérieure du bras (Raveh *et al.*, 2018a,b). Or, dans le contexte des amputations majeures du membre supérieur, le niveau d'amputation le plus fréquent est le niveau huméral (Cody *et al.*, 2008; D'Alonzo *et al.*, 2014; Luces *et al.*, 2017). Pour ce type d'amputation, la partie résiduelle du bras formant le moignon est quasiment entièrement insérée dans le manchon de la prothèse. Cette surface restante est donc la candidate idéale pour accueillir un dispositif vibrotactile de substitution sensorielle. D'après les connaissances physiologiques et les résultats des différents travaux menés sur la discrimination vibrotactile au niveau de l'avant-bras et du bras, nous pensons que la discrimination vibrotactile au niveau du bras sera mieux perçue et plus précise lorsque les stimuli seront délivrés de manière transversale (autour du bras) comparés aux vibrations délivrés longitudinalement. Les stimulations réalisées sur un axe transversal auront plus de chance d'activer les terminaisons



nerveuses issues de différents dermatomes alors que les stimulations délivrées selon un axe longitudinal, qui suit la topographie du dermatome, risquent de se référer à ce seul dermatome.

Nous souhaitons apporter des éléments de réponse à cette hypothèse en testant les capacités de discrimination vibrotactile au travers de 4 dispositions de vibreurs au niveau du bras. Ces 4 dispositions mettent en jeu deux orientations et deux espacements. L'orientation concerne la manière dont les vibreurs vont être disposés sur le bras. Une orientation est transversale, c'est-à-dire que les vibreurs sont disposés autour du bras du sujet, et l'autre longitudinale, c'est-à-dire que les vibreurs sont disposés sur la longueur du bras. Pour les 2 types d'espacements testés, un premier espacement est qualifié d'absolu. Il se réfère aux données issues des études de discrimination tactile (Weinstein, 1968) et correspond à une distance de 3 cm entre le centre de deux vibreurs consécutifs. Le second espacement est qualifié de proportionnel. Il dépend de la longueur et de la circonférence du bras de chaque sujet. Cette méthode d'espacement est réalisée afin de maximiser l'espace entre deux vibreurs pour chaque sujet. Elle permettra d'avoir un espace entre deux vibreurs consécutifs systématiquement supérieur à 3 cm. Ajouté aux 4 dispositions décrites, nous avons modulé le contenu des vibrations afin d'étudier l'influence de ces facteurs que sont l'intensité et la durée de la stimulation. Pour la réalisation de cette expérience, nous avons choisi des vibreurs utilisés dans plusieurs études (Cody *et al.*, 2008; Cipriani *et al.*, 2011; Witteveen *et al.*, 2012b) pour leur qualité reconnue et leur facilité d'utilisation. Toutefois, dans les études précédemment citées, l'influence des propriétés mécaniques des vibreurs n'a pas été investiguée. Dans ces travaux, le caractère spatial de la vibration était le plus fréquemment utilisé en disposant des vibreurs à différents endroits. Concernant la durée de stimulation, nous avons relevé que la plus petite durée testée en lien avec la prothèse était de 200 millisecondes (ms). Or, Kaaresoja et Linjama (2005) rapportent que des durées de stimulation supérieures à 200 ms seraient perçues comme ennuyeuses et qu'il serait préférable d'utiliser des durées comprises entre 50 et 200 ms. Dans notre cas, nous souhaitons produire des stimulations discrètes et rapides afin d'être en cohérence avec la production d'un mouvement et de minimiser le délai entre le mouvement réalisé et la vibration perçue. Pour ces raisons nous avons choisi de tester des durées de stimulation inférieures à 200 ms. Afin d'explorer les effets des combinaisons de différentes stimulations sur les capacités de discrimination spatiale, nous avons réalisé 2 expériences. La première était purement liée à la reconnaissance de la localisation de la stimulation en fonction de la vibration produite. La seconde s'attachait à la perception de l'intensité de la vibration produite. Enfin, nous avons utilisé la disposition et les caractéristiques de vibrations qui ont obtenues les meilleurs scores avec les sujets sains pour réaliser une tâche de discrimination spatiale avec des sujets amputés.



## 8.2 Méthode

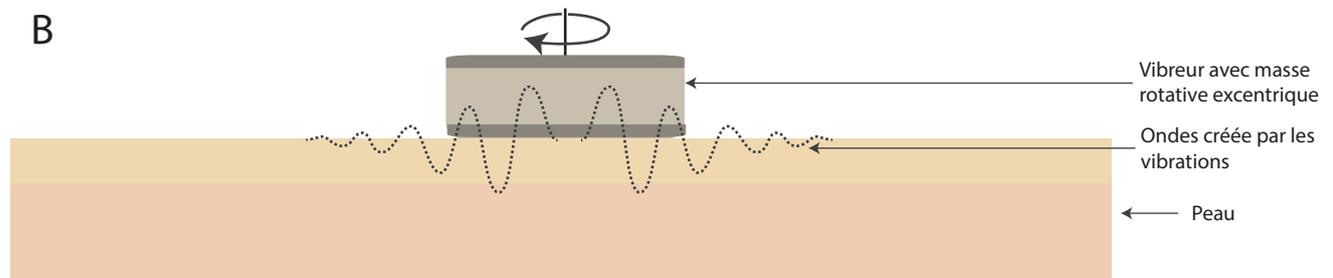
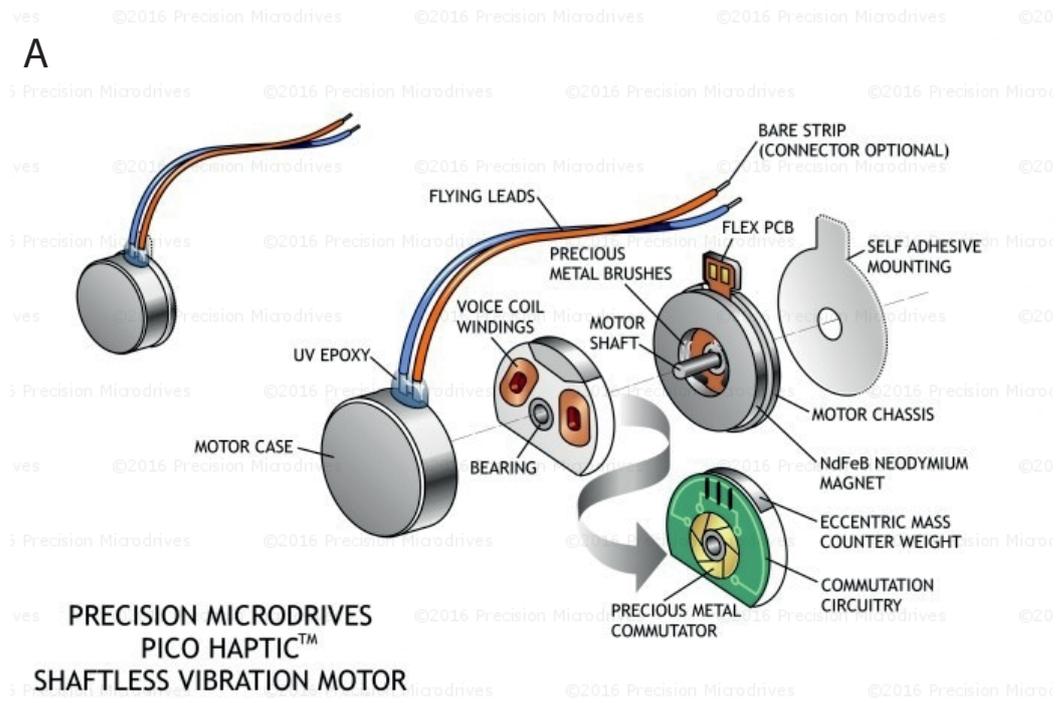
### 8.2.1 Participants

Onze sujets sains et volontaires (3 femmes et 8 hommes, d'une moyenne d'âge de 27 ans  $\pm$  7 ans) ont participé aux deux expériences. Tous les sujets étaient naïfs de ce type d'expérimentation et aucun d'entre eux n'avait de trouble cutané (irritation, infection) (**Tableau 2.2**).

**Tableau 2.2** : caractéristiques anthropomorphiques des participants (DIV correspond à la distance inter-vibreur)

Sujet	Age	4/6ième de la longueur du bras (L)	Circonférence du bras (C)	DIV-LP	DIV-CP
<b>S1</b>	21	20	26	4.00	4.33
<b>S2</b>	22	20	29	4.00	4.83
<b>S3</b>	25	23.3	29	4.66	4.83
<b>S4</b>	29	20.7	28	4.14	4.67
<b>S5</b>	22	19.3	25	3.86	4.17
<b>S6</b>	28	20.7	25	4.14	4.17
<b>S7</b>	44	22	30	4.40	5.00
<b>S8</b>	22	17.3	26.5	3.40	4.42
<b>S9</b>	37	21.33	32	4.20	5.33
<b>S10</b>	27	20.7	31	4.14	5.17
<b>S11</b>	21	19.3	28	3.86	4.67
<b>Mean</b>	27.09	20.36	28.14	4.07	4.69
<b>Ecart-type</b>	7.04	1.61	2.24	0.32	0.39

Concernant le groupe de sujets amputés, 7 hommes âgés de 34 à 71 ans ont été volontaires pour participer à l'étude. Tous les participants étaient amputés au niveau huméral avec une origine traumatique. Le temps écoulé depuis l'amputation allait de moins d'un an, pour le plus récent, à plus de 43 ans (**Tableau 2.3**). Tous étaient naïfs de ce type d'expérimentation et aucun d'entre eux n'avait de trouble cutané (irritation, infection).



**Figure 2.7 :** (A) Représente la composition interne des vibreurs à masse excentrique que nous avons utilisé. (B) Représente l'onde de vibration provoquée par la rotation de la masse du vibreur qui se propage au niveau de la peau.

**Tableau 2.3** : caractéristiques anthropomorphiques des patients

Sujet	Age	Temps depuis l'amputation (année)	Circonférence du bras (cm)	Longueur du moignon (cm)	Latéralité de l'amputation
<b>P1</b>	59	1	23	23	Right
<b>P2</b>	57	40	24	21	Right
<b>P3</b>	34	9	19	26	Left
<b>P4</b>	67	43	20	14	Left
<b>P5</b>	58	36	18	25	Left
<b>P6</b>	48	3	30	20	Right
<b>P7</b>	71	24	20	25	Left

L'ensemble des participants (amputés et sains) a lu et signé un accord de participation. L'expérimentation a été validée par un comité de protection des personnes et est enregistrée sous le numéro **ID RCB 2017-103609-44**.

### 8.2.2 Matériel

Pour les différents tests réalisés dans cette étude, nous avons utilisé des vibreurs de 10 mm de diamètre (*Grove Vibration de chez Seeed company*) (**Figure 2.7 A**). Ils sont constitués d'un micro moteur intégrant une masse rotative excentrique qui provoque une vibration tangentielle transmise à la surface (de la peau) (**Figure 2.7 B**).

La particularité de ce type de vibreur est qu'une augmentation de l'intensité de la stimulation du vibreur est concomitante d'une augmentation de la fréquence de vibration. Ces deux paramètres ne sont pas dissociables. Nous avons fait attention à placer les vibreurs assez loin des articulations afin de ne pas stimuler les récepteurs articulaires ou les fuseaux neuro-musculaires créant des illusions de mouvement (Roll et Vedel, 1982). En outre, les vibrations émises étaient normalement trop faibles en amplitude pour stimuler les afférences sensorielles issues des fuseaux neuromusculaires. Seuls les récepteurs au toucher étaient activés.

### 8.2.3 Caractéristiques générales de l'expérimentation

Afin d'évaluer les capacités de perception des sujets aux stimulations vibrotactiles, nous avons défini 9 combinaisons de stimulations aux caractéristiques différentes. Celles-ci comprenaient des combinaisons de 3 durées et 3 intensités de vibration. L'ensemble de ces combinaisons a été testé pour les 4 dispositions de vibreurs.

#### Durée des vibration

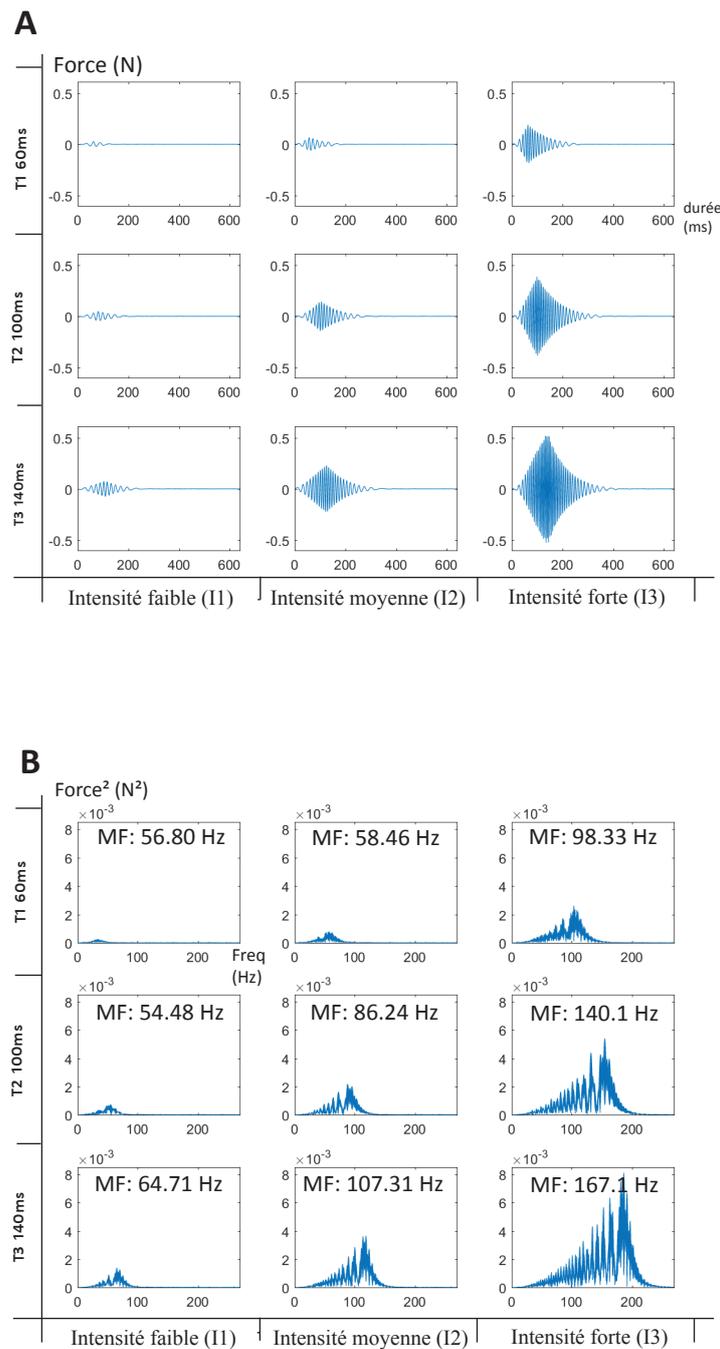
D'après la littérature, nous savons qu'une des durées les plus courtes testées dans un dispositif en boucle fermée est de 200 ms (Chen *et al.*, 2016). Cependant, ces durées sont trop longues



pour le message que nous souhaitons faire passer, pour deux raisons. D'une part il est rapporté que des durées de stimulations supérieures à 200 ms sont perçues comme ennuyeuses alors que des durées inférieures à 50 ms ne seraient pas perçues (Kaaresoja et Linjama, 2005). D'autre part, dans un objectif de recréer un signal informant de l'orientation du coude lors d'un contrôle en ligne, la vitesse du bras lors d'un mouvement de flexion ou d'extension étant assez rapide, les vibrations doivent être brèves afin de fournir l'ensemble de l'information souhaitée. Lors d'un mouvement de coude prothétique ou virtuel, une stimulation de 200 ms ou plus, engendrerait un décalage avec le mouvement réel. Un retard serait alors perçu comme une incongruence entre les informations visuelles et tactiles. Les sujets arrêteraient rapidement de s'intéresser à la stimulation puisque celle-ci ne serait plus cohérente avec la réalité. Pour ces raisons, nous devons nous approcher d'une stimulation la plus courte possible mais perceptible. Nous avons pris comme point de repère l'étude de Kaaresoja et Linjama (2005) et, en compromis avec les exigences techniques, nous avons choisi trois durées de stimulation : **60, 100 et 140 ms**.

### **Intensité des vibration**

De manière assez identique aux durées, nous avons également défini 3 niveaux d'intensité de stimulation. Dans le circuit électronique que nous utilisons, lorsqu'aucune résistance n'est présente en amont du vibreur, la vibration à pleine puissance produit un son audible et une sensation désagréable sur la peau. Pour définir les différents niveaux d'intensité souhaités, nous avons demandé à 3 sujets ne participant pas à l'étude et naïfs de stimulations vibrotactiles, de tester différentes intensités de stimulation afin de déterminer *(i)* la plus petite intensité de signal perçue, *(ii)* la plus forte intensité ne produisant aucun bruit et n'occasionnant aucune perception désagréable et *(iii)* une intensité intermédiaire permettant de différencier les deux extrêmes précédents. Pour effectuer cela, nous avons utilisé une série de résistances de différentes valeurs allant de 120 à 10 Ohm par pas de 10 Ohm. Nous avons fait le test en partant du niveau le plus haut (120 Ohm) vers le plus bas (10 Ohm). Le niveau d'intensité de la stimulation augmente alors progressivement car il est inverse au niveau de la résistance. En suivant cette démarche, les participants devaient nous dire à quel moment ils commençaient à sentir la stimulation (dans ce cas, la plus faible intensité perçue correspond au plus fort niveau de résistance). Ensuite, l'intensité de la stimulation continuait d'augmenter jusqu'au moment où, soit la stimulation était ressentie de façon désagréable soit le bruit du vibreur était détecté par les sujets. Le niveau de résistance était noté lorsque les sujets nous indiquaient l'une de ces deux sensations. Une fois cette évaluation terminée, nous avons refait l'expérience en sens inverse, c'est-à-dire en augmentant le niveau des résistances en partant du niveau le plus faible qu'il nous avaient précédemment donné. Les sujets devaient ici nous indiquer le moment où ils ne ressentaient plus de signal. Après avoir obtenu une valeur de résistance pour le signal le plus faible perçu et le plus fort mais non désagréable, nous avons arbitrairement défini un niveau intermédiaire qui se discriminait des 2 autres. De cette manière 3 niveaux de résistance ont été retenus. Ce sont les résistances que nous avons utilisées pour la suite de l'expérimentation. Les valeurs



**Figure 2.8 :** Propriétés mécaniques des vibrations produites pour chaque combinaison de temps et d'intensité. **(A)** Représente les forces générées (X-direction) par les vibrations pour chaque combinaison de temps et d'intensité. **(B)** Représente le spectre fréquentiel de la stimulation exprimée en Hertz sur l'axe des x, et des Newtons au carré pour l'axe des y, la fréquence moyenne (MF) est rapportée pour chaque stimulation.

étaient de 30, 50 et 80 Ohm et produisaient un signal de **167, 100** et **62,5** milliampères (mA) qui correspondaient respectivement à l'intensité forte, moyenne et faible.

### Propriétés mécaniques des vibrations

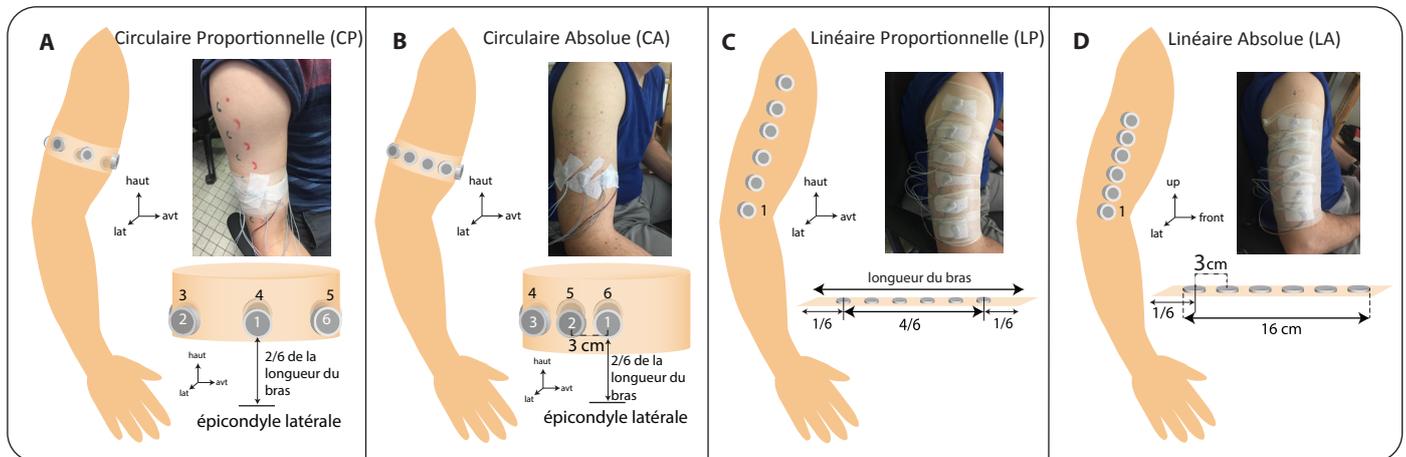
Une fois les trois durées et intensités de stimulations déterminées, nous les avons couplées pour créer 9 combinaisons de stimulations dont nous avons évalué l'impact sur la perception tactile des sujets dans nos expériences. Les propriétés mécaniques des 9 combinaisons de vibrations ont été mesurées à l'aide d'un capteur de force (*Nano-17, AT I Industrial Automation, Garner, USA*) sur lequel les vibreurs étaient attachés à l'aide d'adhésif double face. Les données présentées ont été analysées avec un filtre passe haut de 5Hz car les basses fréquences produisaient des effets de bord. Les forces produites par les vibrations ainsi que le spectre fréquentiel sont présentés dans la **Figure 2.8**. Les fréquences de stimulations varient entre 56,80 Hz pour le signal le plus faible et vont jusqu'à 167,1 Hz pour les plus fortes. Ces fréquences sont en cohérence avec les fréquences d'activation des récepteurs de Pacini sensibles aux vibrations qui sont comprises entre 40 et 800Hz selon Kaczmarek *et al.* (1991).

### Disposition des vibreurs

Comme expliqué précédemment, l'ensemble des 9 combinaisons a été testé pour les 4 dispositions de vibreurs avec tous les sujets sains. A chaque fois, les vibreurs étaient placés sur le bras droit des participants comme illustré sur la **Figure 2.9**.

**Disposition Circulaire Proportionnelle (CP) (Figure 2.9 A) :** Les vibreurs étaient placés sur une ligne transversale autour du bras au  $2/6^{ième}$  de sa longueur, entre l'épicondyle latéral et l'acromion. Le premier vibreur était placé médialement sur le biceps et les autres vibreurs étaient placés de façon à ce que l'intervalle entre les centres de deux vibreurs consécutifs soit égal à  $C/6$  (où C représente la circonférence du bras du sujet). Ainsi, les vibreurs étaient espacés de manière équidistante. Les distances inter-vibreurs de chacun des participants sont rapportées dans la colonne DIV-CP du **Tableau 2.2**.

**Disposition Circulaire Absolue (CA) (Figure 2.9 B) :** De la même manière que pour la disposition CP, les vibreurs étaient placés de manière circonférentielle au  $2/6^{ième}$  de la longueur du bras, entre l'épicondyle latéral et l'acromion, avec le premier vibreur placé médialement sur le biceps. La différence avec la disposition CP vient de l'espace entre deux vibreurs consécutifs. Dans la disposition CA, la distance entre les centres de 2 vibreurs consécutifs était de 3cm. L'avantage de ce type de disposition est qu'elle nécessite uniquement une bande de peau transversale de 16 cm pour placer l'ensemble des vibreurs.



**Figure 2.9** : Illustration des différentes dispositions de vibreurs testés. **(A)** Représente la disposition circulaire proportionnelle. Le premier vibreur est situé sur la partie frontale du bras. La distance entre chaque vibreur est proportionnelle à la circonférence du bras du sujet. **(B)** Représente la disposition circulaire absolue où l'espace entre le centre de deux vibreurs consécutifs est égale à 3cm. Le premier vibreur est placé de la même manière que pour la disposition circulaire proportionnelle. Pour les disposition **A** et **B** les vibreurs étaient placés entre le premier et de deuxième tiers du bras des sujets. **(C)** Représente la disposition linéaire proportionnelle. L'espace entre deux vibreurs était calculé en fonction des 4/6ième de la longueur du bras des sujets situés entre l'épicondyle latérale et l'acromion. Le premier vibreur était placé à la jonction entre le 1er et le 2nd 6ième du bras en partant de l'épicondyle. **(D)** Représente la disposition linéaire absolue où le premier vibreur est placé comme pour la configuration LP et l'espace entre le centre de deux vibreurs adjacents est égal à 3cm.

**Disposition Linéaire Proportionnelle (LP) (Figure 2.9 C) :** Pour cette disposition, les 6 vibreurs étaient placés sur une ligne longitudinale allant de l'épicondyle latéral à l'acromion. Cette ligne était ensuite divisée en 6 portions égales. La première et la dernière portion étaient laissées libres de tout vibreur afin que ces derniers ne soient pas proches des parties articulaires (coude et épaule). Ainsi, les 6 vibreurs étaient uniquement placés sur les  $4/6^{ième}$  de la longueur du bras des sujets qui correspond à la longueur L (**Tableau 2.2**). La distance inter-vibreur (DIV-LP) était égale à  $L/5$  afin que les vibreurs soient répartis de manière équidistante sur toute la longueur L. Le premier vibreur était toujours placé en bas.

**Disposition Linéaire Absolue (LA)(Figure 2.9 D) :** Comme pour la disposition linéaire proportionnelle, les 6 vibreurs étaient placés sur une ligne longitudinale allant de l'épicondyle latéral à l'acromion, avec le premier vibreur placé en bas. Cette fois-ci, l'espace entre le centre de 2 vibreurs consécutifs était égal à 3 cm (comme pour la disposition CA). La disposition des vibreurs occupait une bande longitudinale de peau de 16 cm.

## 8.2.4 Procédure avec les sujets sains

Chacun des 11 sujets sains a participé aux deux expérimentations. L'expérimentation de discrimination spatiale était testée en premier, puis, après une période de repos de quelques minutes, elle était suivie par l'expérience sur la perception de l'intensité de stimulation. Pour chaque expérimentation, les 4 dispositions de vibreurs étaient testées et présentées de façon aléatoire.

### Expérimentation de discrimination spatiale

**Phase de familiarisation :** Dans un premier temps, l'ordre de passage des 4 dispositions était déterminé par randomisation. Les vibreurs étaient ensuite placés selon les proportions des bras des sujets rapportés dans le **Tableau 2.2**. Une fois les vibreurs installés, la phase de familiarisation commençait. Cette phase comprenait une stimulation de chaque vibreur, allant du 1<sup>er</sup> au 6<sup>ième</sup> avec une durée de stimulation et d'intervalle entre les stimulations de 500 ms. Ce patron d'activation était répété 3 fois. Il était suivi d'une stimulation dans le sens opposé (du 6<sup>ième</sup> vers le 1<sup>er</sup> vibreur), répétée 3 fois également. Le même schéma d'activation était ensuite réalisé avec un temps de stimulation et d'intervalle de 200 ms (du 1<sup>er</sup> vers 6<sup>ième</sup> puis de 6<sup>ième</sup> vers 1<sup>er</sup>), puis avec un temps de 100 ms. Toutes les stimulations étaient réalisées avec l'intensité maximale (167 mA). Afin que les sujets identifient correctement le vibreur, dans la série avec un intervalle de 500 ms l'expérimentateur évoquait à voix haute quel vibreur était activé. Pour les séries avec un intervalle de 200 ms et 100 ms, le sujet annonçait lui-même quel vibreur était activé. Une fois l'ensemble des stimulations terminé, la phase de test pouvait commencer.



**Phase de test :** Le test de discrimination spatiale était composé d'un bloc de 162 stimulations comprenant 3 répétitions des 9 combinaisons de stimulation (3 durées x 3 intensités) pour chacun des 6 vibreurs. L'ensemble des stimulations était aléatoirement réparti dans le bloc. A chaque stimulation, l'expérimentateur demandait au participant de lui indiquer la position du vibreur où il pensait avoir identifié la stimulation (réponse entre 1 et 6). Aucun feedback n'était donné au cours de l'expérience. A la fin du bloc de 162 stimulations, un taux de succès était calculé et la disposition suivante était attribuée. Une bonne réponse était comptabilisée si le sujet donnait la bonne localisation et une mauvaise réponse si le sujet répondait une autre localisation. Aucune pondération n'était appliquée par rapport à la distance de l'erreur vis-à-vis de la réponse. La réponse était considérée comme fausse que le sujet réponde par la position adjacente ou distante de trois intervalles.

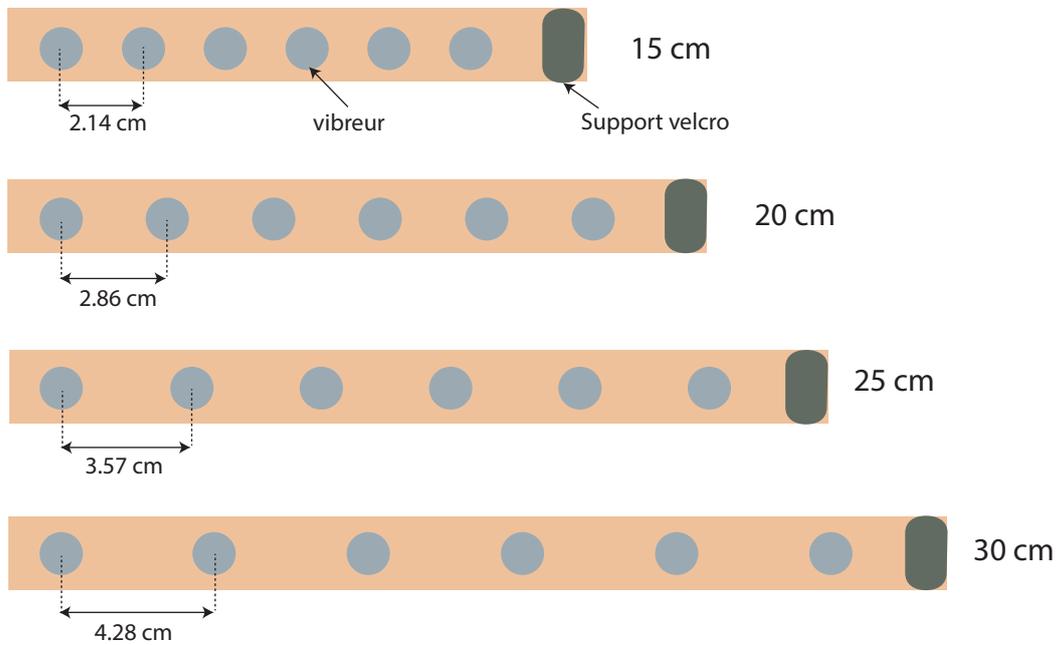
### **Expérimentation de perception de l'intensité de la stimulation**

**Phase de familiarisation :** Pour l'expérimentation d'évaluation de l'intensité perçue, le déroulement de la phase de familiarisation était réalisé de la même manière que pour l'expérimentation de discrimination spatiale. La seule différence résidait dans le fait qu'au lieu de faire varier le temps de stimulation de 500 ms à 100 ms, c'est l'intensité qui était modulée en utilisant les différentes résistances. La stimulation des 6 vibreurs (de 1 vers 6 puis de 6 vers 1) se faisait d'abord avec l'intensité forte, puis avec l'intensité moyenne et enfin avec l'intensité faible avec une durée de stimulation de 200 ms et un intervalle entre deux stimulations était de 500ms. L'expérimentateur annonçait le niveau d'intensité de la vibration lorsque le vibreur était activé.

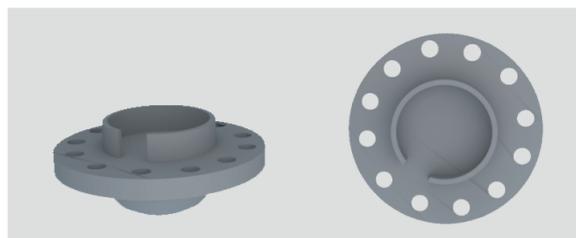
**Phase de test :** La phase de test comprenait également un bloc de 162 stimulations randomisées pour chacune des 4 dispositions testées. La consigne de réponse donnée aux sujets était de se concentrer sur le ressenti en terme d'intensité de stimulation et non sur la localisation. Ils devaient répondre sur une échelle cotée de 0 à 3, quelle était l'intensité perçue de la stimulation. La cotation de (0) correspondait à l'absence de sensation, (1) à une intensité perçue comme faible, (2) à une intensité moyenne et (3) à une intensité forte. Dans cette expérience, nous ne comptabilisons pas de bonnes ou de mauvaises réponses mais nous avons relevé les valeurs de réponses données par les participants. Cela nous permettait d'explorer les effets des paramètres sur le ressenti des stimulations.

## **8.2.5 Procédure avec les sujets amputés**

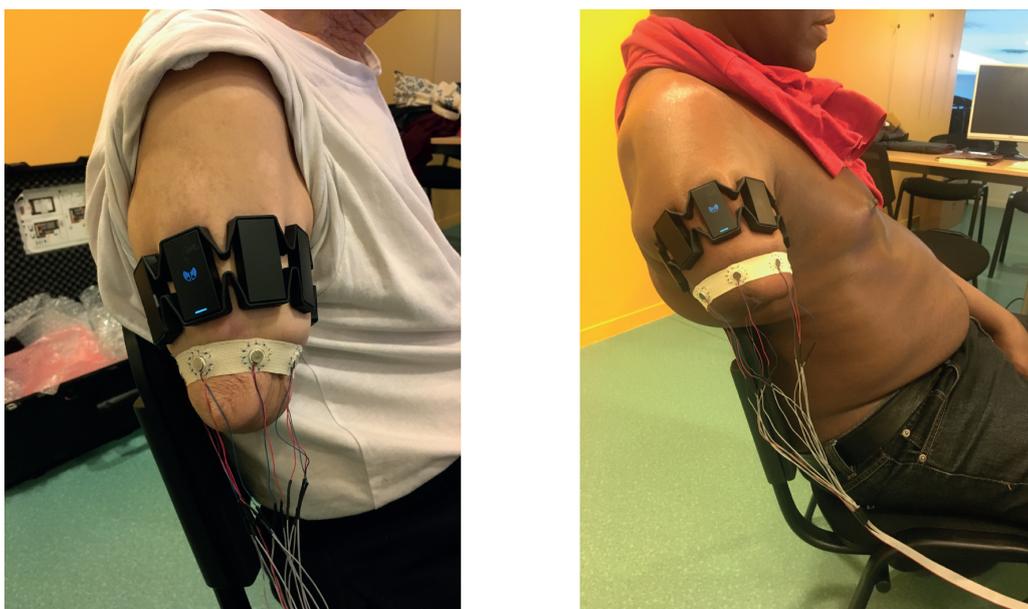
La disposition des vibreurs choisie pour cette expérimentation est celle qui a permis d'obtenir les meilleurs scores chez les sujets sains. Nous avons donc pris la disposition circulaire proportionnelle (CP). Comme pour le placement avec les sujets non-amputés, les vibreurs étaient positionnés sur un axe transversal autour du bras assez proche de la base du moignon. Le premier vibreur était placé médialement sur le biceps et l'ensemble des autres vibreurs était placé



**Figure 2.10 :** Dimensions des 4 bracelets élastiques réalisés pour l'expérimentation de substitution sensorielle.



**Figure 2.11 :** Socle imprimé en 3D pour recevoir les vibreurs et être attaché au bracelet élastique.



**Figure 2.12 :** Exemple de mise en place des vibreurs chez les sujets présentant une amputation du membre supérieur au niveau huméral.

de manière à ce que l'intervalle entre les centres de deux vibreurs consécutifs soit égal à  $C/6$  (où  $C$  représente la circonférence du bras du sujet). De cette manière, les vibreurs étaient espacés de manière équidistante. L'ensemble des données anthropomorphiques se rapportant aux patients est reporté dans le **Tableau 2.3**. Afin que l'installation des vibreurs se fasse rapidement, nous avons développé différentes tailles de sangles élastiques ainsi que des socles pouvant recevoir les vibreurs (**Figure 2.10**). Le design des socles a été imprimé en 3D et fixé aux sangles à l'aide de points chirurgicaux (**Figure 2.11**). Quatre sangles de tailles différentes ont été réalisées : une de 15, 20, 25 et de 30 cm. La sangle étant élastique, celle-ci était posée de manière à avoir un écartement constant entre chaque vibreur. Cela a permis de s'adapter aux différentes morphologies des moignons (**Figure 2.12**).

Une fois les vibreurs placés sur le moignon des patients, la sensibilité de chaque vibreur était ajustée sans toutefois dépasser l'intensité maximale (167 mA) du fait de légères différences de sensibilité sur des zones avec des cicatrices ou de ré-innervation par exemple. Une fois cette phase de réglage terminée, la phase de familiarisation pouvait commencer. Comme pour les sujets sains, une activation du 1<sup>er</sup> au 6<sup>ième</sup> vibreur avec une durée de stimulation et d'intervalle entre les stimulations de 500 ms était répétée trois fois dans un sens (1 vers 6) puis trois fois dans l'autre (6 vers 1). Lors de cette phase, l'expérimentateur annonçait à voix haute la position du vibreur stimulé afin que les patients puissent identifier et commencer à localiser les vibreurs. La manœuvre était ensuite réalisée avec des durées de stimulation de 200 ms, puis de 100 ms. Pour ces stimulations, il était demandé aux participants d'énoncer à voix haute la suite des vibreurs stimulés afin de s'assurer qu'ils étaient bien perçus.

La phase de familiarisation était suivie par la phase de test de discrimination spatiale. Elle comprenait 1 session de deux blocs de 24 stimulations. Au sein d'un bloc, les 6 vibreurs étaient stimulés 4 fois chacun avec une durée de 100 ms. L'ensemble des 24 stimulations du bloc était distribué de manière aléatoire. A chaque stimulation, le patient devait donner le numéro indiquant la localisation du vibreur qu'il pensait être activé. Pour chaque patient, un score en pourcentage de bonnes réponses était donné à la fin de chaque bloc. Après une à deux minutes de repos, le second bloc pouvait commencer.

## 8.2.6 Analyse statistique

Une analyse descriptive a été réalisée pour les mesures anthropomorphiques des sujets (**Tableau 2.2 et 2.3**). L'ensemble des données est exprimé en moyenne ( $m$ )  $\pm$  l'écart type (ET). Tous nos résultats étaient issus de données appariées car les sujets étaient leur propre témoin du fait d'avoir tous testés les différentes conditions. Un modèle linéaire mixte (GLIMMIX method) (Everitt, 2005) a été utilisé pour l'analyse des résultats des deux expériences. Ce modèle a permis de calculer l'effet de chaque facteur ajusté par rapport aux autres entre la disposition des vibreurs, la durée et l'intensité de stimulation. L'ajustement consiste à corriger la mesure de l'effet de la variable des effets parasites induits par des autres variables qui influencent aussi le



critère de jugement. Cela diminue le bruit de fond induit par ces covariables et améliore ainsi la précision de l'estimation. Au sein d'un même facteur, des comparaisons deux à deux ont été réalisées. Pour l'expérimentation de discrimination spatiale, le caractère binomial de la variable (vrai/faux) a été spécifié dans le modèle. L'analyse statistique renvoie un résultat en rapport de cotes (Odds Ratio (OR)) avec son intervalle de confiance à 95% comparant les facteurs entre eux. Cet OR nous donne une indication sur la variable avec laquelle nous avons le plus de chance de répondre juste. Le seuil de significativité ( $\alpha$ ) est fixé à 5%.

Pour la seconde expérimentation (perception de l'intensité), nous avons traité une variable catégorielle qui a été spécifiée dans le modèle. De la même façon, l'effet de chaque facteur a été calculé ainsi que les comparaisons deux à deux ajustées en fonction des autres facteurs. Ici, les résultats sont exprimés en odds ratio avec l'intervalle de confiance à 95%. Ils nous renseignent sur la probabilité de répondre par une valeur supérieure en fonction des différents facteurs. Par exemple, l'analyse nous informe sur la probabilité de ressentir une stimulation plus forte (répondre de manière supérieure) pour une durée de 100 ms par rapport à une durée de 60 ms.

L'ensemble des analyses a été effectué sur *SAS studio basic édition version 3.7*.

L'analyse des résultats de l'expérimentation de discrimination spatiale réalisée avec les patients a été faite sur la base de réponses comprenant des variables dichotomiques (bonne ou mauvaise réponse). Ces résultats ont ensuite été transformés en pourcentages pour avoir un taux de bonnes réponses par bloc. La comparaison des scores entre les sessions a été réalisée par le test non paramétrique des rangs signés de Wilcoxon.

## 8.3 Résultats

### 8.3.1 Caractéristiques des sujets

Comme le présente le **Tableau 2.2**, la longueur moyenne du 4/6<sup>ième</sup> des bras des sujets était de 20,36 ( $\pm 1,6$ ) cm et la circonférence moyenne égale à 28,14 ( $\pm 2,2$ ) cm. Toutes les dimensions présentées étaient suffisantes pour installer les 6 vibreurs avec une distance minimum de 3 cm entre les centres de deux vibreurs adjacents. Pour les dispositions comprenant un espacement inter vibreur proportionnel (CP et LP), la moyenne des distances pour la disposition linéaire (LP) était de 4,07 ( $\pm 0,32$ ) cm et pour la disposition circulaire (CP) de 4,69 ( $\pm 0,39$ ) cm. La réalisation d'un t-test sur séries appariées a mis en évidence une différence statistiquement significative ( $p < 0,001$ ) pour les distances inter-vibreurs entre CP et LP avec des distances plus larges pour CP.

Tableau 2.4 : Comparaison deux à deux de la probabilité de répondre juste à la tâche de discrimination spatiale pour chacun des trois facteurs (disposition, durée, intensité). Les probabilités sont exprimées en odds ratio (OR) avec un interval de confiance à 95% (IC95%).

Comparisons	OR	CI 95%		<i>p</i> value
Disposition CP / CA	1.63	1.42	1.88	<.0001
Disposition CA / LA	1.54	1.33	1.79	<.0001
Disposition CA / LP	1.10	0.95	1.26	0.23
Disposition CP / LA	2.52	2.17	2.93	<.0001
Disposition CP / LP	1.78	1.55	2.06	<.0001
Disposition LA / LP	1.41	1.22	1.64	<.0001
Time 140 vs Time 60	2.39	2.10	2.72	<.0001
Time 140 vs Time 100	1.43	1.27	1.63	<.0001
Time 100 vs Time 60	1.66	1.46	1.89	<.0001
Intensity High vs Low	5.41	4.73	6.19	<.0001
Intensity High vs Medium	1.47	1.31	1.66	<.0001
Intensity Medium vs Low	3.67	3.22	4.19	<.0001

*Note:* LP refers to longitudinal proportional disposition, LA to longitudinal absolute, CP to circular proportional and LA to circular absolute.

### 8.3.2 Caractéristiques des patients

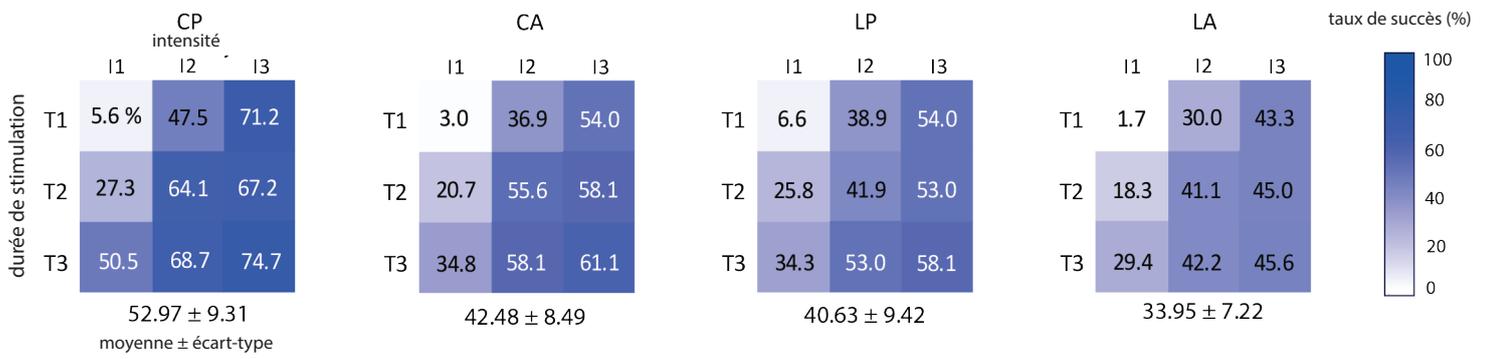
Toutes les amputations avaient une origine traumatique. L'expérience avec la prothèse, le délai depuis l'amputation ainsi que l'âge des patients variait considérablement **Tableau 2.3**. La circonférence du moignon a toujours été suffisante pour permettre l'installation des 6 vibreurs alors que la longueur des moignons n'aurait pas permis de tester les dispositions linéaires. La plus petite circonférence était de 19 cm. Avec 6 vibreurs répartis de manière équidistante les uns des autres, cela représentait un écart entre le centre de 2 vibreurs adjacents de 3,17 cm. La mesure de la longueur du moignon était prise à partir de l'acromion. Si l'on souhaitait respecter les conditions prises avec les sujets non amputés pour tester les disposition linéaire, il fallait éviter de poser un vibreur à moins de 5 cm du repère osseux. Cela réduit considérablement l'espace disponible. De fait, nous n'avons pas testé les dispositions linéaires.

### 8.3.3 Expérimentation 1 : Discrimination spatiale

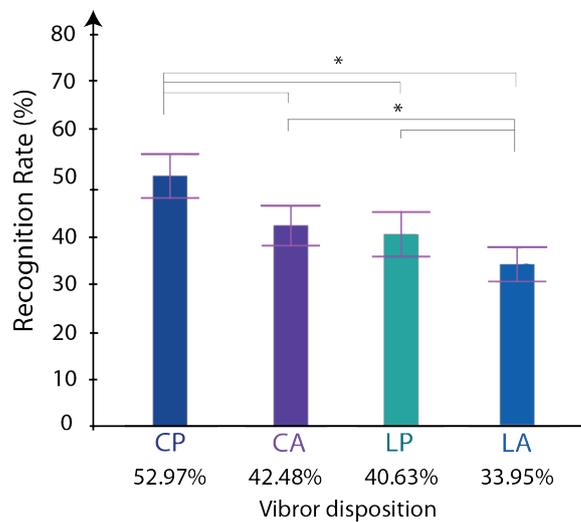
#### 8.3.3. a Effet des différents facteurs

Cette expérimentation nous a permis d'évaluer la capacité de discrimination des sujets en testant 9 combinaisons de stimulations vibrotactiles dans 4 dispositions différentes. En fonction des réponses des sujets, nous avons pu évaluer comment la disposition, l'intensité et la durée de stimulation influençaient la discrimination spatiale. L'ensemble des résultats de l'analyse statistique est présenté dans le **Tableau 2.4**. Cette analyse montre un effet significatif des facteurs de disposition ( $F = 52,29$ ,  $p < 0,0001$ ), de durée de stimulation ( $F = 89,64$ ,  $p < 0,0001$ ) et d'intensité de stimulations des vibreurs ( $F=322,20$ ,  $p < 0,0001$ ). Pour le facteur disposition, les résultats présentés dans le **Tableau 2.4** montrent que la probabilité de répondre correctement au test d'identification spatiale de vibreur est plus importante pour la disposition circulaire proportionnelle que pour l'ensemble des autres dispositions. La probabilité de répondre correctement avec la disposition CP est plus importante en comparaison à la disposition CA (OR 1,63 ; IC95 [1,42 ; 1,88] ; à la disposition LP (OR 1,78 ; IC95 [1,55 ; 2,06]) ; et à la disposition LA (OR 2,52 ; IC95 [2,17 ; 2,93]). La disposition linéaire absolue a une probabilité inférieure en comparaison des 3 autres dispositions. Seules les dispositions linéaire proportionnelle (LP) et circulaire absolue (CA) ne diffèrent pas significativement entre elles ( $p = 0,23$ ).

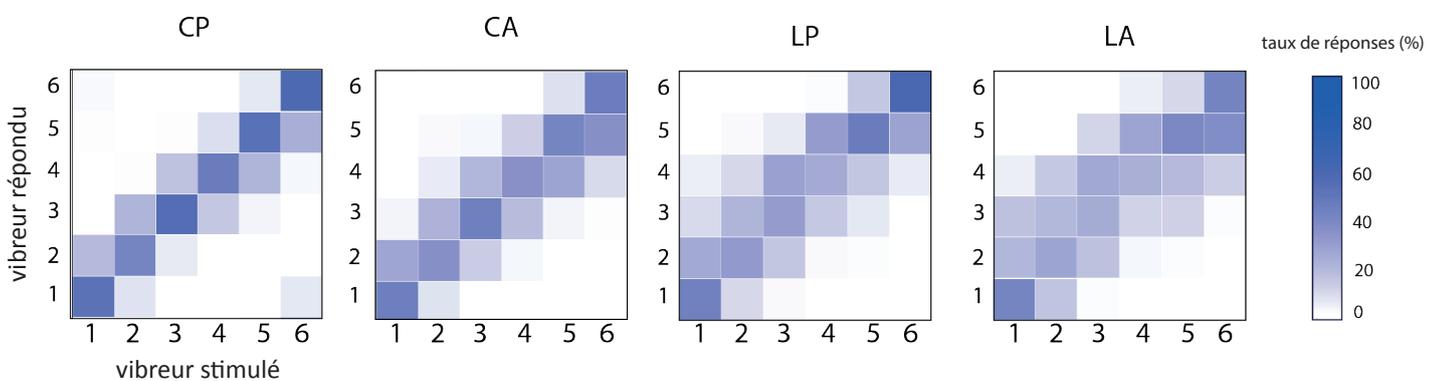
Les meilleurs scores obtenus pour la disposition CP comparée à LP peuvent s'expliquer par le fait que la distance inter-vibreurs est supérieure pour CP ( $p < 0,001$ ). Nous avons cherché à savoir s'il existait une corrélation entre les distances inter-vibreurs et les scores obtenus pour chaque disposition. Pour les deux dispositions, le coefficient de corrélation n'était pas significatif (CP :  $r = 0,33$ ,  $p = 0,31$  and LP :  $r = -0,04$ ,  $p = 0,89$ ). Les scores n'étant pas liés à la distance, il semble que la différence entre les 2 dispositions ne soit pas attribuable au fait que la disposition CP ait des intervalles plus importants que la disposition LP.



**Figure 2.13** : Moyennes des taux de succès (en pourcentage) obtenues pour chacune des 9 combinaisons de stimulations pour les 4 dispositions (CP, CA, LP, LA). Les combinaisons de stimulations sont caractérisées par le temps : T1 = 60ms, T2 = 100ms et T3 = 140ms et l'intensité : I1 (faible) = 62.7mA, I2 (moyen) = 100mA, I3 (fort) = 167mA.



**Figure 2.14** : Comparaison des moyennes des taux de succès pour les 4 dispositions (CP : circulaire proportionnelle, CA : circulaire absolue, LP : linéaire proportionnelle et LA : linéaire absolue).



**Figure 2.15** : Matrice de confusion représentant l'ensemble des réponses des sujets pour les 4 dispositions de vibreurs. L'abscisse représente le vibreur qui était stimulé et l'axe des ordonnées, les réponses faites par les sujets. Le gradient de couleur correspond au taux de réponses. Les réponses correctes se trouvent sur la diagonale là où la position du vibreur répondu est identique à la position du vibreur activé.

Les effets concernant le temps et l'intensité de stimulation sont également présentés dans le **Tableau 2.4**. En ce qui concerne la durée de stimulation, les résultats montrent que la probabilité d'obtenir une réponse correcte, augmente avec la durée. Elle est plus importante pour la durée de 140 ms comparée à la durée de 60 ms (OR 2,39; IC95 [2,10; 2,72] ( $p < 0.001$ )) et de 100 ms (OR 1,43; IC95 [1,27; 1,63] ( $p < 0.001$ )). D'autre part entre 60 et 100 ms, les sujets ont plus de chance d'identifier la localisation de la vibration avec des stimulations de 100 ms par rapport à des stimulation de 60 ms (OR 1,66; IC95 [1,46; 1,89] ( $p < 0.001$ )).

Concernant les effets liés à l'intensité, les résultats sont assez similaires. La probabilité de répondre correctement augmente avec le niveau d'intensité. Elle est plus importante pour l'intensité forte comparée à l'intensité faible (OR 5,41; IC95 [4,73; 6,19] ( $p < 0.001$ )) et comparée à l'intensité moyenne (OR 1,47; IC95 [1,31; 1,66] ( $p < 0.001$ )). Entre l'intensité faible et moyenne, la probabilité de répondre correctement est plus importante pour l'intensité moyenne (OR 3,67; IC95 [3,22; 4,19] ( $p < 0.001$ )).

La **Figure 2.13** illustre les taux de bonnes réponses pour chacune des 9 combinaisons de stimulations au sein des 4 dispositions. La moyenne des taux de succès des 9 combinaisons de vibrations pour chaque disposition est de 53% pour CP, ce qui est supérieure à CA (42%), qui est lui proche du score de LP (40%) (**Figure 2.14**). La disposition LA arrive en dernier avec un score de bonnes réponses de 34%. Pour chacune des dispositions, nous pouvons observer que le score le plus faible est obtenu avec la combinaison impliquant la plus faible durée de stimulation associée à la plus faible intensité. D'autre part, les meilleurs scores étaient systématiquement obtenus avec le temps de stimulation le plus long et l'intensité la plus forte. Nous voyons que pour une durée de stimulation donnée (lignes horizontales), plus l'intensité augmentait et plus les scores augmentaient également. De même, pour une intensité donnée (lignes verticales), plus les durées augmentaient et plus les scores augmentaient aussi. Ces répartitions de scores illustrent l'influence de ces différents facteurs. Pour la disposition ayant les meilleurs scores (CP), 6 combinaisons de stimulations sur 9 ont obtenu des scores supérieurs à 50% de bonnes réponses. Ce score est considéré comme satisfaisant lorsque l'on sait que la probabilité de répondre correctement grâce au seul hasard est d'une chance sur six, soit 16,67%.

### 8.3.3. b Répartition des erreurs

Afin de mieux comprendre quel était le comportement de réponse des sujets en fonction des 4 dispositions testées, nous avons matérialisé l'ensemble des réponses par des matrices de confusions. Ces matrices sont présentées sur la **Figure 2.15** où le gradient de couleur est associé au taux de bonnes réponses des participants. Plus la couleur est sombre et plus il est important. L'axe des abscisses se réfère aux vibreurs stimulés et l'axe des ordonnées aux vibreurs identifiés par les sujets. La lecture des bonnes réponses se fait sur la diagonale de chaque matrice. Les couleurs autour de la diagonale représentent les confusions faites avec les autres vibreurs. Ainsi, la matrice de confusion pour la disposition CP possède la diagonale la plus marquée avec des

Tableau 2.5 : Estimation des probabilités de perception d'intensité de la stimulation selon les différentes variables. Les probabilités sont exprimées en odds ratio (OR) avec un interval de confiance à 95% (IC95%).

Comparisons	OR	CI 95%		p value
Disposition CA / CP	1.01	0.87	1.16	0.91
Disposition LA / CA	1.23	1.07	1.42	0.003
Disposition LP / CA	1.49	1.30	1.72	<.0001
Disposition LA / CP	1.24	2.17	2.93	0.003
Disposition LP / CP	1.50	1.30	1.74	<.0001
Disposition LP / LA	1.21	1.05	1.39	0.007
Time 140 vs Time 60	38.32	32.92	44.61	<.0001
Time 140 vs Time 100	4.03	3.55	4.57	<.0001
Time 100 vs Time 60	9.52	8.34	10.85	<.0001
Intensity High vs Low	293.47	243.55	353.62	<.0001
Intensity High vs Medium	13.10	11.44	15.01	<.0001
Intensity Medium vs Low	22.40	19.36	25.92	<.0001

Note: LP refers to longitudinal proportional disposition, LA to longitudinal absolute, CP to circular proportional and LA to circular absolute.

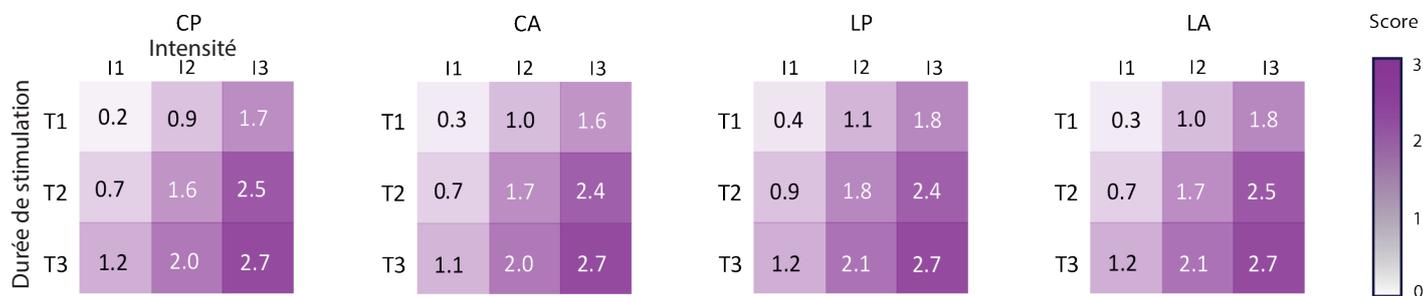
réponses fausses essentiellement réparties de part et d'autre du « bon » vibreur. Les erreurs sont donc spatialement proches des bonnes réponses. Pour les dispositions CA et LP, la diagonale de couleur est moins sombre. Cela signifie que le taux de réponse à ces endroits est moins important. De plus, la répartition des erreurs est plus étendue comparée à celle obtenue pour la disposition CP. Concernant la dernière disposition (LA), les erreurs vont jusqu'à 2 voire 3 vibreurs de décalage, avec en plus, un faible taux de réponses pour les éléments de la diagonale.

### 8.3.4 Expérimentation 2 : Analyse du niveau de perception tactile de l'intensité de stimulation

Cette seconde expérimentation a été conduite dans le but d'explorer les effets des paramètres d'une stimulation sur la perception de son intensité par les sujets. Lors de notre analyse des propriétés mécaniques des vibrations (voir **Figure 2.8**), nous avons montré que les modulations de temps et d'intensité de la stimulation affectent l'amplitude et la fréquence de la vibration produite. Dans cette expérimentation, l'analyse statistique montre un effet de la disposition ( $F = 14,67$ ,  $p < 0,0001$ ), de la durée ( $F = 1122,33$ ,  $p < 0,0001$ ) et de l'intensité du signal ( $F = 1784,66$ ,  $p < 0,0001$ ). Le **Tableau 2.5** reprend les comparaisons 2 à 2 pour chacun des trois facteurs ajustés par rapport aux deux autres. Un rapport de cote (Odd Ratio (OR)) supérieur à 1 signifie que la condition de stimulation induit une perception de l'intensité de la stimulation plus élevée que la perception avec la condition à laquelle elle est comparée. Pour l'ensemble des comparaisons, le niveau d'intensité du signal a un effet sur la perception de l'intensité de la vibration produite. Cela signifie qu'il ya une probabilité plus élevée de répondre un niveau d'intensité ressenti plus fort pour les stimulations ayant un niveau d'intensité plus élevé ( $p < 0,0001$ ). Ceci n'est pas surprenant lorsqu'on regarde l'amplitude du spectre fréquentiel qui augmente fortement avec l'intensité de la vibration (voir **Figure 2.8**).

L'information intéressante nous vient de la durée des vibrations. En effet, les résultats montrent que la probabilité de répondre un niveau d'intensité de vibration ressentie plus élevé, augmente avec la durée de stimulation ( $p < 0,0001$ ). Entre une durée de 100 ms et de 60 ms, la probabilité de répondre par une intensité de vibration ressentie plus intense est supérieure pour une durée de 100 ms par rapport à une vibration d'une durée de 60 ms (OR = 9,52; IC [8,34; 10,85]). Toutefois, cela se retrouve également dans le spectre fréquentiel des propriétés mécaniques des vibreurs (voir **Figure 2.8**) où, pour l'ensemble des 3 durées, la stabilité de la stimulation n'est pas atteinte. Que l'on soit à 60, 100 ou 140 ms, la vibration est encore dans sa phase ascendante. Lorsque la stimulation du vibreur s'arrête, l'amplitude de la vibration produite à ce moment-là, n'est pas au même niveau (voir **Figure 2.8**).

Enfin, le dernier effet concerne la disposition des vibreurs. Cet effet, bien que limité, semble montrer que les dispositions linéaires permettraient de ressentir une vibration de manière plus



**Figure 2.16** : Représentation matricielle de la perception de la force des stimulations pour les 9 combinaisons. Chacune des 4 matrices de confusion représente les résultats pour une disposition donnée. Chaque cellule de matrice donne le score moyen obtenu pour une combinaison de stimulations. Les 3 intensités sont représentées sur l'axe des X (I1 faible = 62.7mA, I2 moyenne = 100mA et I3 forte = 167 mA). Les durées de stimulation sont représentées sur l'axe des Y (Y axis: T1 = 60ms, T2 = 100ms, T3 = 140ms). Le score moyen peut varier entre 0 (absence de perception) et 3 (force de la stimulation perçue maximale).

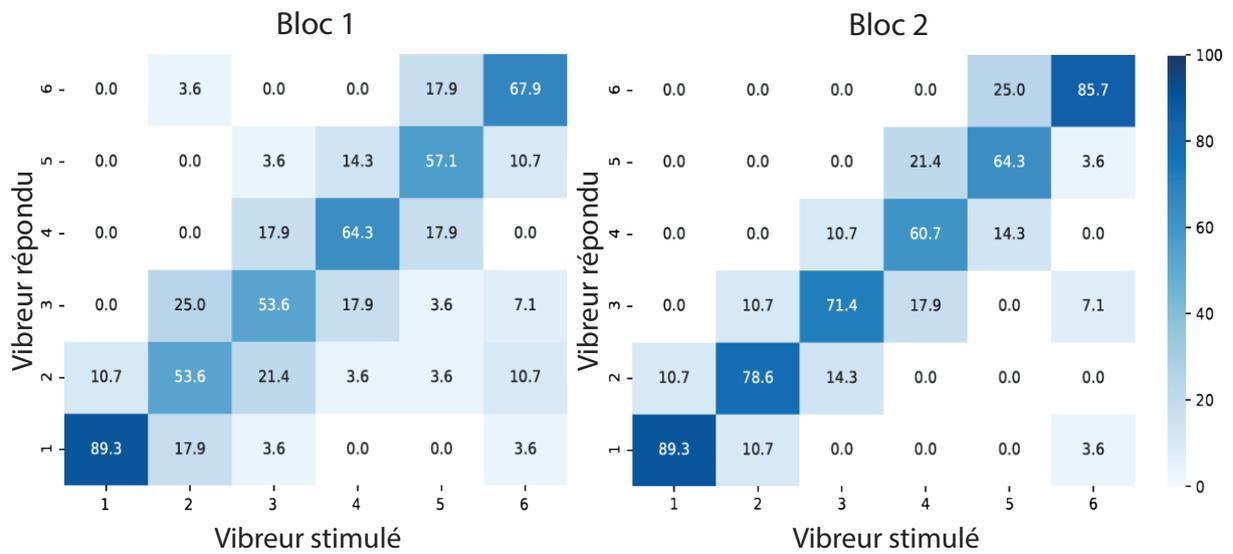
intense. Que ce soit pour les dispositions LA ou LP, lorsqu'elles sont comparées aux dispositions circulaires, la probabilité que la réponse ressentie soit plus forte est toujours légèrement supérieure. Toutefois, la taille de l'effet observé entre 1.20 et 1.50 ne donne pas à ces résultats une pertinence clinique et d'application importante.

Après avoir mis en évidence les effets des différents facteurs nous avons analysé la manière dont les réponses étaient distribuées pour les 9 combinaisons de stimulation, et ce, pour chacune des 4 dispositions. Les résultats présentés dans la **Figure 2.16** semblent être en miroir de la **Figure 2.8** présentant les spectres fréquentiels des combinaisons de stimulations. Les signaux produits par les combinaisons incluant un temps de stimulation court et une intensité faible, ont une amplitude de vibration réduite et sont faiblement perçus. Nous retrouvons les effets des facteurs de la stimulation à savoir la durée, l'intensité et la disposition décrits précédemment. Pour une même intensité envoyée (lignes verticales), plus la durée augmente, plus l'intensité perçue de la vibration est forte. Il en est de même pour le facteur d'intensité (du signal). Pour une durée fixe (lignes horizontales), plus l'intensité (du signal) augmente et plus la vibration est perçue comme importante. L'effet plus léger du facteur disposition est ici également observable, avec une taille d'effet très faible. Pour certaines combinaisons, comme par exemple I2-T1, l'intensité perçue de la vibration pour la disposition CP est de 0.9, et de 1.0 pour CA ; alors qu'elle est de 1.0 et 1.1 pour les dispositions LA et LP respectivement. De même, pour la combinaison I2-T3, les dispositions CP et CA ont un score de perception de l'intensité de la vibration de 2.0 alors que les dispositions linéaires ont un score de 2.1. Les faibles scores (proche de 0) obtenus avec la combinaison I1-T1 montrent que cette stimulation était peu perçue.

Une information supplémentaire est donnée par cette représentation matricielle par rapport aux analyses statistiques. Certaines combinaisons de stimulations différentes semblent évoquer une perception de l'intensité de la vibration identique. Par exemple, pour l'ensemble des 4 dispositions, les combinaisons de stimulations I3-T1 et I2-T2 ont des scores qui varient de seulement 0,2 unité en fonction de la disposition analysée. Cette même proximité dans les scores de perception du niveau d'intensité de la vibration s'observe pour les combinaisons de stimulation I2-T1 et I1-T3 (variation de 0.9 à 1.2). Lorsqu'on se rapporte à la figure des spectres fréquentiels (**Figure 2.8**), on s'aperçoit que les fréquences de vibrations produites sont proches pour ces couple de combinaisons ; I1-T3 = 64.71 Hz ; I2-T1 = 58.46 Hz et I2-T1 = 98.33 Hz ; I2-T2 = 86.24Hz.

### 8.3.5 Test de discrimination spatiale avec les sujets amputés

Les résultats illustrant des taux de bonnes réponses (en pourcentages) des 2 blocs de la discrimination spatiale réalisée avec les sujets amputés sont présentés dans le **Tableau 2.6**. Considérant la courte durée laissée à la phase de familiarisation (environ 5 minutes), les résultats obtenus sont encourageants et cohérents avec les scores obtenus chez les sujets sains pour des



**Figure 2.17** : Matrice de confusion représentant l'ensemble des réponses des 7 patients dans la tâche de discrimination spatiale utilisant la disposition CP. Les deux matrices représentent les 2 blocs effectués par les patients. Pour chacune des matrices, l'axe des abscisses correspond à l'ordre qui était envoyé (quel vibreur est activé) et l'axe des ordonnées correspond aux réponses faites par les participants. Les réponses correctes se situent sur la diagonale où les stimulations correspondent aux réponses. Les erreurs sont représentées par toutes les réponses faites au dessus ou en dessous du vibreur stimulé.

combinaisons avec une durée de stimulation de 100 ms, une intensité de niveau 2 à 3 pour la disposition CP.

**Tableau 2.6** : Score de chaque sujet amputé au test de discrimination spatiale

Sujet	Session 1	Session 2
<b>P1</b>	66,70	83,33
<b>P2</b>	83,33	87,50
<b>P3</b>	62,50	91,67
<b>P4</b>	58,33	83,33
<b>P5</b>	78,17	83,33
<b>P6</b>	62,50	66,67
<b>P7</b>	62,50	87,50
<b>Moyenne</b>	<b>67,72</b>	<b>83,33</b>
<b>Ecart-type</b>	9,34	7,98

Dans ces conditions, les sujets sains obtenaient des résultats entre 65 et 70% de réussite (**Figure 2.13**). La comparaison des résultats entre les 2 sessions, faite par le test des rangs signés de Wilcoxon, montre une différence significative ( $p < 0.05$ ) dans le sens d'une amélioration des scores pour la seconde session. Cela montre une progression entre les sessions et un phénomène d'apprentissage en cours. La répartition des erreurs lors des deux sessions montre que celles-ci ont tendance à se rapprocher du vibreur stimulé (**Figure 2.17**). Ces résultats illustrent la progression rapide des capacités de discrimination spatiale. Ils confirment l'aspect facilement identifiable des stimulations et valident la transposition de cette configuration aux sujets amputés sans détérioration des résultats. Dans la **Figure 2.17**, nous observons un score plus élevé pour les vibreurs 1 et 6. Ces scores sont probablement dus au fait que ces vibreurs soient présentés en premier lors de la phase de familiarisation. Ils pourraient être alors utilisés comme des points de repères ou de références pour situer le reste des autres positions de vibreurs.

## 8.4 Discussion

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les effets des paramètres des vibrations que sont la durée, l'intensité ainsi que la disposition des vibreurs sur la perception tactile des stimulations auprès de sujets sains et amputés au niveau huméral. Ces effets ont été évalués dans deux tâches dont une de discrimination spatiale et une de perception de l'intensité de la stimulation. Les bons résultats obtenus en termes de discrimination spatiale pour la disposition circulaire proportionnelle dans nos deux échantillons de sujets, nous apportent des informations objectives pour la mise en place d'un système de substitution sensorielle avec un contrôle en boucle fermée d'une prothèse myoélectrique.



### 8.4.1 Influence de la disposition

La disposition circulaire proportionnelle (CP) a obtenu le meilleur score avec une moyenne de 53% de bonnes réponses lors de la tâche de discrimination spatiale chez les sujets sains (**Figure 2.13**). Ce score était supérieur aux scores des autres dispositions évaluées et statistiquement différent (**Figure 2.14**). La répartition des erreurs était également plus centrée. Lorsque les sujets répondaient de façon imprécise, leurs erreurs ne dépassaient généralement pas le vibreur adjacent (**Figure 2.15**). Ce pattern est retrouvé chez les sujets amputés notamment lors de la deuxième session (**Figure 2.17**). Pour les autres dispositions, la disposition circulaire absolue (CA) et la disposition longitudinale proportionnelle (LP) avaient des scores inférieurs à CP et ne diffèrent pas statistiquement l'une de l'autre. La disposition linéaire absolue (LA) obtenait les moins bon scores. Ces résultats viennent compléter les observations de Cody *et al.* (2008) qui mettent en avant le fait que les capacités de localisation des stimulations tactiles sont meilleures sur l'axe transversal que sur l'axe longitudinal au niveau de l'avant-bras. Dans notre cas, nous étendons ces observations au niveau du bras. Ce résultat est encourageant car les sujets amputés au niveau trans-huméral ne disposent pas d'une longueur de moignon importante. Une disposition des vibreurs sur un axe transversal serait un gain fonctionnel intéressant leur permettant de retranscrire différents signaux liés à l'activité de la prothèse.

Ces variations de scores de discrimination en fonction de la disposition des vibreurs peuvent être attribuées au schéma des dermatomes (**Figure 2.6**) reprenant la répartition de l'innervation périphérique cutanée (Ross, 1999). En effet, la disposition circulaire augmente les chances de stimuler l'ensemble des 5 dermatomes du bras à savoir C5, 6, 7, 8 et T1, alors qu'une disposition linéaire a plus de chance de ne stimuler qu'un seul dermatome. Puisque les racines nerveuses des dermatomes émergent de différents niveaux médullaires, la stimulation de chacun d'entre eux pourrait induire une intégration du message sensoriel via ces différents niveaux. Cela aide probablement la discrimination spatiale des stimuli. De plus, la forme et l'orientation des champs récepteurs des corpuscules de Pacini viennent appuyer les résultats en faveur d'une disposition circulaire proportionnelle. Ils sont décrits comme ayant une forme ovale avec la partie longue orientée selon un axe longitudinal (Schady et Torebjörk, 1983). Par rapport à cette description, les stimulations sur un axe transversal ont donc plus de chance de toucher différents récepteurs que des stimulations sur un axe longitudinal.

La distance entre deux vibreurs semble, elle aussi, un élément important pour que les sujets puissent discriminer les signaux. Nous avons observé que les scores obtenus avec les dispositions proportionnelles étaient toujours supérieurs à ceux des dispositions avec un écart absolu entre deux vibreurs pour chacune des catégories (CP vs CA et LP vs LA). Cela peut s'expliquer par la dimension des champs récepteurs des corpuscules de Pacini ayant une surface égale à 100 mm<sup>2</sup> au niveau du bras (Cholewiak et Collins, 2003). Les intervalles plus larges ont donc



plus de chance de stimuler différents récepteurs, ce qui peut être un élément d'aide à la discrimination (Ross, 1999). Le fait que les meilleurs scores soient obtenus avec les dispositions qui avaient les espaces inter-vibreurs plus larges laisse penser que les scores sont influencés par cette distance. Cependant, le meilleur score obtenu avec la disposition CA comparée à la disposition LA, qui ont une distance inter-vibreurs identique laisse entendre que cet écart n'est pas le seul facteur en faveur de la disposition circulaire.

### 8.4.2 Influence de l'intensité et de la durée

L'intensité de la stimulation a un effet important sur les capacités de discrimination (**Tableau 2.4**). Nous avons vu dans les résultats que lorsque l'intensité augmente, le pourcentage de bonne réponse augmente. De plus l'analyse statistique révèle que la probabilité de répondre « juste » augmente avec l'intensité. La **Figure 2.8** rapportant la force générée par la vibration illustre que lorsque le niveau d'intensité augmente, la force augmente également. De plus, les combinaisons avec une durée de stimulation identique mais une intensité différentes sont perçues de manière distincte (**Figure 2.16**). Ces résultats confirment que l'intensité de stimulation est une piste de réflexion pour la modulation du signal afin de produire des signaux discriminables. Ces résultats confirment également nos attentes compte tenu des propriétés mécaniques des vibrations. Cependant, nous pouvons regretter les mauvais scores de discrimination obtenus avec la faible intensité et notamment avec la combinaison impliquant également la durée la plus courte. Nous faisons l'hypothèse que ces scores sont en partie dus au fait que le seuil de perception n'était pas toujours atteint. Pour les quelques essais où la stimulation était ressentie, la vibration semblait trop « floue » pour que la bonne position soit identifiée.

Concernant les trois durées de stimulation utilisées (60, 100 et 140 ms), la **Figure 2.8** montre qu'aucune des durées ne permet d'atteindre une amplitude d'oscillation stable. Nous pouvons observer que la vibration produite est encore dans sa phase ascendante. Cependant, les 3 durées ont un effet sur la perception de l'intensité de la vibration (**Tableau 2.5**). Pour une même intensité, l'allongement de la durée de stimulation donne l'impression que la stimulation est plus forte. En effet, avec l'utilisation des différentes durées, la force générée par la vibration ne va pas être la même pour une intensité égale (**Figure 2.8 A**). D'autre part, il semble que les temps longs soient préférables pour les participants. Le taux de bonne réponse augmente avec la durée des stimulations (**Tableau 2.4**). Pour la configuration CP qui nous intéresse plus particulièrement, les scores obtenus avec des temps de stimulations courts (100 ms) combinés avec des intensités moyennes et fortes restent corrects. Ils sont de 64,1 et 67,2 % de bonnes réponses (**Figure 2.13**). En se rapportant au fait que la durée de la phase de familiarisation était très courte, les scores obtenus avec les deux échantillons de sujets (amputés et sains) nous paraissent satisfaisants. La durée du signal est donc un second élément intéressant pour la modulation du signal vibratoire.



Ces résultats montrent qu'indépendamment de la disposition, les deux facteurs que sont la durée et l'intensité de stimulation des vibreurs influencent les capacités de discrimination des participants et permettent de produire des signaux perçus distinctement. Pour la réalisation d'un dispositif retranscrivant l'état de la prothèse, nous pourrions moduler ces deux paramètres afin d'élaborer un langage/codage vibrotactile avec un sens attribué à chacun des paramètres. Cela pourrait par exemple servir à décoder un message dans lequel plusieurs niveaux de force de serrage seraient codés par des niveaux d'intensité de la stimulation et où des niveaux d'ouverture/fermeture de la main le seraient par des durées de stimulation différentes.

### 8.4.3 Avantage de l'utilisation de 6 vibreurs

Le choix que nous avons fait d'utiliser 6 vibreurs était motivé par le fait que nous souhaitons retranscrire les mouvements du coude tout en tenant compte de l'espace de peau disponible, des capacités de discriminations et de l'intégration possible dans un manchon de prothèse actuel. L'acuité de discrimination tactile décrit dans la littérature pour la distinction de 2 points au niveau du bras est autour de 3 à 4 cm (Nolan, 1982; Myles et Binseel, 2007). Nous avons utilisé cette valeur comme point de départ de notre réflexion sur le dispositif. L'utilisation de 6 vibreurs nous a permis d'avoir 4 dispositions différentes respectant cette espace minimum sans pour autant croiser les articulations (pour les dispositions linéaires), ni se superposer à d'autres vibreurs (pour les dispositions circulaires). D'un point de vue plus pratique, avoir un bracelet composé de 6 vibreurs autour du bras apparaît plus confortable et potentiellement plus adapté qu'une bande longitudinale pour intégrer un tel dispositif au sein du manchon d'une prothèse. La largeur de la bande que forment les 6 vibreurs correspond au diamètre de chacun d'entre eux qui est égale à 1 cm. De plus, bien que le niveau d'amputation trans-humérale était différent selon les patients, la disposition circulaire a toutefois permis de les équiper sans que cela ne pose de problème (**Figure 2.12**). Si nous avions choisi d'utiliser la disposition linéaire, cela n'aurait pas été possible.

### 8.4.4 Limites du travail

La principale limite de ce travail réside dans les scores relativement faibles obtenus lors de la tâche de discrimination spatiale avec les sujets sains. La moyenne obtenue avec la meilleure disposition (CP) est de 53 % de bonnes réponses seulement. Cependant, les scores varient beaucoup en fonction des combinaisons de stimulations, allant jusqu'à 75 % de bonnes réponses pour la meilleure (**Figure 2.13**). A première vue, ces résultats peuvent paraître faibles comparés aux travaux rapportés dans la littérature où les taux de succès sont proches de 80 % (Dosen *et al.*, 2016; Krueger *et al.*, 2017). Ces différences peuvent s'expliquer par des différences méthodologiques entre les études. Dans notre expérience, les participants devaient reconnaître la localisation d'une vibration parmi 6 possibilités. La probabilité qu'ils trouvent la bonne réponse



par hasard est de 1/6 soit 16,67 %. Ce pourcentage est relativement bas comparé aux études qui utilisaient une méthode basée sur un choix binaire (i.e. au-dessous ou en-dessous de la stimulation précédente). Dans ce cas, la probabilité de réponse dû au hasard est de 50 % (Chen *et al.*, 2016). Un autre facteur influençant le score moyen obtenu est le score se rapportant à la combinaison de stimulation utilisant la faible intensité et la courte durée (I1-T1). Les vibrations engendrées par ces paramètres de stimulation étaient souvent trop faibles et la vibration n'était pas détectée par les participants car elle n'atteignait pas le seuil de perception. Si l'on retire les scores obtenus avec cette condition, le taux de bonnes réponses pour la disposition CP monte à 60 %. D'autre part, il se peut que le score soit également influencé par le fait que nous avons choisi de garder le même signal pour l'ensemble des participants et non pas de l'ajuster pour chacun d'entre eux. Les sujets ayant des seuils de perception différents en fonction de leur constitution (i.e. épaisseur de la peau, couche graisseuse), nous aurions pu imaginer un protocole où le seuil de perception était adapté au départ pour chaque sujet et que les résistances soient ajustées en fonction de ce seuil. Cependant, un de nos objectifs était de caractériser l'effet de la durée et de l'intensité de la vibration produite dans un premier temps et ensuite d'évaluer son impact dans une tâche de discrimination. Dans ce contexte, le fait d'avoir des niveaux fixes de durées et d'intensités de stimulation était le compromis nécessaire pour avoir une vision claire de l'influence de ces paramètres sur les propriétés physiques des vibrations produites. Ce choix pourrait éventuellement être responsable de variations de perception tactile interindividuelles mais il n'a, en aucun cas, affecté les conclusions générales que nous avons pu tirer de cette expérience sur l'influence de la disposition des vibreurs et celui de la durée de la vibration.

La phase de familiarisation peut également être vue comme un facteur influençant les résultats. Pour notre expérimentation, la phase de familiarisation était de l'ordre de quelques minutes. De plus, aucun des sujets n'avait précédemment testé les stimulations vibrotactiles. Comme expliqué dans la section méthode, pour la tâche de discrimination spatiale, les participants avaient seulement 3 activations des 6 vibreurs dans un sens puis dans l'autre (du 1<sup>er</sup> au 6<sup>ième</sup> puis du 6<sup>ième</sup> au 1<sup>er</sup>) avec une seule intensité mais des durées différentes. Pour la tâche de perception de l'intensité de la vibration, le même processus avait lieu pour la familiarisation mais avec une seule durée et les 3 intensités différentes. Dans les deux cas, cette phase était trop courte pour qu'un réel apprentissage se mette en place. Cela est d'autant plus marqué avec les patients où le changement de taux de succès entre les blocs montre clairement qu'ils sont en cours d'apprentissage. De plus aucun feedback n'était donné lors de la phase de familiarisation ni à la fin des blocs. En faisant cela, nous souhaitons évaluer l'aspect intuitif des stimulations et voir, si, avec un minimum d'entraînement, les participants pouvaient répondre correctement. Nos résultats reflètent donc le comportement naïf des participants et des patients par rapport à leur première expérience avec des stimulations vibrotactiles. Cela peut être vu, non pas comme une limite mais au contraire comme un avantage vis à vis des patients avec une amputation. En effet, l'apprentissage du contrôle myoélectrique ainsi que la gestion des différentes fonc-



tions de la prothèse est déjà extrêmement complexe et demande plusieurs mois de pratique. Si nous souhaitons ajouter un signal, il est essentiel que celui-ci soit rapidement intégré. De plus, nous pouvons penser que l'allongement de la phase de familiarisation pour en faire une réelle phase d'apprentissage améliorera nos scores. Nous nous basons sur l'expérience de Stronks *et al.* (2017) qui ont montré qu'une phase d'entraînement de 20 minutes suffit à augmenter les performances de discrimination à la fois au niveau de l'acuité spatiale et sur l'intensité de la vibration.

## 8.5 Conclusion

Les résultats de cette expérience sont encourageants et nous informent sur les réactions des participants face aux combinaisons des stimulations vibrotactiles mélangeant différentes intensités et différentes durées. Tout au long de la réalisation des tests, nous avons gardé à l'esprit la population à laquelle nous souhaitons attribuer ce dispositif que sont les patients amputés de membre supérieur et plus spécifiquement ceux avec une amputation au niveau trans-huméral. Pour ce type d'amputation, le manchon de la prothèse englobe l'ensemble du membre résiduel et vient se finir au niveau de l'épaule. Ce manchon apparaît comme idéal pour accueillir les vibreurs du fait de leur petite taille, de la faible quantité d'énergie qu'ils consomment et de l'aspect non invasif qu'ils représentent. De plus, les manchons intègrent déjà les EMG de surface qui permettent d'enregistrer la commande musculaire. Un nouvel espace pour les vibreurs ne semble pas être un réel problème.

Dans ce chapitre, nous avons abordé le fait que le feedback vibrotactile pouvait retranscrire différentes informations, allant de la force de serrage à l'angle de l'épaule. Les fabricants de prothèse commencent à intégrer ce genre de feedback (utilisation de vibreurs). La Main I-Limb envoie des vibrations pour prévenir que les moteurs des doigts sont en butée. Le signal est basique mais c'est un début. Toutefois, il existe d'autres approches pour retranscrire un feedback sensoriel. Pour ce qui est des stimulations non invasives, certaines équipes de recherches utilisent un signal électrotactile (Kaczmarek *et al.*, 1991; Nohama *et al.*, 1995; Dosen *et al.*, 2016). Toutefois, les vibrations semblent être préférées par les participants et rapportées comme permettant d'obtenir de meilleures performances (Shannon, 1976; Witteveen *et al.*, 2012a). L'utilisation d'un feedback vibrotactile dans le cadre d'une substitution sensorielle peut également avoir une influence sur le syndrome des douleurs du membre fantôme. Plusieurs théories concernant la réorganisation corticale et son influence sur la douleur qui tendent à s'opposer (Makin *et al.*, 2013; Flor *et al.*, 2006) se rejoignent sur le fait qu'il existe une incongruence entre les efférences motrices et les afférences sensorielles. Cette incongruence pourrait alors être une des causes douleurs du membre fantôme. Nous pouvons émettre l'hypothèse qu'en redonnant une information tactile correspondant à un mouvement du bras prothétique commandé par le patient, nous allons induire un message sensoriel destiné au « bras perçu » et potentiellement diminuer cette incongruence en multipliant les messages sensoriels en lien avec l'action. Nous



pensons donc que la mise en place d'un dispositif vibrotactile en cohérence avec l'intention motrice peut contribuer à diminuer voire prévenir les douleurs du membre fantôme.



# INFLUENCE DU TYPE ET DE LA POSITION DES VIBREURS SUR LA DISCRIMINATION SPATIALE

---

*Remarques : Une partie de cette expérimentation a été réalisée avec Mlle Anita Vergez dans le cadre d'un stage de M1 Neurosciences de l'Université de Bordeaux que j'ai eu l'occasion d'encadrer. Son stage a consisté à organiser le planning pour la passation des sujets, à comprendre le réglage et le contrôle des vibreurs, à organiser les données récupérées pour aider à l'analyse des résultats. A la suite de ce stage, Anita a rédigé un rapport et présenté les résultats lors d'une soutenance où elle a fini major de sa promotion.*

## 9.1 Introduction

Le chapitre précédent a mis en lumière l'influence des paramètres de stimulations que sont la durée, l'intensité ainsi la disposition des vibreurs sur les capacités de discrimination spatiale et la perception tactile de stimuli vibratoires. Nous avons vu que ces paramètres pouvaient influencer la perception de la vibration avec des niveaux d'intensité de vibration perçue comme plus forte pour des durées de vibrations plus longues par exemple. Une question se pose toutefois concernant le type de vibreur que nous avons utilisé. Une des contraintes techniques que nous nous sommes imposées concerne la taille des vibreurs. Cette dernière doit être suffisamment petite (environ 1 cm) pour que les vibreurs puissent être insérés dans un manchon de prothèse et occuper le moins d'espace possible. Ils doivent cependant pouvoir générer des vibrations bien perceptibles. D'un point de vue de l'ingénierie, il existe une grande variété d'outils permettant de générer des vibrations. Leur utilisation, dans les objets du quotidien prend de plus en plus de place. Le rôle des actuateurs/vibreurs est soit de fournir un stimulus vibrotactile qui fait appel au sens du toucher soit de générer un retour qualifié de kinesthésique qui fait plutôt appel au sens de la proprioception comme les manettes avec retour de force par exemple (Choi et Kuchenbecker, 2012).

Dans une optique d'exploration technologique il est important de connaître les différents types de vibreurs disponibles. Leurs modalités de fonctionnement et la manière dont nous pou-



**Figure 2.18** : Échantillon d'actionneurs pour la création de système vibrotactile. **S** représente les solénoïdes, **VC** est une bobine acoustique, **SP** hauts parleurs, **C2** un C2 tactor Haptuator est spécifique de chez Tactile Labs, **E** sont des actionneurs cylindriques à masse rotative excentriques, et **P** des actionneurs plats à masse rotative excentrique. En bas à droite est présenté une pièce de 25 US cents pour se figurer la taille que représente chacun des actionneurs. Image issue de *Choi et al. (2013)*.

vons en tirer un maximum de ressources pour la mise en place de notre système de substitution sensorielle sont essentielles. Sur le marché électronique il existe une grande variété de moteurs permettant de générer une onde sur la peau des sujets (Kern, 2009). Plusieurs modèles sont présentés en **Figure 2.18**.

De manière générale, il existe trois façons de générer un signal vibrotactile. La première se fait en utilisant des actionneurs électromagnétiques linéaires. En faisant passer un courant électrique au sein d'une bobine, cela crée un champ magnétique qui va pousser une pièce mécanique (souvent attachée à un ressort) en dehors du champ. En appliquant un courant alternatif, cela crée un champ magnétique qui varie au cours du temps et qui va faire osciller la pièce mécanique. C'est par ce mécanisme le stimulus vibrotactile est créé.

La seconde option est l'utilisation d'actionneurs à rotation électromagnétique. Un courant est envoyé pour activer un moteur qui met en action une masse autour d'un axe. La vitesse de rotation de la masse est alors proportionnelle à l'intensité du courant envoyé dans le circuit. On retrouve deux types de vibreurs utilisant ce fonctionnement : ceux avec une masse extérieure et ceux avec une masse encapsulée. Il est important de noter qu'avec ce genre d'actionneur, la vibration varie en faisant évoluer conjointement la fréquence et l'amplitude du signal. Une limite de l'utilisation de ce genre d'actionneur réside dans le fait que les frictions internes vont empêcher la mise en action de la masse et qu'un certain seuil de courant devra être atteint pour démarrer le vibreur. Cela engendre donc un léger délai dans la mise en place de la vibration. Toutefois, la simplicité d'utilisation, le large choix de tailles disponibles et leur fiabilité font de ces actionneurs un des choix privilégiés dans la mise en place de stimuli vibrotactiles (Witteveen *et al.*, 2013; D'Alonzo *et al.*, 2014; Raveh *et al.*, 2018b). C'est d'ailleurs vers ce type d'actionneur que nous nous sommes orientés pour cette expérimentation.

Enfin la troisième possibilité est via l'utilisation d'actionneurs non électromagnétiques. Cela consiste à tirer profit de l'effet piézoélectrique où la forme d'un solide va changer sous l'effet d'un courant électrique. Cet effet étant réversible, les éléments piézoélectriques sont communément utilisés comme senseur pour associer la déformation mécanique au signal électrique. Ces systèmes sont plus complexes à contrôler mais ils possèdent une réactivité importante au courant.

Afin de rester consistant avec notre système de commande du stimulus vibrotactile, nous nous sommes intéressés aux actionneurs ayant une masse rotative excentrique et un fonctionnement identique. Cela nous a permis d'utiliser le même protocole de commande pour l'ensemble des vibreurs testés. La taille souhaitée a orienté notre sélection vers les plus petits actionneurs possibles. Notre question de recherche posée dans cette expérimentation était de savoir si les performances dans une tâche de discrimination spatiale d'un signal vibrotactile étaient différentes en fonction du type de vibreur utilisé. Pour répondre à cette question et avancer dans la mise en place du dispositif de substitution sensorielle, nous nous sommes appuyés sur les résultats de l'expérience précédente. Nous avons utilisé la disposition circulaire proportionnelle pour

cyllindrique



10 mm



7 mm

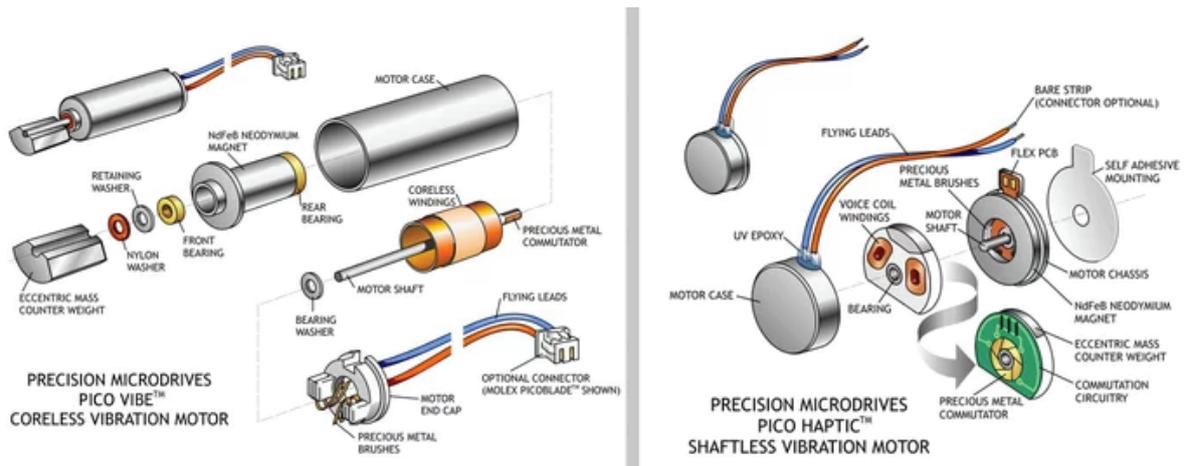


Figure 2.19 : Présentation des différents types de vibreurs utilisés avec la schématisation de leur composants.

l'installation de 6 vibreurs au niveau du bras des sujets. Nous avons gardé la durée de stimulation de 100 ms qui nous semblait être un bon compromis et nous avons gardé les 3 intensités. Les vibrations ainsi générées se rapprochent des vibrations que nous espérons utiliser dans un système avec un contrôle en boucle fermée commandé par les activités musculaires.

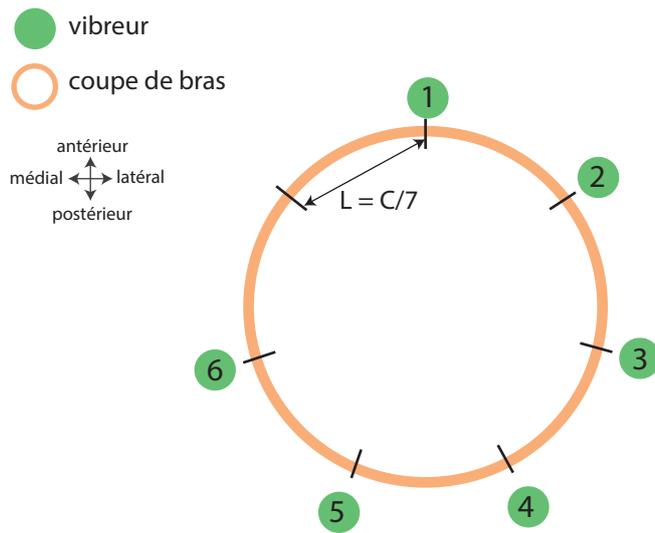
## 9.2 Méthode

### 9.2.1 Participant

Pour participer à l'expérimentation, les sujets devaient être majeurs (âge > 18 ans), droitiers, ne pas avoir participé à une précédente expérience incluant des stimulations vibrotactile, ni avoir de pathologie nerveuse ou de trouble de la sensibilité. Aucun sujet ne devait présenter d'allergie particulière au niveau de la peau. Enfin, tous les sujets devaient avoir une bonne sensibilité au touché léger. Au total, sept sujets ont participé à l'expérience dont 1 femme avec un âge moyen de  $34 \pm 14$  ans. Aucun d'entre eux ne présentait de problème cutané (rougeurs, allergies, démangeaison), ni de problème de sensibilité superficielle.

### 9.2.2 Matériel

Trois types de vibreurs ont été utilisés dans ce projet. Nous avons cherché les vibreurs les plus petits disponibles auprès du fournisseur Precision Microdrive UK (**Figure 2.19**). Le mode de fonctionnement pour chacun des trois vibreurs est de type «*eccentric rotating mass*» (ERM). La vibration est donc générée par un moteur qui met en action une masse tournant autour d'un axe. Pour le vibreur cylindrique, la masse est excentrée par rapport au moteur. En se mettant à tourner, la vibration générée provient à la fois du contact de la masse contre la peau à chaque rotation mais également de la vibration de l'ensemble du moteur sous l'influence de la rotation. Pour certains vibreurs de ce type, l'ensemble (moteur et masse excentrique) est encapsulé. Dans ce cas, c'est le mouvement de la capsule dans un plan perpendiculaire à la peau qui génère la vibration. Le modèle de vibreur cylindrique que nous avons utilisé fait 12 mm de long. Il comprend 4 mm pour la masse rotative et 8 mm pour la partie du moteur. Le diamètre du cylindre fait quant à lui 4 mm. Pour les vibreurs de type « coins » ou pancakes, la masse rotative est plate et elle est entièrement encapsulée. Elle tourne dans un plan qui est tangentiel à la peau. La rotation de la masse provoque un mouvement de l'ensemble de la structure qui est transmise à la peau sous la forme d'une vibration. Deux modèles de vibreurs plats ont été utilisés. Le plus petit avait un diamètre de 7 mm pour une épaisseur de 2 mm et le plus grand avait un diamètre de 10 mm pour une épaisseur de 2 mm également. Pour l'ensemble des 3 modèles utilisés, l'amplitude du courant injectée fait varier simultanément l'intensité et la fréquence du signal. Plus le courant injecté est important et plus la rotation de la masse est rapide. Pour des



**Figure 2.20** : Schéma de la répartition des vibreurs autour du bras des sujets.  
 Le calcul de l'espace inter-vibreurs (EIV) est rapporté à la circonférence du bras  
 divisée par 7. De cette manière, nous avons pu créer un espace double entre  
 le 1er et le 6ième vibreur tout en préservant un EIV > à 3cm.

courants faibles, la vibration est ressentie comme légère alors que pour des courants plus forts, elle est ressentie comme forte. La tension maximale pour l'activation des vibreurs est de 5 Volts. Cependant, l'activation des vibreurs pour une telle tension génère un bruit audible par le sujet et une sensation d'échauffement locale de la peau pouvant être désagréable. Pour ces raisons, nous sommes restés avec les intensités de stimulations de l'expérimentation précédente à savoir 62.5, 100 et 167 mA.

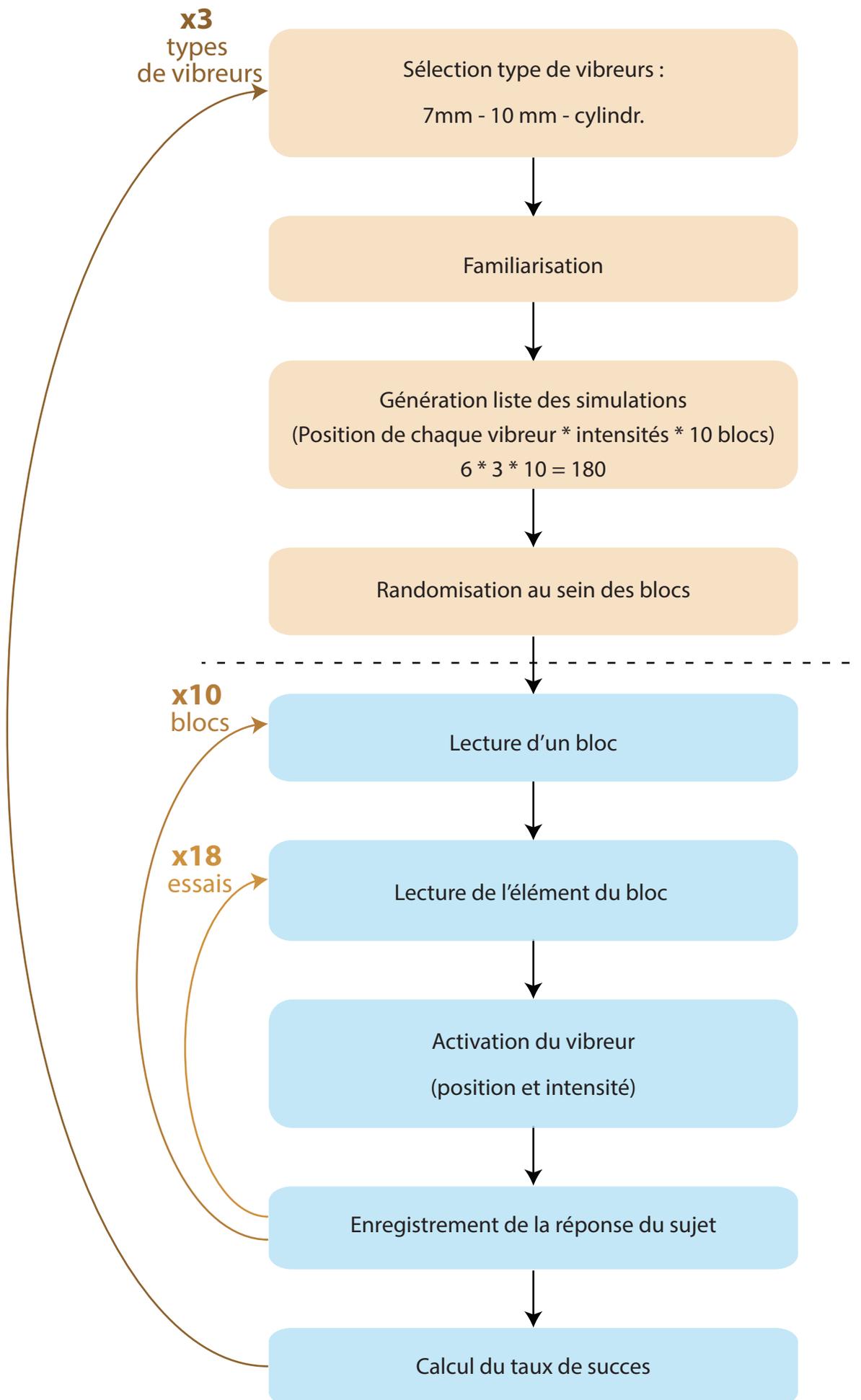
### 9.2.3 Caractéristique de l'expérimentation

La disposition des vibreurs de l'expérimentation du **chapitre 7** ayant obtenu le meilleur score était la disposition circulaire proportionnelle. Nous avons donc repris cette disposition avec une légère amélioration concernant le design de la mise en place. Les 6 vibreurs étaient toujours disposés sur le bras droit de chaque sujet au  $2/6^{ième}$  de la longueur mesurée du bras entre l'acromion et l'épicondyle latéral. Le premier vibreur était aussi placé de manière médiane sur le biceps. Le changement porte sur les espaces entre le centre de 2 vibreurs adjacents. Ils étaient calculés en divisant par 7 la circonférence totale du bras des sujets au lieu de 6 dans l'expérience précédente (**Figure 2.20**). Ainsi, le dernier espace entre le  $6^{ième}$  et le  $1^{er}$  vibreur était doublé. Cela nous a permis de créer un repère plus marqué entre le premier et le dernier vibreur. Nous avons réalisé cela car nous nous sommes aperçus que certains sujets avaient tendance à décaler leur représentation du placement des vibreurs quand ces derniers étaient tous équidistants en réalisant une rotation d'un cran de l'ensemble des vibreurs. Afin que les vibreurs restent au contact de la peau, ils étaient aussi maintenus au moyen d'un scotch double face.

Le protocole expérimental se déroulait en suivant une procédure qui est la même quel que soit le type de vibreur sélectionné. Le programme d'exécution était programmé en langage Python 3.6 et l'ensemble des vibreurs était connecté à une Raspberry Pi 3.

### 9.2.4 Déroulement de la procédure

Pour la réalisation de l'expérience, les sujets étaient assis sur une chaise, leur bras relâché, reposant sur un accoudoir pour qu'aucune tension musculaire ne vienne perturber l'expérimentation. Les vibreurs étaient installés suivant la prise de mesure de la circonférence du bras et le calcul de l'espace inter-vibreur. Une fois le dispositif installé, le programme commençait par sélectionner le type de vibreur à tester de manière aléatoire afin d'éviter un effet d'ordre entre les participants. Ensuite, les sujets étaient soumis à une phase de familiarisation aux vibrations. Cette phase comprenait l'activation des 6 vibreurs l'un après l'autre (du  $1^{er}$  au  $6^{ième}$ ) sous la forme d'allers-retours. Ils étaient répétés 3 fois chacun avec une durée de stimulation différente. Le premier aller-retour était réalisé avec une durée de stimulation de 500 ms et une durée d'inactivation de 500 ms, le second avec une durée de stimulation et d'inactivation de 200 ms, et le troisième avec une durée de stimulation et d'inactivation de 100 ms. Pour les 3

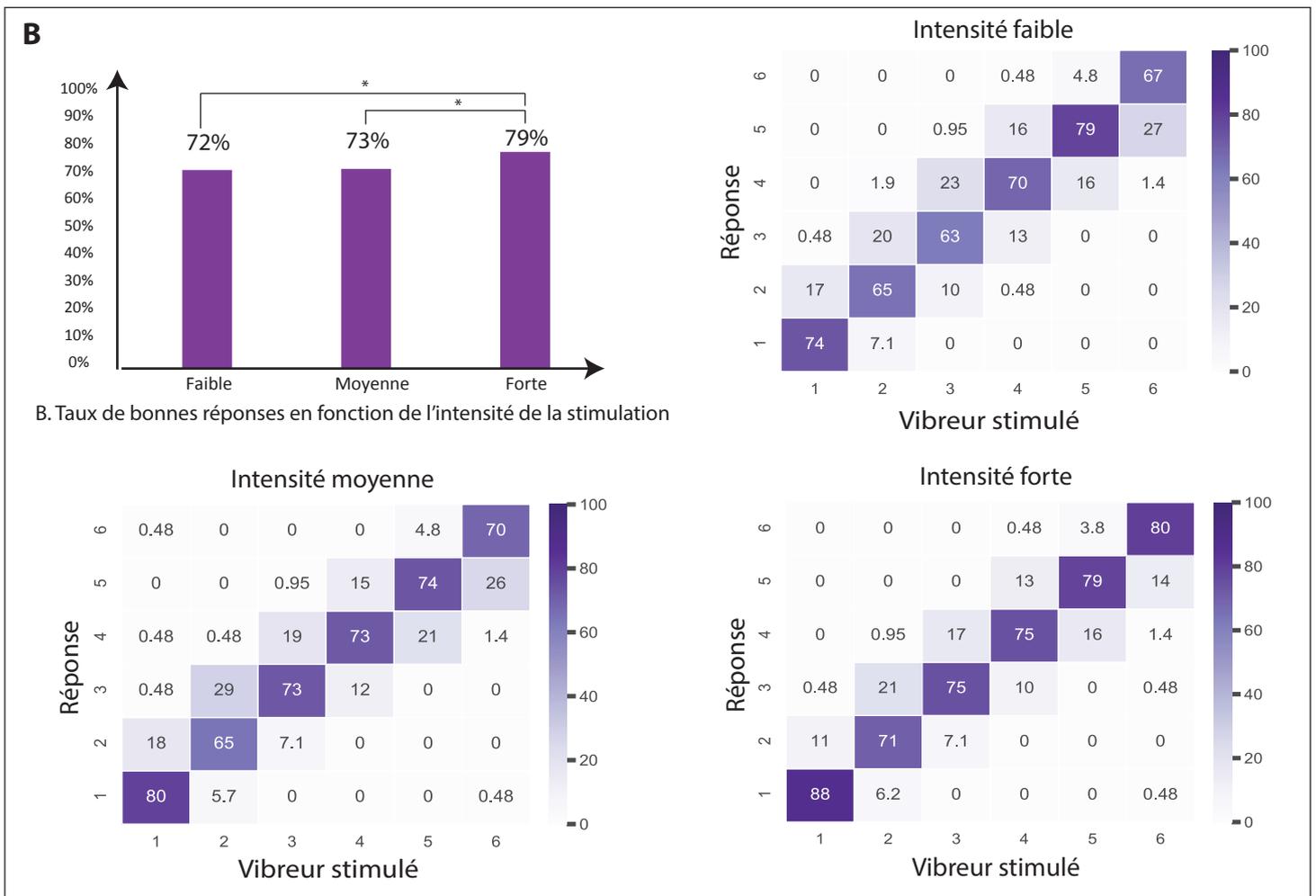
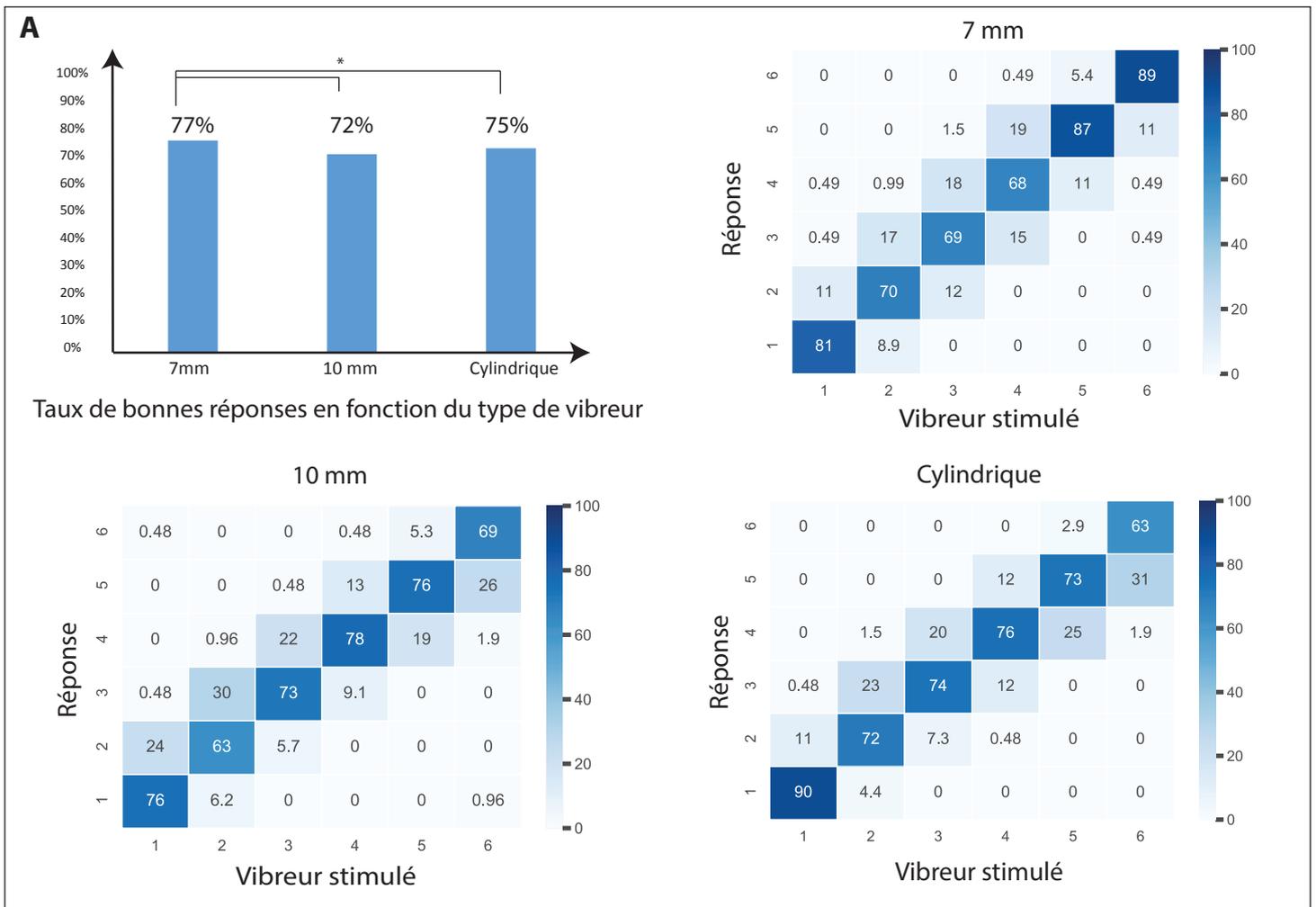


**Figure 2.21** : Schéma de déroulement du protocole de discrimination spatiale en fonction du type de vibreur.

allers-retours, l'intensité de stimulation utilisée était toujours l'intensité forte (167mA). Pour le premier aller-retour, l'expérimentateur énonçait à chaque stimulation quel vibreur était activé afin que les sujets identifient correctement la localisation de chaque vibreur. Pour les 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> allers-retours, il était demandé aux participants d'énoncer à voix haute le vibreur activé. A la suite de la familiarisation, le programme, illustré dans la **Figure 2.21**, générait la liste de l'ensemble des stimulations possibles qui correspondait aux combinaisons des 3 intensités pour les 6 vibreurs, soit 18 combinaisons au total. Cette liste de 18 combinaisons représentait un bloc. Au sein d'un bloc, la liste des combinaisons était randomisée afin qu'aucun ordre ne puisse être établi. Au total, dix blocs représentant 180 stimulations étaient générées. Le programme lisait ensuite le premier bloc, puis la première combinaison du bloc. L'information de position et d'intensité de la vibration était alors fournie par le programme, ce qui permettait d'activer le vibreur choisi. L'activation de la stimulation se faisait manuellement par l'expérimentateur, laissant ainsi le choix du délai entre chaque stimulation. A la fin de chaque stimulation, le participant répondait à voix haute en donnant la localisation du vibreur qu'il pensait avoir senti vibrer. L'expérimentateur enregistrait la réponse et pouvait passer à la stimulation suivante. Une fois que l'ensemble des stimulations d'un bloc était passé, le programme démarrait la lecture du bloc suivant et ce, jusqu'à la fin du dixième bloc. A la fin des dix blocs (180 stimulations) le nombre de bonnes réponses était donné sous la forme de taux de succès. C'est le seul feedback qui était donné aux participants. Le programme désignait ensuite le prochain type de vibreur à tester. Une pause d'environ 5 minutes entre chaque catégorie de vibreurs testée était mise en place. Cela permettait l'installation du nouveau type de vibreur et une petite phase de repos pour les participants.

### 9.2.5 Analyse statistique

Dans cette expérimentation, tous les sujets ont testé les 3 types de vibreurs. En ce sens, ils sont leurs propres témoins. L'analyse statistique a été réalisée avec le même modèle que celui utilisé dans le précédent chapitre : un modèle linéaire mixte (GLIMMIX model). La variable étudiée était binaire à savoir la bonne ou la mauvaise réponse vis-à-vis de la position du vibreur stimulé. Les quatre facteurs pris en compte dans l'analyse sont (1) le type de vibreur, (2) l'intensité de la stimulation, (3) la position du vibreur et (4) la suite de blocs. Le modèle GLIMMIX détermine les effets fixes de chacun des facteurs ajustés sur les autres facteurs. Les analyses 2 à 2 au sein de chaque facteur sont également réalisées. Par exemple, pour le facteur « type de vibreur », l'analyse entre chaque paire de vibreurs sera réalisée. Cela permet, lorsqu'un effet est avéré, de savoir où se situent les différences. Pour l'ensemble de l'analyse, le seuil de significativité est fixé à 5% ( $\alpha = 0.05$ ).



**Figure 2.22 :** (A) Histogramme des taux de bonnes réponses en fonction du type de vibreur ainsi que les matrices de confusion représentant la répartition des réponses des sujets exprimées en pourcentage entre le vibreur stimulé (axe X) et les réponses des participants (axe Y). Les bonnes réponses se lisent sur la diagonale. (B) Histogramme des taux de bonnes réponses en fonction de l'intensité de la stimulation. Les matrices de confusion sont représentées pour chacune des trois intensités pour voir la répartition des réponses des sujets par vibreur.

## 9.3 Résultats

### 9.3.1 Résultats généraux

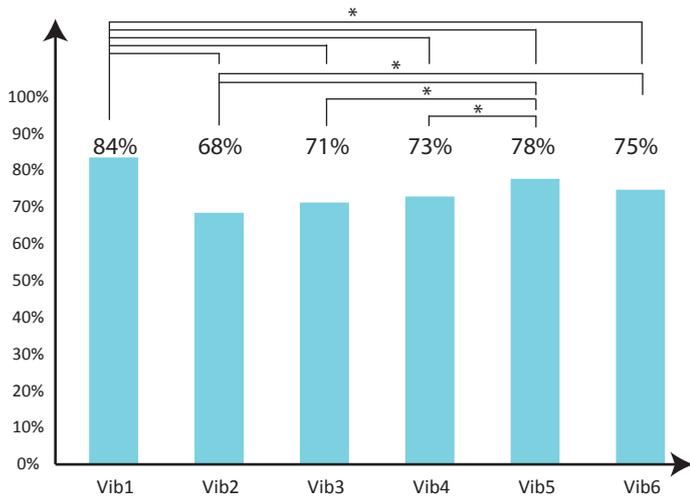
L'analyse par modèle mixte montre un effet de 3 des 4 facteurs étudiés qui influenceraient le fait de répondre correctement au test de discrimination spatiale. L'effet le plus marqué est celui de l'intensité ( $F = 9,18$ ;  $p = 0,0001$ ), puis un effet de la position des vibreurs ( $F = 9,13$ ;  $p < 0,0001$ ) et enfin un effet du type de vibreur ( $F = 4,46$ ;  $p = 0,0116$ ). Aucun effet statistiquement significatif ne ressort pour le facteur bloc ( $F = 1,11$ ;  $p = 0,349$ ). Les résultats détaillés de chacun des 3 facteurs nous informent sur les paramètres spécifiques qui influencent les réponses.

### 9.3.2 Influence du type de vibreur

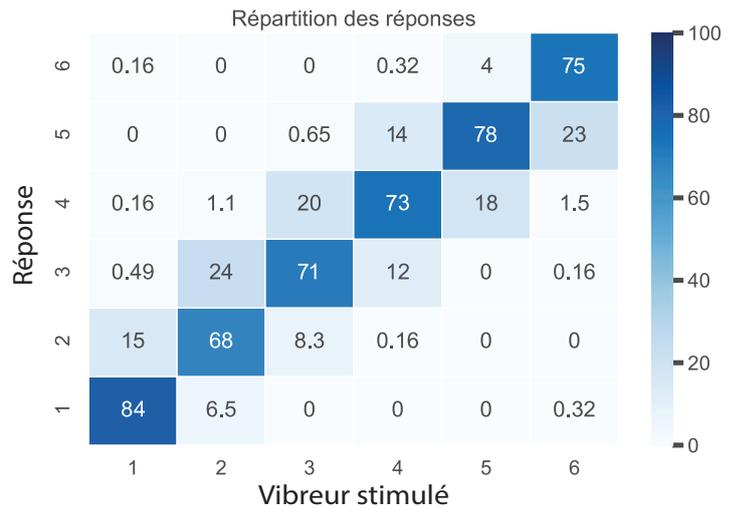
La question principale de notre expérimentation était de tester l'influence du type de vibreur dans une tâche de discrimination spatiale. L'analyse statistique nous a confirmé qu'un effet était présent pour le type de vibreur ( $F = 4,46$ ;  $p = 0,0116$ ). Les taux de bonnes réponses obtenus pour les trois types de vibreurs étaient supérieurs à 70 %. La discrimination avec les vibreurs de 7 mm a obtenu un score de 77 % suivi de 75 % pour les vibreurs cylindriques et 72 % pour les vibreurs de 10 mm (**Figure 2.22 A**). Les comparaisons deux à deux sur les types de vibreurs montrent que les résultats obtenus avec les vibreurs de 7 mm diffèrent significativement des résultats obtenus avec les vibreurs de 10 mm ( $t = 2,90$ ;  $p = 0,0038$ ) et les vibreurs cylindriques ( $t = 2,13$ ;  $p = 0,034$ ). Cependant, il n'y a pas de différence significative entre les résultats obtenus avec les vibreurs cylindriques et les résultats obtenus avec les vibreurs de 10 mm. La répartition des réponses, en fonction de la position des vibreurs pour chacun des trois types testés, est représentée par des matrices de confusion sur la **Figure 2.22 A**. Sur cette représentation, nous remarquons que lorsque les participants font des erreurs, celles-ci sont restreintes aux vibreurs adjacents la plupart du temps. Nous avons déjà remarqué ce phénomène lors de l'expérimentation précédente où, pour la disposition circulaire proportionnelle, les erreurs étaient beaucoup moins dispersées qu'avec les autres dispositions (**Figure 2.12**).

### 9.3.3 Influence de l'intensité

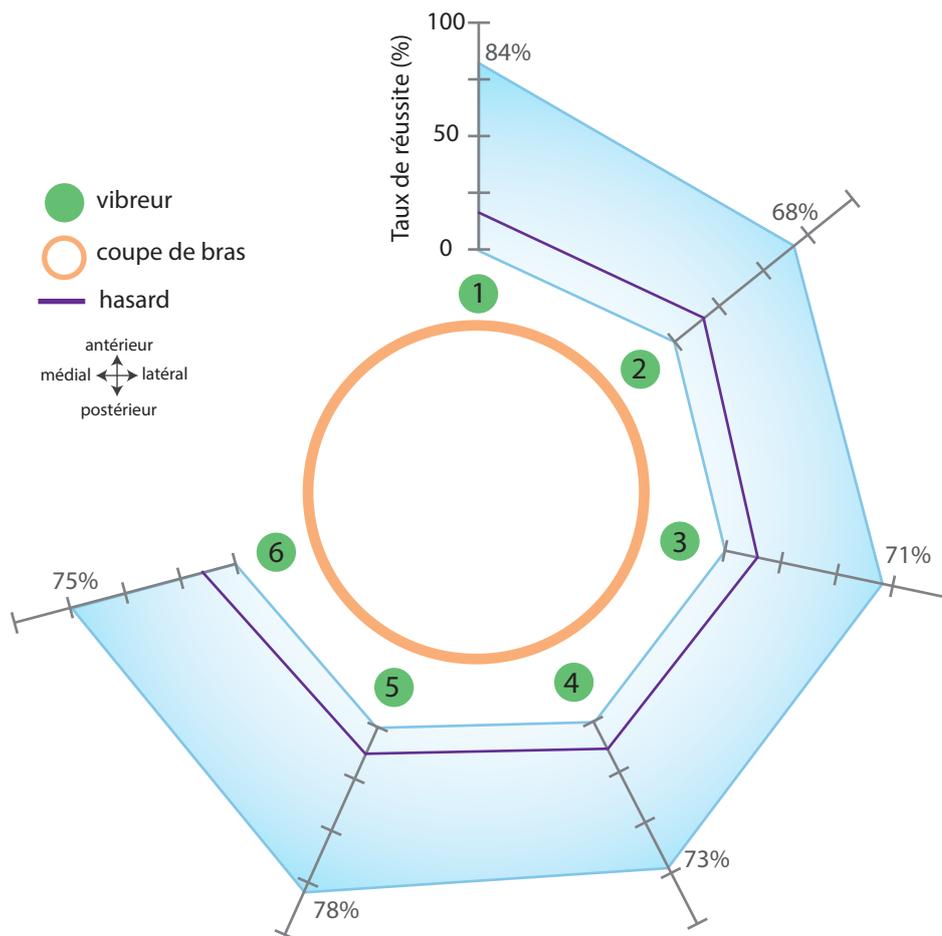
En ce qui concerne les 3 niveaux d'intensités, nous observons que plus l'intensité augmente et plus le nombre de bonnes réponses augmente (**Figure 2.22 B**). Comme pour les scores obtenus avec les différents types de vibreurs, tous les taux de bonnes réponses sont supérieurs à 70 %. Pour l'intensité faible, nous avons un score de 72 %, 73 % pour l'intensité moyenne et 79 % pour l'intensité forte. L'analyse statistique révèle que seul le score obtenu avec l'intensité forte diffère significativement des deux autres scores obtenus avec les intensités moyenne ( $t = 3,69$ ;  $p = 0,0001$ ) et faible ( $t = 3,83$ ;  $p = 0,0002$ ) (**Figure 2.22 B**). Les réponses faites pour les 3 intensités en fonction de chaque vibreur sont représentées sous la forme de matrices de



**A.** Taux de bonnes réponses en fonction de la position du vibreur sur le bras



**B.** Répartition des réponses en fonction de la position du vibreur sur le bras



**C.** Représentation circulaire de la position des vibreurs sur le bras avec leur taux de réussite

**Figure 2.23 :** (A) Représente les histogrammes des taux de réussite en fonction de la position de chaque vibreur. (B) Met en perspective la répartition des réponses entre le vibreur qui est stimulé et la réponse des participants. (C) Propose une schématisation de la disposition des vibreurs sur le bras des sujets avec le taux de bonnes réponses pour chacun d'eux.

confusion affichant le pourcentage de réponse par l'ensemble des sujets (**Figure 2.22 B**). Nous retrouvons le comportement de réponse précédemment décrit, à savoir la répartition des erreurs au niveau des vibreurs adjacents. Les réponses faites à plus de 1 vibreur d'écart sont assez rares, et ce, même avec l'intensité la plus faible.

En regardant la répartition des réponses des matrices de confusion, il semblerait que certaines positions de vibreur étaient mieux reconnues. Afin de mieux comprendre ce phénomène, et parce que l'analyse statistique a mis en évidence un effet propre de la position, nous avons regardé plus précisément la répartition des réponses en fonction de la position des vibreurs.

### 9.3.4 Influence de la position du vibreur

Quel que soit la position du vibreur, les taux de bonnes réponses dans la tâche de discrimination spatiale varient de 68 % pour le vibreur 2 (le plus mauvais score) à 84 % pour le vibreur 1 (le meilleur score). Les vibreurs 3, 4, 5 et 6 étaient reconnus à plus de 70 % (**Figure 2.23 A**). Les comparaisons 2 à 2 montrent que le score de 84 % obtenu avec le vibreur 1, qui est positionné médialement sur le biceps, diffère de manière statistiquement significative des scores obtenus avec les autres vibreurs : 1 vs 2  $t = 6,15$ ; 1 vs 3  $t = 5,11$ ; 1 vs 4  $t = 4,54$ ; 1 vs 5  $t = 2,61$ ; 1 vs 6  $t = 3,79$  (tous les  $p < 0.05$ ). De la même façon, l'analyse statistique révèle que les taux obtenus avec le vibreur 2 diffèrent significativement de ceux obtenus avec les vibreurs 1, 5 et 6 mais pas avec ceux des vibreurs 3 et 4. En conséquence, les résultats des vibreurs 3 et 4, ont des scores qui diffèrent significativement de ceux obtenus avec les vibreurs 1 et 5 mais pas avec les vibreurs 2 et 6, ni entre eux. Enfin, aucune différence n'est révélée entre les scores obtenus pour les vibreurs 5 et 6. L'ensemble des résultats est résumé dans la **Figure 2.23 A**.

Une représentation matricielle (**Figure 2.23 B**) nous donne une indication sur la répartition des erreurs et les vibreurs qui semblent être les plus confondus (toute proportion gardée). Par exemple, pour le deuxième vibreur, la plupart des erreurs se produisent en le confondant avec le vibreur 3 plus qu'avec le vibreur 1. On retrouve ce comportement pour le vibreur 3 qui est plus souvent confondu avec le vibreur 4 qu'avec le vibreur 2. Par contre, pour le vibreur 4, les erreurs de localisation sont à peu près équivalentes lorsque les participants ont confondu avec le vibreur 5 (14 % des cas) ou le vibreur 3 (12 % des cas). Pour le vibreur 5 les erreurs sont plus souvent faites en direction du vibreur 4 (18 % des cas). Enfin, pour le vibreur 6 les erreurs sont plus souvent faites en direction du vibreur 5 (23 %). Ces comportements de réponses illustrent une sorte d'attraction vers le vibreur 4 qui peut faire penser au point d'ancrage évoqué dans l'**introduction générale** qui permet aux sujets de se créer des repères. La répartition des erreurs autour du vibreur 4 peut également être interprétée comme une zone de confusion, pas réellement distincte où la stimulation n'est pas aussi clairement perçue que sur le vibreur 1 par exemple.



### 9.3.5 Influence des blocs

Le quatrième et dernier facteur que nous avons étudié avec cette expérimentation était l'évolution des réponses au cours du temps et donc au cours des différents blocs. D'un point de vue descriptif, une première observation montre un score de bonnes réponses toujours supérieur à 70% sur l'ensemble des 10 blocs. De manière assez surprenante, les scores ont tendance à diminuer au cours des blocs notamment pour les trois derniers, avec des scores de 72, et 71% respectivement (**Tableau 2.7**). Comme les 10 blocs s'enchaînaient sans temps de pause entre chaque, il est possible que ces scores reflètent une certaine fatigue des participants. Toutefois, l'analyse statistique ne révèle pas d'effet significatif pour les différents blocs.

**Tableau 2.7** : Présentation des résultats généraux au test de discrimination spatial pour les 10 blocs.

	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6	Bloc 7	Bloc 8	Bloc 9	Bloc 10
<b>Scores</b>	78 %	75 %	75 %	77 %	76 %	76 %	75 %	72 %	71 %	71 %

## 9.4 Discussion

L'utilisation de vibreurs disposés autour du bras pour fournir une indication des mouvements du coude de la prothèse aux patients amputés trans-huméraux impose l'utilisation de vibreurs de petites tailles et une durée de stimulation courte (pour coder les différents angles pendant le mouvement). Une première étude (**Chapitre 8**) nous a montré que des vibrations d'une durée de 100 ms utilisées avec une disposition des vibreurs autour du bras donnaient de bons résultats en terme de discrimination spatiale et de perception tactile.

Dans ce chapitre, l'objectif principal était de comparer 3 types de vibreurs compatibles avec l'idée d'une intégration des vibreurs dans un manchon de prothèse, à la lumière d'un test de discrimination spatiale. Nous sommes partis d'un modèle de vibreur plat couramment utilisé dans la littérature mesurant 1 cm de diamètre et 2 mm d'épaisseur (Cipriani *et al.*, 2011; D'Alonzo *et al.*, 2014; Witteveen *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2016). Ce type de vibreur à masse rotative excentrique est recommandé de par ses qualités d'encombrement minimal et de simplicité d'utilisation. Tout en voulant garder des dimensions du même ordre nous avons voulu savoir si des vibreurs légèrement différents permettaient d'avoir des performances égales voire supérieures. Nous avons testé un modèle de vibreur aux dimensions plus réduites (7 mm de diamètre et 2 mm d'épaisseur) et un modèle de forme différente, cylindrique avec une longueur de 8 mm pour un diamètre de 4 mm (**Figure 2.19**). En plus de répondre à la question de savoir quel type de vibreur permettait d'obtenir les meilleures performances, les résultats de cette expérimentation vont nous permettre d'orienter notre choix pour la construction d'un dispositif de substitution



sensorielle à destination des personnes amputées du membre supérieur.

Les vibrations testées avec les 3 types de vibreurs avaient 3 intensités différentes (62,5, 100 et 167 mA). Elles étaient toutes d'une durée de 100 ms. En reprenant les termes de Kaaresoja et Linjama (2005), la durée d'une stimulation doit être comprise entre 50 et 200 ms. D'autre part, vis-à-vis de l'application que nous souhaitons lui donner, il est essentiel que la stimulation soit de courte durée et bien perçue. Notre but était de coupler la stimulation vibrotactile avec l'angle du coude d'une prothèse et ce, pendant la réalisation d'un mouvement de flexion ou d'extension. Étant donné le nombre de vibreurs utilisés, nous pouvons espérer avoir une discrétisation angulaire de l'ordre de 20°. Une durée de vibration trop longue engendrerait alors un décalage entre l'état réel de la prothèse et celui perçu par les vibrations. Avec une stimulation de 100 ms tous les 20° cela permet d'atteindre les 140° de flexion (qui correspond à l'angle utile du coude) en moins d'une seconde. Ce n'est pas parfait en comparaison d'un mouvement naturel qui est plus de l'ordre de quelques centaines de millisecondes (Benecke *et al.*, 1985; Gordon *et al.*, 1994) mais c'est une information supplémentaire et pertinente du fait que le coude se trouve souvent hors du champ de vision dans les gestes du quotidien.

D'autre part, nous voulions donner aux stimulations du dispositif de substitution sensoriel un aspect intuitif qui facilite la compréhension de l'information transmise par la vibration (Ho *et al.*, 2006; Jones et Sarter, 2008; Peerdeman *et al.*, 2011). Pour cette raison, nous avons mis en place une phase de familiarisation très courte (cf. **section méthode**) et aucun feedback n'était donné aux participants lorsque les stimulations étaient délivrées. Le caractère naïf des participants vis-à-vis de l'étude et la courte durée de la phase de familiarisation fait que nous avons pu tester l'aspect intuitif du codage spatiale en réponse aux vibrations.

L'analyse statistique nous a permis d'évaluer l'influence de 4 facteurs sur la discrimination spatiale des vibrations qui sont : le type de vibreur, l'intensité de la stimulation, la position des vibreurs sur le bras et le décours temporel au travers des différents blocs. Pour la majeure partie des facteurs étudiés, les scores de bonnes réponses obtenus étaient supérieurs à 70 %. Lorsque nous rapportons cela à la probabilité de répondre correctement grâce au hasard, qui est de moins de 17 %, cela signifie que les stimulations sont bien détectées. Lorsque l'on se rapporte aux scores obtenus lors de l'expérience précédente (**Chapitre 8**) avec les mêmes conditions de stimulations (100ms et 3 intensités) la moyenne des taux de succès est de 53 % avec 27.3 % pour la faible intensité, 64.1 % pour l'intensité moyenne et 67,2 % pour l'intensité forte. Le **Tableau 2.8** rapporte les moyennes des résultats pour les différents types de vibreurs et les différentes intensités pour une durée de stimulation de 100 ms.



**Tableau 2.8** : Présentation des résultats généraux au test de discrimination spatial pour les 10 blocs.

	Intensité faible	Intensité moyenne	Intensité forte
<b>CP Expé 1</b>	27 %	64 %	67 %
<b>Cylindrique</b>	74 %	74 %	78 %
<b>10 mm</b>	69 %	71 %	75 %
<b>7 mm</b>	73 %	77 %	82 %

Pour des conditions similaires, nous voyons que les résultats sont meilleurs pour cette expérimentation. La différence la plus importante ce trouve notamment pour la combinaison incluant l'intensité faible. Il faut se rappeler que la première expérience incluait 9 combinaisons de stimulations ce qui ajoute de la difficulté à la tâche. Ici, les participants n'avaient que trois combinaisons possibles. La disposition des vibreurs a également changé avec un espace légèrement plus resserré entre les vibreurs allant de 1 à 5 par rapport à l'expérience faite au **Chapitre 8**. Toutefois, l'espace entre les vibreurs 1 et 6 était plus important. Cela a peut-être aidé à la mise en place de repères et engendré une meilleure reconnaissance de la localisation.

#### 9.4.1 Influence du type de vibreur

L'analyse statistique a montré que 3 facteurs sur les 4 étudiés avaient un effet sur les capacités de détection de la localisation. Concernant le facteur "type de vibreur", l'analyse statistique confirme que les meilleurs scores obtenus avec les vibreurs de 7mm (77 %) sont significativement différents des deux autres types de vibreurs. L'interprétation de l'analyse par le modèle mixte nous informe qu'il est plus probable que les sujets détectent la bonne localisation de la stimulation avec les vibreurs de 7 mm comparé aux vibreurs cylindriques ou de 10 mm. Ces résultats sont extrêmement intéressants pour nous car les vibreurs de 10mm étaient ceux utilisés dans l'expérience du **Chapitre 8**. Dans cette nouvelle expérience, ce sont ceux qui obtiennent les moins bons résultats. Comme les vibreurs cylindriques et les vibreurs de 10 mm ne diffèrent pas statistiquement, notre choix de matériel pour la suite des travaux s'oriente vers les vibreurs de 7 mm.

La solution idéale serait de pouvoir intégrer directement les vibreurs au sein du manchon de la prothèse, là où sont déjà logées les électrodes de surface. Pour cela, il faut que le système soit le moins encombrant et le plus léger possible. Les vibreurs les plus petits permettent d'avoir une bonne discrimination du signal est donc une plus-value. Par ailleurs, ces résultats sont à mettre en parallèle avec le témoignage des participants. Ces derniers ont tous rapportés sauf un, qu'ils préféraient les vibreurs de 7 mm. Ils avaient l'impression que la vibration était moins diffuse et plus précise. Cette sensation n'est pas totalement dénuée de sens pour



deux raisons. En comparaison avec le vibreur de 10 mm, l'onde créée par la masse rotative est forcément plus petite au départ. Lors de la diffusion de l'onde, celle-ci va rapidement être absorbée par la peau. A intensité égale, le déplacement de l'onde serait peut-être plus réduit pour le vibreur de 7 mm que celui de 10 mm ce qui donne l'impression d'une vibration plus localisée. La seconde raison serait liée à la mécanique différente des vibreurs. Avec le vibreur cylindrique, la masse excentrique induit un plan de vibrations **perpendiculaire à la surface de la peau**. Étant donnée sa forme allongée de faible diamètre, la surface de contact avec la peau est réduite. Par comparaison, les vibreurs plats ont une surface de contact plus large et la vibration créée se propage de manière **tangentielle à la surface de la peau**. Cela peut être ressenti comme plus confortable et être une des raisons d'un ressenti préférentiel pour le vibreur de 7 mm. Malheureusement nous n'avons pas spécifiquement étudié l'aspect mécanique de chacune des vibrations produites comme nous l'avons fait lors de la précédente expérience.

#### 9.4.2 Influence de l'intensité

Au-delà de la différence retrouvée entre les types de vibreurs, l'analyse statistique nous a révélé que l'intensité de la stimulation était également un facteur influençant la bonne localisation de la stimulation. Plus l'intensité de la stimulation est importante et plus nous avons de chance de correctement localiser la stimulation. Ces résultats font écho à l'expérimentation du **Chapitre 8** où, même au travers des 9 combinaisons de stimulation, un effet important de l'intensité avait été révélé. Une différence de presque 10 % est visible sur la **Figure 2.22 B** entre les résultats obtenus avec l'intensité faible et ceux obtenus avec l'intensité forte. Une vibration trop faible pourrait induire une sensation plus diffuse ne permettant pas une bonne reconnaissance spatiale. L'onde émise ne stimulerait peut-être pas assez de récepteurs cutanés sensibles aux vibrations alors qu'une stimulation d'intensité plus forte activerait l'ensemble des récepteurs cutanés nécessaires à la bonne localisation de la vibration.

#### 9.4.3 Influence de la position des vibreurs

Le troisième facteur est celui lié à la position des vibreurs autour du bras. Le vibreur numéro 1, placé médialement sur le biceps, est le vibreur le plus facilement reconnu avec un score de 84 % de bonnes réponses. Ce score peut être expliqué par le fait que, durant la phase de familiarisation, celui-ci était toujours stimulé en premier. De plus, il était toujours positionné sur la partie médiane du biceps, une partie du bras qui est en permanence présente dans le champ visuel. Cette dernière a l'habitude d'être stimulée en comparaison à la face postérieure du bras. Les bons scores obtenus avec le vibreur 5 (78 %) semblent aller en faveur de la mise en place d'un repère avec deux points opposés qui seraient représentés ici par les vibreurs 1 et 5. Les décalages dans les réponses et les erreurs produites en direction du vibreur 4 placé plus posté-



rieurement pourraient être interprétés à la lumière de deux phénomènes qui sont apparus assez fréquemment lors de l'expérience. Dans le premier phénomène, les sujets avaient tendance à décaler mentalement la position des vibreurs. Ils avaient alors tendance à confondre le 2 avec le 3 et le 3 avec le 4. Étonnamment, pour les vibreurs suivants, la rotation était inversée : le 6 était confondu avec le 5 et le 5 avec le 4. Dans le second phénomène était que les sujets avaient tendance à oublier qu'il y avait 6 vibreurs. Ils identifiaient parfois les vibreurs 5 et 6 comme identiques. Le fait qu'aucun feedback n'était donné pendant la réalisation de l'expérience, obligeait les participants à attendre plusieurs stimulations avant de prendre conscience de leur erreur.

#### 9.4.4 Comparaison avec la littérature

La comparaison de nos résultats avec la littérature confirme que nous sommes dans des scores plutôt satisfaisants. Dans l'expérience de Cipriani *et al.* (2011), les sujets étaient capables de discriminer 3 sites de vibrations différents avec un taux de succès de 93 %. Les vibreurs étaient disposés au niveau de l'avant-bras de manière transversale et espacés de 3 cm chacun. Dans un deuxième temps, les expérimentateurs ont mis en place un test de discrimination de 6 patterns de vibration comprenant plusieurs sites de vibration activés en même temps avec 2 niveaux d'intensités différents. Pour ce test, le taux de discrimination passait à 75 %. Deux différences majeures ressortent entre leur expérience et la nôtre. La première est la durée de la phase d'apprentissage. La seconde est le temps d'activation des vibreurs. Pour chacune des deux expériences menées par les auteurs (i.e. discrimination de 3 sites et de 6 patterns), la phase d'apprentissage consistait en (i) une phase d'apprentissage supervisée avec 48 stimulations à 156 Hz de 2,6 secondes chacune avec un affichage à l'écran du vibreur qui était activé, puis (ii) une phase d'apprentissage par renforcement où les participants avaient les yeux cachés. Ils recevaient le même nombre de stimulations (48) et devaient indiquer à voix haute la position du vibreur où ils avaient senti la stimulation. En guise de feedback, l'expérimentateur leur donnait, pour chaque réponse, la position du vibreur réellement activé. Enfin une dernière session de 42 stimulations était mise en place pour valider l'apprentissage.

La session avec les 6 patterns était réalisée selon les mêmes étapes avec 42 stimulations par phase au lieu de 48. Que ce soit pour les phases d'apprentissage comme de validation, la stimulation était de 2,6 secondes. C'est une durée extrêmement longue comparée à celles que nous avons utilisées. Elles variaient de 500 ms maximum à 100 ms pour la phase de familiarisation et étaient de 100 ms pour la phase de test. On peut se poser la question de la pertinence d'utiliser une telle durée sur des sites aussi spatialement rapprochés surtout quand le but est de coupler ces vibrations à des configurations de prothèses. Toutefois, malgré le fait que ces caractéristiques diffèrent de manière assez importante avec les nôtres nos scores restent proches des leurs avec une acuité de discrimination spatiale autour de 70 %.



De même pour l'étude de D'Alonzo *et al.* (2014), 5 sites de stimulations ont été testés avec une stimulation vibrotactile ou électrotactile au niveau de l'avant-bras disposés selon un axe transversal (circulaire). L'intervalle entre les vibreurs était soit de 2 cm soit de 4 cm. La durée de la stimulation était de 1 seconde avec une fréquence de 120Hz pour les stimuli vibrotactiles et 100Hz pour les stimuli électrotactiles. Les scores obtenus pour la discrimination de chacun des 5 sites variaient de 98 % à 73 %. Deux expérimentations étaient menées à la suite. La première était une tâche de discrimination spatiale (reconnaissance des 5 sites) et la seconde une reconnaissance de pattern (activation d'un ou plusieurs vibreurs). Dans les deux expérimentations, une phase d'apprentissage en 2 temps suivi d'une phase de validation était réalisée de manière identique à l'expérience précédemment présentée (Cipriani *et al.*, 2011). La première phase d'apprentissage était faite avec un feedback visuel, puis une phase d'apprentissage par renforcement sans le feedback visuel mais avec un feedback verbal de la part de l'expérimentateur. Enfin, la phase de validation se faisait sans feedback visuel ni verbal. Pendant la phase d'apprentissage, chaque stimulus était évoqué 12 fois et seulement 7 fois pendant la phase de validation. Ces résultats sont très intéressants et viennent renforcer le fait que la peau est un bon vecteur d'informations. Toutefois, une critique peut encore être émise vis-à-vis de la durée utilisée. Dans l'optique de mise en place d'un feedback en ligne, donnant des informations en temps réel sur l'état de la prothèse, le feedback de 1 seconde introduit un délai bien trop important pour envoyer un enchaînement d'informations. Or, nous savons que les stimulations tactiles sont détectables avec des délais moindres (Novich et Eagleman, 2015). De plus, une stimulation trop longue peut devenir contre-productive (Kaaresoja et Linjama, 2005). C'est la raison pour laquelle nous nous sommes astreints à des durées de stimulation très brèves.

#### 9.4.5 Limites du travail

Deux limites vis-à-vis du protocole et des scores obtenus ressortent de ce travail. La première se trouve dans le fait qu'aucun feedback n'était donné lors de la phase de test qui arrivait tout de suite après la familiarisation. Nous avons vu dans les exemples précédemment cités que des phases d'apprentissage plus longues étaient mise en place afin de s'assurer que les sujets intégraient et interprétaient bien les différents stimuli (Cipriani *et al.*, 2011; D'Alonzo *et al.*, 2014). Grâce à ces phases d'apprentissage, les scores obtenus sont supérieurs aux nôtres. Cependant, le fait de ne pas mettre en place de feedback a été un choix volontaire de notre part. Nous ne souhaitons pas favoriser l'apprentissage au cours du temps mais avoir un retour direct des capacités de discriminations en prenant en compte le caractère naïf des participants. La mise en place d'un feedback à chaque essai ne nous aurait certainement pas permis de mettre en avant les effets présentés car les sujets se seraient améliorés au cours du temps. Or, le fait qu'aucun effet par rapport aux blocs n'ait été trouvé, confirme bien que les bonnes réponses ne sont pas dues à un phénomène d'apprentissage mais plutôt au caractère intuitif d'un tel dispositif.



La seconde limite réside dans le caractère passif de notre expérience. Choi et Kuchenbecker (2012) l'illustre très bien en expliquant les différences entre « toucher » et « être touché ». Dans le fait d'être touché (*caractère passif*), le stimulus tactile est transmis à la personne sans que celui-ci ne soit impliqué dans une tâche motrice particulière. Le stimulus ne dépend pas de la personne. Le fait de toucher (*caractère actif*) se réfère à des situations où le stimulus tactile est produit en réponse à une action du sujet. De plus, nous savons que l'implication dans la tâche augmente les performances perceptives (Lederman et Jones, 2011). Sans réel contrôle sur la production de la vibration ou encore de son déplacement, il est plus difficile pour le sujet de s'approprier l'outil et d'en intégrer les fonctions. La possibilité pour le sujet de faire varier ce stimulus leur permettrait de mieux s'approprier l'outil et de se créer leurs propres repères. De plus, nous savons que les informations tactiles sur nos actions nous permettent de réagir rapidement et de corriger les gestes (Pruszynski *et al.*, 2016). C'est donc bien vers ce genre de système que nous souhaitons tendre, avec la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle où l'utilisateur serait le maître des actions de la prothèse et recevrait en retour des informations sur l'état du système.



# EXPÉRIMENTATION DE SUBSTITUTION SENSORIELLE COUPLÉE À UN CONTRÔLE MYOÉLECTRIQUE DANS UNE TÂCHE D'ATTEINTE DE CIBLES

---

## 10.1 Introduction

Dans le **Chapitre 8**, nous avons comparé différentes dispositions de vibreurs sur le bras de sujets non amputés. Nous avons exploré les capacités de discrimination vibrotactiles pour 9 combinaisons de vibrations incluant différentes intensités et durées de stimulation. Les résultats nous ont permis de mettre en avant que la disposition circulaire proportionnelle était celle qui permettait d'obtenir le meilleur score de discrimination. Nous avons également vu que des stimulations de durées brèves (i.e. de l'ordre de 100 ms) permettaient de maintenir un bon score de discrimination spatiale (environ 60 %). Nous avons ensuite testé ces caractéristiques sur un échantillon de personnes amputées dans une tâche de discrimination spatiale des vibrations. Les bons scores obtenus nous ont encouragés à poursuivre vers la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle. A la suite de cela (**Chapitre 9**), nous avons testé différents types de vibreurs de petites tailles susceptibles d'être intégrés dans le manchon d'une prothèse. Trois types de vibreurs ont été comparés dans une tâche de discrimination spatiale de la vibration. L'ensemble des scores obtenus était très bon (environ 70 % de bonnes réponses) pour les 3 types de vibreurs. Le modèle de vibreur plat de 7 mm de diamètre a obtenu les meilleurs résultats. C'est donc avec celui-ci que nous avons poursuivi notre démarche de développement du dispositif en les intégrant à un bracelet élastique avec des socles imprimés en 3D. La phase suivante qui est l'objet de ce **Chapitre 10** décrit l'expérimentation réalisée dans laquelle le signal vibrotactile est couplé à une tâche motrice où les participants contrôlent, en temps réel, le bras d'un avatar virtuel.

La plupart des travaux de la littérature présente des dispositifs de substitution sensorielle, électro-tactile ou vibro-tactile, testés avec des sujets valides (Wheeler *et al.*, 2010; Stephens-Fripp *et al.*, 2018; Stepp *et al.*, 2012; Thomas *et al.*, 2019; De Nunzio *et al.*, 2017). Dans les



rare cas où ces dispositifs sont testés avec des patients (Witteveen *et al.*, 2013; Raveh *et al.*, 2018a; Štrbac *et al.*, 2017) les sujets ne réalisent pas une tâche fonctionnelle associée à leur activité musculaire. Seule l'expérience de Raveh *et al.* (2018a) demande aux sujets de réaliser un test de box and bloc. Dans les autres cas, soit aucune activité musculaire est demandée (Witteveen *et al.*, 2014), soit elle l'est, mais elle n'est pas liée à une tâche fonctionnelle (i.e. juste pour juger du niveau de contraction) (Štrbac *et al.*, 2017). Or, Choi et Kuchenbecker (2012) mettent l'accent sur le caractère actif et l'implication des participants dans la tâche. Ils montrent que la réponse sensorielle à l'action, comme la vibration en réponse au touché sur un écran, implique des réponses perceptives supérieures par rapport à la stimulation passive.

Depuis Childress (1980) nous savons que la restitution de la sensorialité perdue est un des points essentiels dans la réhabilitation du patient amputé. Plus récemment, Pylatiuk *et al.* (2007) ont montré que l'introduction d'un feedback tactile est une des priorités demandées par les patients amputés. Les évidences sur les bénéfices que pourraient apporter la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle sont de plus en plus nombreuses et touchent diverses fonctions comme l'amélioration de la saisie d'objet (Witteveen *et al.*, 2012b; Saunders et Vijayakumar, 2011; Clemente *et al.*, 2015) ou encore pour la discrimination d'objets (Schiefer *et al.*, 2015; Raspopovic *et al.*, 2014). A chaque fois, l'ajout du message sensoriel permet d'améliorer les compétences des participants. Cependant, très peu d'études se sont intéressées à une information redonnée pour l'articulation du coude (Mann et Reimers, 1970). Nous nous sommes posé la question de savoir si une information donnée à ce niveau pourrait améliorer certains paramètres du contrôle moteur.

Pour l'expérience présentée dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à la mise en place d'un feedback vibrotactile codant l'orientation du coude dans l'espace. Cette articulation est souvent délaissée chez les patients amputés au niveau trans-huméral du fait que la priorité soit dévolue aux fonctions de la main. Cependant c'est un élément essentiel de la chaîne du membre supérieur. Il permet notamment de contrôler la position de la main dans l'espace comme par exemple de gérer la distance entre la main et l'objet à atteindre. C'est une articulation qui est souvent située hors du champ visuel et où la proprioception est fortement sollicitée. Pour ces raisons, nous avons trouvé intéressant de se focaliser sur cette partie du membre supérieur. Pour cela, nous avons modélisé un avatar en 3D en position assise (comme les participants) mais avec une vue à la 3<sup>e</sup> personne où le mannequin est de profil. Seul le bras droit ou gauche de l'avatar pouvait se mouvoir en fonction de l'activité musculaire du biceps et du triceps des participants. Afin d'impliquer le plus possible les participants dans la tâche à réaliser et de se rapprocher d'un mouvement fonctionnel, nous avons mis en place des exercices d'atteintes de cibles. Les cibles étaient espacées de 20° chacune et correspondaient à un vibreur différent. Ainsi, lors d'un mouvement de flexion du bras engendré par la contraction du biceps, les sujets sentaient un déplacement de la vibration du vibreur 1 vers le vibreur 6 et inversement



pour le mouvement d'extension lorsqu'ils sollicitaient le triceps.

L'objectif de cette expérience était donc de tester et d'évaluer la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle pour la proprioception du coude dans une tâche impliquant le contrôle d'un avatar virtuel par une commande myoélectrique chez les sujets sains et amputés au niveau trans-huméral. Le dispositif de substitution sensorielle était constitué de 6 vibreurs disposés autour du bras ou du moignon des participants. Chaque vibreur codait un angle de 20° de discrimination entre 20 et 120°. Les capacités de contrôle des participants étaient évaluées à travers la mise en place d'exercices d'atteintes de cibles sous différentes conditions de feedback. Dans un premier temps, les participants ont réalisé des mouvements qualifiés de *simple* qui consistaient en un mouvement de flexion ou d'extension entre deux cibles. Dans la seconde partie de l'expérimentation, les participants ont réalisé des mouvements plus *complexes*. Il s'agissait de réaliser des mouvements d'allers-retours entre deux cibles et de stabiliser le bras virtuel, pendant une courte période, sur chaque cible. Les phases de test comprenaient des essais avec quatre types de feedback que sont la vision seule (VIS), la vision et la vibration (VIS +VIB), la vibration seule (VIB) et l'absence de feedback visuel et vibratoire (SANS). Afin d'évaluer les capacités de contrôle avec le feedback vibrotactile et comparer les différentes conditions entre elles, nous avons évalué la précision du geste qui correspondait à la distance entre la cible et la position de la main de l'avatar lors des 500 dernière ms pour les mouvements simples et pour chaque période de stabilisation pour les mouvements complexes.

Avec ces expériences, deux hypothèses étaient envisageables. La première était que l'ajout du feedback vibrotactile améliorerait les performances des sujets selon le principe de l'intégration Bayésienne qui utilise toute l'information sensorielle disponible de manière optimale avec une notion de pondération de chacune des sources (cf. **Introduction Générale**) (Sabes, 2011). La seconde était que l'ajout du feedback vibrotactile pourrait perturber les participants du fait que ce soit une information nouvelle et non naturelle. Le processus d'intégration pourrait demander un certain temps avant d'être acquis et intégré. Avec cette expérience nous avons pu explorer les effets de l'introduction du feedback vibrotactile sur le contrôle myoélectrique, le ressenti des participants et la charge de travail concernant la réalisation de la tâche.

## 10.2 Méthodes

### 10.2.1 Participants

Les participants ont été recrutés sur 3 sites différents. Les sujets non amputés habitaient tous la région bordelaise. Ils ont effectué l'ensemble des tests au sein du laboratoire de l'INICIA à Bordeaux. Les sujets amputés (patients) étaient inclus suite à un entretien médical sur 2 sites parisiens, l'Hôpital d'Instruction des Armées (HIA) de Percy et l'institut Robert Merle d'Aubigné de Valenton. Sur chacun des deux sites, un médecin chef était responsable du recrutement



et de l'inclusion des patients.

### **Critères de non inclusion**

Afin que nous puissions réaliser l'expérience dans les meilleures conditions, les participants n'étaient pas inclus si ils répondaient positivement à un ou plusieurs des critères suivants :

- Expérience réalisée en présence d'un signal vibrotactile,
- Mauvaise proprioception (score < 40 au KVIQ visuel et kinésithésique ou présence de cotation à 1),
- Pathologie neurologique,
- Pathologie musculaire,
- Épilepsie,
- Problème de peau majeur.

D'autre part, ne pouvaient pas être incluses de la recherche : les femmes enceintes, les mineurs, les détenus, les personnes majeure avec une protection légale, les personnes majeure incapables de comprendre les consignes, les personnes avec une pathologie psychiatrique ou sous contraintes, les personnes qui ne sont pas en état de donner leur consentement et les personnes sous sauvegarde de justice.

### **Critères d'inclusion**

Concernant les sujets sains, les expériences ont été réalisées en laboratoire sur des personnes adultes, en bonne santé et sans atteinte physique ou neurologique. La tâche étudiée se limitant à contracter le biceps et le triceps pour contrôler un bras virtuel aucun examen clinique spécifique préalable à la réalisation des expériences n'était nécessaire. Pour l'ensemble des participants, les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Sujet majeur
- Aucune expérience précédente avec un dispositif vibrotactile,
- Bonne capacité d'imagerie motrice (score supérieur à 20 évalué par le KVIQ),
- Proprioception intacte (test de position, test de reconnaissance d'objet)

Pour les patients, en plus des critères précédents, le moignon devait être cicatrisé et appareillé avec une prothèse depuis au moins 1 mois. Un examen clinique était réalisé par le médecin de l'établissement afin de déterminer si la condition du patient était suffisante pour participer à la recherche. Cette visite intégrait l'explication du déroulement de l'expérimentation, le recueil de son consentement (tacite à ce moment-là), un interrogatoire sur l'histoire liée à l'amputation, d'éventuelles problématiques présentes au moignon, une évaluation de la douleur, ainsi qu'une recherche d'anomalie pouvant empêcher la participation à la recherche (hypersensibilité douloureuse, infection etc.)



Avant de démarrer une séance expérimentale, le déroulement de l'expérience était expliqué en détail au participant/patient et un temps lui était accordé pour lire la notice d'information, le résumé de l'expérience et le recueil de consentement. Rien n'était engagé avant que chaque participant ait signé le consentement. Il était bien notifié qu'à tout moment, les participants avaient le droit de demander l'arrêt de l'expérimentation. L'ensemble du protocole de l'expérimentation a été évalué par un comité d'Éthique tiré au sort au niveau national, qui a donné son accord pour le déroulement du projet. Le numéro d'enregistrement reçu est : **IDRCB 2017-A03609-44**.

### **Caractéristiques anthropomorphiques des participants**

Au total, 16 sujets sains dont 6 femmes avec un âge médian de 26 ans (**Tableau 2.9**) et 8 patients hommes avec un âge médian de 60 ans ont participé à l'étude (**Tableau 2.10**). Depuis l'amputation, les périodes allaient de 1 an à plus de 40 ans. Concernant le type de prothèse portée par les sujets, la plupart des patients utilisaient des prothèses moyélectriques notamment au niveau de la main. Le coude pouvait être soit myoélectrique soit mécanique. Un patient n'utilisait plus de prothèse car il venait de passer un épisode douloureux qui l'empêchait de s'équiper et un autre patient possédait une prothèse esthétique car cela lui suffisait pour réaliser l'ensemble des gestes de la vie quotidienne dont il avait besoin. Lorsque les participants étaient droitiers, c'est le bras droit de l'avatar qu'ils contrôlaient et lorsqu'ils étaient gauchers, le bras gauche. Pour les patients amputés, lorsque le bras droit était amputé, c'est le bras droit de l'avatar qui était contrôlé et le gauche lorsque le bras gauche était amputé.



**Tableau 2.9** : données anthropomorphiques des participants (non-amputés)

Sujet	Sexe	Latéralité	Age (années)	Circonférence du bras (cm)
1	H	D	29	32
2	F	D	25	25
3	F	D	26	27
4	H	D	26	30
5	H	G	30	25
6	F	D	26	27
7	H	G	27	31,5
8	F	D	25	25
9	H	D	28	27
10	F	D	26	25
11	H	G	29	27
12	H	D	27	30
13	H	D	22	28
14	H	D	23	28,5
15	F	G	27	23,5
16	H	G	23	26

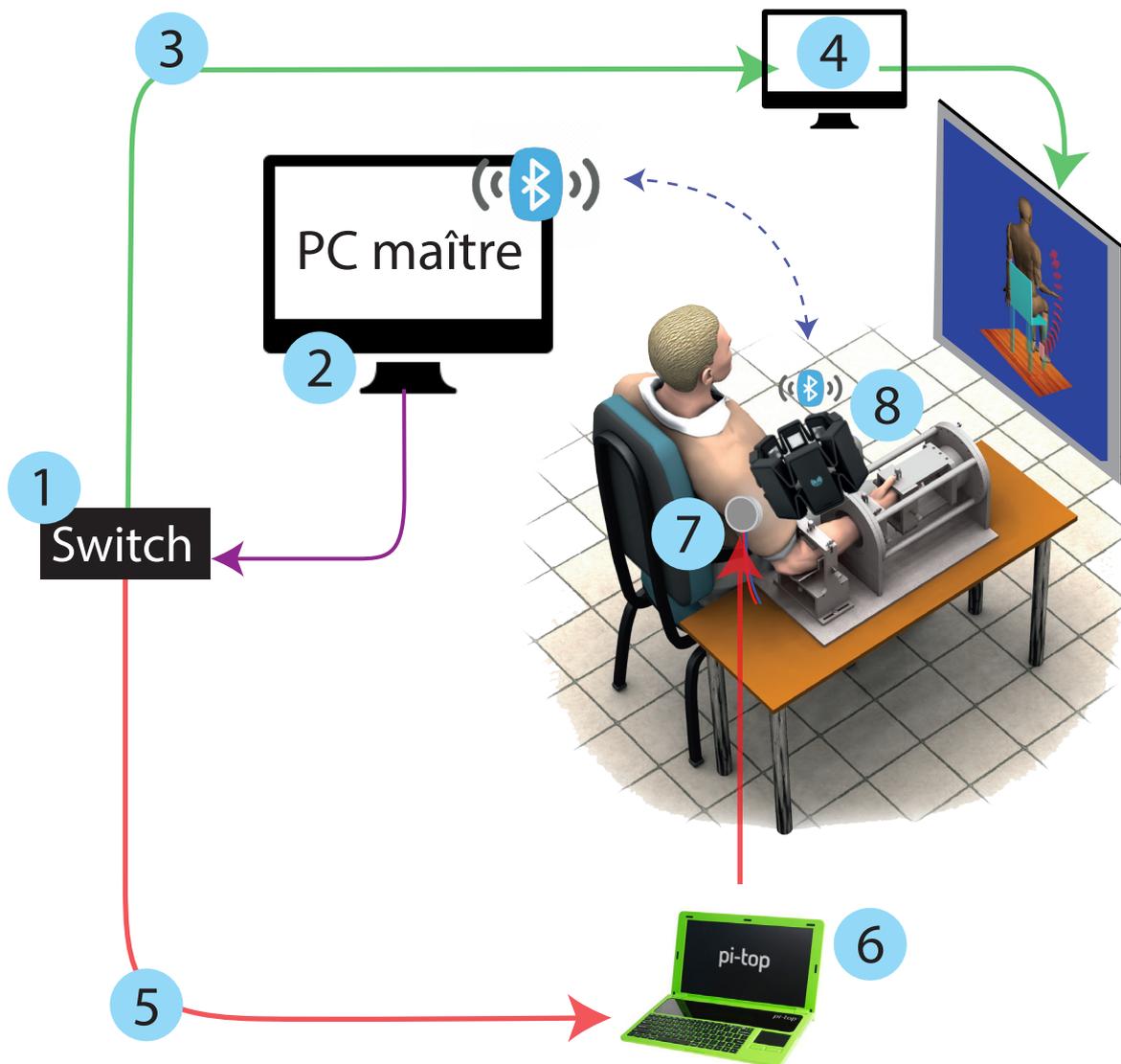
Certains patients n'ont malheureusement pas pu réaliser l'ensemble des exercices pour des raisons de fatigue ou des problèmes techniques survenant lors de l'expérimentation. Pour plus de transparence, le nombre de sujets inclus dans le traitement des données est précisé dans chaque partie de l'expérimentation.

**Tableau 2.10** : données anthropomorphiques des patients (amputés)

Sujet	Sexe	Latéralité avant l'amputation	Latéralité de l'amputation	Age (années)	Circonférence du moignon (cm)	longueur du moignon (cm)	Type de prothèse	Temps depuis l'accident (années)
1P	H	D	D	60	23	25	rien (douleur)	1
2P	H	G	G	57	24	21	myo	41
3P	H	D	D	35	19	26	myo	9
4P	H	D	D	76	24,5	17	myo	2
5P	H	D	D	48	30	20	esthétique	3
6P	H	D	G	76	27	21	myo	2
7P	H	G	G	65	25	22	myo	21

## 10.2.2 Matériel

Afin de faire fonctionner l'ensemble de l'expérience, 3 ordinateurs étaient connectés entre eux avec, pour chacun, un rôle bien précis (**Figure 2.24**). L'ordinateur principal, le *PC maître*



**Figure 2.24 :** Présentation du set-up expérimental incluant les différents éléments. **1** Représente le *switch* permettant de relier les 3 ordinateurs entre eux afin qu'ils puissent communiquer. **2** Représente la commande du *PC maître* qui envoie les instructions liées au protocole ainsi que le calcul en temps réel de la position de l'avatar. **3** Représente les informations de mouvement pour mobiliser l'avatar. **4** Représente le *PC* sur lequel est ouvert Animatlab afin de permettre la visualisation du mouvement de l'avatar. **5** Représente la commande envoyée du *PC maître* au *pi-top* calculant la position en fonction de l'activité musculaire des sujets. Cette information est retranscrite en numéro de vibreur à activer. **6** Représente le *pi-top* sur lequel les vibreurs sont branchés. Cela permet de lancer les commandes d'activation des vibreurs en fonction de l'information reçue provenant du *PC maître*. **7** Représente le bandeau de 6 vibreurs placés sur le bras du sujet. **8** Représente le *MyoArm band* qui est utilisé pour récupérer les activités musculaires des sujets et les transmettre par technologie bluetooth au *PC maître*.

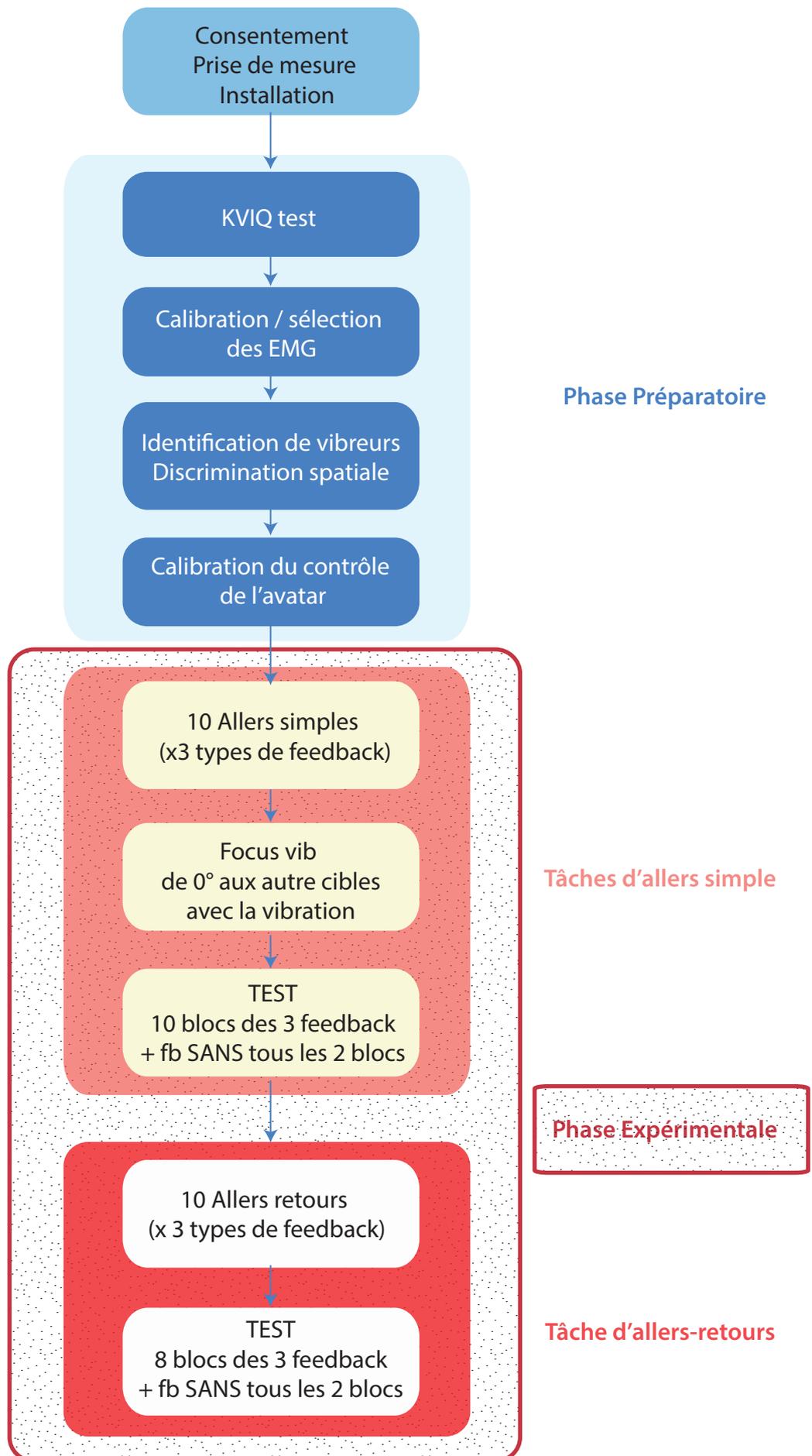
était le support des programmes du protocole pour le déroulement des différents exercices. Il avait également pour rôles de (i) réceptionner les activités musculaires envoyées depuis le *MyoArm Band* par Bluetooth, de (ii) les traiter, (iii) d'envoyer la commande de mouvement traduite en une vitesse (issue de ce traitement) pour que le coude de l'avatar virtuel bouge et (iv) d'envoyer la position instantanée calculée depuis les EMG au PC qui se chargeait de l'activation des vibreurs. Les échanges entre le PC maître et les deux autres ordinateurs se faisaient à l'aide d'un switch paramétré pour interagir en réseau local. Les activités musculaires étaient récupérées par un *MyoArm Band* de la société Thalmic Lab. C'est un bracelet comprenant 8 électrodes de surface initialement conçu pour fonctionner à l'aide d'un algorithme de patron d'activités musculaires au niveau de l'avant-bras. Nous l'avons utilisé pour récupérer les activités du biceps et du triceps au niveau du bras des participants.

Le second PC était dédié à l'interface visuelle. Il était placé en face du participant. Le logiciel Animatlab était utilisé sur cette machine pour visualiser en temps réel le mouvement de l'avatar. De plus, pendant les exercices, toutes les consignes étaient affichées sur cet ordinateur. Les participants n'avaient qu'à se focaliser sur l'écran et suivre les différentes instructions.

Enfin, le troisième ordinateur (pi-top) avait pour rôle de gérer l'activation des vibreurs. Il recevait les instructions du PC maître lui indiquant la position calculée depuis les activités EMG. Un programme de lecture faisait la correspondance entre la position et l'activation du vibreur correspondant. Cet ordinateur était constitué d'un Raspberry Pi3 auquel était branché le bracelet de 6 vibreurs de 7mm de diamètre et de 2mm d'épaisseur utilisés dans la précédente expérimentation (**Chapitre 9**).

### **Mécanisme d'activation des vibreurs**

Le programme qui traitait les informations de position provenant du PC maître pour les retranscrire en activation de vibreur avait un fonctionnement assez simple. Chaque vibreur était activé pour un angle particulier : 20, 40, 60, 80, 100 et 120°, avec une marge d'activation de  $\pm 4^\circ$  autour de ces angles. Par exemple, pour la cible à 40° le vibreur était actif entre 36 et 44°. Le programme permettant d'activer les vibreurs assurait donc la correspondance entre l'angle et l'activation d'un vibreur correspondant. La position envoyée par le PC maître était lue et mise à jour toutes les 40 ms. Dès que la donnée de position entrait dans une zone d'activation, l'état du vibreur changeait pour s'activer. Le patron d'activation de la vibration était de 100 ms d'activation et 100 ms d'inactivation. Tant que le bras restait dans l'intervalle d'activation ( $\pm 4^\circ$ ) les pulses de stimulations continuaient. Si le participant restait plus de 2 secondes, le patron d'activation passait à 100 ms d'activation et 500 ms d'inactivation. A partir du moment où les participants sortaient de la zone d'activation, l'état du vibreur changeait pour s'inactiver. De cette manière il n'y avait jamais deux vibreurs activés en même temps. Le délai d'activation des vibreurs étant suffisamment court pour que les participants puissent effectuer des mouvements



**Figure 2.25 :** Déroulement de l'ensemble de l'expérimentation de substitution sensorielle.

relativement rapides sans perdre le contenu de l'information vibrotactile et sentir l'activation de chaque vibreur. Bien évidemment lorsque les participants forçaient au niveau de l'activité musculaire, la vitesse de rotation étant proportionnelle à l'intensité du signal EMG, le coude pouvait monter très rapidement. La conséquence était qu'un vibreur pouvait être passé sans avoir le temps d'être activé car le déplacement effectué était trop important pour un pas de temps très court.

L'utilisation des 6 vibreurs nous permettait ainsi d'explorer une amplitude allant de 0 à 120° avec des points de repères tous les 20°. L'avatar ayant le coude bloqué en position 0 comme chez l'homme, nous avons choisi de ne pas donner d'information vibrotactile pour cet angle. L'angle de flexion maximum était en butée pour une valeur de 150°. La sensation de mouvement de flexion et d'extension du coude était retranscrit par déplacement de la vibration d'un vibreur à l'autre autour du bras.

### Traitement des EMG et calcul de la position de l'avatar

Le *MyoArm Band* est l'outil que nous avons utilisé pour récupérer les activités électriques du biceps et du triceps. Une interface graphique affichant les activités des 8 électrodes a été développée par l'ingénieur du laboratoire. L'activité brute ainsi que le tracé du signal filtré étaient visibles. Le filtre utilisé pour calculer l'enveloppe du signal était un filtre Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 1,5Hz. Un avantage non négligeable avec le *MyoArm Band* est qu'il ne nécessite aucune recherche de point moteur particulier. Après la mise en place du bracelet, les participants devaient réaliser des contraction isométrique en flexion ou extension pour les sujets sains et des muscles résiduels pour les amputés. Nous sélectionnions ensuite les électrodes dont l'activité musculaire était assez importante et surtout bien dissociée. La fréquence d'acquisition du *MyoArm Band* est de 200Hz.

L'amplitude de l'enveloppe du signal EMG était ensuite directement transformée pour coder la vitesse de rotation des moteurs mobilisant l'avatar dans Animatlab. Plus l'amplitude des EMG était importante et plus le coude tournait rapidement.

### 10.2.3 Caractéristiques générales de l'expérimentation / Procédure

Le déroulement de chaque expérience avec un sujet ou un patient est décrit dans la **Figure 2.25**. Une fois le consentement des participants recueilli, l'expérimentateur évaluait les capacités d'imagerie mentale à l'aide du test KVIQ (Malouin *et al.*, 2007). Ce questionnaire évalue les capacités d'imagerie à travers la réalisation de différents mouvements du corps allant de la tête jusqu'aux pieds (**Tableau 2.11**). Tous les segments sont évalués à travers 26 questions. Le test initial décrit par Malouin *et al.* (2007) évalue uniquement le membre supérieur dominant. Dans notre cas, nous avons doublé les items concernant le membre supérieur. Ainsi, pour les sujets sains, nous avons évalué le membre dominant et le membre non dominant. Pour les

**Tableau 2.11** : Descriptif sur KVIQ test réalisé avec l'ensemble des participants

## KVIQ TEST

**Nom\_Prénom****latéralité****Date****Circonférence bras**

Numéro	Mouvement	Cotation - Visuel				
		1	2	3	4	5
1	Flexion/extension de la tête	1	2	3	4	5
2	Haussement des épaules	1	2	3	4	5
3	Élévation du bras à la verticale (non amputé)	1	2	3	4	5
4	Flexion du coude (non amputé)	1	2	3	4	5
5	Opposition pouce-doigts (non amputé)	1	2	3	4	5
6	Élévation du bras à la verticale (amputé)	1	2	3	4	5
7	Flexion du coude (amputé)	1	2	3	4	5
8	Opposition pouce-doigts (amputé)	1	2	3	4	5
9	Flexion antérieure du tronc	1	2	3	4	5
10	Extension du genou (non dominant)	1	2	3	4	5
11	Abduction de la jambe (dominant)	1	2	3	4	5
12	Taper du pied (non dominant)	1	2	3	4	5
13	Rotation externe du pied (dominant)	1	2	3	4	5
Numéro	Mouvement	Cotation - Kinesthésique				
1	Flexion/extension de la tête	1	2	3	4	5
2	Haussement des épaules	1	2	3	4	5
3	Élévation du bras à la verticale (non amputé)	1	2	3	4	5
4	Flexion du coude (non amputé)	1	2	3	4	5
5	Opposition pouce-doigts (non amputé)	1	2	3	4	5
6	Élévation du bras à la verticale (amputé)	1	2	3	4	5
7	Flexion du coude (amputé)	1	2	3	4	5
8	Opposition pouce-doigts (amputé)	1	2	3	4	5
9	Flexion antérieure du tronc	1	2	3	4	5
10	Extension du genou (non dominant)	1	2	3	4	5
11	Abduction de la jambe (dominant)	1	2	3	4	5
12	Taper du pied (non dominant)	1	2	3	4	5
13	Rotation externe du pied (dominant)	1	2	3	4	5

patients, nous avons évalué le membre amputé et le membre non amputé. Pour chaque item, l'évaluation d'un mouvement se passe en trois étapes. Premièrement, le mouvement est réalisé par l'expérimentateur. Deuxièmement, il est réalisé par le sujet et troisièmement, il est réalisé mentalement. Pour les items concernant un mouvement à effectuer avec la partie amputée du membre, nous demandions aux sujets de mobiliser leur membre fantôme puis dans un deuxième temps de simplement l'imaginer. Même si aucun mouvement n'est visible, il est important de dissocier des deux aspects de travail avec le membre fantôme. En effet, lors de la mobilisation du membre fantôme, des activités musculaires sont détectables (De Graaf *et al.*, 2016) ce qui est différent de l'imagerie motrice où aucune activité musculaire n'est détectable.

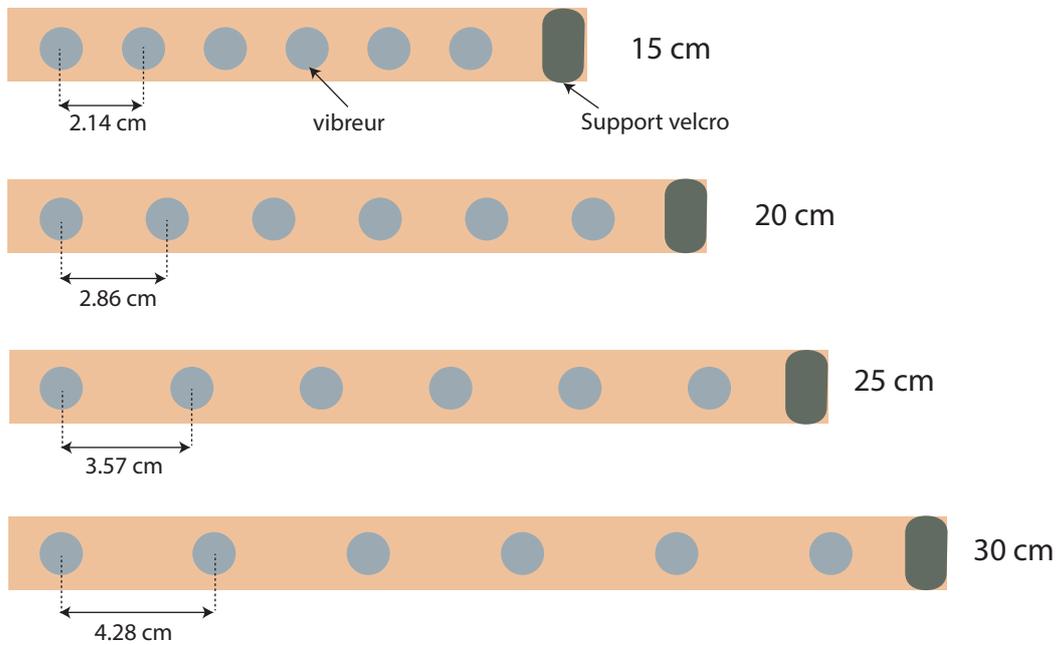
Ce questionnaire comprend une évaluation portant sur la visualisation mentale du geste (échelle visuelle) et une autre sur la perception des sensations mentales (échelle kinesthésique). Tous les items sont évalués selon une échelle de Likert en 5 points :

1. aucune image ou sensation
2. image floue / sensation légère
3. image modérément claire / sensation modérée
4. image claire / sensation intense
5. image aussi clair que si je la voyais / sensation aussi intense que lors que l'exécution du mouvement

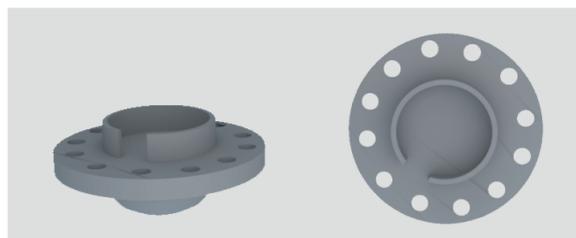
Le test doit être réalisé en position assise où l'évaluateur et l'évalué se font face. La cotation est présentée verbalement au participant et au besoin elle lui est montrée. Le sujet doit imaginer le mouvement suivant une perspective égo-centrée. Au total, la note maximale par catégorie (visuelle ou kinesthésique) était de 65 (13 items cotés à 5). La cotation maximale est donc de 130. Lorsque plusieurs items étaient cotés à 1 (absence d'image ou de sensation), nous avons considéré que cette cotation rendait compte de capacité d'imagerie trop juste pour continuer l'expérience dans le sens où les sujets devaient se projeter et se représenter le mouvement du bras de l'avatar pour les conditions sans vision. Cette situation ne s'est heureusement jamais retrouvée ni avec les sujets sains, ni avec les patients.

### **Mise en place des vibreurs**

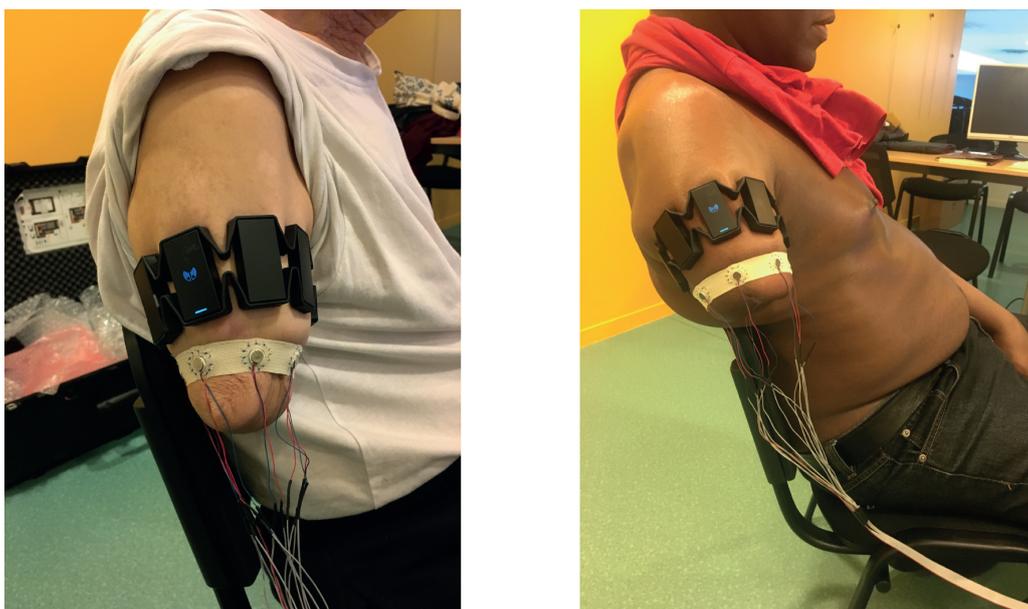
Une fois le test du KVIQ effectué, la prise de mesure au niveau du bras ou du moignon était effectuée. Pour les sujets non-amputés, seule la circonférence au niveau du bras était mesurée à l'aide d'un mètre ruban. Pour les sujets amputés, la circonférence ainsi que la longueur du moignon étaient mesurées. En fonction des dimensions recueillies, nous choisissons le bracelet élastique correspondant illustré dans la **Figure 2.26**. Quatre tailles de bracelets ont été réalisées afin de convenir aux différentes morphologies. Un premier de 15 cm, puis un de 20, un de 25 et un de 30 cm. Les bracelets réalisés sont constitués d'une partie élastique sur laquelle des trous permettent d'accueillir le socle imprimé en 3D maintenant le vibreur (**Figure 2.27**).



**Figure 2.26** : Dimensions des 4 bracelets élastiques réalisés pour l'expérimentation de substitution sensorielle.



**Figure 2.27** : Socle imprimé en 3D pour recevoir les vibreurs et être attaché au bracelet élastique.



**Figure 2.28** : Exemple de mise en place des vibreurs chez les sujets présentant une amputation du membre supérieur au niveau huméral.

La partie bombée de la pièce permet de créer une zone de contact plus focalisée sur la peau. La vibration produite se répartit à travers la structure et diffuse sur la peau. La pièce 3D est fermement attachée à l'élastique à l'aide de fil et de points chirurgicaux. A chaque bout du bracelet nous avons installé un velcro qui permet une attache rapide. Du fait des propriétés élastiques du bracelet, lorsqu'une tension est appliquée à celui-ci, l'écart entre chaque paire vibreurs augmente de manière similaire. Cela nous permet de préserver les bonnes dimensions et de s'adapter à chaque morphologie (**Figure 2.28**). L'installation des bracelets respecte la disposition des vibreurs utilisée dans la seconde expérience de discrimination spatiale pour laquelle la distance entre les vibreurs 1 et 6 était doublée par rapport aux autres écarts inter-vibreurs (**Chapitre 9**).

### Calibration des EMG

Après avoir installé le participant, les EMG et les vibreurs, nous démarrions l'étape de calibration des EMG (étape 3 sur la **Figure 2.25**). Lors de cette phase, les sujets non-amputés avaient le bras immobilisé dans un dispositif (**Figure 2.24**) alors que les sujets amputés avaient le moignon libre. L'immobilisation du bras permettait de reproduire la situation musculaire des amputés, à savoir une contraction isométrique du biceps et du triceps.

Pour la calibration, nous demandions aux participants de réaliser alternativement des contractions du biceps et du triceps afin d'évaluer leur capacité de dissociation musculaire. Cela nous permettait d'identifier les électrodes sur lesquelles le signal était le plus clair. Lorsque les tracés étaient clairs et bien dissociés, nous demandions une contraction quasi-maximale pendant 2 secondes du biceps, puis un relâchement et une contraction de 2 secondes du triceps. Si les tracés présentaient des phases de co-contraction, nous prenions le temps d'expliquer le fonctionnement des EMG aux participants. En se concentrant sur le feedback visuel des EMG, les sujets arrivaient à dissocier leurs contractions musculaires. Une fois les activités du biceps et du triceps recueillies, nous sélectionnions les deux électrodes nécessaires pour la suite de l'expérimentation. Ces électrodes devaient récupérer un signal assez fort et avoir très peu de co-activité. En effet, plus la dissociation musculaire était nette et plus le contrôle de l'avatar serait facilité. Une fois les électrodes sélectionnées, nous déterminions le minimum et le maximum sur chacune des voies des électrodes.

Le signal était ensuite normalisé. Un seuil d'activité musculaire était défini (souvent entre 5 % et 7,5 % de l'activité normalisée) en deçà duquel aucun mouvement ne serait engendré. Cela permettait d'éviter des mouvements inappropriés de l'avatar générés par le bruit inhérent aux EMG et/ou aux activités résiduelles consécutives des contractions persistantes liées à des difficultés de relâchement. Ce seuil était réglable en cours d'expérience. Cela nous donnait une certaine marge de manœuvre pour ajuster le seuil en fonction de la condition des participants. Enfin, un gain était mis en place entre l'activité musculaire et la vitesse de rotation du coude. Cela permettait un réglage fin du contrôle de l'avatar, surtout lorsque les activités musculaires étaient très inégales. Un avatar avec le bras droit ou le bras gauche était disponible en fonction



de la latéralité de l'amputation des patients.

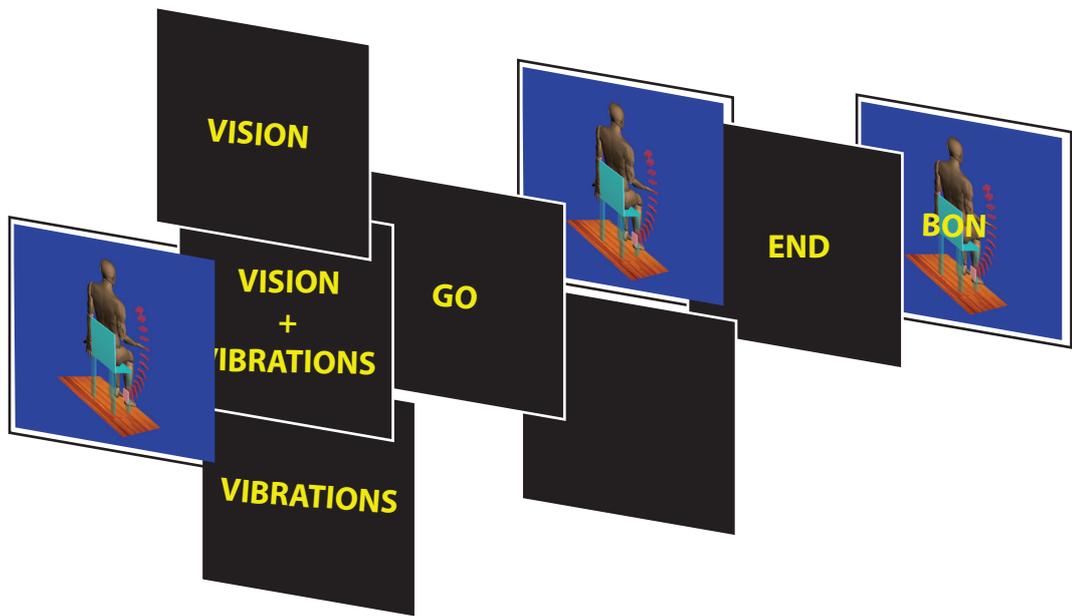
### **Test de discrimination pour s'assurer du fonctionnement des vibrations**

La phase suivante consistait à vérifier le bon fonctionnement des vibreurs et tester les capacités de discrimination spatiale (étape 4 sur la **Figure 2.25**). Les vibreurs étaient testés un à un afin de vérifier leur bon fonctionnement à une intensité de 150 mA. La durée de la stimulation était alors gérée par l'expérimentateur. Cette phase permettait le réglage de l'intensité de la vibration d'un vibreur à l'autre. Si une des vibrations était moins bien perçue, nous pouvions augmenter légèrement l'intensité (jusqu'à 167 mA) afin de déterminer un niveau d'activité où la perception devait être ressentie comme identique pour les 6 vibreurs. Après validation du fonctionnement des 6 vibreurs, nous démarrions le test de discrimination spatiale. Ce dernier consistait en 2 blocs de 24 stimulations évoquant les 6 localisations 4 fois chacune dans un ordre aléatoire. L'objectif de cette phase était d'avoir un score supérieur à 75 % de bonnes réponses (soit 6 erreurs). Lorsque ce score était franchi dès le premier test, nous réalisions quand même un second bloc. Lorsqu'au bout des deux blocs le seuil n'était toujours pas franchi, nous reprenions l'activation de vibreurs un à un pour de s'assurer qu'ils étaient bien tous perçus et refaire une identification de chaque localisation. Ensuite nous reprenions la phase de discrimination. A la suite de cette phase, même si le seuil de discrimination n'était pas atteint, nous passions à l'étape suivante.

### **Calibration des EMG et réglage de la vitesse angulaire**

A la suite du test de discrimination spatiale, c'est le contrôle de l'avatar virtuel qui était ajusté (étape 5 sur la **Figure 2.25**). A cette étape, lorsque les participants contractaient leurs muscles, le bras de l'avatar virtuel bougeait sur la base des EMG et les vibreurs s'activaient par pallier de 20° d'angle. Lors de cette phase, l'expérimentateur s'occupait de régler le gain entre l'activité musculaire et la vitesse de rotation de l'avatar. L'objectif était de permettre un contrôle en vitesse le plus naturel possible, c'est-à-dire à la fois rapide dans l'exécution du mouvement mais aussi précis pour permettre l'arrêt sur une cible sans oscillation. Les informations sur le principe du contrôle en vitesse et du travail sur le relâchement musculaire étaient réalisés à ce stade. Il était expliqué aux participants que l'intensité de la contraction musculaire faisait bouger l'avatar plus ou moins vite et que l'avatar s'immobilisait lorsqu'ils n'y avait plus d'activité musculaire. Ce mode de fonctionnement est assez commun pour les patients car c'est le même type de contrôle que celui des prothèses myoélectriques. Or, tous avaient déjà testé ce type de contrôle, même le patient qui portait une prothèse esthétique.

Une fois que l'expérimentateur jugeait que les participants avaient intégré le fonctionnement et étaient à l'aise avec la vitesse de mouvement de l'avatar, la phase d'entraînement et d'expérimentation pouvait démarrer.



**Figure 2.29** : Déroulé des essais pour la tâche d'*allers simples* illustrant les 3 possibilités de feedback.

## Protocole expérimental

La phase expérimentale est composée de deux parties intégrant deux types d'exercices (étapes 6-8 et 9-10 dans la **Figure 2.25**). La première partie concerne les exercices avec des mouvements qualifiés de directs, c'est-à-dire allant d'une cible A vers une cible B avec un mouvement de flexion ou d'extension. La seconde partie est dédiée aux mouvements plus complexes où les participants devaient effectuer des allers-retours entre deux cibles. L'ensemble des exercices était réalisé lors de la même journée. L'ordre du protocole était toujours le même à savoir les exercices avec des mouvements simples dans un premier temps, puis des mouvements d'allers-retours par la suite. A la fin de chaque session d'exercice, une phase de test avec le même type de mouvement était réalisée.

### Première partie

**Exercice aller-simple :** Le premier exercice d'entraînement consistait à la réalisation de 10 mouvements de différentes amplitudes en flexion ou en extension allant d'une cible A à une cible B (étape 6 dans la **Figure 2.25**). La consigne était de stabiliser la main de l'avatar le plus proche possible de la cible finale. La première série de 10 mouvements s'effectuait avec le feedback visuel, puis 10 mouvements avec le feedback visuel et vibrotactile et enfin 10 mouvements avec le feedback vibrotactile seulement. Pour chaque mouvement la procédure était identique (**Figure 2.29**) :

- La position de l'avatar était affichée à l'écran avec la cible de départ et la cible d'arrivée. Le bras de l'avatar était positionné en face de la cible de départ. La cible de départ était soit celle de 20°, soit celle de 80°, soit celle de 120°.
- Un écran noir apparaissait avec le type de feedback en place pour l'essai écrit en jaune.
- Le signal 'GO' apparaissait sur l'écran noir indiquant que l'essai allait démarrer.
- L'écran noir s'enlevait pour laisser place à l'avatar couplé aux EMG que les participants pouvaient contrôler.
- La fin de l'essai était notifiée par l'affichage du mot « END » sur un écran noir. Pour cet exercice, la durée de l'essai était proportionnelle à l'amplitude du mouvement à réaliser. Cela permettait aux participants d'avoir le temps nécessaire pour réaliser le mouvement sans leur mettre de pression. La durée du mouvement s'échelonnait d'une dizaine de seconde pour une amplitude de 20° à environ 30 secondes pour une amplitude de 100° (mouvement allant de 20° à 120° ou de 120° à 20°).

A la fin de chaque mouvement une appréciation était donnée reflétant la précision entre la position finale de la main et la position de la cible. Le calcul de cette précision se faisait sur les 500 dernières millisecondes de l'essai. La cible était considérée comme bonne lorsque la main se situait dans un intervalle de  $\pm 4^\circ$  de la cible. Le mot **BON** était affiché à l'écran. Si



Figure 2.30 : Déroulé des essais pour la tâche 'Focus vib' illustrant les différentes étapes.

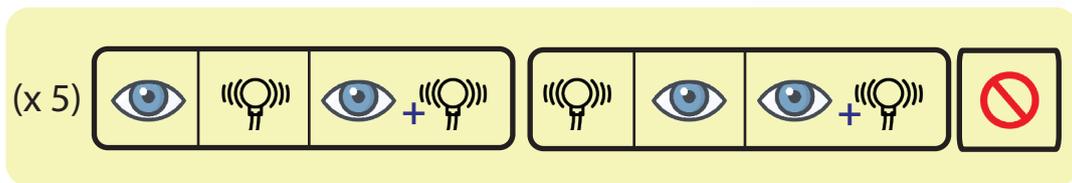


Figure 2.31 : Exemple de répartition des feedbacks dans les blocs pour le test des allers simples.

au cours du temps de validation (500 ms) la main de l'avatar sortait de cet intervalle, l'essai n'était pas considéré comme bon. Lorsque l'intervalle de stabilisation était inférieur à  $10^\circ$  mais supérieur à  $4^\circ$ , l'essai était **PRESQUE** réussi. La mention **PRESQUE** était affichée à l'écran pour encourager les participants. Lorsque la position finale était en dehors de l'intervalle de  $\pm 10^\circ$ , la mention **FAUX** était affichée. A la fin d'une série de 10 mouvements consécutifs avec un type de feedback, un récapitulatif du nombre de mouvements **BON**, **PRESQUE** et **FAUX** était affiché avant de passer à la série suivante. Cela permettait aussi à l'expérimentateur de marquer un temps de pause et de voir si le participant n'était pas fatigué. La réalisation de l'ensemble de cet exercice prenait entre 30 et 40 minutes au total.

**Exercice focus vib :** L'exercice suivant (étape 7 dans la **Figure 2.25**), toujours dans la catégorie des exercices de familiarisation était le **Focus vib**. Cet exercice a été développé pour aider les participants à se focaliser sur les vibrations provoquées par les activités musculaires. L'objectif de cet exercice était d'aller activer le bon vibreur et de se stabiliser dessus. Les participants effectuaient un total de 24 essais comprenant 4 blocs intégrant la position des 6 vibreurs. Au sein de chaque bloc, l'ordre dans lequel les vibreurs allaient être choisis était aléatoire. En parallèle, les sujets avaient toujours le contrôle du bras de l'avatar mais ils ne le voyaient pas. A la fin de chaque essai, la trajectoire réalisée était affichée afin que les participants fassent la correspondance entre l'activité musculaire générée, les vibrations ressenties et la trajectoire de l'avatar (**Figure 2.30**). Tous les essais étaient démarrés de la position  $0^\circ$  où aucune vibration n'était présente. Lorsque les participants atteignaient la cible de  $20^\circ$  le premier vibreur s'activait. Les sujets devaient réaliser des mouvements de  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $80^\circ$ ,  $100^\circ$  et  $120^\circ$  d'amplitude. Quelle que soit l'amplitude demandée, la durée de l'essai était de 12 secondes. L'absence de feedback visuel rendait cet exercice parfois difficile pour des participants n'ayant pas encore eu le temps de bien assimiler la quantité d'activité musculaire à fournir par rapport au déplacement du bras de l'avatar. La durée de cet exercice variait entre 20 et 30 minutes.

Les deux exercices présentés composaient la première phase d'entraînement. A la suite de cela commençait la première phase de test.

**Phase de test** La première phase de test (étape 8 dans la **Figure 2.25**) reprend le déroulé du premier exercice avec un enchaînement des essais différents. Pour ce test, 35 mouvements étaient évalués. Dix blocs de 3 mouvements s'enchaînaient avec, au sein de chaque bloc, les 3 types de feedback que sont la vision seule, la vision + la vibration et, la vibration seule (**Figure 2.31**). En plus de ces 30 mouvements, un essai sans aucun feedback était inséré tous les 2 blocs. Cet essai représentait la condition dans laquelle les participants ne pouvaient baser leur contrôle que sur la seule prédiction de position à partir de leur activation musculaire, puisqu'aucune autre information sensorielle n'était présente. Cette condition reproduit, en quelque sorte, la condition des sujets amputés lorsqu'ils ne regardent pas leur prothèse. L'ordre de passage des feedback



ainsi que les amplitudes de mouvements étaient randomisés afin que les participants ne puissent pas avoir deux fois le même mouvement avec un même type de feedback. La durée du mouvement était proportionnelle à l'amplitude du mouvement à réaliser. A la fin de chaque essai, un feedback concernant la précision de la position était donné aux participants de la même manière que lors du premier exercice (**BON, PRESQUE, FAUX**). L'expérimentateur avait la gestion de l'enchaînement des essais qu'il pouvait ajuster en fonction de la fatigue des participants. Les données brutes des EMG étaient enregistrées afin de reconstruire les mouvements par la suite pour les analyses. La durée de cet exercice était d'environ 45 min.

Une fois l'ensemble des exercices concernant les allers-simples terminés, une pause était mise en place afin d'éviter d'accumuler trop de fatigue et de relâcher les muscles. L'enchaînement des exercices et la concentration nécessaire se retrouvaient dans une activité musculaire parfois perturbée avec notamment des contractions résiduelles venant bruyier le signal EMG.

## Deuxième partie

**Exercice allers-retours :** La seconde partie de l'expérimentation comprenait des exercices d'un niveau plus complexe à réaliser. Des mouvements d'allers-retours entre deux cibles étaient demandés aux participants afin d'évaluer la stabilité du contrôle dans le temps (étape 9 dans la **Figure 2.25**). Comme dans le premier exercice, l'écran affichait les 2 cibles représentant l'amplitude du mouvement dans lequel les sujets devaient se déplacer. Le bras de l'avatar était positionné face à la cible de départ. Les amplitudes de mouvement allaient de 20 à 100°. Cet exercice comprenait une série de 10 mouvements à réaliser en présence du feedback visuel, puis 10 mouvements en présence du feedback visuel + des vibrations et 10 mouvements avec la vibration seule. Lors de la réalisation du mouvement, il était demandé aux sujets de marquer un temps de pause sur la cible à atteindre avant de repartir vers l'autre cible. Un son notifiait le caractère stable de la position de l'avatar lorsqu'il n'avait pas bougé pendant 500 ms. Cependant, il ne notifiait pas le fait que les sujets étaient ou non sur la cible. L'identification de la position sur la cible ne pouvait se faire qu'avec la vision et/ou la vibration. A la fin de chaque essai le tracé du mouvement était montré aux participants. Cela leur permettait de juger de la vitesse de réalisation de mouvement et de la précision sur l'ensemble de l'essai. La durée du mouvement était également proportionnelle à l'amplitude des allers-retours à réaliser et s'étendait d'environ 20 seconde pour les essais de 20° d'amplitude à 45 secondes pour ceux de 100°. Une fois les 3 séries de 10 mouvements terminées, les participants enchaînaient sur la phase de test. Cet exercice avait une durée approximative de 45 minutes.

**Phase de test :** La phase de test comprenait un total de 8 blocs de 3 essais chacun, avec un 1 essai par type de feedback (étape 10 dans la **Figure 2.25**). Comme pour la première phase de test, tous les deux blocs (soit tous les 6 mouvements) un essai sans aucun feedback était



réalisé. Cet essai nous servait de ligne de base pour évaluer les performances avec les autres types de feedback. Un total de 28 mouvements était donc réalisé dans cette phase de test. De manière similaire à la phase d'entraînement, un temps de pause sur les cibles à atteindre était demandé. L'objectif n'était pas de faire le plus d'allers-retours possible, mais d'être précis et sur les bonnes cibles. En fin d'essai, le tracé du mouvement réalisé était affiché à l'écran pour montrer aux participants la qualité de leur prestation (**Figure 2.31**). Cette phase de test avait une durée approximative de 40 minutes.

**NASA-TLX** L'expérimentation se terminait par une évaluation de la charge de travail (*work load*) via le questionnaire NASA-TLX (Hart *et al.*, 1988). Les participants remplissaient un questionnaire pour chacun des 3 types de feedback (visuel, vibratoire et la combinaison des deux). Ce questionnaire évalue la charge mentale liée à la tâche réalisée au travers de la cotation et la pondération de 6 items que sont :

- **l'exigence mentale**, qui représente la quantité d'activité mentale et perceptive qui a été nécessaire pour la réalisation de la tâche (réfléchir, décider, chercher, calculer...).
- **l'exigence physique**, qui est définie comme la quantité d'activité physique qui a été nécessaire pour la réalisation de la tâche (pousser, tourner, manipuler).
- **l'exigence temporelle**, qui est assimilée à l'intensité de pression exercée par le temps de réalisation de la tâche. Est-ce que le temps de réalisation paraissait adapté, facile (assez de temps pour faire la tâche, pression temporelle faible) ou est-ce que le temps imparti était stressant (pression temporelle forte).
- **l'effort**, qui regroupe l'effort mental et physique à fournir pour atteindre le niveau de performance obtenu.
- **la performance**, où l'on demande d'auto-juger la performance via un niveau de satisfaction vis à vis de la performance
- **et la frustration**, où il est demandé d'évaluer le niveau de frustration en fonction de l'ennui, du stress, et de l'irritation ressentie lors de la réalisation de la tâche.

A la suite du questionnaire, nous avons demandé aux participants de classer par ordre de préférence les 3 types de feedback (vision seule : VIS, vision + vibration : VIS+VIB et vibration seule : VIB) qu'ils ont utilisé durant les différents exercices. Nous avons volontairement exclu la condition SANS car elle engendrait le plus de déception.

#### 10.2.4 Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée pour répondre à un critère de non-infériorité. Nous avons souhaité savoir si l'ajout d'un stimulus vibrotactile à la vision n'engendrait pas une diminution de la qualité du contrôle myoélectrique. La variable mesurée pour répondre à cette question



était la distance à la cible. Pour la tâche d'allers simple, nous avons relevé la position finale de la main de l'avatar. Pour les mouvements d'allers-retours, nous avons relevé les maxima et les minima de chaque cycle d'aller-retour et mesuré l'écart par rapport à la cible que les participants devaient atteindre.

**Analyse du KVIQ :** Une analyse descriptive des résultats ainsi qu'une comparaison des scores entre les groupes de sujets non-amputés et amputés a été réalisée avec le test de Mann et Whitney concernant les scores obtenus avec le KVIQ test. Les échantillons étant faibles ( $n = 16$  pour les sujets non amputés et  $n = 7$  pour les sujets amputés), un test non paramétrique a été utilisé. Ce test évalue si la distribution des valeurs d'un échantillon est supérieure à celle d'un autre échantillon. Le test a été réalisé sous python 3.6 avec le module *scipy.stats.mannwhitneyu*.

**Analyse du test de discrimination :** Un minimum de deux tests de discrimination a été réalisé en début d'expérimentation pour évaluer les capacités de discrimination spatiale des sujets. Les statistiques descriptives relèvent le nombre de bonnes réponses en pourcentage. Une analyse par le test des rangs signés de Wilcoxon a été réalisée afin de déterminer si une évolution a eu lieu entre la première et la seconde session pour chacun des deux groupes.

**Analyse des mouvements directs :** Nous avons analysé l'influence du type de feedback sur la précision du mouvement réalisé avec l'avatar. Chaque participant ayant réalisé les 4 types de feedback, les sujets sont appariés sur cette condition. Afin d'évaluer l'influence de cette variable, nous avons réalisé une ANOVA à mesure répétée prenant comme variable dépendante la valeur absolue de l'écart finale à la cible. Nous avons fait cela de manière séparée pour les sujets sains et les sujets amputés.

**Analyse des mouvements d'allers-retours :** Dans la seconde phase de l'expérimentation, les sujets ont réalisé des mouvements d'allers-retours entre deux cibles. Lors de ces exercices, il était demandé aux sujets de marquer un temps de pause sur la cible à atteindre avant de repartir dans la direction opposée vers l'autre cible. Les sujets pouvaient faire autant d'allers-retours qu'ils voulaient dans la fenêtre de temps impartie qui était proportionnelle à la distance à parcourir. Pour chaque mouvement d'aller-retour, nous avons récupéré l'angle du coude au moment de la stabilisation. Nous avons ainsi généré un ensemble de données regroupant les positions pour les cibles supérieures et les cibles inférieures. Avec ces mesures nous avons calculé les écarts aux objectifs. Par exemple pour un mouvement de  $60^\circ$  d'amplitude entre la cible de  $20^\circ$  et celle de  $80^\circ$ , nous avons calculé la différence entre l'angle atteint lors des positions de stabilités en flexion et  $80^\circ$ . La même chose a été réalisée pour les positions de stabilités en extension et l'angle de  $20^\circ$ . Pour chaque essai nous avons alors l'écart pour chaque mouvement et l'écart moyen pour l'ensemble de essai. Afin de quantifier la précision des mouvements effectués en fonction des différents facteurs, nous avons réalisé une ANOVA à mesures répétées à 2 facteurs



comprenant les 4 types de feedback et les amplitudes de mouvements (20, 40, 60, 80 et 100°). Nous avons pu ainsi savoir si ces deux variables avaient une influence sur la précision du geste et s'il existait des interactions potentielles. Les mesures ont été faites séparément pour les sujets sains et les sujets amputés. Lorsqu'un effet est avéré, des analyses deux à deux ont été réalisées. Toutes les analyses ont été réalisées avec le package *pingouin* sur python 3.6. La fonction *rm\_anova* a été utilisée et les comparaisons deux à deux ont été réalisées avec la méthode de Tukey.

**Analyse du NASA-TLX :** Le questionnaire NASA-TLX a permis d'évaluer la charge de travail pour les exercices reprenant les 3 types de feedback : vision seule, vision + vibration et vibration seule. Un test de Friedman a été réalisé dans un premier temps permettant de comparer les scores des 3 catégories. Si un effet ressortait de cette première analyse, une comparaison deux à deux entre les conditions de feedback était réalisée par un test des rangs signés de Wilcoxon. Les analyses ont été réalisées sous python 3.6 avec les modules *scipy.stats.friedmanchisquare* et Wilcoxon.

Pour l'ensemble des tests statistiques réalisés, le seuil de significativité était fixé à 5%.

## 10.3 Résultats

### 10.3.1 KVIQ

Les valeurs des résultats du KVIQ test sont rapportées dans le **Tableau 2.12** pour la partie visuelle, kinesthésique ainsi que pour le total.

La moyenne des scores du KVIQ test pour les sujets non amputés est de 105,44 avec un écart type de 15,35 et de 97,57 avec un écart-type de 16,50 pour les sujets amputés. Un score maximal (cotation 5 à tous les items) correspond à 130. Les sujets présentaient des scores proche d'une cotation 4 à tous les items (104) ce qui représente une bonne capacité d'imagerie mentale. L'analyse statistique entre le groupe des sujets non-amputés et des sujets amputés par le test de Mann et Whitney révèle une valeur du  $Q = 71,5$  avec un  $p = 0,315$ . La différence observée n'est donc pas statistiquement significative. Ce résultat nous indique que, soit il n'existe pas de différence entre les groupes, soit il existe une différence mais que notre test manque de puissance pour la révéler.

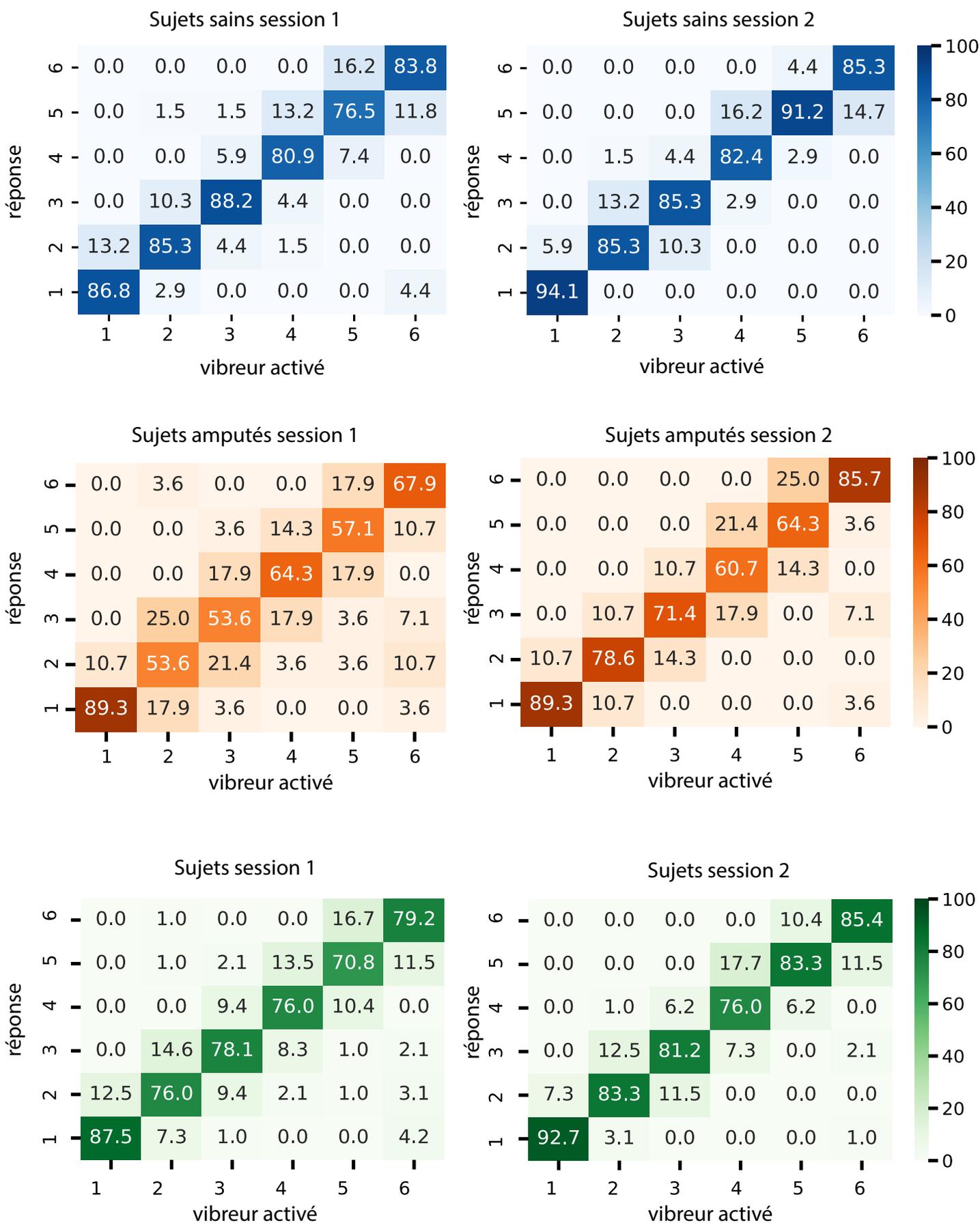


**Tableau 2.12** : Résultats des participants au teste KVIQ

<b>Sujet</b>	<b>KVIQ</b>	<b>KVIQ</b>	<b>Total</b>
<b>non-amputés</b>	<b>visuel</b>	<b>kinésthésique</b>	
1S	56	47	103
2S	63	56	119
3S	50	46	96
4S	38	48	86
5S	47	50	97
6S	59	63	122
7S	63	55	118
8S	60	56	116
9S	65	41	106
10S	65	63	128
11S	62	38	100
12S	44	38	82
13S	48	41	89
14S	57	65	122
15S	63	49	112
16S	64	46	110
17S	49	32	81
<b>Moyenne</b>	56.06	49.06	105.12
<b>Ecart type</b>	8.41	9.57	14.92
<b>Sujet</b>	<b>KVIQ</b>	<b>KVIQ</b>	<b>Total</b>
<b>amputés</b>	<b>visuel</b>	<b>kinésthésique</b>	
1P	38	37	75
2P	60	60	120
3P	60	56	116
4P	43	43	86
5P	44	57	101
6P	43	43	86
7P	50	49	99
<b>Moyenne</b>	48,29	49,29	97.57
<b>Ecart type</b>	8,73	8,65	16.50

### 10.3.2 Test de discrimination

Le **Tableau 2.13** reprend l'ensemble des scores associé à la tâche de discrimination spatiale. La **Figure 2.32** rapporte la répartition des réponses selon les différentes localisations des vibreurs pour les sujets sains (bleu), pour les sujets amputés (orange), et pour les deux (vert),



**Figure 2.32** : Répartition des réponses au test de discrimination par catégorie de participants. Les résultats des sujets sains sont représentés par les matrices de confusion bleues, ceux des sujets amputés par les matrices de confusion oranges et avec les résultats des deux catégories regroupés sont représentées par les matrices de confusion vertes.

sous la forme de matrice de confusion. Pour les sujets sains, les matrices de confusion représentent un total de 408 stimulations et plus spécifiquement 68 stimulations par vibreur. Nous pouvons observer que la diagonale qui représente les bonnes réponses est fortement marquée pour les deux sessions. Pour la première session, le score le plus faible est de 76,5 % de bonnes réponses pour la reconnaissance du vibreur 5 et le score maximum est de 88,2 % pour le vibreur 3. Lorsque des erreurs sont faites, elles sont en direction du vibreur suivant (1 vers 2, 2 vers 3 etc. . .) sauf pour le vibreur 6 qui est parfois confondu avec le vibreur 5. Cela s'explique par le fait que la distance entre le vibreur 6 et le vibreur 1 est deux fois plus importante que les autres distances inter-vibreurs. Les bornes sont ainsi plus facilement discriminables. Pour la matrice représentant la deuxième session, tous les scores sont supérieurs à 80 %. Seul le vibreur 3 a son score qui s'est vu diminuer par rapport à la première session passant de 88,2 % à 85,3 % ce qui représente un supplément de 2 erreurs de localisation.

Pour les matrices illustrant les résultats des sujets amputés les scores exprimés en pourcentages se basent sur un total de 28 stimulations par vibreurs ( $n = 7$ ). Les scores de la première session sont très moyens comme cela est illustré dans le **Tableau 2.13**, avec cependant une bonne reconnaissance des extrêmes à savoir le vibreur 1 et le vibreur 6. Les scores de la session 2 se sont tous améliorés sauf pour le vibreur 4 qui est passé de 64,3 % à 60,7 % ce qui représente une différence de 6 identifications. Le vibreur 1 a conservé son score équivalent à 90 % de reconnaissance. Pour cette seconde session, comme pour la première, ce sont les vibreurs 1 et 6 qui obtiennent les meilleurs scores.

Afin d'avoir un aperçu global sur chacune des deux sessions, nous avons compilé les résultats des sujets sains et des sujets amputés. Les scores moyens sont tous au-dessus de 70 % de reconnaissance pour la session 1 et au-dessus de 75 % pour la session 2. Ces résultats sont cependant majorés du fait que les sujets sains ont obtenu de très bons scores mais nous indiquent que la discrimination se fait assez facilement et distinctement.

L'analyse statistique par le test des rangs signés de Wilcoxon met en évidence une différence statistiquement significative entre la session 1 et la session 2 pour le groupe des patients ( $p = 0.02$ ) mais ne révèle pas de différence pour le groupe des sujets sains ( $p=0.35$ ). D'après le **Tableau 2.13**, la moyenne des scores de la première session pour les amputés est seulement de 16 bonnes réponses sur 24 alors qu'elle est de 20 sur 24 pour les sujets sains. L'évolution entre la première et la deuxième session est donc bien plus importante pour les sujets amputés que pour les sujets sains, ce qui ressort au niveau statistique.



**Tableau 2.13** : scores au test de discrimination pour les sujets sains (S) et pour les sujets amputés (P)

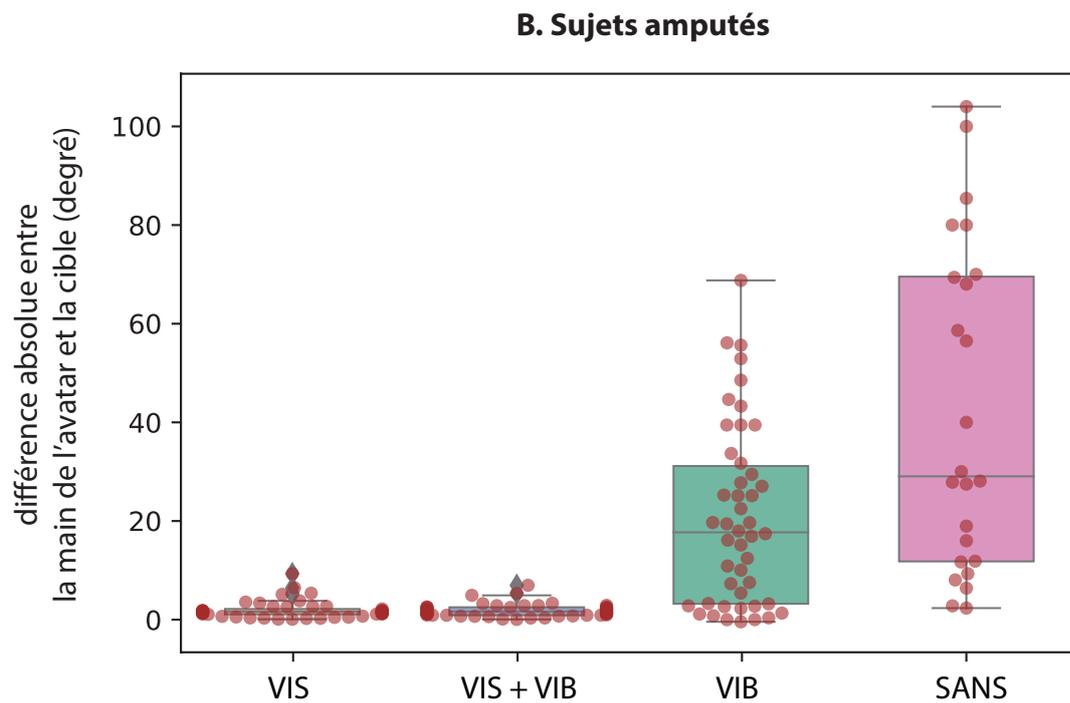
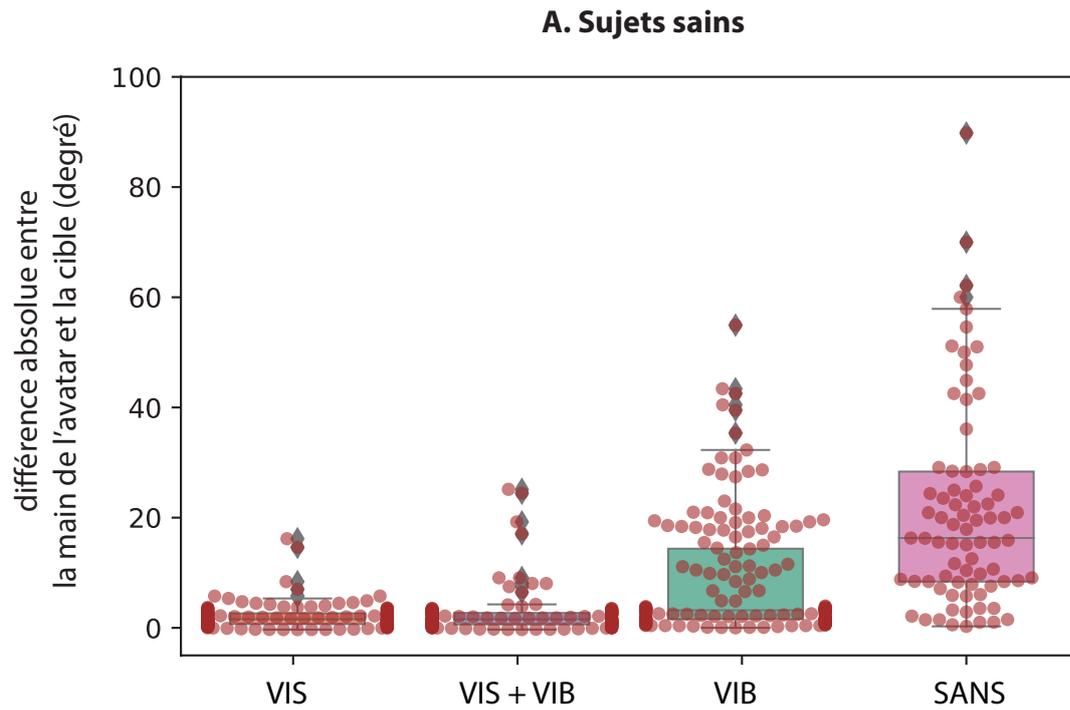
Sujets	Session 1	Pourcentage	Session 2	Pourcentage
1S	22	92 %	20	83 %
2S	22	92 %	24	100 %
3S	20	83 %	19	79 %
4S	20	83 %	21	88 %
5S	20	83 %	20	83 %
6S	19	79 %	23	96 %
7S	23	96 %	23	96 %
8S	20	83 %	20	83 %
9S	21	88 %	23	96 %
10S	22	92 %	20	83 %
11S	21	88 %	20	83 %
12S	15	63 %	20	83 %
13S	19	79 %	21	88 %
14S	22	92 %	21	88 %
15S	23	96 %	20	83 %
16S	16	76 %	20	83 %
17S	21	88 %	21	88 %
<b>Moyenne</b>	<b>20.35</b>	<b>85 %</b>	<b>20.94</b>	<b>87 %</b>

Sujets	Session 1	Pourcentage	Session 2	Pourcentage
1P	16	67 %	20	83 %
2P	20	83 %	21	88 %
3P	15	63 %	22	92 %
4P	14	58 %	20	83 %
5P	19	79 %	20	83 %
6P	15	63 %	16	67 %
7P	15	63 %	21	88 %
<b>Moyenne</b>	<b>16,28</b>	<b>68 %</b>	<b>20</b>	<b>83 %</b>

### 10.3.3 Exercice aller-simple

La distribution des valeurs d'écart à la cible (en degré) pour l'ensemble des essais réalisé avec les sujets sains est présentée dans la **Figure 2.33**. Nous voyons que dans la majorité des cas, les conditions qui incluent la vision (VIS et VIS+VIB) permettent une meilleure précision de la commande. Les moyennes des valeurs absolues ainsi que leurs écart-type respectifs sont présentés dans le **Tableau 2.14**. De manière descriptive, l'ajout de la modalité vibrotactile ne semble pas altérer la précision du geste. L'écart moyen obtenu avec le feedback vibro-tactile



**Figure 2.33 :** Représentation des écarts à la cible finale en fonction des types de feedback utilisés pour les sujets sains (A) et les sujets amputés (B). Chaque point représente le résultat d'un participant.

seul est de  $8,55^\circ$ . La zone d'activation du vibreur est à  $\pm 4^\circ$ , une erreur à  $8,55^\circ$  se situe en dehors de cette zone. Cela pourrait être dû au fait que les sujets percevaient bien l'information mais qu'ils mettaient un peu de temps à réagir pour se relâcher ce qui arrêta le bras de l'avatar. Ce résultat est encourageant car l'écart est en deçà de l'amplitude à laquelle le vibreur suivant s'active.

En ce qui concerne les sujets amputés, les écarts obtenus avec les conditions VIS et VIS +VIB sont très faibles. Cela montre à quel point le contrôle myoélectrique est maîtrisé et que notre système convient aux patients. En ce qui concerne les essais avec le feedback vibrotactile uniquement, la moyenne de la distance à la cible est de plus de  $20^\circ$ . Cela peut être interprété de deux façons. La première est que les sujets ont du mal à stabiliser l'avatar en l'absence de la vision et que le relâchement musculaire nécessaire pour arrêter le mouvement arrive trop tard. Une autre explication est que les sujets se trompent de vibreur et prennent le vibreur 3 pour le 2 par exemple. Cela crée un décalage de  $20^\circ$ . En pratique, les comportements des patients étaient variés. Pour certains, le contrôle de l'avatar était assez facile mais ils se trompaient parfois de vibreur. Il arrivait aussi que des contractions intempestives venaient bruyamment le signal. Lorsque c'était le cas, les participants avaient tendance à se crispier et les mouvements devenaient plus brusques. Toutefois, malgré le temps d'exposition court, un écart moyen de  $20^\circ$  qui correspond à l'espace entre 2 vibreurs adjacents est encourageant dans le sens où l'indication vibrotactile semble être prise en compte.

Pour les essais sans vibration ni vision (SANS), les distances moyennes sont de  $20^\circ$  environ pour les sujets sains et de plus de  $40^\circ$  pour les sujets amputés. Il semble que les sujets sains aient de bonnes capacités de prédictions car ils tombent assez proches de l'endroit où ils devraient être. Ce n'est pas le cas pour les sujets amputés. Cela peut s'expliquer par le manque de congruence qu'il y a entre la commande envoyée et le mouvement qui est réalisé selon un mode vitesse. En effet, l'intensité de la contraction n'est pas directement proportionnelle à la position du bras de l'avatar mais de sa vitesse. Cette correspondance semble plus facile à comprendre et à maîtriser pour les sujets sains que pour les sujets amputés. Cela est peut-être dû à la quantité d'informations sensorielles provenant de l'intégralité des muscles qu'on les sujets sains par rapport aux sujets amputés qui n'en ont que celles de leurs muscles résiduels.

**Tableau 2.14** : Moyennes des écarts à la cible dans les différentes conditions de feedback pour les 2 groupes de participants

		VIS	VIS+VIB	VIB	SANS
<b>Sujets sains</b>	moyenne	2,31	2,61	8,55	21,43
	écart-type	2,19	3,64	10,73	18,61
<b>Sujets amputés</b>	moyenne	1,93	1,87	21,24	42,2
	écart-type	1,78	1,37	18,26	33,01



Pour l'analyse statistique, les sujets ayant tous testés l'ensemble des conditions de feedback, nous avons réalisé une l'ANOVA à mesure répétée. Le résultat de l'analyse donne une valeur de  $F = 81.52$  ( $p < 0.0001$ ) pour les sujets sains et de  $F = 37.29$  ( $p < 0.0001$ ) pour les sujets amputés. des deux cas, on retrouve un effet fort de nos différentes conditions de feedback. Les analyses deux à deux (**Tableau 2.15 et 2.16**) rapportent une différence statistiquement significative entre toutes les conditions sauf entre les feedback VIS et VIS+VIB que ce soit pour les sujets sains ou pour les amputés. Cette analyse semble confirmer que l'ajout du feedback vibrotactile ne rend pas la tâche plus difficile. Il ne l'améliore pas non plus mais l'exposition à ce nouveau stimulus a été très brève. Pour chaque participant l'ensemble des sessions devait se dérouler sur une même journée. Nous pouvons nous poser la question de savoir si un temps d'exposition plus long permettrait d'améliorer l'intégration du signal vibrotactile.

Une autre différence notable est celle entre le feedback vibrotactile (VIB) et l'absence de feedback (SANS). Si la vibration n'avait pas de sens pour les utilisateurs, ils n'en tiendraient pas compte et n'arriveraient pas à être plus précis par rapport à l'absence de feedback. Or, ici la différence est statistiquement significative. Cela nous confirme que la vibration aide les sujets à se guider. En d'autres terme, la vibration pourrait les aider à pointer un objet ou à se diriger vers lui en l'absence d'attention visuelle.

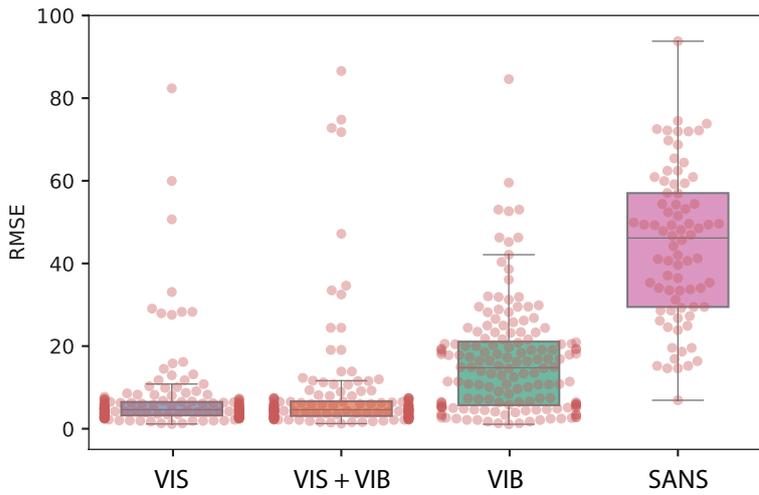
**Tableau 2.15** : Détail de l'Anova à mesures répétées pour les sujets sains

Groupe 1	Groupe 2	Différence de moyenne	IC inf	IC sup	Rejet de H0
VIS	VIS+VIB	0,30	-2,49	3,08	Faux
VIS	SANS	19,12	15,73	22,51	<b>Vrai</b>
VIS	VIB	6,24	3,47	9,01	<b>Vrai</b>
VIS+VIB	SANS	18,82	15,43	22,21	<b>Vrai</b>
VIS	VIB	5,94	3,18	8,70	<b>Vrai</b>
SANS	VIB	-12,88	-16,25	-9,51	<b>Vrai</b>

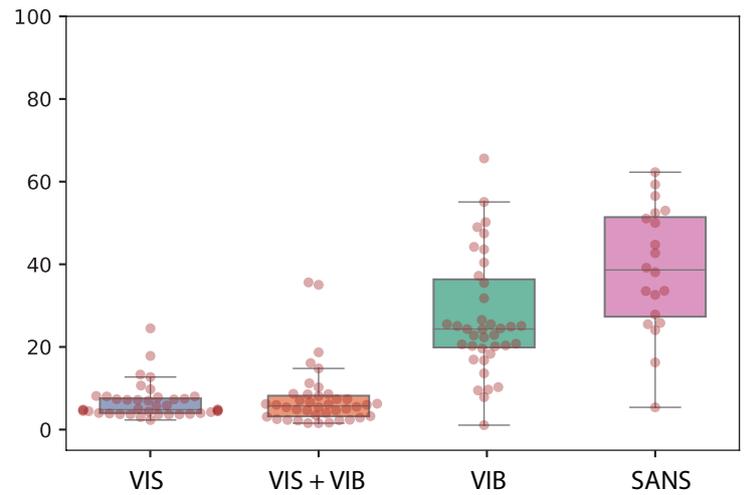
**Tableau 2.16** : Détail de l'Anova à mesures répétées pour les amputés

Groupe 1	Groupe 2	Différence de moyenne	IC inf	IC sup	Rejet de H0
VIS	VIS+VIB	-0,06	-8,78	8,66	Faux
VIS	SANS	40,27	29,75	50,78	<b>Vrai</b>
VIS	VIB	19,30	10,58	28,02	<b>Vrai</b>
VIS+VIB	SANS	40,33	29,85	50,80	<b>Vrai</b>
VIS	VIB	19,36	10,69	28,04	<b>Vrai</b>
SANS	VIB	-20,97	-31,44	-10,49	<b>Vrai</b>

**A. Sujets sains**

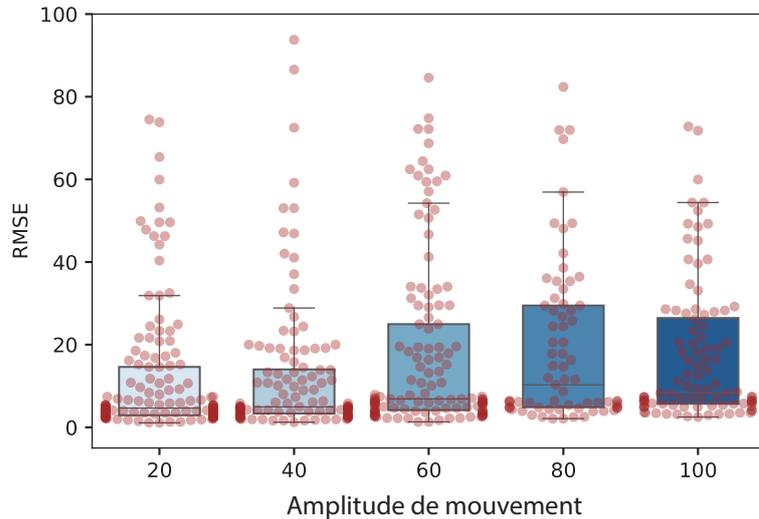


**B. Sujets amputés**

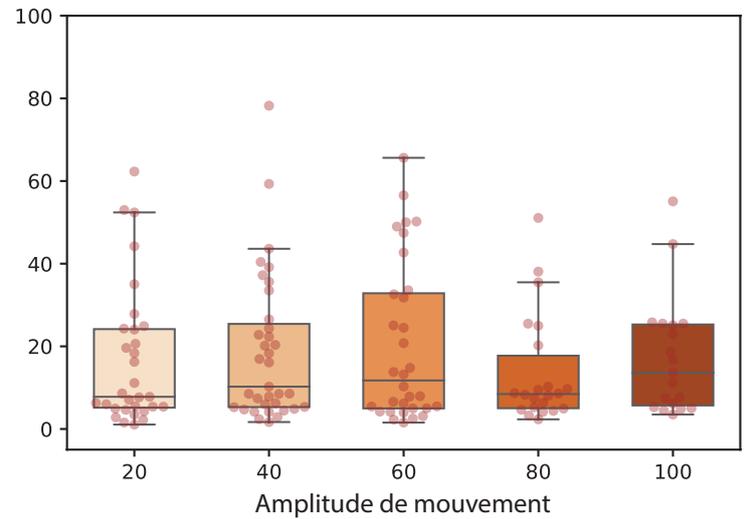


**Figure 2.34** : Représentation de la répartition des écarts par rapport aux cibles dans les mouvements d'allers-retours (RMSE) en fonction des différents types de feedback dans nos deux échantillons de sujets sains (A) et de sujets amputés (B). Chaque point représente le résultat d'un participant.

**A. Sujets sains**



**B. Sujets amputés**



**Figure 2.35** : Représentation de la répartition des écarts par rapport aux cibles dans les mouvements d'allers-retours (RMSE) en fonction des différentes amplitudes dans nos deux échantillons de sujets sains (A) et de sujets amputés (B). Chaque point représente le résultat d'un participant.

### 10.3.4 Exercice aller-retour

Les moyennes des écarts aux cibles pour les deux facteurs étudiés que sont le type de feedback et l'amplitude sont représentées par les **Figures 2.34 et 2.35** sous la forme de boxplot. Cette représentation permet de se faire une idée du comportement de nos deux échantillons. Pour la **Figure 2.34**, nous voyons que les erreurs sont très faibles pour les mouvements incluant la vision (i.e. de l'ordre de moins de  $10^\circ$ ). Les erreurs sont plus étendues lorsqu'il s'agit des essais avec le feedback vibrotactile seul et nous avons une moyenne qui tourne autour de  $40^\circ$  d'erreur pour les essais sans feedback. En ce qui concerne le facteur amplitude du mouvement, les variations semblent moins marquées.

L'analyse statistique nous apporte des éléments de compréhension sur les variations observées. Nous avons réalisé une ANOVA à mesures répétées à deux facteurs sur : le type de feedback et l'amplitude. Ces analyses ont été effectuées pour les données que nous avons chez les sujets sains ( $n = 16$ ) et chez les sujets amputés ( $n = 5$ ).

Chez les sujets sains, l'analyse met en évidence un effet du type de feedback ( $F = 91,82$ ;  $p < 0,0001$ ) et un effet de l'amplitude ( $F = 2,41$ ;  $p = 0,0059$ ). Par contre il n'y a aucun effet des deux facteurs combinés ( $F = 0,56$ ;  $p = 0,87$ ). Les comparaisons deux à deux montrent une différence significative entre toutes les combinaisons de conditions sauf entre les conditions VIB et VIS+VIB (**Tableau 2.17**).

Pour l'analyse faite avec les amplitudes, trois différences sont retrouvées. Elles concernent l'amplitude de  $20^\circ$  avec celles de  $60$ ,  $80$  et  $100^\circ$ . Les résultats sont en faveur d'une précision plus importante pour les gestes de  $20^\circ$  d'amplitudes comparés aux autres amplitudes. Ces résultats regroupent l'ensemble des conditions de feedback (VIS, VIS+VIB, VIB seule et SANS). Une amplitude de  $20^\circ$  représente la montée ou la descente à une cible adjacente. La quantité d'activité musculaire nécessaire n'est pas très importante. Que ce soit pour les conditions avec la vibration seule, avec la vision ou même sans aucun feedback, si le participant ne bouge pas ou très peu, l'erreur sera forcément inférieure à  $20^\circ$ . Cette valeur est donc favorisée.

**Tableau 2.17** : Analyse deux à deux de l'effet des feedback sur la précision du geste

Groupe 1	Groupe 2	Différence de moyenne	IC inf	IC sup	Rejet de H0
VIS	VIS+VIB	0,34	-1,48	2,16	Faux
VIS	SANS	18,71	16,47	20,94	Vrai
VIS	VIB	3,38	1,55	5,20	Vrai
VIS+VIB	SANS	18,37	16,13	20,60	Vrai
VIS	VIB	3,04	1,21	4,86	Vrai
SANS	VIB	-15,33	-17,56	-13,10	Vrai



**Tableau 2.18** : Analyse deux à deux de l'effet des amplitudes sur la précision du geste

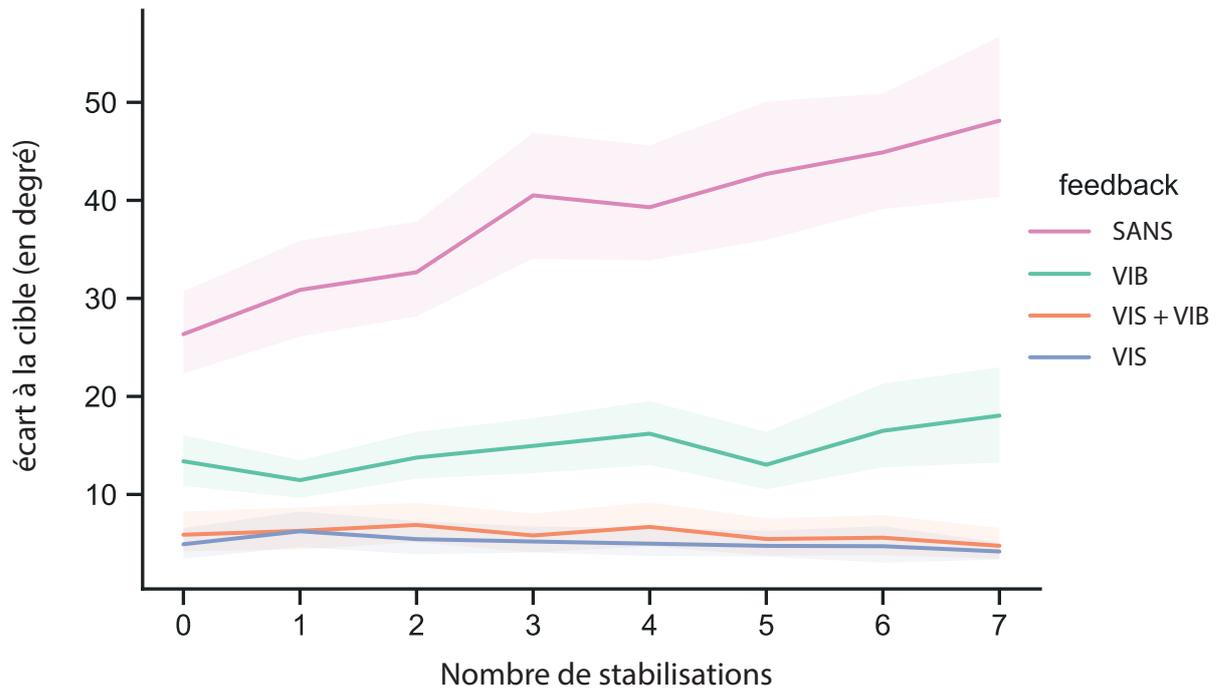
Groupe 1	Groupe 2	Différence de moyenne	IC inf	IC sup	Rejet de H0
20	40	0,72	-2,27	3,73	Faux
20	60	3,15	0,20	6,10	<b>Vrai</b>
20	80	3,89	0,41	7,37	<b>Vrai</b>
20	100	3,44	0,27	6,61	<b>Vrai</b>
40	60	2,42	-0,67	5,52	Faux
40	80	3,16	-0,44	6,77	Faux
40	100	2,71	-0,59	6,01	Faux
60	80	0,74	-2,82	4,30	Faux
60	100	0,29	-2,97	3,54	Faux
80	100	-0,45	-4,19	3,29	Faux

Pour les sujets amputés, l'ANOVA à deux facteurs a mis en évidence un effet du feedback ( $F = 14,16$ ;  $p = 0,0003$ ) mais pas de l'amplitude ( $F = 0,64$ ;  $p = 0,64$ ), ni de présence d'une interaction entre les deux facteurs ( $F = -1,43$ ;  $p = 1,0$ ). Les comparaisons deux à deux montrent que, comme pour l'analyse chez les sujets sains, une différence significative entre toutes les conditions de feedback sauf entre VIS et VIS+VIB. Le **Tableau 2.19** reprend les résultats des comparaisons deux à deux. Comme pour les essais avec un geste direct, les conditions avec un feedback ont des scores attestant d'une meilleure réussite à la tâche comparée aux essais sans feedback. L'absence de différence entre les conditions de VIS et VIS+VIB confirme que la vibration ne perturbe pas les sujets mais ne permet pas, à ce stade de dire si elle apporte un réel avantage. D'autre part, comme pour les sujets sains, une différence est retrouvée entre les conditions VIB et SANS. Cependant alors que la différence des moyennes était de l'ordre de  $15^\circ$  pour les sujets sains, elle n'est que de  $5^\circ$  pour les amputés. Nous voyons ici que l'intégration et l'utilisation du feedback vibrotactile semble plus difficile pour les sujets amputés.

**Tableau 2.19** : Analyse deux à deux de l'effet des feedback sur la précision du geste chez les sujets amputés

Groupe 1	Groupe 2	Différence de moyenne	IC inf	IC sup	Rejet de H0
VIS	VIS+VIB	0,05	-2,96	3,06	Faux
VIS	SANS	13,49	9,80	17,18	<b>Vrai</b>
VIS	VIB	7,68	4,67	10,69	<b>Vrai</b>
VIS+VIB	SANS	13,44	9,75	17,13	<b>Vrai</b>
VIS	VIB	7,63	4,61	10,64	<b>Vrai</b>
SANS	VIB	-5,81	-9,50	-2,13	<b>Vrai</b>

Afin de mieux comprendre comment les sujets arrivaient à gérer le feedback au cours du



**Figure 2.36 :** Distribution des écarts à la cible pour chaque mouvement au cours des essais d'allers-retours représentés pour les 4 types de feedback chez les sujets sains. L'axe des abscisses (x) représente nombre de stabilisations réalisées par les sujets lors du mouvement d'allier-retour et l'axe des ordonnées (y) représente l'écart à cette cible. Le trait plein représente la moyenne avec l'intervalle de confiance à 95% en transparence.

temps, nous avons tracé le décours temporelle des écarts aux cibles. Comme les sujets devaient faire des allers-retours entre deux cibles nous avons relevé la distance entre la cible et la main de l'avatar (en degré d'angle) à chaque fois qu'ils se stabilisaient. Nous avons pu ainsi voir si les sujets arrivaient à rester précis au cours du temps (i.e. au fil des allers-retours successifs)

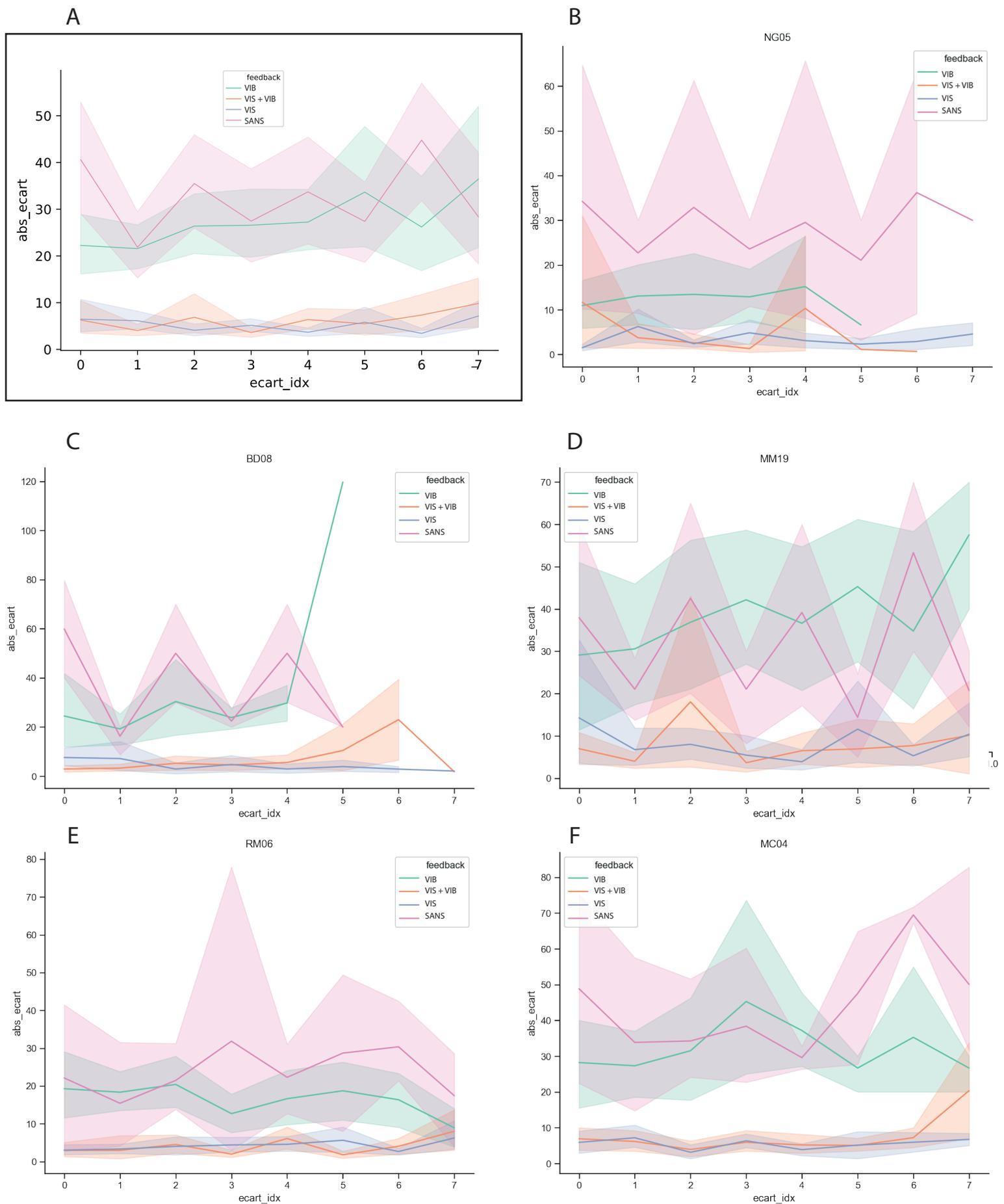
La **Figure 2.36** illustre le comportement des sujets sains. Les tracés représentent les scores moyens en lignes épaisses avec les intervalles de confiance à 95 % signifié par les bandes de couleurs en transparence. L'axe des abscisses est gradué selon les stabilisations successives. Un aller-retour équivaut à deux itérations. Les tracés montrent que pour les feedback incluant la vision, les sujets restent en moyenne très précis avec un écart inférieur à  $10^\circ$  pour plus de 3 allers-retours. Nous n'avons pas affiché les scores pour plus de valeurs car avec les conditions sans feedback et avec les vibrations seules, les participants avaient tendance à faire moins d'allers-retours qu'avec les conditions de feedback incluant la vision.

Lorsque l'on regarde le tracé de la condition avec le feedback vibrotactile seul, celui-ci est stable au cours du temps avec des valeurs supérieures aux tracés incluant la vision mais en deçà de la limite de  $20^\circ$  qui correspond à la discrétisation de 2 vibreurs. Bien qu'ils soient en moyenne au delà de la zone de vibration ( $\pm 4^\circ$ ), les participants restaient proches des cibles à atteindre au fil des allers-retours successifs. La vibration joue clairement son rôle de repère spatiale. L'information transmise par les vibrations est donc correctement utilisée et efficiente. Nous pouvons espérer qu'avec une période d'entraînement plus longue, les sujets deviennent de plus en plus précis.

On observe également que la dernière condition (sans feedback) est différente des 3 autres conditions. L'erreur qui mesure la distance à la cible augmente au cours du temps. Cela atteste que les sujets perdaient leurs repères et s'écartaient des cibles au fur et à mesure des mouvements.

La **Figure 2.37 A** présente les tracés similaires à la figure précédente regroupant les cinq patients qui ont réalisé l'ensemble de l'expérience. Les comportements ne sont pas aussi flagrants que pour les sujets sains mais nous pouvons déjà tirer des observations intéressantes. Dans un premier temps, nous voyons que les tracés concernant les feedback avec la vision (VIS et VIS+VIB) varient légèrement autour  $10^\circ$ . Le tracé reste stable au court du temps montrant que les patients restent proches de la cible à atteindre. Nous voyons cependant que le nombre d'atteintes de cibles est plus restreint que pour les sujets sains. En effet, les patients prenaient plus de temps et essayaient d'être précis alors que les sujets sains avaient tendance à faire un maximum d'allers-retours dans le temps imparti.

Concernant le tracé avec le feedback vibrotactile seul, le tracé sur la **Figure 38 A** ne permet pas de faire ressortir un comportement spécifique. Cela est du au fait que les comportements individuels étaient très variables. Ils sont illustrés dans l'autre partie de la **Figure 38**. Pour les sujets NG05 et RM06, le tracé du feedback vibrotactile seul (VIB) est bien en dessous de celui présentant les essais SANS feedback. Cependant, cela n'est très marqué. Il est donc difficile



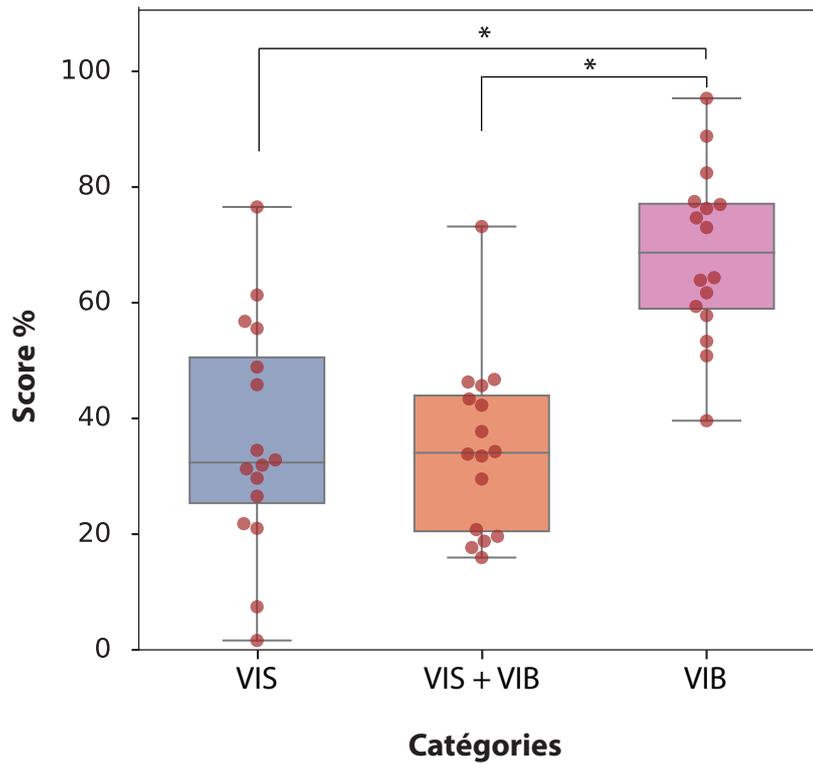
**Figure 2.37** : Distribution des écarts à la cible pour chaque mouvement au cours des essais représentés pour les 4 types de feedback pour l'ensemble des cinq patients (A), et pour chacun d'eux (B-C-D-E et F). Laxe des abscisses (x) représente le nombre de stabilisations réalisées lors des mouvements d'allers-retours et l'axe des ordonnées (y) représente l'écart à la cible. Le graphique représente la moyenne en trait plein avec l'intervalle de confiance à 95%.

d'interpréter le comportement à la lumière des tracés. De plus, il y a le fait que la condition SANS feedback représente très peu de mouvements du fait que cette condition n'arrivait que 4 fois au cours de la phase de test. Les figures n'étant pas convaincantes, il est préférable de se rapporter aux évaluations statistiques qui rapportent que les conditions VIB et SANS sont différentes avec une meilleure précision pour la condition vibrotactile. Là encore les résultats sont encourageants sur le fait que les patients semblent réussir à intégrer le sens des vibrations. Une période d'entraînement supplémentaire pourrait certainement rendre les effets plus visibles.

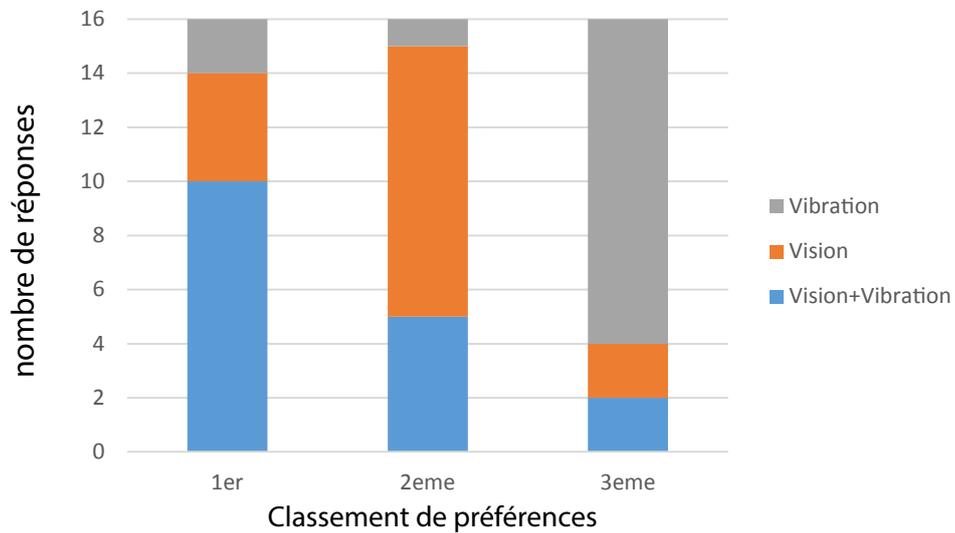
### 10.3.5 Réponses au NASA-TLX

Le NASA-TLX a été utilisé pour évaluer la charge de travail intégrant notamment la charge mentale et l'intensité physique nécessaire à la réalisation de la tâche. Il était demandé aux sujets de remplir trois questionnaires pour chacun des types de feedback à la fin de l'expérience. La condition en absence de feedback n'a pas été évaluée. Le score obtenu à la fin du test est un score composite sans unité. Plus il est faible et plus les sujets trouvent que la tâche a été facile à réaliser. Pour des raisons d'organisation et de temporalité, nous n'avons pas pu recueillir les scores au NASA-TLX pour tous les sujets amputés. Sur les 5 qui ont effectué l'ensemble du protocole, uniquement 2 patients ont eu le temps de remplir les 3 formulaires. Pour cette raison, nous avons décidé de ne pas les inclure dans l'analyse et de comparer les scores entre les différents types de feedback pour les sujets sains uniquement. Les moyennes des scores obtenus pour les trois conditions de feedback sont de 39,03, écart-type (ET) = 19,58 pour la condition vision (VIS); de 37,20, ET = 14,17 pour la condition vision et vibration (VIS+VIB) et de 70,83, ET = 14,25 pour la condition vibration seule. Ces scores sont représentés dans la **Figure 2.38**. L'analyse des questionnaires au NASA-TLX par le test de Friedman a montré qu'il existait des différences entre les catégories ( $Q = 19,00$   $p < 0.0001$ ). Les comparaisons deux à deux montrent une différence statistiquement significative entre la condition VIS+VIB et VIB ( $p < 0.001$ ), entre les conditions VIS et VIB ( $p < 0.0001$ ) mais ne mettent pas en évidence de différence entre les conditions VIS et VIS+VIB ( $p = 0.47$ ). Comme pour les résultats sur la précision du geste, l'ajout du feedback vibro-tactile ne semble pas perturber la tâche et ne semble pas non plus demander aux sujets un effort mental supplémentaire. La condition avec les vibrations uniquement obtient un score plus important qui paraît logique au vue du faible temps d'exposition à ce nouveau stimulus. Ces scores sont très encourageants lorsque l'on se reporte aux témoignages des sujets qui trouvaient que la maîtrise de l'avatar nécessitait la présence du feedback visuel mais que la vibration leur permettait de confirmer la bonne position et donc de mieux gérer les arrêts sur les cibles. On peut ici rappeler les travaux de Chan *et al.* (2005) qui a montré que des signaux vibratoires étaient bien perçus lors d'une activité présentant une charge de travail croissante, ou encore les travaux de Ho *et al.* (2006) qui a montré que le signal vibrotactile pouvait être utile dans des tâches de conduite où la vision était fortement sollicitée.

A la fin de l'expérimentation, les sujets étaient interrogés sur leurs préférences en terme de



**Figure 2.38** : Représentation sous forme de boxplot des scores obtenus au NASA-TLX en fonction des différentes conditions de feedback. Le score global représente le score moyenné des 3 conditions. Chaque point représente le score d'un participant.



**Figure 2.39** : Histogramme représentant les réponses des sujets sains sur leurs préférences en terme de feedback suite à la réalisation de l'ensemble de l'expérimentation.

feedback utilisé pour la réalisation des exercices. Il devaient classer les types de feedback par ordre de préférence entre la vision seule, la vision et la vibration et la vibration seule. La **Figure 2.39** rapporte les réponses. Dix participants sur les 16 ayant réalisé la totalité de l'expérience ont préféré la modalité avec les deux types de feedback contre 4 pour la modalité de vision et 2 pour la modalité de la vibration seule. Le feedback visuel seul est classé second pour 9 participants et la modalité vibrotactile seule est classé 3ème par 12 participants.



## 10.4 Discussion

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'impact de la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle retranscrivant une partie de la proprioception du coude en lien avec la commande myoélectrique d'un avatar virtuel dans des tâches d'atteintes de cibles. Le dispositif de substitution sensorielle était constitué de 6 vibreurs disposés autour du bras des sujets sains ou du moignon des sujets amputés, réalisant un codage spatial discret (un vibreur par pas de 20°) entre 20 et 120°. Les participants ont été exposés à 2 types d'exercices ; les exercices d'atteintes directes où un mouvement de flexion ou d'extension simple était nécessaire pour aller de la cible de départ vers la cible d'arrivée, et des exercices plus complexes où les sujets devaient réaliser plusieurs allers-retours entre deux cibles tout en marquant un temps d'arrêt lorsqu'ils arrivaient successivement sur chaque cible. Les phases de test comprenaient des essais avec quatre types de feedback que sont la vision seule, la vision et la vibration, la vibration seule et l'absence de feedback.

Deux hypothèses étaient envisagées. La première était que l'ajout du feedback vibrotactile améliorerait les performances des sujets selon le principe de l'intégration Bayésienne de l'information (Sabes, 2011). La seconde était que l'ajout du feedback vibrotactile pourrait perturber les participants du fait que ce soit une information nouvelle et non naturelle. Le processus d'intégration pourrait demander un certains temps avant d'être acquis et intégré. Il est également possible que ces deux processus interfèrent. L'implémentation de la vibration pourrait par exemple demander un certain temps d'apprentissage avant de présenter des bénéfices qui surpassent les effets délétères potentiellement liés à la difficulté d'intégrer une nouvelle information.

A notre connaissance, cette expérience est la première qui met en jeu le contrôle en ligne d'un avatar avec un feedback vibrotactile dont les caractéristiques de stimulation sont aussi brèves et discrètes (vibration de 100 ms). Ces résultats préliminaires nous apportent deux informations importantes. La première est que l'ajout d'un feedback vibrotactile dans la réalisation de la tâche ne semble pas perturber les participants, et que son intégration se fait rapidement. La seconde est que les performances réalisées en l'absence de vision sont bien meilleures avec le feedback vibrotactile que sans. Sur une seule session, les scores obtenus avec le feedback vibrotactile seul montrent qu'il n'est pas possible d'obtenir des résultats aussi performants qu'avec la vision seule ou la vision associée à la vibration, mais permet aux sujets de se créer des repères et de réussir les exercices (**Figure 2.36**).

### 10.4.1 Le training EMG

Le premier point important à relever est que tous les participants sont parvenus à utiliser la commande myoélectrique et à gérer la dissociation nécessaire pour réussir les mouvements



de flexion et d'extension. L'algorithme que nous avons développé pour le traitement des EMG est proche de celui utilisé pour le fonctionnement des prothèses myoélectriques. Il nous permet en plus de mettre en place des ajustements rapides pour régler le seuil de déclenchement du mouvement en fonction de la fatigue musculaire par exemple. Un avantage dans le traitement des EMG nous vient également de l'utilisation du MyoArm band. Tout d'abord par gain de temps important dans l'installation et la détection des signaux qu'il apporte. La bracelet composé d'électrodes sèches nous permet de le positionner, de l'enlever et de le changer de position très rapidement. De plus, nous n'avons pas à chercher de manière unitaire les différents points moteurs issus de chaque muscle et nous avons pu, avec un seul dispositif récupérer l'ensemble des activités musculaires dont nous avons besoin.

Dans notre expérimentation, nous nous sommes restreints à l'utilisation de deux signaux musculaires mais nous pouvons facilement envisager d'intégrer les signaux provenant des 6 autres électrodes du bracelet. Les signaux étaient récupérés en demandant des contractions isométriques en sollicitant une flexion et une extension contre résistance pour les sujets sains et en demandant de solliciter les muscles résiduels comme s'ils activaient leur prothèse pour les sujets amputés. Les signaux des électrodes les plus importants et en plus dissociés étaient récupérés pour contrôler les mouvements de flexion et d'extension de l'avatar.

Cette approche est un premier pas vers la reconnaissance de patrons moteurs. Cette technique est d'ailleurs de plus en plus utilisée. Elle permet de reconnaître et de classifier différentes combinaisons d'activités musculaires et de lier chacune d'entre elles à une fonction particulière de la prothèse (Scheme et Englehart, 2011; Ajiboye et Weir, 2005; Mastinu *et al.*, 2018). Le MyoArm band est un outil idéal, du fait qu'il comprenne 8 électrodes. Il a d'ailleurs été créé au départ pour fonctionner avec la reconnaissance de plusieurs patrons musculaires. Cette approche permet d'avoir 4 à 5 signaux différents pour contrôler plusieurs fonctions de la prothèse sans avoir à changer de mode. C'est un premier pas vers le contrôle continu et simultané de la prothèse (Patel *et al.*, 2016).

L'efficacité de l'utilisation du MyoArm band se reflète aussi dans la qualité du signal que nous avons pu en tirer pour l'utiliser. Ce produit était commercialisé pour 200 \$ et présente des performances étonnantes par rapport à son prix et à la concurrence. En effet Pizzolato *et al.* (2017) ont testé 6 appareils d'acquisition EMG dont le MyoArm band, le système Otto Bock installé dans les prothèses, ou encore les électrodes Delsys qui font référence dans les travaux sur le traitement du signal. Le test consistait en la reconnaissance de 50 mouvements de la main réalisés par des sujets sains. La comparaison des performances de classification a été faite sur 41 mouvements. Les 3 dispositifs qui ont obtenu les meilleures performances et des résultats comparables sont le Delsys Trigno, le Cometa Wave et le MyoArm Band. Le coût, la fiabilité, les performances et la facilité d'utilisation font que le MyoArm band est un outil avec un fort potentiel pour le couplage des activités musculaires avec la commande de plusieurs degrés de



liberté des prothèses.

## 10.4.2 Le feedback vibrotactile

Comme nous l'avons relevé dans la section sur les résultats, l'ajout du feedback vibrotactile ne semblait pas déranger la réalisation du geste. Nous avons vu qu'avec les sujets sains, les atteintes de cibles étaient précises lorsque le feedback vibrotactile était ajouté à la vision et relativement bonnes lorsqu'il était utilisé seul. Les meilleures performances réalisées en présence du feedback vibrotactile seul comparé à l'absence de feedback montrent que le feedback était correctement utilisé par les sujets et qu'il jouait bien le rôle de repère spatial. Les résultats obtenus avec les patients ne sont pas aussi flagrants. L'ajout de la modalité vibrotactile à la vision ne les perturbent pas. Pour certains, ils nous rapportent que la vibration confirmait la position et les aider à rapidement se relâcher pour immobiliser le bras de l'avatar. Les scores obtenus avec les vibrations seules sont meilleurs que sans feedback mais la précision n'était pas aussi bonne qu'avec les sujets sains. Les comportements très hétérogènes des 5 patients (**Figure 2.37**) montrent cependant un début de régularité dans le fait que le graphique se rapportant à la condition vibration seule est plus de l'ordre d'une droite avec un intervalle de confiance réduit comparé à la condition sans feedback. Ces résultats préliminaires obtenus lors d'une seule session de travail sont encourageants pour la suites

### 10.4.2. a Vibrations et charge de travail

L'évaluation de la charge de travail via le questionnaire NASA-TLX nous apporte des informations sur l'attention et la concentration nécessaire à la réalisation de la tâche mais aussi sur la quantité de force à fournir ou encore la satisfaction des participants. Les résultats obtenus pour les conditions avec la vision seule et avec la vision et la vibration ne diffèrent pas significativement. La condition vibration seule a montré la nécessité d'une plus grande charge de travail. Cela semble logique vis à vis du faible temps d'exposition des participants à la tâche et à la nouvelle modalité vibrotactile. Cependant le score moyen obtenu avec le questionnaire pour la condition où les deux feedback étaient présent (37,20%) est rassurant dans le sens où, même si elle n'a pas apporté de bénéfice claire, l'ajout de la vibration ne semble pas avoir augmenté la charge attentionnelle des participants. L'information transmise par les vibrations semblent être assez intuitive pour être rapidement intégrée et utile. Cela se retrouve dans les réponses des participants qui ont en majorité préféré la condition de combinaison des feedback plutôt que les conditions avec le feedback seul (vision ou vibration) (**Figure 2.39**). Une première piste de réflexion pour comprendre cette préférence vient du ressenti décrit par les participants. Ils utilisaient l'information visuelle pour juger de la vitesse du mouvement en direct et l'information vibrotactile venait les avertir qu'ils entraient dans la zone de validation ou non. Bien que la précision finale ne soit pas meilleure, la préférence des sujets pour cette condition est consistante



avec le fait que plusieurs d'entre eux ont reportés qu'ils étaient plus à l'aise avec les vibrations pour stabiliser le mouvement et se relâcher. Nous voyons que l'intégration d'une nouvelle information semble cognitivement coûteuse mais des bénéfices apparaissent lorsqu'elle est utilisée de manière conjointe (avec la vision). La nécessité d'un apprentissage plus long pourrait alors aider à montrer les bénéfices réels de ce type de signal.

L'aspect multimodal du traitement de l'information et son impact sur la charge mentale nous apporte une autre piste de réflexion et de compréhension sur le fait que les sujets se sentaient mieux avec le feedback bi-modal. Van Erp et Van Veen (2004) ont montré que lors de réalisation d'une tâche impliquant une charge de travail importante, l'apport de stimuli vibrotactiles en plus des autres informations sensorielles permettait de réduire la charge de travail comparée à une condition dans laquelle il n'y avait que l'information visuelle de disponible. L'exercice consistait à la réalisation d'une tâche de navigation et l'ajout du feedback vibrotactile a permis notamment d'obtenir des temps de réaction plus courts. Les auteurs émettent l'hypothèse que l'introduction de stimulus vibrotactile pourrait permettre de réduire la charge mentale associée aux autres canaux sensoriels et potentiellement apporter une amélioration de la perception de la situation (Van Erp et Van Veen, 2004). Cela fait fortement écho à la situation des sujets amputés qui sont en permanence focalisés sur leur prothèse afin d'évaluer le geste. L'introduction d'un feedback vibrotactile dans l'utilisation quotidienne de la prothèse pourrait réduire l'attention visuelle portée à la prothèse et fournir des informations supplémentaires quant à la fonction exercée.

Nous pouvons imaginer aller plus loin dans cette réflexion sur deux aspects. Dans un premier temps, il serait intéressant de pouvoir équiper les patients de ce feedback et évaluer son utilisation dans les tâches de la vie quotidienne sur une période de plusieurs mois. Nous pourrions également, en prenant exemple des travaux de Van Erp et Van Veen (2004), évaluer l'apport du feedback vibrotactile dans un exercice en double tâche.

#### **10.4.2. b feedback vibrotactile et douleur du membre fantôme**

Un autre aspect qui a attiré notre attention vient du fait que les vibrations utilisées n'ont pas été à l'origine d'apparition de douleur du membre fantôme ni de sensations désagréables. Sur les 5 patients testés, 3 avaient eu de forts épisodes de douleur du membre fantôme au cours de leur réadaptation. Le premier (MC04) avait dû arrêter son apprentissage de la commande myo-électrique car il ne supportait plus le port de la prothèse à cause de fortes douleurs (6/10 EVA). Lorsque nous avons réalisé l'expérience avec lui, il n'était plus en période de crise (3/10) mais nous étions attentifs aux sensations qu'il nous décrivait. Nous avons donc été agréablement surpris lorsqu'à la fin de la séance, il nous a expliqué qu'au début des exercices, il ressentait son membre fantôme avec le poignet à la base du moignon, le poing serré avec une sensation de crampe. A force de mobiliser le bras virtuel et de ressentir les vibrations, la sensation à progres-



sivement disparue. Bien évidemment, nous ne pouvons pas savoir si la dissipation de la douleur vient de la focalisation sur la tâche, de la visualisation du mouvement ou du feedback sensoriel qui rétablit une sorte de congruence sensori-motrice entre l'action et la perception.

Un second patient (BD08) avait, lui, des épisodes douloureux récurrents autour de la date de l'accident. Le jour de l'expérimentation tombait la veille de la date anniversaire de cet accident. Le sujet était donc stressé et nous lui avons bien fait comprendre qu'au moindre problème nous pouvions arrêter l'expérimentation. Cependant, l'expérimentation s'est très bien déroulée et aucune sensation désagréable n'est apparue.

Enfin un troisième patient (RM06) nous a surpris de par la spontanéité de la sensation dont il nous a fait le témoignage. En tout début d'expérimentation, au moment du réglage des vibreurs, il s'est avéré que lorsque le vibreur numéro 5 s'est activé, une sensation de massage de la loge hypothénar de sa main amputée a été ressentie. Le patient avait une sensation de crampe à cet endroit bien précis depuis plusieurs mois, qui n'était pas excessive mais désagréable. La stimulation locale et répétée a fait disparaître cette sensation qui n'est pas réapparue lors de l'expérimentation. Malheureusement nous n'avons pas eu de retour sur les jours suivant l'expérimentation pour savoir si la sensation était réapparue et dans quelle circonstance.

Ces témoignages font écho aux travaux de (Flor *et al.*, 2001) où l'entraînement à la discrimination sensorielle sur deux semaines a permis d'induire des modifications visibles au niveau cortical et surtout de diminuer les douleurs du membre fantôme à court et moyen terme. La douleur avait été évaluée directement après l'entraînement et à 3 mois post traitement. Nos observations semblent aller dans ce sens et il serait intéressant de poursuivre les investigations pour voir si les stimulus vibrotactiles engendrent les mêmes effets que les stimulations électrotactiles utilisées par l'équipe H.Flor.

Wakolbinger *et al.* (2018) ont initié ce travail avec un programme d'entraînement à la discrimination tactile de 4 points au niveau du moignon à hauteur de 15 minutes d'exercice par jour sur une période de 2 semaines. Les résultats ont montré une diminution statistiquement significative de la douleur du membre fantôme chez le groupe traitement comparé au groupe contrôle. Cette diminution de la douleur était toujours présente à 4 semaines post-traitement. Pour l'ensemble des participants, à savoir les sujets non amputés et les sujets amputés, nous leur avons spécifié de nous contacter si des sensations désagréables ou des douleurs apparaissaient au cours des jours suivant l'expérimentation. Aucun effet secondaire n'a été rapporté ce qui est encourageant pour la poursuite de l'utilisation d'un tel dispositif.

### 10.4.3 Limites

Une première limite à notre travail se trouve dans le nombre de sujets avec lesquels nous avons pu réaliser l'ensemble de l'expérimentation. Nous avons pu inclure un total de 6 pa-



tients avec un patient bi-amputé mais ce dernier n'a pas pu réaliser tous les exercices. Au final seulement 5 patients sont allés au bout de l'expérimentation. Cependant, les patients étaient très hétérogènes en termes d'âge, de temps d'utilisation de leur prothèse ainsi que de temps depuis l'amputation. Cela peut en partie expliquer la disparité des résultats. Lorsque l'on met notre travail en parallèle avec la littérature, nous nous apercevons que peu de travaux ont testé des dispositifs de substitution sensoriels avec des patients. Et lorsque cela arrivait, ces derniers n'étaient pas très nombreux. Chen *et al.* (2016) ont inclu 3 patients pour tester un feedback vibrotactile sur le membre inférieur, Markovic *et al.* (2018) ont inclu 5 sujets avec une amputation trans-radial pour tester un dispositif composé de 8 vibreurs placés sur le bras non amputé. Witteveen *et al.* (2013) ont inclu 7 sujets avec une amputation trans-radiale et Štrbac *et al.* (2017) ont pu inclure 9 patients amputés au niveau trans-radial également. Notre échantillon n'est donc pas ridicule d'autant plus que nous avons recruté des patients amputés au niveau trans-huméral et que nous avons mis en place notre dispositif sur le membre amputé. Dans les futurs travaux nous tâcherons cependant d'allonger notre période de recrutement afin de pouvoir proposer notre protocole à un nombre plus conséquent de patients.

Une seconde limite est liée au temps très réduit des phases de familiarisation et d'exercices proposées aux participants et notamment aux patients. Alors que l'entraînement à la commande myoélectrique en centre de rééducation peut prendre plusieurs mois, nous demandions aux participants de comprendre le mode de contrôle de l'avatar en quelques minutes. Certes, notre mode de contrôle en vitesse, reprend en grande partie le principe de contrôle des prothèses myoélectriques mais il diffère sur plusieurs aspects. Dans notre dispositif, les patients n'avaient rien d'attaché au moignon. En situation réelle, la prothèse ajoute un poids et des contraintes supplémentaires sur les muscles et les articulations. L'aspect englobant du manchon et le poids de la prothèse peuvent éventuellement donner des repères aux patients qu'ils n'avaient pas dans notre cas. Ensuite, les électrodes que nous utilisons et sélectionnions avec le bracelet ne correspondaient pas forcément à l'emplacement des électrodes du manchon des patients. La contraction musculaire nécessaire pouvait donc être différente. Cela pouvait perturber les patients du fait de la simplicité de fonctionnement (i.e ils avaient besoin de contracter moins fort), ou au contraire, la contraction n'était pas vraiment la même et cela était plus difficile. D'autre part, le gain mis en place entre l'intensité des EMG et la vitesse de déplacement du bras était différent de la vitesse de mouvement de la prothèse. C'est d'ailleurs ce dernier paramètre qui semblait troubler le plus les patients car ils pouvaient déplacer le bras de l'avatar bien plus rapidement que bouge la prothèse.

Dans un design qui se rapproche du notre, Witteveen *et al.* (2013) utilisent un feedback vibrotactile où l'intensité de la vibration code la force de serrage d'une main virtuelle sur différents objets. Dans leur expérience, les vibreurs étaient disposés sur le bras amputé du sujet et l'ouverture ou la fermeture de la main virtuelle était quant à elle contrôlée non pas par les acti-



vités musculaires du membre résiduel mais par une molette de souris utilisé avec la main valide. La phase d'apprentissage était assez courte avec la présentation aux participants de seulement 20 objets. Lors de cette phase, les participants avaient le loisir de tester le dispositif sans limite de temps et ainsi de faire le lien entre le feedback et sa signification. Afin de gérer les contraintes temporelles et de pouvoir mettre en place les différents exercices sans non plus engendrer trop de fatigue avec les patients, nous étions partis sur une phase avec des exercices qui comprenaient 54 mouvements simples pour la première partie de test et 30 mouvements complexes (allers-retours) pour la deuxième partie. Toutefois, il apparaît que malgré le fait que les participants et les patients réussissaient assez facilement à générer une contraction musculaire dissociée entre leur biceps et leur triceps, le temps d'exposition que nous leur avons laissé avec le dispositif pour intégrer son fonctionnement et le feedback vibrotactile ne semblait pas suffisant pour obtenir des bons scores de performance. L'aspect positif de cette seule et unique exposition réside dans la satisfaction des participants à l'utiliser et l'aspect ludique des exercices se rapprochant d'exercices fonctionnels.

En regard d'un protocole qui se rapproche encore plus du notre, Štrbac *et al.* (2017) évalue la mise en place d'un apprentissage de l'utilisation d'un feedback vibrotactile vis à vis de la force de serrage d'une main prothétique. Pour réussir la tâche, son protocole comprend 5 sessions d'entraînements réparties sur 5 jours consécutifs. A chaque session, l'exercice nécessitait de produire quatre niveaux de forces au cours de 4 blocs de 60 essais par jour. La répétition des exercices sur les 5 jours consécutifs de la semaine représente 1200 essais. Nous sommes loin des 153 mouvements réalisés dans notre expérimentation. Dans cette étude, les sujets utilisaient directement les activités des muscles résiduels pour générer les différents niveaux de force. Il n'y avait cependant pas d'interaction avec une tâche fonctionnelle car ils devaient uniquement se concentrer sur l'intensité de la contraction produite afin de réaliser 4 signaux distincts. Dans notre cas, les patients devaient, en plus, intégrer le déplacement du bras virtuel dans un mode de contrôle en vitesse plus complexe car la position n'est pas congruente avec la commande musculaire en cours. Compte tenu du fait que les patients de l'expérience de Štrbac *et al.* (2017) se sont améliorés au cours des 5 jours, nous pouvons espérer une évolution similaire pour l'utilisation de notre feedback vibrotactile.

#### 10.4.4 Perspectives

Dans une vision à court et moyen terme vis à vis de l'utilisation de notre dispositif, les résultats préliminaires nous encouragent à augmenter le temps d'exposition des participants aux stimuli et éventuellement enrichir le message sensoriel. Nous pouvons imaginer fournir à la fois un codage sur l'orientation du coude en fonction de la position du vibreur mais également un autre codage sur la force de serrage de la main en faisant varier l'intensité de la stimulation. Nous savons que cela est possible grâce au fait que la surface de la peau est sensible à des



informations tactiles variées.

Un des avantages de notre dispositif est qu'il ne nécessite pas l'utilisation d'une prothèse mais reproduit son comportement. Il serait intéressant d'enrichir l'interface virtuelle de tâche encore plus fonctionnelles reprenant les fonctions des prothèses disponibles sur le marché afin que les patients puissent s'exercer en amont de leur appareillage. Cela permettrait de (i) commencer très tôt la rééducation, et de (ii) préserver une représentation corticale du membre perdu et du mouvement en le sollicitant via une interface virtuelle et des retours sensoriels.

Dans une vision à plus long terme, nous voyons que les techniques chirurgicales évoluent et de plus en plus de patients se voient offrir la possibilité de bénéficier de la technique de réinnervation ciblée (*target muscle reinnervation*, TMR) (Kuiken, 2006). Cette technique est particulièrement intéressante pour les personnes amputées à un niveau assez haut comme au niveau huméral. Le principe est de récupérer les branches nerveuses destinées aux muscles amputés et de les réassigner à de nouvelles localisations au sein de muscles préparés à cet effet (notamment les muscles pectoraux qui seront dénervés et où chaque chef musculaire sera séparé). Cette technique permet d'avoir plusieurs signaux d'entrées pour les différentes fonctions de la prothèse et surtout de garder la fonction princeps transmise par le nerf. A l'inverse, avec les techniques classiques de chirurgie, les sujets doivent apprendre à transférer la fonction d'ouverture et fermeture de la main par la solution d'autres muscles. Ainsi, pour les amputés trans-huméraux c'est la contraction du biceps et du triceps qui permet de contrôler les différentes fonctions de la prothèse et pour les amputés trans-radiaux ce sont les épithrochléens et épicondyliens. Le problème majeur lié à la TMR est le temps de la repousse nerveuse qui peut durer plusieurs années. Cependant, on comprend l'intérêt de rapidement associer à cette technique un feedback vibrotactile répondant aux différentes fonctions pouvant être commandées. De plus, il s'est avéré que certains patients avaient des sensations évoquées de leur membre amputé au niveau des zones de repousses nerveuses (Chai *et al.*, 2015). L'utilisation d'un feedback vibrotactile à ce niveau pourrait permettre de stimuler des sensations au niveau du membre fantôme ce qui permettrait d'évoquer encore plus facilement les zones corticales dédiées au membre amputé et potentiellement diminuer les douleurs du membre fantôme.

La mise en place de feedback vibrotactile et leur intégration au niveau des prothèses semblent donc une alternative intéressante en vue de fournir aux patients la possibilité d'avoir une commande myoélectrique avec retour sensoriel direct sur l'action en cours autre que la vision. Cela répond à un des critères de Childress (1980) qui est celui de suppléer le feedback perdu. En effet, il est nécessaire de rétablir cette sensorialité suite à la perte de la main ou du bras. Cela représente une étape essentielle vers la réappropriation de la prothèse par le patient.



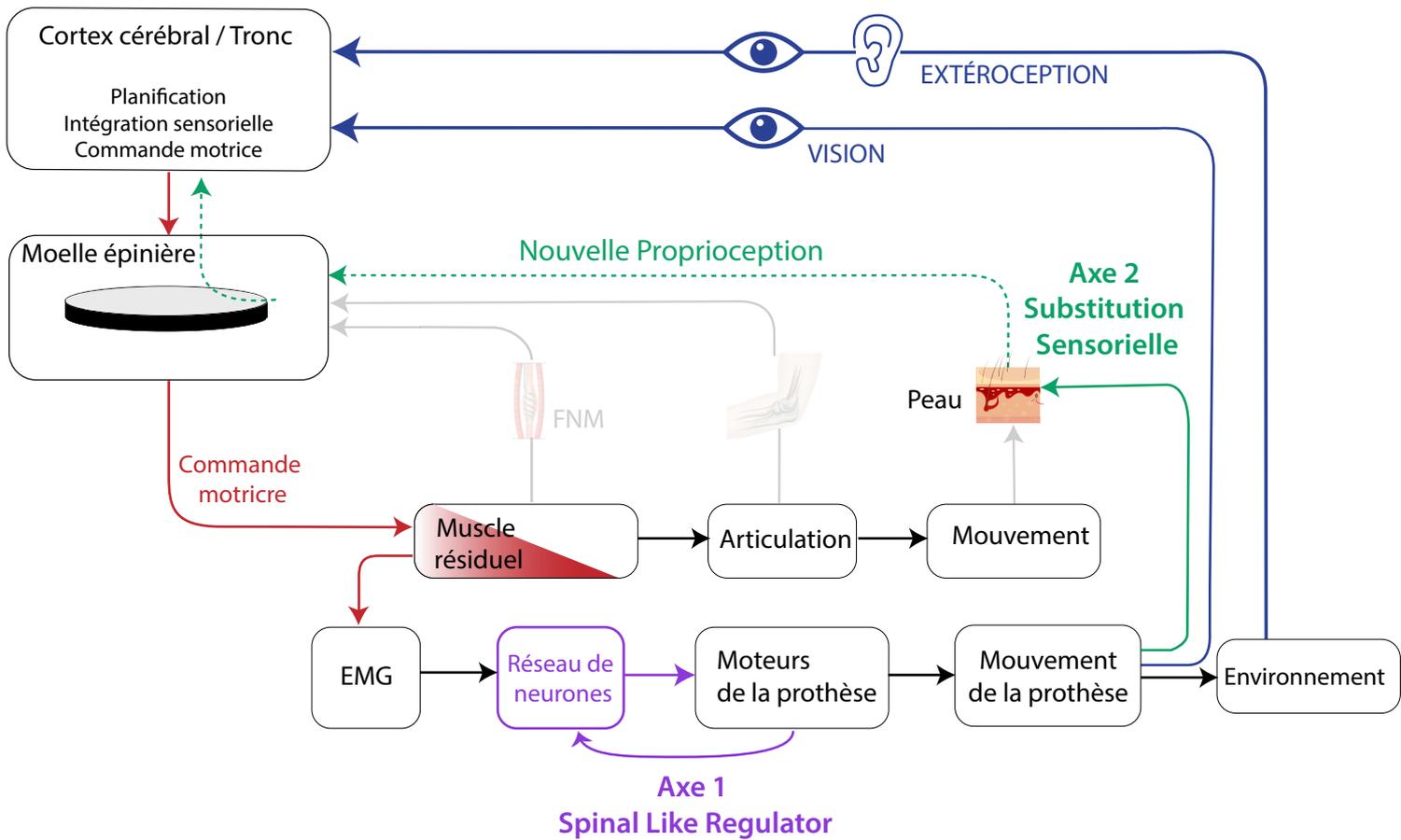
## 10.5 Conclusion

Cette étude nous a permis d'évaluer la mise en place d'un dispositif de substitution sensorielle vibrotactile retranscrivant une partie des informations proprioceptives de l'articulation du coude à savoir l'angle, la direction et la vitesse du mouvement. Avec une seule séance, les sujets ont réussi à contrôler de manière assez précise le bras virtuel pour les conditions de feedback avec la vision seule ou la vision additionnée des vibrations. Pour l'utilisation des vibrations seules, il apparaît que les sujets non amputés ont bien intégré le message vibrotactile et arrivent à se représenter le mouvement du bras de l'avatar virtuel pour atteindre les cibles. Les sujets amputés semblent avoir besoin de plus de temps pour maîtriser le contrôle du bras mais la vibration apporte une information non négligeable du fait des meilleurs résultats par rapport à la condition sans feedback. Aucun effet secondaire n'a été rapporté et la charge de travail requise pour cet exercice est rapporté comme peu importante. Ces résultats nous encouragent à investiguer d'avantage l'effet de ce feedback vibrotactile sur une période d'entraînement plus longue et éventuellement en lien avec d'autres fonctions.



## DISCUSSION ET PERSPECTIVES

---



**Figure 3.1:** Représentation schématique du contrôle sensori-moteur modifié par l'amputation. Les deux axes de travail de la thèse sont insérés afin de mettre en avant les apports que cela implique dans l'amélioration de la commande myoélectrique.

# 1 Rappel des travaux réalisés

A travers les deux parties présentées dans cette thèse nous avons abordé deux des trois problématiques concernant le contrôle des prothèses myoélectriques initialement mises en avant par (Childress, 1980) et plus récemment par Lan *et al.* (2019) et Loeb (2018). Elles concernent la mise en place de réflexes artificiels et la supplémentation d'une sensorialité perdue. Ces travaux ont été réalisés dans le but d'explorer des pistes qui permettent d'aboutir à la création d'une prothèse qui puisse répondre aux besoins des amputés et suppléer leur membre amputé.

La première partie de cette thèse s'est attachée à la modélisation et l'exploration des capacités des boucles sensori-motrices de bas niveau dans la production d'un mouvement de flexion du coude (**Figure 3.1 axe 1**). Nous avons montré qu'il était possible avec un système relativement simplifié mais correctement réglé de produire des mouvements de différentes amplitudes et durées. Nous avons vu que le codage de l'information sensorielle, permise par l'intégrité du fuseau neuromusculaire, était essentielle pour la production d'un mouvement correct qui dépend du bon fonctionnement de la boucle monosynaptique. En effet, la mise en jeu des réflexes de correction et d'ajustement ne peut pas se faire si ces informations sensorielles sont absentes. Une des originalités du travail présenté dans la première partie vient des différents algorithmes utilisés pour optimiser les paramètres afin de tester les capacités de notre réseau. Nous avons introduit le *Goal Exploration Process* (GEP) qui est un algorithme d'exploration basé sur le principe de la curiosité, assez différent des algorithmes d'optimisation couramment utilisés. Ce type d'algorithme est un outil qui pourrait être utilisé par d'autres modèles afin d'explorer de manière assez exhaustive des capacités de ces derniers.

La seconde partie de la thèse s'est focalisée sur le développement et l'utilisation d'un dispositif de substitution sensorielle de la proprioception du coude (**Figure 3.1 axe 2**). Nous avons utilisé des vibreurs de petites tailles afin d'évoquer des sensations tactiles à différentes localisations autour du bras. Nous avons mis en avant les bonnes capacités de discrimination spatiale des sujets sains comme des sujets amputés selon des caractéristiques de stimulations vibrotactiles de faibles durées. La réalisation du couplage entre la commande d'un avatar virtuel avec le retour vibrotactile a mis en lumière les capacités des sujets à utiliser les vibrations comme information d'orientation et de position dans une tâche d'atteinte de cibles. Nous allons voir que cet outil pourrait s'articuler avec d'autres techniques permettant de fournir aux patients un maximum d'informations sur le mouvement en cours.

A plusieurs reprises, nous avons évoqué que le contrôle d'une prothèse myoélectrique le plus naturel possible devrait pouvoir se faire en contrôlant les différentes articulations de manière simultanée et proportionnelle (Jiang *et al.*, 2012b). Ce n'est pas le cas aujourd'hui puisque le contrôle se réalise de manière séquentielle, où les mouvements des différentes articulations sont produits les uns après les autres sous le contrôle de deux électrodes seulement. Les travaux que nous avons initiés ainsi que les avancées dans les autres champs de recherches que nous allons



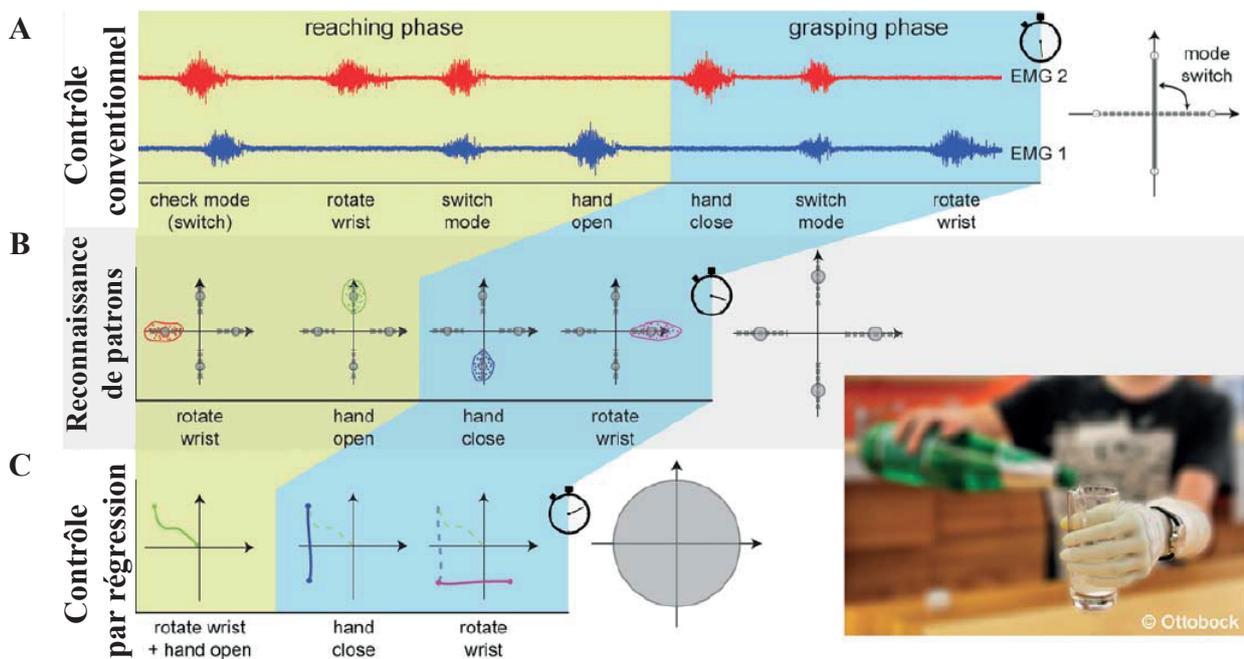
évoquer dans la discussion apportent des pistes de réflexion et des alternatives qui permettent de s'approcher un peu plus de cette commande naturelle.

## **2 Utilisation des réseaux de neurones pour une commande plus naturelle**

L'utilisation de réseaux de neurones est une des approches proposées pour améliorer le contrôle des prothèses. Dans ce contexte, nous avons, d'une part les réseaux biomimétiques comme le SLR que nous avons modélisé, et les réseaux de type réservoir computing d'autre part que nous avons présenté dans la **partie I** de cette thèse. Malgré le développement qu'il nous reste à réaliser sur le réseau SLR et son interfaçage potentiel, l'intérêt pour ce type de modèle fait écho aux travaux de Niu *et al.* (2017). Dans leurs études, les auteurs ont modélisé une paire de muscles antagonistes au niveau du doigt comprenant la boucle réflexe avec les afférences primaires et secondaires, le fuseau neuromusculaire et le motoneurone Gamma responsable de la sensibilité du fuseau. Cette modélisation, très fidèle à la réalité, comprenait plusieurs motoneurons Alpha, modélisant ainsi les activités de différentes unités motrices. Afin de tester l'efficacité de leur modèle dans la gestion de la commande motrice et en réponse à des perturbations, les auteurs ont mis en place un dispositif dans lequel le modèle contrôlait des moteurs reliés aux muscles et tendons d'un avant-bras humain à l'aide de câbles en kevlar. Les chercheurs ont réussi à reproduire une force musculaire semblable à celle d'un humain ainsi qu'une réponse réflexe fidèle à l'originale. Cette approche est très prometteuse lorsque l'on connaît le caractère passif, immobile et rigide des prothèses lorsqu'aucun signal n'est envoyé aux moteurs. Notre réseau présente une dimension bien moins importante que celui de Niu *et al.* (2017) mais intègre les mêmes principes de fonctionnement. Les propriétés de ce genre de modèle pourraient servir d'interface entre le signal d'entrée que sont les EMG et le signal de sortie que sont les commandes des moteurs. Toutefois, les moteurs des prothèses actuelles ne fonctionnent pas comme les muscles et les tendons. Il est donc nécessaire d'évaluer le fonctionnement de ce type de réseau en relation avec des moteurs identiques à ceux des prothèses ou de réfléchir à la commande des articulation par les moteurs à câbles.

## **3 Sources du signal et régulation pour la commande de prothèse**

Nous avons vu qu'un réseau modélisant les boucles sensori-motrices de bas niveau est capable de produire différents mouvements simples et de répondre aux perturbations. Toutefois, la correspondance entre les activités musculaires (commandes descendantes) qui alimentent le



**Figure 3.2** : Figure illustrant le temps nécessaire à la réalisation d'un geste nécessitant une séquence de mouvements. **(A)** Présente le mode de contrôle conventionnel des prothèses myoélectriques du membre supérieur avec l'utilisation de deux électrodes. **(B)** Présente le mode de contrôle utilisant un algorithme de reconnaissance de patrons musculaires. **(C)** Présente la réalisation de la séquence de mouvements au moyen d'un mode de contrôle par régression. Figure extraite de *Farina et al. (2014)*.

réseau et permettent de produire les mouvements de la prothèse n'est pas encore établie. Il est donc important de réfléchir à la manière dont ces signaux doivent être interprétés et interfacés au réseau reproduisant la régulation spinale. Nous allons voir qu'il existe différentes techniques qui permettent de récupérer l'information motrice à plusieurs niveaux du système nerveux. Le contenu de l'information récupérée pouvant être plus ou moins précis, cela est susceptible d'influencer la gestion des moteurs de la prothèse mais aussi les informations que nous pourrions fournir au réseau.

Actuellement, le contrôle d'une prothèse myoélectrique se fait de manière séquentielle. L'activation des moteurs de la prothèse, pour contrôler un degré de liberté, repose sur l'activité de deux muscles antagonistes. Pour un amputé trans-huméral, c'est la contraction du biceps qui va engendrer la fermeture de la main prothétique. L'ouverture sera faite par le triceps. Si le patient veut effectuer un mouvement de prono-supination, il doit changer de mode. La contraction du biceps permettra alors la pronation et celle du triceps la supination. Ce fonctionnement est extrêmement basique et long est contre-intuitif du fait de l'utilisation d'un même muscle pour plusieurs fonctions (**Figure 3.2 A**).

Les nouveaux outils et technologies, concernant la récupération et le traitement du signal musculaire, permettent d'augmenter la qualité et la quantité d'information pour commander différentes articulations sans devoir changer de mode et même tendre vers un contrôle simultané.

Nous voyons de plus en plus apparaître des dispositifs multi-électrodes, permettant d'enregistrer et de classifier les activités musculaires (myoplus, MyoArmband, Co-apt). L'utilisation de classifieurs ou algorithmes de reconnaissance de patrons moteurs, autorise la reconnaissance de plusieurs dizaines de patrons moteurs différents (Pizzolato *et al.*, 2017). On peut alors facilement imaginer que plusieurs patrons moteurs soient identifiables avec les activités des muscles résiduels. Chez les patients amputés, il a notamment été montré que les mouvements du membre fantôme pouvaient évoquer des activités de muscles résiduels enregistrables et discriminables. Ces activités pouvaient être classifiées et dévolues à différents fonctions de la prothèse (Jarrassé *et al.*, 2016). Ces activités pourraient être transférées au réseau de neurones du type de celui développé dans la **partie 1**, qui commanderait ensuite les moteurs de la prothèse de manière à bénéficier de la régulation spinale.

Avec ce type de contrôle, la quantité de patrons détectables détermine le nombre de mouvements réalisables sans avoir besoin de changer de mode. Cependant, malgré la possibilité de sélectionner plusieurs commandes, le contrôle reste toujours un contrôle séquentiel dans le sens où chaque catégorie de mouvement est reconnue séparément. Les différents mouvements de la prothèse ne peuvent donc pas se réaliser en même temps. Toutefois, le fait que les patients n'aient plus à changer de mode d'action, représente déjà un gain de temps considérable pour la réalisation de tâches nécessitant une combinaison de plusieurs mouvements **Figure 3.2B** (Farina *et al.*, 2014)



Afin de s'approcher un peu plus d'un contrôle naturel, il est nécessaire d'aller vers une commande simultanée et proportionnelle des différentes articulations de la prothèse. Plusieurs approches ont été testées, notamment en considérant les activités comprenant la combinaison des degrés de liberté comme une nouvelle classe à identifier (Young *et al.*, 2012; Ortiz-Catalan *et al.*, 2013). Cependant, cela avait tendance à diminuer la qualité du classifieur du fait de l'augmentation du nombre de patrons à reconnaître. Une alternative a été proposée avec la notion de contrôle myoélectrique par régression (Farina *et al.*, 2014) (**Figure 3.2 C**). Pour cette méthode, il est nécessaire d'obtenir une correspondance entre les données EMG et la cinématique. Ce recueil de données se fait pour une série de mouvements prédéterminés. Dans le cas des sujets amputés de manière unilatérale, les données EMG sont récupérées via le membre résiduel et les données cinématiques via le membre non amputé. Il est demandé aux sujets de réaliser de manière simultanée : le mouvement avec le bras sain et la contraction des muscles résiduels qui correspondait au même mouvement avec le membre amputé. Une méthode de régression est ensuite appliquée afin de mettre en place le couplage entre les EMG et les mouvements (Hahne *et al.*, 2014). Une fois les liens établis, cela permet de réaliser des interpolations entre les différentes activités musculaires. Les mouvements ainsi réalisés mobilisent plusieurs articulations simultanément et de manière proportionnelle, comme cela a été montré pour les mouvements de la main (Nielsen *et al.*, 2010; Jiang *et al.*, 2012b). Malgré ces avancées, une partie de la commande motrice reste absente. Il s'agit de la régulation spinale que nous avons étudiée et modélisée. L'ajout d'un contrôleur spinal permettrait la gestion de certaines perturbations suivant une organisation hiérarchique du contrôle moteur.

Une des limites de l'utilisation des EMG de surface vient du fait qu'ils servent d'amplificateurs du message neural et ne représentent que la synthèse d'une activité globale des unités motrices du muscle recruté. Une avancée récente, dans le décodage de l'activité musculaire, propose de décoder les activités unitaires des différentes unités motrices à partir des signaux EMG de surface. Cette alternative permettrait d'exploiter au maximum l'information neurale arrivant sur le muscle. La séparation des potentiels d'actions de chaque unité motrice permet de facilement différencier les mouvements avec une précision quasi égale à celles extraites directement des nerfs, sans avoir besoin de mettre en place un système invasif (Dhillon et Horch, 2005). Dans son étude, Naito (2004) montre que, pour un biceps, les EMG permettent de distinguer des unités motrices codant pour la flexion seule, d'autres pour la supination seule et d'autres encore pour les deux actions simultanée. La richesse de l'information est particulièrement intéressante pour détecter avec précision l'intention du mouvement. Lorsque l'on sait à quel point le signal va être diminué en quantité et en qualité chez les sujets amputés du membre supérieur il est alors intéressant de pouvoir recourir à une méthode permettant de récupérer un signal le plus précis possible. Cette méthode de décodage des EMG de surface nécessite toutefois du matériel très performant comme des EMG hautes densités (HD EMG) sous forme de nappes



d'électrodes. Cela permet d'avoir une quantité de sites d'enregistrements bien plus importante qu'avec des EMG classiques. La décomposition des EMG permettant d'obtenir les activités des unités motrices semble être un moyen fiable à utiliser pour commander des prothèses de membre supérieur. En effet, il a été montré que la force pouvait être estimée à partir des spikes d'assez peu d'unités motrices, avec une variabilité bien inférieure à celle des EMG de surface classique et donc, une meilleure précision. Cela pourrait, entre autre, permettre le contrôle de prothèses dans des tâches fines (Negro *et al.*, 2009). Les signaux provenant des unités motrices seraient particulièrement adaptés pour nourrir un réseau spinal à l'interface entre les signaux et la commande des moteurs de la prothèse.

Les avancées que nous venons de voir autant dans la récupération des signaux musculaires que dans la manière dont ils sont ensuite gérés pour les faire correspondre avec les mouvements de la prothèse, semblent rendre possible un contrôle de plus en plus bio-mimétique. La possibilité de réaliser des mouvements avec plusieurs articulations simultanément et de manière proportionnelle paraît être un objectif atteignable. Toutefois, nous avons vu que la régulation spinale du contrôle sensori-moteur est toujours absente. Les réseaux de neurones reprenant les boucles sensori-motrices physiologiques apparaissent comme une interface idéale pour la mise en place de réponses autonomes telles que des réflexes suite à une déviation de mouvement (Niu *et al.*, 2017; Jalaleddini *et al.*, 2017) ou encore le serrage automatique de la main suite à la détection d'objets glissants (Su *et al.*, 2015). En plus de cela, ces réseaux peuvent être reliés aux différents capteurs présents sur la prothèse afin de retranscrire divers messages sensoriels comme la température ou la douleur (Osborn *et al.*, 2018). L'utilisation efficace de la prothèse par le patient ne pourra se faire si celle-ci gère seule les comportements de réponses sans en lui renvoyer ces informations. Comme le souligne Childress (1980), en plus des réflexes artificiels que la prothèse doit supporter, elle doit rendre compte de son état, des actions qu'elle exécute et suppléer le feedback perdu. Nous avons abordé cette thématique dans la **partie 2** de cette thèse et nous allons ici aller plus loin en présentant différentes options de restitution de la sensorialité.

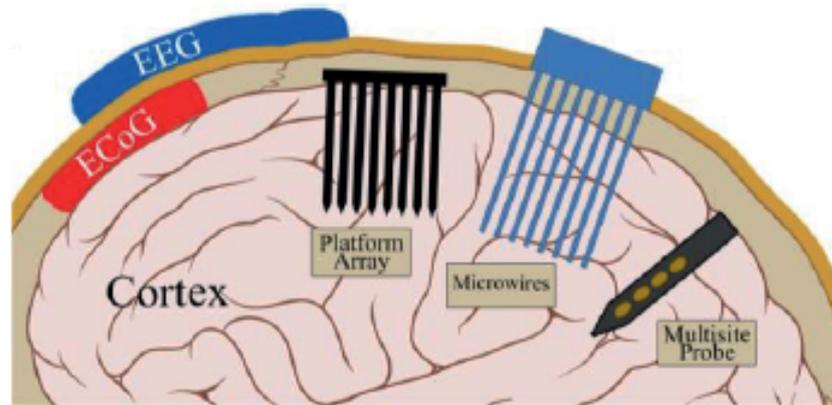
## 4 Redonner un feedback sensoriel

Une des clés du bon fonctionnement du système sensori-moteur, pour réussir une tâche motrice provient de l'intégrité des efférences qu'il envoie et des afférences qu'il reçoit. C'est la condition nécessaire à l'humain pour lui permettre de s'adapter aux changements de l'environnement, mais aussi pour ré-apprendre suite à des blessures (Darian-Smith, 2009). L'amputation va brutalement interrompre le flux d'information sensorielle d'une partie du membre. Cette absence d'information va engendrer des modifications structurelles au niveau du système nerveux central comme la moelle épinière (Devor et Wall, 1978) et le cortex moteur et somato-sensoriel (Karl *et al.*, 2001). La nécessité de redonner une information sensorielle au patient est reconnue



depuis de nombreuses années comme prioritaire pour l'amélioration de la qualité de vie des personnes amputées (Childress, 1980; Antfolk *et al.*, 2013). Sa mise en place est complexe du fait qu'il est difficile, voire impossible, de renvoyer l'ensemble des informations perdues. Même avec les techniques les plus avancées, le flux d'information sera forcément dégradé. D'autre part, se pose la question de l'interface par laquelle transmettre ce message. Des solutions invasives et non invasives apparaissent qui pourraient être des options intéressantes. Nous allons en présenter plusieurs classés par un niveau de développement et de complexité croissant, pour des possibilités d'implémentation à court terme pour les plus simples, et à long terme pour les plus complexes. Pour chacune des technologies, nous discuterons la manière dont elles pourraient s'articuler avec notre travail

A court terme, car c'est peut-être ce qui demande le moins de développement technologique, ce sont certainement les dispositifs de substitution sensorielle non invasifs qui pourraient rapidement intégrer et venir enrichir la fonctionnalité des prothèses. Nous avons introduit ce type de dispositif dans la **partie II** de la thèse. Les caractères peu encombrant, peu coûteux et facile d'utilisation ont été mis en avant, ce qui en fait une technologie de choix. Parmi les expériences réalisées avec ce type de stimulus, l'originalité de notre travail se trouve dans le fait de l'avoir couplé à un contrôle en ligne (mouvement de flexion continu) dans lequel le message sensoriel était donné avec des durées de stimulations très brèves. Un système récemment commercialisé qui se rapproche le plus de notre dispositif est le système MAXSENS (Isaković *et al.*, 2017). Il est très similaire au notre, à la fois dans sa disposition puisqu'il se positionne autour du bras et dans son fonctionnement. C'est un bracelet d'électrodes fournissant un feedback électrotactile paramétrable en termes d'intensité, de fréquence et de localisation des stimulations. Ce type de dispositif non invasif est très peu encombrant et très modulable. Cependant, comme pour le notre, il nécessite une réflexion sur le type de feedback que nous souhaitons restituer (force, orientation, vitesse, surface etc. . .) ainsi que sur le type de codage que nous voulons lui attribuer (intensité, localisation, fréquence, durée. . .). Nous gardons à l'esprit les recommandations de Peerdeman *et al.* (2011) qui rappelle que pour être fonctionnel, le feedback doit être facile à apprendre et le plus intuitif possible. Si l'apprentissage demande un degré d'interprétation trop important, celui-ci ne sera pas efficacement utilisé voir abandonné. Dans leur étude Isaković *et al.* (2017) ont mis en place un codage qui permettait de retranscrire les mouvements d'ouverture et de fermeture de la main et de la prono-supination. Deux patrons d'activation ont été développés pour chacun des mouvements. Par rapport à notre dispositif, il serait intéressant de le tester sur des modalités de codages identiques afin de voir si une préférence ou une facilité d'intégration ressort entre les deux produits. Nous pouvons également imaginer que certaines modalités sensorielles seraient plus facilement transmises par des vibration alors que d'autres le seraient plus via des stimulations électriques. Enfin, une utilisation complémentaire pourrait également être envisagée. Les récepteurs cutanés sollicités étant différents pour ces deux stimuli, nous pouvons penser qu'une utilisation conjointe des deux dispositifs permettrait d'enri-



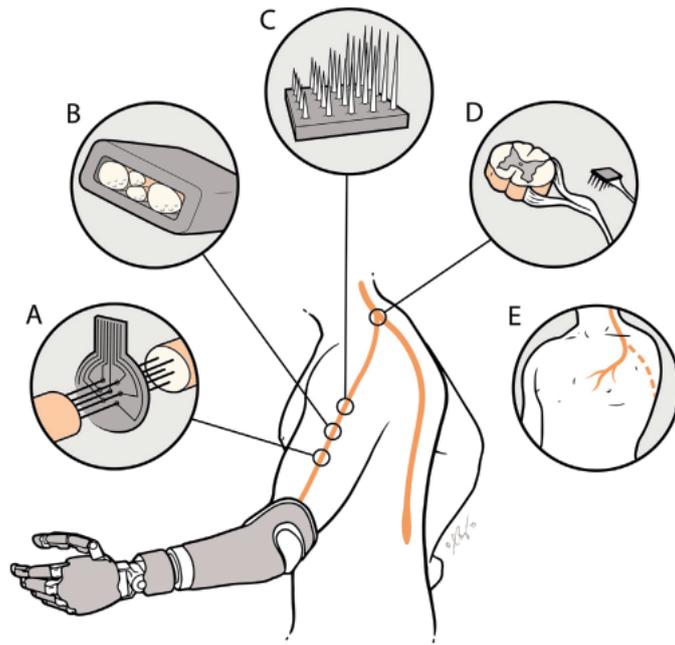
**Figure 3.3** : Illustration des différents types d'électrodes implantables au niveau du cerveau. L'électroencéphalographie (EEG) requiert des électrodes qui s'apposent à la surface du crâne, l'électrocorticographie (ECoG) utilise des électrodes posées à la surface du cerveau, les électrodes de types «*plateforme array*» traversent le cerveau et restent à sa surface alors que les électrodes «*microwires*» ressortent au niveau du crâne. Enfin, les sondes (probes) sont entièrement à l'intérieur du cerveau. Image extraite de *Weltman et al. (2016)*.

chir les informations sensorielles renvoyées aux sujets. Cette piste a été explorée par (D'Alonzo *et al.*, 2013; D'Alonzo *et al.*, 2013) où les auteurs ont montrés que les signaux produits étaient discriminables entre eux et qu'ils permettaient de produire différents types de messages.

Dans une perspective à plus long terme, des technologies invasives semblent prometteuses. Les avancées rapides dans le développement des neuro-technologies ont vu l'émergence de nouvelles interfaces neurales ayant pour objectif de communiquer les informations sensorielles dans un langage directement interprétable par le cerveau (Hiremath *et al.*, 2017). On retrouve deux types d'interfaces. La première concerne les électrodes directement implantables au niveau du cerveau (Salas *et al.*, 2018; De Lafuente, 2018), la seconde, les électrodes fixées sur les nerfs périphériques (Dhillon et Horch, 2005; Dhillon *et al.*, 2004).

Les expériences réalisées avec les électrodes cérébrales ((**Figure 3.3**) ont montré qu'il était possible de restaurer la perception lorsque la zone du cortex somato-sensoriel primaire dédiée à la main était stimulée chez des personnes atteintes de lésion de la moelle épinière (Bensmaia et Miller, 2014; Salas *et al.*, 2018; De Lafuente, 2018). De même, les microstimulations intracorticales ont permis d'évoquer des sensations cutanées et proprioceptives (Dadarlat *et al.*, 2015; Dadarlat et Sabes, 2016; Salas *et al.*, 2018). Cette piste semble intéressante car l'utilisation des matrices d'électrodes dans le cortex somato-sensoriel est de plus en plus fiable et performante. Cette interface pourrait être couplée avec le réseau de type SLR que nous avons modélisé. EN effet, le réseau que nous avons modélisé transforme les signaux des commandes descendantes en une commande motrice. De plus, il récupère les signaux des organes tendineux de Golgi et du fuseau neuromusculaire simulés. Nous pouvons alors envisager deux scénarios. Soit le codage fréquentiel du fuseau neuromusculaire et de l'organe de Golgi sont directement envoyés au cortex, soit le signal envoyé est le fruit de l'intégration par le SLR. En effet dans leur article Dadarlat *et al.* (2015) renvoient au cortex non pas l'information de la position exacte de la main mais sa position relative à une cible invisible. Ils montrent que les singes sont capables d'interpréter cette information et de retrouver l'emplacement de la cible. Nous pouvons donc nous poser la question de savoir quelle information serait la plus pertinente à renvoyer aux sujet entre une information unitaire (angle, force) où son intégration par rapport à la tâche en court.

A aspect relatif que codage de l'information reste toutefois à clarifier. Les signaux nerveux naturelles comme les signaux que nous simulons sont codés de manière fréquentielle (fréquence de décharge). La première idée qui nous vient est donc de récupérer le codage fréquentiel des éléments de la simulation et de les envoyer directement à l'électrode corticale. Il est cependant possible que la fréquence obtenue avec notre modèle retranscrivant l'allongement musculaire, ne corresponde pas forcément à la fréquence d'encodage de la même modalité au sein du cortex sensoriel. L'unité étant la même nous pouvons espérer qu'une correspondance pourrait être établie. Avec ces exemples, nous voyons que des travaux permettent de répondre à ces différents points sont encore nécessaires à la mise ne place d'interfaces performantes.



**Figure 3.4** : Illustration des différents types d'électrodes implantables au niveau des nerfs périphériques : **(A)** électrodes régénératives, **(B)** électrodes extra-fasciculaires, **(C)** électrodes intra-fasciculaires, **(D)** implant ganglionnaire de la racine dorsale **(E)** réinnervation sensorielle ciblée. Image extraite de *Saal et Bensmaia (2015)*.

A la différence des patients présentant une lésion de la moelle épinière, les nerfs cheminant à travers la moelle épinière des personnes amputées ne sont pas endommagés. Le cerveau n'a donc pas nécessairement besoin d'être directement implanté pour qu'une information sensorielle lui parvienne. Nous pouvons utiliser d'autres substrats comme par exemple les nerfs.

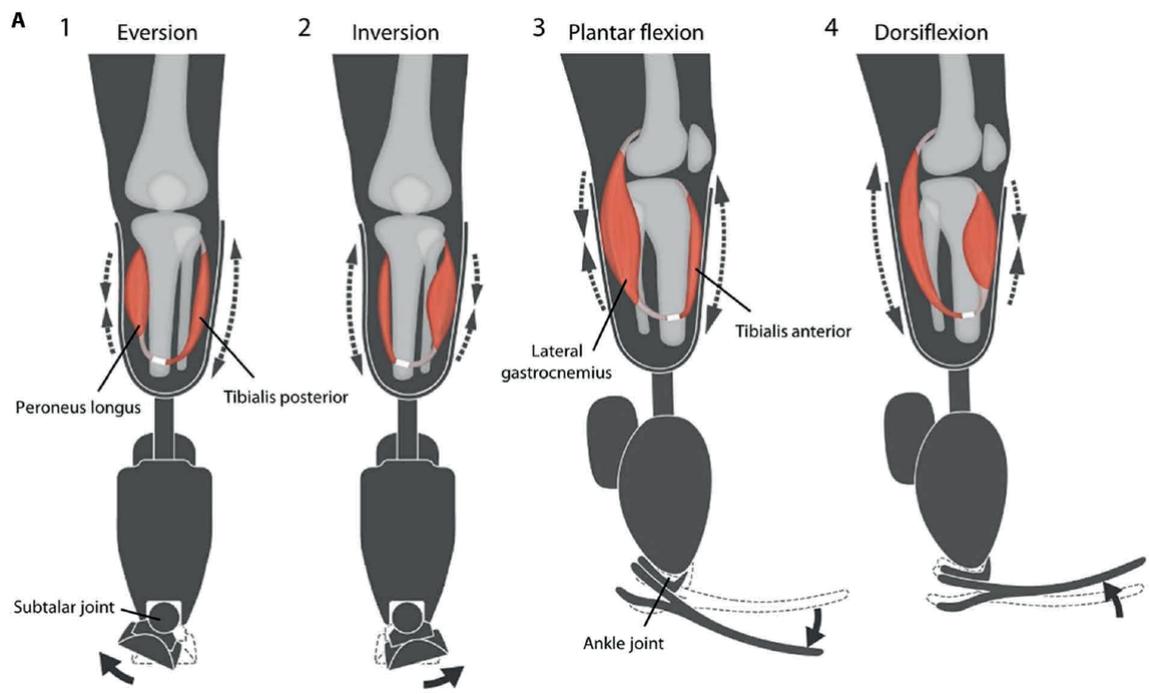
Toujours dans les techniques invasives, on retrouve les micro-électrodes implantées au niveau des nerfs périphériques. Il en existe différents modèles illustrés en **Figure 3.4**. Malgré leur forme et la manière dont elles se placent sur, dans ou autour des nerfs, le fonctionnement reste le même. La stimulation par électrodes intrafasciculaires a montré qu'elle pouvait engendrer des signaux discriminables, évoquant des sensations provenant du membre amputé. Elles étaient interprétées par le cerveau comme des sensations de toucher, de mouvement articulaire, ou encore de position (Dhillon *et al.*, 2004). Des travaux réalisés avec un autre type d'électrodes intrafasciculaires qui s'apposent en surface du nerf, ont permis d'évoquer des sensations sur des zones bien identifiables de la main (Clark *et al.*, 2011; Rijnbeek *et al.*, 2018). Ces électrodes semblent être une piste prometteuse et leur fiabilité sur le long terme a été démontrée grâce à une étude évaluant son fonctionnement sur plus de 3 années consécutives (Graczyk *et al.*, 2019). Comme pour les électrodes cérébrales, le réseau de neurones que nous avons développé pourrait être l'interface idéale pour transmettre les signaux sensoriels notamment les signaux liés à la proprioception que nous avons avec la modélisation des fuseaux neuromusculaires et des organes tendineux de Golgi. Deux limites sont encore présentes et ne nous permettent pas d'avoir une correspondance directe entre (i) le signal que nous récupérons au sein de notre modèle, (ii) le mouvement réalisé par la prothèse et (iii) le signal perçu par le sujet lors de la stimulation nerveuse. En effet, notre modèle se base sur les mouvements produits par des muscles aux propriétés visco-élastiques. Or, les prothèses actuelles fonctionnent avec des moteurs n'ayant pas ces propriétés. Les informations de variation de vitesse que nous avons de manière simulée avec notre réseau ne correspondent pas à celle des moteurs de la prothèse. Il reste donc des ajustements à faire à ce niveau soit en modélisant des moteurs et non des muscles dans notre modèle soit en travaillant au développement de prothèses incluant des actionneurs avec des propriétés visco-élastiques. La seconde limite réside dans le fait que le codage fréquentiel des stimulations réalisées avec ces électrodes pour produire des sensations particulières est différent pour chaque patient. Alors qu'une fréquence évoquée sur le nerf d'un patient va induire une sensation de toucher, la même fréquence chez un autre patient va induire une sensation de mouvement. Cela est probablement dû au fait que le protocole de stimulation ainsi que la localisation de l'électrode ne parviennent pas à retranscrire le signal neural à l'état naturel. Le paramétrage du signal sensoriel nécessite donc un travail d'exploration et de calibration précis et individuel. Toutefois, les avantages de retrouver des sensations réelles vis à vis du membre amputé en comparaison des signaux artificiellement créés par un dispositif de substitution sensorielle, méritent de poursuivre les recherches afin d'améliorer notre compréhension du codage de l'information sensorielle.



Un autre phénomène permettant d'évoquer des sensations au niveau du membre amputé est la sensation tactile évoquée (Chai *et al.*, 2015). Celle-ci est consécutive à la repousse nerveuse des suites de l'amputation. Chez certains patients, le moignon est alors le siège de sensations se référant à la partie amputée. Cela peut concerner un ou plusieurs doigts, ou encore la paume de la main (Kuiken *et al.*, 2007). La stimulation de ces zones fait directement écho avec les zones du cortex somato-sensoriel dévolues aux parties amputées. Il apparaît donc intéressant de pouvoir les stimuler à la surface de la peau afin de restaurer des sensations naturelles. Nous pouvons envisager une utilisation légèrement détournée de notre dispositif vibrotactile. Les zones de stimulation étant facilement identifiables, une matrice de vibreurs ou un manchon avec des espaces pour les vibreurs pourrait être apposé sur la peau des patients. Les vibreurs seraient alors spécifiquement positionnés sur les points à stimuler. Ensuite, la modulation du signal en terme de fréquence, d'intensité ou encore de durée pourrait permettre de retranscrire différents message (pression, mouvement etc...). L'avantage de stimuler directement ces zones cutanées nous permettent de nous référer aux régions du cortex somato-sensoriel dédiées au membre amputé. Le dispositif de substitution sensorielle ne stimule pas directement ces zones référées et nécessite une interprétation et un apprentissage vis-à-vis du signal envoyé.

Cette sensation évoquée a été amplifiée grâce à l'utilisation d'une technique chirurgicale qu'est la réinnervation ciblée (Kuiken *et al.*, 2007). Cette technique a été développée dans un premier temps pour augmenter les entrées motrices et permettre aux patients de commander plusieurs degrés de libertés de leur prothèse tout en évoquant une commande naturelle. Elle a ensuite été appliquée à la réinnervation sensorielle cutané (Hebert *et al.*, 2013). Il en résulte qu'après la repousse nerveuse, la stimulation des zones cutanées où les nerfs ont été reconnectés permet d'évoquer des sensations se référant au membre amputé. Cette technique a permis d'élargir l'étendue des sensations évoquées et de recréer une somatotopie sensitive au niveau de la zone réinnervée. Toutefois le résultat de la réinnervation est imprédictible et différent pour chaque patient au niveau de la localisation et du type de sensation. Dans leur article, Kuiken *et al.* (2007) décrivent à la fois des sensations tactiles précises, mais aussi des sensations diffuses ou encore des sensations de position angulaire des doigts voire même des sensations d'étirement de la peau. L'utilisation de stimulations vibrotactiles prend ici tout son sens. Une cartographie des sensations évoquées étant réalisée, la stimulation de ces zones permettra de renvoyer un message précis en congruence avec les zones de la prothèse qui seraient mobilisées ou touchées. Les patients pourraient littéralement "sentir" leur prothèse ou les zones de la main. Cette technique est une piste de recherche intéressante pour explorer et mieux comprendre les mécanismes de réinnervation ainsi que le codage sensoriel des messages nerveux.

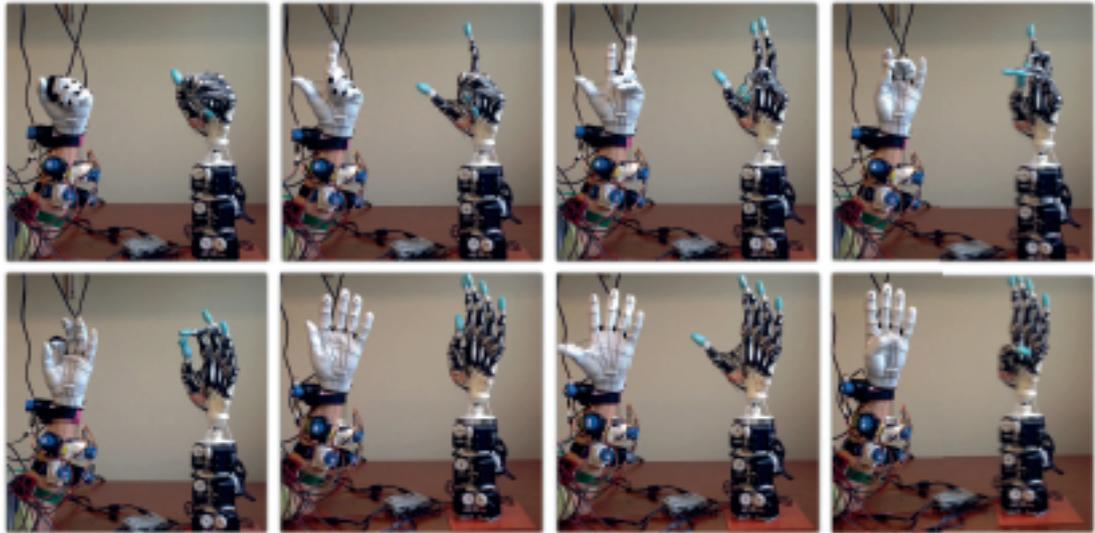
Toujours dans une approche chirurgicale, Clites *et al.* (2018) proposent une technique permettant de restituer la proprioception en se servant des reliquats tendineux naturels. Leur protocole s'applique uniquement au membre inférieur mais introduit un concept intéressant. Leur



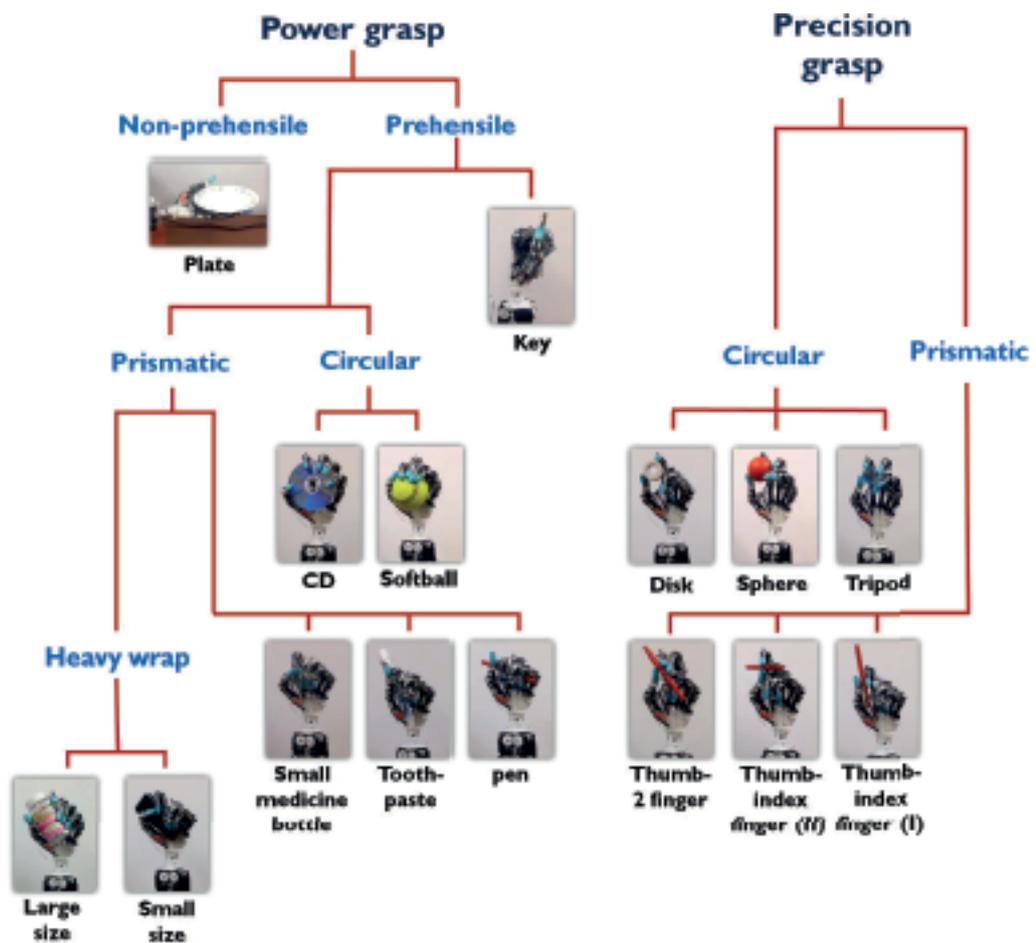
**Figure 3.5** : Interface myo-neurale avec la présence des muscles antagonistes pour les fonctions de flexion et extension ainsi que pour les fonctions d'inversion et d'éversion de la cheville. Image extraite de *Clites et al. (2018)*.

approche consiste à se servir des muscles résiduels pour créer une jonction musculo-tendineuse. Au lieu de fixer l'ensemble de la partie distale du muscle pour faire le capitonnage du moignon, certains muscles antagonistes sont reliés entre eux par un tunnel tendineux. Cela permet de préserver la dynamique musculaire par les actions d'étirements et de contractions réciproques. De plus, le mouvement ainsi produit permet aux mécanorécepteurs musculaires et tendineux de jouer pleinement leur rôle. Dans le cas présenté, deux sensations proprioceptives au niveau de la cheville sont ainsi retrouvées. Il s'agit de la perception des mouvements de flexion dorsale / flexion plantaire et d'inversion / éversion. Pour les mouvements de flexion, ce sont les muscles tibial antérieur et soléaire qui sont reliés l'un à l'autre (**Figure 3.5**). Pour les mouvements d'inversion-éversion la liaison se fait entre le tibial postérieur et le fibulaire. Lors de la contraction du tibial antérieur, l'EMG de surface enregistre l'activité musculaire et active les moteurs pour réaliser une flexion dorsale de la cheville prothétique. En se contractant, le tibial antérieur entraîne l'étirement du muscle soléaire. L'étirement est ainsi transmis par le fuseau neuromusculaire ce qui permet au patient d'avoir une proprioception naturelle et de réellement ressentir le mouvement produit grâce à l'allongement musculaire. Deux aspects liés à la mise en place de l'interface myo-neurale ressortent de leur étude. Le premier est que les patients améliorent le contrôle de leur prothèse par rapport aux sujets qui ont une prothèse classique. Le second est que des comportements qualifiés de réflexes naturels réapparaissent notamment dans la montée des marches. Lors de la phase de non appui les sujets réalisent une flexion dorsale de manière automatique comme le ferait un sujet non amputé afin que le pied (prothétique) se pose au bon endroit.

Bien que cette technique soit uniquement réalisée au niveau du membre inférieur, elle démontre la possibilité de mettre en place un système où une réponse physiologique réflexe réapparaît en congruence avec les mouvements de la prothèse. De cette manière, l'interaction entre l'Homme et la machine paraît tirer le meilleur des deux systèmes. Bien évidemment, se pose la question de la faisabilité d'une transposition de cette technique pour le membre supérieur. Nous pourrions imaginer la mise en place d'un tunnel permettant la jonction entre le biceps et le triceps pour des personnes amputées au niveau huméral ou entre les fléchisseurs et extenseurs des doigts pour des personnes amputés au niveau radial. Le succès d'une telle manœuvre dépend de plusieurs facteurs pour lesquels nous n'avons pas encore de réponse dont celle de savoir quelle est la meilleure localisation pour réaliser ce tunnel. L'opération nécessite un temps d'immobilisation pour la cicatrisation des tissus, or, les muscles et les tendons doivent être mobilisés pour éviter la fibrose qui fixerait le tunnel fibreux avec les tendons suturés. Quelles techniques doit-on utiliser pour limiter cette fibrose ? Comment être sûre que la suture permette de redonner la sensation proprioceptive ? Nous voyons qu'il est nécessaire d'élargir les expertises pour continuer dans cette direction mais cette piste est intéressante car elle tire le maximum des capacités des muscles résiduels. De plus, avec ce type de chirurgie, une partie de la proprioception est naturellement restituée. Nous pouvons alors imaginer y ajouter notre dispositif de substitution sensorielle qui aurait pour rôle d'enrichir le message en restituant des informations d'une



**Figure 3.6** : Photographies illustrant le processus de téléopération réalisé avec une main robotique biomimétique. Images extraites de *Xu et Todorov (2016)*.



**Figure 3.7** : Taxonomie des différentes prises réalisées avec la main robotique biomimétique. Images extraites de *Xu et Todorov (2016)*.

autre modalité comme la position. En effet, les prothèses de membre supérieur fonctionnent sur un mode où la force de contraction est proportionnelle à la vitesse de rotation des moteurs. Lorsque la contraction s'arrête, la prothèse s'arrête de bouger. Si le mouvement doit se réaliser en plusieurs fois, les patients ont accès à l'information de vitesse de rotation grâce à la tension musculaires qu'ils ressentent mais n'ont pas forcément l'information de la position de départ du mouvement. La combinaison avec un système de substitution sensorielle prend alors tout son sens en permettant de donner aux patients des repères spatiaux.

## 5 Prothèses et antropomorphisme

Dans cette discussion, nous avons présenté les pistes d'amélioration du contrôle des prothèses de membre supérieur reposant (i) sur les techniques de recueil du signal moteur, (ii) sur le traitement et la transformation de ce signal en une commande pour les actionneurs, et (iii) sur les informations des actions de la prothèse à redonner au sujet (feedback). Dans une vision encore plus large abordant les améliorations en cours qui dessinent le futur des prothèses, un champ entier est dédié à la conception mécanique de la prothèse et aux moteurs qui la contrôlent.

Les prothèses actuelles ont le défaut commun d'être lourdes et de taille conséquente. Le poids est majoritairement dû aux moteurs et aux batteries embarquées qui sont situées dans la partie distale de la prothèse. Cela augmente considérablement le moment d'inertie rendant la suspension désagréable lorsque la prothèse est portée toute la journée. Le domaine de la recherche en robotique et mécatronique humanoïde tente d'apporter des solutions à deux problèmes que sont la réalisation de robots ayant un aspect et un comportement biomimétique tout en ayant un poids le plus raisonnable possible. Un autre défi se trouve dans la réalisation de mouvements souples reproduisant le comportement musculaire visco-élastique des membres ainsi que l'élasticité des tendons permettant de réaliser de multiples prises notamment au niveau de la main.

Un modèle de main très prometteur a été développé par Xu et Todorov (2016). Il est entièrement imprimé en 3D et reproduit le squelette des os de la main (carpe, métacarpe et phalanges). Sa particularité réside dans la reproduction du système extenseur. Les auteurs ont réussi à créer un système très complexe qui intègre les liaisons interosseuses, le système des poulies ou encore les différents points où le système extenseur se fixe sur les phalanges. L'ingéniosité dans ce modèle vient de la matière élastique utilisée pour imprimer le système extenseur. Cela permet de transmettre les forces produites par les tractions des câbles qui représentent les tendons. Cette reproduction hautement anthropomorphique a été testée dans une tâche de téléopération (**Figure 3.6**) et de manipulation d'objets de différentes dimensions (**Figure 3.7**). Dans cette expérience, ils ont réussi à reproduire une quantité de prises et de postures très fonctionnelles. Cette main semble bien plus légère que les produits existants mais reste extrêmement fragile



et n'est pas encore adaptée à une utilisation régulière. Cependant, la fonctionnalité qu'elle présente reste une piste à explorer.

Toujours dans le domaine de la robotique biomimétique, certaines équipes parlent de *soft robotics* (Pfeifer *et al.*, 2013). Ce domaine a pour but de créer des robots inspirés des principes biologiques qui pourraient interagir avec les humains en toute sécurité et dans n'importe quel milieu. Les solutions que les chercheurs de ce domaine ont réussi à développer pour réaliser des mouvements pourraient se transférer aux prothèses myoélectriques. Un premier exemple est illustré avec le robot Roboy (Pfeifer *et al.*, 2013). Les moteurs développés pour mettre en mouvement le robot sont formés d'un contrôleur qui met un câble en tension, lui-même guidé par une poulie à travers un système comprenant un ressort. Ainsi, lorsque le moteur est activé, le câble s'enroule et produit un comportement analogue à celui d'un muscle en déformant le ressort. Un système sensoriel est également développé, comprenant un capteur de force et deux autres capteurs pour estimer la position angulaire. Pour ces derniers, un capteur estime la position du moteur lors du mouvement et l'autre donne la position à chaque fois que le moteur est activé. Les informations provenant de ces trois capteurs donnent une estimation directe de la force produite et de la longueur du muscle à l'instar des organes tendineux de Golgi et des fuseaux neuromusculaires.

Toujours dans le domaine de la *soft robotique*, un autre type de moteur permettant de reproduire des comportements biomimétique est proposé. Il s'agit des moteurs pneumatiques de type McKibben (Tondu et Lopez, 2000). Dans les travaux de Das *et al.* (2016a), les chercheurs ont développé un bras robotique composé de plusieurs muscles avec 7 degrés de libertés auquel qu'ils ont testé pour la réalisation de mouvements de différentes amplitudes. Le réglage des muscles pneumatiques a permis de réaliser des mouvements sans oscillations avec un ajustement possible de la raideur du mouvement en fonction de la pression au sein des muscles. Ces muscles ont la particularité de pouvoir répondre rapidement et d'absorber certaines perturbations. Cela leur a permis de réaliser des mouvement explosifs comme des mouvements de lancer de balle (Das *et al.*, 2016b).

Les modèles que nous venons de présenter sont des pistes intéressantes à explorer. Ces types de moteurs aux comportements biomimétiques seraient une solution à implémenter dans un système de contrôle intégrant notre réseau SLR. En effet, celui-ci a été développé pour mettre en action un système musculo-squelettique reproduisant les comportements musculaires avec leur propriétés visco-élastiques. Le couplage avec les moteurs de la soft robotique comme ceux de la main de Todorov semble donc approprié.



## 6 Conclusion

L'ensemble des travaux présentés s'inscrit dans une réflexion autour de ce que Lan *et al.* (2019) appellent la compatibilité neurale. Cela désigne le fait de réussir l'association entre le contrôle sensori-moteur humain et la prothèse externe permettant une communication efficace entre l'Homme et la machine. A travers cette discussion, nous avons vu et abordé les différents aspects qui constituent le contrôle des prothèses et les liens qui existent entre eux. Chacun de ces aspects constitue un domaine de recherche. Le défi est de réussir à les regrouper afin de répondre à l'ensemble des problématiques du contrôle et de l'intégration des prothèses myo-électriques de membre supérieur. Durant cette thèse nous nous sommes concentrés sur 2 de ces aspects que sont la transformation du signal en une commande physiologique et la substitution sensorielle. Aux vues des résultats que nous avons obtenus et des avancées qui se produisent en parallèle dans la communauté scientifique, il est évident que ce domaine de recherche est en plein essor. Cette thématique est à la jonction entre les domaines variés que sont les neurosciences, l'ingénierie, la santé et la robotique. Les projets à réaliser autour de ces travaux nécessitent des collaborations enrichissantes d'un point de vue scientifique et intellectuel. En effet, il est nécessaire de comprendre les problématiques de chaque domaine et de les intégrer pour aboutir à une solution à la fois fonctionnelle et répondant à un besoin humain et social. Les outils de plus en plus performants étant à notre disposition pour explorer et comprendre les mécanismes du contrôle sensori-moteur, nous pouvons être optimistes sur l'avenir de la prise en charge des patients victimes d'une amputation du membre supérieur.



# RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

---

Abidemi Bolu AJIBOYE et R Fff WEIR : A heuristic fuzzy logic approach to emg pattern recognition for multifunctional prosthesis control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3):280–291, 2005.

Youhei AKIMOTO, Yuichi NAGATA, Isao ONO et Shigenobu KOBAYASHI : Bidirectional relation between cma evolution strategies and natural evolution strategies. *In International Conference on Parallel Problem Solving from Nature*, pages 154–163. Springer, 2010.

Jess G ALCID, Christopher S AHMAD et Thay Q LEE : Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clinics in sports medicine*, 23(4):503–517, 2004.

Richard A ANDERSEN, Lawrence H SNYDER, David C BRADLEY et Jing XING : Multimodal representation of space in the posterior parietal cortex and its use in planning movements. *Annual review of neuroscience*, 20(1):303–330, 1997.

Christian ANTFOLK, Anders BJÖRKMAN, Sven-Olof FRANK, Fredrik SEBELIUS, Göran LUNDBORG et Birgitta ROSEN : Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin. *Journal of rehabilitation medicine*, 44(8):702–707, 2012a.

Christian ANTFOLK, Marco D'ALONZO, Marco CONTROZZI, Göran LUNDBORG, Birgitta ROSÉN, Fredrik SEBELIUS et Christian CIPRIANI : Artificial redirection of sensation from prosthetic fingers to the phantom hand map on transradial amputees : vibrotactile versus mechanotactile sensory feedback. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 21(1):112–120, 2012b.

Christian ANTFOLK, Marco D'ALONZO, Birgitta ROSEN, Göran LUNDBORG, Fredrik SEBELIUS et Christian CIPRIANI : Sensory feedback in upper limb prosthetics. *Expert review of medical devices*, 10(1):45–54, 2013.

Diane J ATKINS, Denise CY HEARD et William H DONOVAN : Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. *JPO : Journal of Prosthetics and Orthotics*, 8(1):2–11, 1996.

Paul Bach-y RITA : *Brain mechanisms in sensory substitution*. Academic Press Inc, 1972.

Paul Bach-y RITA : Tactile vision substitution : past and future. *International Journal of Neuroscience*, 19(1-4):29–36, 1983.



- Paul Bach-y RITA : Tactile sensory substitution studies. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1013(1):83–91, 2004.
- Paul Bach-y RITA, Carter C COLLINS, Frank A SAUNDERS, Benjamin WHITE et Lawrence SCADDEN : Vision substitution by tactile image projection. *Nature*, 221(5184):963, 1969.
- Paul Bach-y RITA et Stephen W KERCEL : Sensory substitution and the human–machine interface. *Trends in cognitive sciences*, 7(12):541–546, 2003.
- Mohamed BENALI-KHOUDJA, Moustapha HAFEZ, Amaury SAUTOUR et Sylvie JUMPERTZ : Towards a new tactile language to communicate emotions. *In IEEE International Conference Mechatronics and Automation, 2005*, volume 1, pages 286–291. IEEE, 2005.
- R BENECKE, H-M MEINCK et B CONRAD : Rapid goal-directed elbow flexion movements : limitations of the speed control system due to neural constraints. *Experimental Brain Research*, 59(3):470–477, 1985.
- Sliman J BENSMAIA et Lee E MILLER : Restoring sensorimotor function through intracortical interfaces : progress and looming challenges. *Nature Reviews Neuroscience*, 15(5):313, 2014.
- NA BERNSTEIN : Dexterity and its development. latash ml, turvey m, editors, 1996.
- 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.
- Lucie BRUNET, Christine MEGARD, Sabrina PANEELS, Gwenael CHANGEON, Jose LOZADA, Marie P DANIEL et Françoise DARSEZ : “invitation to the voyage” : The design of tactile metaphors to fulfill occasional travelers’ needs in transportation networks. *In 2013 World Haptics Conference (WHC)*, pages 259–264. IEEE, 2013.
- 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.
- Jessica Katherine BURNS et Gunnar BLOHM : Multi-sensory weights depend on contextual noise in reference frame transformations. *Frontiers in human neuroscience*, 4:221, 2010.
- Guohong CHAI, Xiaohong SUI, Si LI, Longwen HE et Ning LAN : Characterization of evoked tactile sensation in forearm amputees with transcutaneous electrical nerve stimulation. *Journal of neural engineering*, 12(6):066002, 2015.
- Andrew CHAN, Karon MACLEAN et Joanna MCGRENERE : Learning and identifying haptic icons under workload. *In First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics Conference*, pages 432–439. IEEE, 2005.



- Aniruddha CHATTERJEE, Pravin CHAUBEY, Jay MARTIN et Nitish THAKOR : Testing a prosthetic haptic feedback simulator with an interactive force matching task. *JPO : Journal of Prosthetics and Orthotics*, 20(2):27–34, 2008.
- Baojun CHEN, Yanggang FENG et Qining WANG : Combining vibrotactile feedback with volitional myoelectric control for robotic transtibial prostheses. *Frontiers in neurorobotics*, 10:8, 2016.
- Hillel J CHIEL et Randall D BEER : The brain has a body : adaptive behavior emerges from interactions of nervous system, body and environment. *Trends in neurosciences*, 20(12):553–557, 1997.
- Dudley S CHILDRESS : Closed-loop control in prosthetic systems : historical perspective. *Annals of biomedical engineering*, 8(4):293–303, 1980.
- Seungmoon CHOI et Katherine J KUCHENBECKER : Vibrotactile display : Perception, technology, and applications. *Proceedings of the IEEE*, 101(9):2093–2104, 2012.
- Roger W CHOLEWIAK : The perception of tactile distance : Influences of body site, space, and time. *Perception*, 28(7):851–875, 1999.
- Roger W CHOLEWIAK, J Christopher BRILL et Anja SCHWAB : Vibrotactile localization on the abdomen : Effects of place and space. *Perception & psychophysics*, 66(6):970–987, 2004.
- Roger W CHOLEWIAK et Amy A COLLINS : Vibrotactile localization on the arm : Effects of place, space, and age. *Perception & psychophysics*, 65(7):1058–1077, 2003.
- Christian CIPRIANI, Marco D’ALONZO et Maria Chiara CARROZZA : A miniature vibrotactile sensory substitution device for multifingered hand prosthetics. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 59(2):400–408, 2011.
- Christian CIPRIANI, Franco ZACCONE, Silvestro MICERA et M Chiara CARROZZA : On the shared control of an emg-controlled prosthetic hand : analysis of user–prosthesis interaction. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1):170–184, 2008.
- Paul CISEK : Internal models. *Encyclopedia of Neuroscience*, pages 2009–2012, 2009.
- Gregory A CLARK, Noah M LEDBETTER, David J WARREN et Reid R HARRISON : Recording sensory and motor information from peripheral nerves with utah slanted electrode arrays. *In 2011 Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, pages 4641–4644. IEEE, 2011.
- Francesco CLEMENTE, Marco D’ALONZO, Marco CONTROZZI, Benoni B EDIN et Christian CIPRIANI : Non-invasive, temporally discrete feedback of object contact and release improves grasp control of closed-loop myoelectric transradial prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(12):1314–1322, 2015.



- Tyler R CLITES, Matthew J CARTY, Jessica B ULLAURI, Matthew E CARNEY, Luke M MOONEY, Jean-François DUVAL, Shriya S SRINIVASAN et Hugh M HERR : Proprioception from a neurally controlled lower-extremity prosthesis. *Science translational medicine*, 10(443):eaap8373, 2018.
- Tyler CLUFF, Frédéric CREVECOEUR et Stephen H SCOTT : A perspective on multisensory integration and rapid perturbation responses. *Vision research*, 110:215–222, 2015.
- Frederick WJ CODY, Rebecca AD GARSIDE, Donna LLOYD et Ellen POLIAKOFF : Tactile spatial acuity varies with site and axis in the human upper limb. *Neuroscience letters*, 433(2):103–108, 2008.
- David COFER, Gennady CYMBALYUK, James REID, Ying ZHU, William J HEITLER et Donald H EDWARDS : Animatlab : a 3d graphics environment for neuromechanical simulations. *Journal of neuroscience methods*, 187(2):280–288, 2010.
- Cédric COLAS, Olivier SIGAUD et Pierre-Yves OUDEYER : Gep-pg : Decoupling exploration and exploitation in deep reinforcement learning algorithms. *arXiv preprint arXiv :1802.05054*, 2018.
- Carter C COLLINS et Paul Bach-y RITA : Transmission of pictorial information through the skin. *Advances in biological and medical physics*, 14:285–315, 1973.
- Robin C CRANDALL et Wendy TOMHAVE : Pediatric unilateral below-elbow amputees : retrospective analysis of 34 patients given multiple prosthetic options. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 22(3):380–383, 2002.
- Clarissa CRONE, Hans HULTBORN, B JESPERSEN et J NIELSEN : Reciprocal ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. *The Journal of physiology*, 389(1):163–185, 1987.
- Maria C DADARLAT, Joseph E O'DOHERTY et Philip N SABES : A learning-based approach to artificial sensory feedback leads to optimal integration. *Nature neuroscience*, 18(1):138, 2015.
- Maria C DADARLAT et Philip N SABES : Encoding and decoding of multi-channel icms in macaque somatosensory cortex. *IEEE transactions on haptics*, 9(4):508–514, 2016.
- Marco D'ALONZO, Francesco CLEMENTE et Christian CIPRIANI : Vibrotactile stimulation promotes embodiment of an alien hand in amputees with phantom sensations. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(3):450–457, 2014.
- Marco D'ALONZO, Strahinja DOSEN, Christian CIPRIANI et Dario FARINA : Hyve : hybrid vibro-electrotactile stimulation for sensory feedback and substitution in rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(2):290–301, 2013.



- Corinna DARIAN-SMITH : Synaptic plasticity, neurogenesis, and functional recovery after spinal cord injury. *The Neuroscientist*, 15(2):149–165, 2009.
- G Kumar Hari Shankar Lal DAS, Bertrand TONDU, Florent FORGET, Jérôme MANHES, Olivier STASSE et Philippe SOUÈRES : Controlling a multi-joint arm actuated by pneumatic muscles with quasi-ddp optimal control. In *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 521–528. IEEE, 2016a.
- G Kumar Hari Shankar Lal DAS, Bertrand TONDU, Florent FORGET, Jérôme MANHES, Olivier STASSE et Philippe SOUÈRES : Performing explosive motions using a multi-joint arm actuated by pneumatic muscles with quasi-ddp optimal control. In *2016 IEEE Conference on Control Applications (CCA)*, pages 1104–1110. IEEE, 2016b.
- Karen D DAVIS, Zelma HT KISS, Lei LUO, Ronald R TASKER, Andres M LOZANO et Jonathan O DOSTROVSKY : Phantom sensations generated by thalamic microstimulation. *Nature*, 391(6665):385, 1998.
- Jozina B DE GRAAF, Nathanaël JARRASSÉ, Caroline NICOL, Amélie TOUILLET, Thelma COYLE, Luc MAYNARD, Noël MARTINET et Jean PAYSANT : Phantom hand and wrist movements in upper limb amputees are slow but naturally controlled movements. *Neuroscience*, 312:48–57, 2016.
- Victor DE LAFUENTE : Intracortical microstimulation : Regaining the senses of touch and movement. *eLife*, 7:e36137, 2018.
- Alessandro Marco DE NUNZIO, Strahinja DOSEN, Sabrina LEMLING, Marko MARKOVIC, Meike Annika SCHWEISFURTH, Nan GE, Bernhard GRAIMANN, Deborah FALLA et Dario FARINA : Tactile feedback is an effective instrument for the training of grasping with a prosthesis at low-and medium-force levels. *Experimental brain research*, 235(8):2547–2559, 2017.
- M DEVOR et PD WALL : Reorganisation of spinal cord sensory map after peripheral nerve injury. *Nature*, 276(5683):75, 1978.
- Gurpreet S DHILLON, Stephen M LAWRENCE, Douglas T HUTCHINSON et Kenneth W HORCH : Residual function in peripheral nerve stumps of amputees : implications for neural control of artificial limbs. *The Journal of hand surgery*, 29(4):605–615, 2004.
- Gurpreet Singh DHILLON et Kenneth W HORCH : Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(4):468–472, 2005.
- 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.



- Strahinja DOSEN, Marko MARKOVIC, Matija STRBAC, Minja BELIĆ, Vladimir KOJIĆ, Goran BIJELIĆ, Thierry KELLER et Dario FARINA : Multichannel electrotactile feedback with spatial and mixed coding for closed-loop control of grasping force in hand prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(3):183–195, 2016.
- Marco D'ALONZO, Strahinja DOSEN, Christian CIPRIANI et Dario FARINA : Hyve—hybrid vibro-electrotactile stimulation—is an efficient approach to multi-channel sensory feedback. *IEEE transactions on haptics*, 7(2):181–190, 2013.
- John C ECCLES, Rosamond M ECCLES et A LUNDBERG : Synaptic actions on motoneurons caused by impulses in golgi tendon organ afferents. *The Journal of Physiology*, 138(2):227–252, 1957.
- Chris ELIASMITH et Charles H ANDERSON : *Neural engineering : Computation, representation, and dynamics in neurobiological systems*. MIT press, 2004.
- Kevin ENGLEHART, Bernard HUDGINS *et al.* : A robust, real-time control scheme for multi-function myoelectric control. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 50(7):848–854, 2003.
- Brian EVERITT : *Encyclopedia of statistics in behavioral science*, volume 2. Wiley-Blackwell, 2005.
- Dario FARINA, Ning JIANG, Hubertus REHBAUM, Aleš 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.
- J Randall FLANAGAN et ASHWINI K RAO : Trajectory adaptation to a nonlinear visuomotor transformation : evidence of motion planning in visually perceived space. *Journal of neurophysiology*, 74(5):2174–2178, 1995.
- Tamar FLASH et Neville HOGAN : The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of neuroscience*, 5(7):1688–1703, 1985.
- Herta FLOR : Phantom-limb pain : characteristics, causes, and treatment. *The Lancet Neurology*, 1(3):182–189, 2002.
- Herta FLOR, Claudia DENKE, Michael SCHAEFER et Sabine GRÜSSER : Effect of sensory discrimination training on cortical reorganisation and phantom limb pain. *The Lancet*, 357(9270):1763–1764, 2001.
- Herta FLOR, Lone NIKOLAISEN et Troels Staehelin JENSEN : Phantom limb pain : a case of maladaptive cns plasticity? *Nature reviews neuroscience*, 7(11):873, 2006.



- Jamie R FLYNN, Brett A GRAHAM, Mary P GALEA et Robert J CALLISTER : The role of propriospinal interneurons in recovery from spinal cord injury. *Neuropharmacology*, 60(5): 809–822, 2011.
- Sébastien FORESTIER, Yoan MOLLARD et Pierre-Yves OUDEYER : Intrinsically motivated goal exploration processes with automatic curriculum learning. *arXiv preprint arXiv :1708.02190*, 2017.
- Ove FRANZÉN et Jan NORDMARK : Vibrotactile frequency discrimination. *Perception & Psychophysics*, 17(5):480–484, 1975.
- GM GAUTHIER, J-L VERCHER, F Mussa IVALDI et E MARCHETTI : Oculo-manual tracking of visual targets : Control learning, coordination control and coordination model. *Experimental Brain Research*, 73(1):127–137, 1988.
- A GAZARIAN, DO ABRAHAMYAN, P PETRUZZO, J KANITAKIS, V GUIGAL, J GARRET, C RIZZO, PY DURAND, JF FREDENUCCI, T STREICHENBERGER *et al.* : Allogreffe de mains : expérience lyonnaise hand allografts : experience from lyon team. *In Annales de chirurgie plastique esthétique*, volume 52, pages 424–435, 2007.
- Frank A GELDARD : Some neglected possibilities of communication. *Science*, 131(3413): 1583–1588, 1960.
- Apostolos P GEORGOPOULOS, Andrew B SCHWARTZ et Ronald E KETTNER : Neuronal population coding of movement direction. *Science*, 233(4771):1416–1419, 1986.
- Pascal GIRAUX, Angela SIRIGU, Fabien SCHNEIDER et Jean-Michel DUBERNARD : Cortical reorganization in motor cortex after graft of both hands. *Nature neuroscience*, 4(7):691, 2001.
- Alan K GOBLE et Mark HOLLINS : Vibrotactile adaptation enhances amplitude discrimination. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 93(1):418–424, 1993.
- Hiroaki GOMI et Mitsuo KAWATO : Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement. *Science*, 272(5258):117–120, 1996.
- Jose GONZALEZ, Hirokazu SOMA, Masashi SEKINE et Wenwei YU : Psycho-physiological assessment of a prosthetic hand sensory feedback system based on an auditory display : a preliminary study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1):33, 2012.
- James GORDON, Maria Felice GHILARDI, Scott E COOPER et Claude GHEZ : Accuracy of planar reaching movements. *Experimental brain research*, 99(1):112–130, 1994.
- JM GRACIES, S MEUNIER, E PIERROT-DESEILLIGNY et M SIMONETTA : Pattern of propriospinal-like excitation to different species of human upper limb motoneurons. *The Journal of physiology*, 434(1):151–167, 1991.



- Emily L GRACZYK, Anisha GILL, Dustin J TYLER et Linda J RESNIK : The benefits of sensation on the experience of a hand : A qualitative case series. *PloS one*, 14(1):e0211469, 2019.
- Karol A GUTOWSKI et Harry H ORENSTEIN : Restoration of elbow flexion after brachial plexus injury : the role of nerve and muscle transfers. *Plastic and reconstructive surgery*, 106(6):1348–1358, 2000.
- Janne M HAHNE, Felix BIESSMANN, Ning JIANG, Hubertus REHBAUM, Dario FARINA, Frank C MEINECKE, K-R MÜLLER et Lucas C PARRA : Linear and nonlinear regression techniques for simultaneous and proportional myoelectric control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(2):269–279, 2014.
- MARK HALLETT, BHAGWAN T SHAHANI et ROBERT R YOUNG : Emg analysis of stereotyped voluntary movements in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 38(12):1154–1162, 1975.
- John T HANSEN et Pierre KAMINA : *Mémofiches Anatomie Netter-Membres*. Elsevier Masson, 2015.
- Nikolaus HANSEN : The cma evolution strategy : a comparing review. *In Towards a new evolutionary computation*, pages 75–102. Springer, 2006.
- SG HART *et al.* : Development of nasa-tlx : Results of empirical and theoretical research.” inp. a. hancock and n. meshkati (eds.), human mental workload, 1988.
- Nicholas G HATSOPOULOS, Catherine L OJAKANGAS, Liam PANINSKI et John P DONOGHUE : Information about movement direction obtained from synchronous activity of motor cortical neurons. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 95(26):15706–15711, 1998.
- Jacqueline S HEBERT, Jaret L OLSON, Michael J MORHART, Michael R DAWSON, Paul D MARASCO, Todd A KUIKEN et K Ming CHAN : Novel targeted sensory reinnervation technique to restore functional hand sensation after transhumeral amputation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4):765–773, 2013.
- Shivayogi V HIREMATH, Elizabeth C TYLER-KABARA, Jesse J WHEELER, Daniel W MORAN, Robert A GAUNT, Jennifer L COLLINGER, Stephen T FOLDES, Douglas J WEBER, Weidong CHEN, Michael L BONINGER *et al.* : Human perception of electrical stimulation on the surface of somatosensory cortex. *PloS one*, 12(5):e0176020, 2017.
- Cristy HO, Nick REED et Charles SPENCE : Assessing the effectiveness of “intuitive” vibrotactile warning signals in preventing front-to-rear-end collisions in a driving simulator. *Accident Analysis & Prevention*, 38(5):988–996, 2006.



- Neville HOGAN, Emilio BIZZI, Ferdinando A MUSSA-IVALDI et Tamar FLASH : Controlling multijoint motor behavior. *Exercise and sport sciences reviews*, 15:153–190, 1987.
- Sheila A HUBBARD : Powered prosthetic intervention in upper extremity deficiency. *The child with a limb deficiency*, pages 417–431, 1998.
- H HULTBORN, Elbieta JANKOWSKA et S LINDSTRÖM : Recurrent inhibition of interneurons monosynaptically activated from group Ia afferents. *The Journal of physiology*, 215(3):613–636, 1971.
- M ILLERT, E JANKOWSKA, A LUNDBERG et A ODUTOLA : Integration in descending motor pathways controlling the forelimb in the cat. *Experimental Brain Research*, 42(3-4):269–281, 1981.
- Helen A INGRAM, P VAN DONKELAAR, Jonathan COLE, J-L VERCHER, Gabriel M GAUTHIER et R Christopher MIALL : The role of proprioception and attention in a visuomotor adaptation task. *Experimental Brain Research*, 132(1):114–126, 2000.
- Milica S ISAKOVIĆ, Matija ŠTRBAC, Minja BELIĆ, Thierry KELLER et Strahinja DOŠEN : Proprioceptive feedback via dynamic stimulation patterns in closed-loop control of multi-dof virtual prosthesis. *Proceedings of 4th International Conference on Electrical, Electronics and Computing Engineering*, 2017.
- ISO : *Basic Human Body Measurements for Technological Design*. ISO, 2008.
- FA Mussa IVALDI, P MORASSO et R ZACCARIA : Kinematic networks. *Biological cybernetics*, 60(1):1–16, 1988.
- Dmitry G IVASHKO, Boris I PRILUTSKY, Sergey N MARKIN, John K CHAPIN et Ilya A RYBAK : Modeling the spinal cord neural circuitry controlling cat hindlimb movement during locomotion. *Neurocomputing*, 52:621–629, 2003.
- Herbert JAEGER et Harald HAAS : Harnessing nonlinearity : Predicting chaotic systems and saving energy in wireless communication. *science*, 304(5667):78–80, 2004.
- Kian JALALEDDINI, Chuanxin Minos NIU, Suraj Chakravarthi RAJA, Won Joon SOHN, Gerald E LOEB, Terence D SANGER et Francisco J VALERO-CUEVAS : Neuromorphic meets neuromechanics, part ii : the role of fusimotor drive. *Journal of neural engineering*, 14(2):025002, 2017.
- Gunnar JANSSON : Tactile guidance of movement. *International journal of neuroscience*, 19(1-4):37–46, 1983.



- Nathanael JARRASSÉ, Caroline NICOL, Amélie TOUILLET, Florian RICHER, Noel MARTINET, Jean PAYSANT et Jozina Bernardina de GRAAF : Classification of phantom finger, hand, wrist, and elbow voluntary gestures in transhumeral amputees with semg. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(1):71–80, 2016.
- Guangyao JIANG, Xuntao YIN, Chuanming LI, Lei LI, Lu ZHAO, Alan C EVANS, Tianzi JIANG, Jixiang WU et Jian WANG : The plasticity of brain gray matter and white matter following lower limb amputation. *Neural plasticity*, 2015, 2015.
- Ning JIANG, Strahinja DOSEN, Klaus-Robert MULLER et Dario FARINA : Myoelectric control of artificial limbs—is there a need to change focus ?[in the spotlight]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 29(5):152–150, 2012a.
- Ning JIANG, Johnny LG VEST-NIELSEN, Silvia MUCELI et Dario FARINA : Emg-based simultaneous and proportional estimation of wrist/hand kinematics in uni-lateral trans-radial amputees. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1):42, 2012b.
- Yeansub JIN, Hanyong CHUN, Gi-Hun YANG et Sungchul KANG : Vibrotactile cues using tactile illusion for motion guidance. In *2013 13th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2013)*, pages 1064–1067. IEEE, 2013.
- Roland S JOHANSSON et Goran WESTLING : Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental brain research*, 56(3):550–564, 1984.
- Lynette A JONES, Jacquelyn KUNKEL et Erin PIATESKI : Vibrotactile pattern recognition on the arm and back. *Perception*, 38(1):52–68, 2009.
- Lynette A JONES et Nadine B SARTER : Tactile displays : Guidance for their design and application. *Human factors*, 50(1):90–111, 2008.
- Topi KAARESOJA et Jukka LINJAMA : Perception of short tactile pulses generated by a vibration motor in a mobile phone. In *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics Conference*, pages 471–472. IEEE, 2005.
- Kurt A KACZMAREK, John G WEBSTER, Paul Bach-y RITA et Willis J TOMPKINS : Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(1):1–16, 1991.
- William J KARGO et Douglas A NITZ : Early skill learning is expressed through selection and tuning of cortically represented muscle synergies. *Journal of Neuroscience*, 23(35):11255–11269, 2003.



- Anke KARL, Niels BIRBAUMER, Werner LUTZENBERGER, Leonardo G COHEN et Herta FLOR : Reorganization of motor and somatosensory cortex in upper extremity amputees with phantom limb pain. *Journal of Neuroscience*, 21(10):3609–3618, 2001.
- Mitsuo KAWATO : Internal models for motor control and trajectory planning. *Current opinion in neurobiology*, 9(6):718–727, 1999.
- Thorsten A KERN : *Engineering haptic devices : a beginner's guide for engineers*. Springer Publishing Company, Incorporated, 2009.
- Sanne KIKKERT, Heidi JOHANSEN-BERG, Irene TRACEY et Tamar R MAKIN : Reaffirming the link between chronic phantom limb pain and maintained missing hand representation. *cortex*, 106:174–184, 2018.
- Alexis R KRUEGER, Psiche GIANNONI, Valay SHAH, Maura CASADIO et Robert A SCHEIDT : Supplemental vibrotactile feedback control of stabilization and reaching actions of the arm using limb state and position error encodings. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 14(1):36, 2017.
- Todd KUIKEN : Targeted reinnervation for improved prosthetic function. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 17(1):1–13, 2006.
- Todd A. KUIKEN, Guanglin LI, Blair A. LOCK, Robert D. LIPSCHUTZ, Laura Ann MILLER, Kathy A. STUBBLEFIELD et Kevin B. ENGLEHART : Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *JAMA*, 301 6:619–28, 2009.
- Todd A KUIKEN, Paul D MARASCO, Blair A LOCK, R Norman HARDEN et Julius PA DEWALD : Redirection of cutaneous sensation from the hand to the chest skin of human amputees with targeted reinnervation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104 (50):20061–20066, 2007.
- James R LACKNER et Paul DIZIO : Rapid adaptation to coriolis force perturbations of arm trajectory. *Journal of neurophysiology*, 72(1):299–313, 1994.
- Ning LAN, Chuanxin M NIU, Manzhao HAO, Chih-Hong CHOU et Chenyun DAI : Achieving neural compatibility with human sensorimotor control in prosthetic and therapeutic devices. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 1(3):122–134, 2019.
- Serge LE BOZEC, Owen M EVANS et Bernard MATON : Long-latency stretch reflexes of the human elbow extensors during voluntary relaxation : differences between agonistic muscles. *Experimental neurology*, 96(3):516–527, 1987.
- Susan J LEDERMAN et Lynette A JONES : Tactile and haptic illusions. *IEEE Transactions on Haptics*, 4(4):273–294, 2011.



- RjG LEE et WG TATTON : Motor responses to sudden limb displacements in primates with specific cns lesions and in human patients with motor system disorders. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 2(3):285–293, 1975.
- Weiwei LI, Emanuel TODOROV et Xiuchuan PAN : Hierarchical optimal control of redundant biomechanical systems. *In The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 2, pages 4618–4621. IEEE, 2004.
- Timothy P LILICRAP et Stephen H SCOTT : Preference distributions of primary motor cortex neurons reflect control solutions optimized for limb biomechanics. *Neuron*, 77(1):168–179, 2013.
- Gerald E LOEB : Neural prosthetics : a review of empirical vs. systems engineering strategies. *Applied bionics and biomechanics*, 2018, 2018.
- Gerald E LOEB, Ian E BROWN et Ernest J CHENG : A hierarchical foundation for models of sensorimotor control. *Experimental brain research*, 126(1):1–18, 1999.
- Jose V Salazar LUCES, Keisuke OKABE, Yoshiki MURAO et Yasuhisa HIRATA : A phantom-sensation based paradigm for continuous vibrotactile wrist guidance in two-dimensional space. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1):163–170, 2017.
- Mantas LUKOŠEVIČIUS et Herbert JAEGER : Reservoir computing approaches to recurrent neural network training. *Computer Science Review*, 3(3):127–149, 2009.
- Vaughan G MACEFIELD : Long loop reflexes. *Encyclopedia of Neuroscience*, pages 2180–2183, 2009.
- Vaughan G MACEFIELD et Roland S JOHANSSON : Loads applied tangential to a fingertip during an object restraint task can trigger short-latency as well as long-latency emg responses in hand muscles. *Experimental brain research*, 152(2):143–149, 2003.
- Vaughan G MACEFIELD, John C ROTHWELL et Brian L DAY : The contribution of transcortical pathways to long-latency stretch and tactile reflexes in human hand muscles. *Experimental brain research*, 108(1):147–154, 1996.
- David A MAHNS, NM PERKINS, Vineet SAHAI, L ROBINSON et MJ ROWE : Vibrotactile frequency discrimination in human hairy skin. *Journal of neurophysiology*, 95(3):1442–1450, 2006.
- Tamar R MAKIN et Sliman J BENSMAIA : Stability of sensory topographies in adult cortex. *Trends in cognitive sciences*, 21(3):195–204, 2017.
- Tamar R MAKIN, Frederique de VIGNEMONT et A Aldo FAISAL : Neurocognitive barriers to the embodiment of technology. *Nat. Biomed. Eng*, 1:0014, 2017.



- Tamar R MAKIN, Jan SCHOLZ, Nicola FILIPPINI, David Henderson SLATER, Irene TRACEY et Heidi JOHANSEN-BERG : Phantom pain is associated with preserved structure and function in the former hand area. *Nature communications*, 4:1570, 2013.
- Francine MALOUIN, Carol L RICHARDS, Philip L JACKSON, Martin F LAFLEUR, Anne DURAND et Julien DOYON : The kinesthetic and visual imagery questionnaire (kviq) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities : a reliability and construct validity study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 31(1):20–29, 2007.
- Flavia MANCINI, Armando BAULEO, Jonathan COLE, Fausta LUI, Carlo A PORRO, Patrick HAGGARD et Gian Domenico IANNETTI : Whole-body mapping of spatial acuity for pain and touch. *Annals of neurology*, 75(6):917–924, 2014.
- Robert W MANN et Stephen D REIMERS : Kinesthetic sensing for the emg controlled" boston arm". *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, 11(1):110–115, 1970.
- Marko MARKOVIC, Meike A SCHWEISFURTH, Leonard F ENGELS, Tashina BENTZ, Daniela WÜSTEFELD, Dario FARINA et Strahinja DOSEN : The clinical relevance of advanced artificial feedback in the control of a multi-functional myoelectric prosthesis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 15(1):28, 2018.
- David MARR et Tomaso POGGIO : From understanding computation to understanding neural circuitry. 1976.
- CD MARSDEN, PA MERTON, HB MORTON et JANE ADAM : The effect of posterior column lesions on servo responses from the human long thumb flexor. *Brain : a journal of neurology*, 100:185–200, 1977.
- Gail MARTINO et Lawrence E MARKS : Cross-modal interaction between vision and touch : the role of synesthetic correspondence. *Perception*, 29(6):745–754, 2000.
- JAC MARTINS, EB PIRES, R SALVADO et PB DINIS : A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 151(3-4):419–433, 1998.
- Enzo MASTINU, Rickard BRÅNEMARK, Oskar ASZMANN et Max ORTIZ-CATALAN : Myoelectric signals and pattern recognition from implanted electrodes in two tmr subjects with an osseointegrated communication interface. *In 2018 40th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)*, pages 5174–5177. IEEE, 2018.
- Peter BC MATTHEWS : The human stretch reflex and the motor cortex. *Trends in neurosciences*, 14(3):87–91, 1991.



- Leah MM MCGUIRE et Philip N SABES : Sensory transformations and the use of multiple reference frames for reach planning. *Nature neuroscience*, 12(8):1056, 2009.
- Thomas A MCMAHON : *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton University Press, 1984.
- Sanford G MEEK, Stephen C JACOBSEN et Peter P GOULDING : Extended physiologic taction : design and evaluation of a proportional force feedback system. *J Rehabil Res Dev*, 26(3):53–62, 1989.
- Andrew N MELTZOFF et M Keith MOORE : Explaining facial imitation : A theoretical model. *Infant and child development*, 6(3-4):179–192, 1997.
- R Chris MIALL et Dominic KING : State estimation in the cerebellum. *The Cerebellum*, 7(4):572–576, 2008.
- RC MIALL, D Jo WEIR, Daniel M WOLPERT et JF STEIN : Is the cerebellum a smith predictor ? *Journal of motor behavior*, 25(3):203–216, 1993.
- Kimberly MYLES et Mary S BINSEEL : The tactile modality : a review of tactile sensitivity and human tactile interfaces. Rapport technique, ARMY RESEARCH LAB ABERDEEN PROVING GROUND MD HUMAN RESEARCH AND ENGINEERING . . . , 2007.
- Akira NAITO : Electrophysiological studies of muscles in the human upper limb : the biceps brachii. *Anatomical science international*, 79(1):11, 2004.
- Joseph Y NASHED, Frédéric CREVECOEUR et Stephen H SCOTT : Rapid online selection between multiple motor plans. *Journal of Neuroscience*, 34(5):1769–1780, 2014.
- Francesco NEGRO, Aleš HOLOBAR et Dario FARINA : Fluctuations in isometric muscle force can be described by one linear projection of low-frequency components of motor unit discharge rates. *The Journal of physiology*, 587(24):5925–5938, 2009.
- Johnny LG NIELSEN, Steffen HOLMGAARD, Ning JIANG, Kevin B ENGLEHART, Dario FARINA et Phil A PARKER : Simultaneous and proportional force estimation for multifunction myoelectric prostheses using mirrored bilateral training. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(3):681–688, 2010.
- Chuanxin M NIU, Kian JALALEDDINI, Won Joon SOHN, John ROCAMORA, Terence D SANGER et Francisco J VALERO-CUEVAS : Neuromorphic meets neuromechanics, part i : the methodology and implementation. *Journal of neural engineering*, 14(2):025001, 2017.
- Percy NOHAMA, Andréa Vizzotto LOPES et Alberto CLIQUET JR : Electrotactile stimulator for artificial proprioception. *Artificial organs*, 19(3):225–230, 1995.



- Michael F NOLAN : Two-point discrimination assessment in the upper limb in young adult men and women. *Physical therapy*, 62(7):965–969, 1982.
- Scott D NOVICH et David M EAGLEMAN : Using space and time to encode vibrotactile information : toward an estimate of the skin’s achievable throughput. *Experimental brain research*, 233(10):2777–2788, 2015.
- Max ORTIZ-CATALAN, Rickard BRÅNEMARK et Bo HÅKANSSON : Evaluation of classifier topologies for the real-time classification of simultaneous limb motions. In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 6651–6654. IEEE, 2013.
- Luke E OSBORN, Andrei DRAGOMIR, Joseph L BETTHAUSER, Christopher L HUNT, Harrison H NGUYEN, Rahul R KALIKI et Nitish V THAKOR : Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. *Science Robotics*, 3(19):eaat3818, 2018.
- Kristin ØSTLIE, Ingrid Marie LESJØ, Rosemary Joy FRANKLIN, Beate GARFELT, Ola Hunsbeth SKJELDAL et Per MAGNUS : Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees : a population-based survey. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 7(4):294–303, 2012.
- Pierre-Yves OUDEYER et Frederic KAPLAN : What is intrinsic motivation? a typology of computational approaches. *Frontiers in neurorobotics*, 1:6, 2009.
- Pierre-Yves OUDEYER et Linda B SMITH : How evolution may work through curiosity-driven developmental process. *Topics in Cognitive Science*, 8(2):492–502, 2016.
- Sharon OVIATT, Rachel COULSTON et Rebecca LUNSFORD : When do we interact multimodally? : cognitive load and multimodal communication patterns. In *Proceedings of the 6th international conference on Multimodal interfaces*, pages 129–136. ACM, 2004.
- P PARKER, K ENGLEHART et Bernard HUDGINS : Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of electromyography and kinesiology*, 16(6):541–548, 2006.
- Gauravkumar K PATEL, Strahinja DOSEN, Claudio CASTELLINI et Dario FARINA : Multichannel electrotactile feedback for simultaneous and proportional myoelectric control. *Journal of neural engineering*, 13(5):056015, 2016.
- Patrick E PATTERSON et Judd A KATZ : Design and evaluation of a sensory feedback system that provides grasping pressure in a myoelectric hand. *J Rehabil Res Dev*, 29(1):1–8, 1992.



- Bart PEERDEMAN, Daphne BOERE, Heidi WITTEVEEN, Hermie HERMENS, Stefano STRAMIGIOLI, Hans RIETMAN, Peter VELTINK, Sarthak MISRA *et al.* : Myoelectric forearm prostheses : state of the art from a user-centered perspective. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 48(6), 2011.
- Rolf PFEIFER, Hugo Gravato MARQUES et Fumiya IIDA : Soft robotics : the next generation of intelligent machines. *In Twenty-Third International Joint Conference on Artificial Intelligence*, 2013.
- Jean PIAGET et Margaret COOK : *The origins of intelligence in children*, volume 8. International Universities Press New York, 1952.
- Emmanuel PIERROT-DESEILLIGNY et David BURKE : *The circuitry of the human spinal cord : its role in motor control and movement disorders*. Cambridge University Press, 2005.
- Stefano PIZZOLATO, Luca TAGLIAPIETRA, Matteo COGNOLATO, Monica REGGIANI, Henning MÜLLER et Manfredo ATZORI : Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks. *PloS one*, 12(10):e0186132, 2017.
- G POMARES, H COUDANE, F DAP et G DAUTEL : Epidemiology of traumatic upper limb amputations. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 104(2):273–276, 2018.
- Filip PONULAK et Andrzej KASINSKI : Introduction to spiking neural networks : Information processing, learning and applications. *Acta neurobiologiae experimentalis*, 71(4):409–433, 2011.
- J Andrew PRUSZYNSKI, Roland S JOHANSSON et J Randall FLANAGAN : A rapid tactile-motor reflex automatically guides reaching toward handheld objects. *Current Biology*, 26(6):788–792, 2016.
- Yifat PRUT et Eberhard E FETZ : Primate spinal interneurons show pre-movement instructed delay activity. *Nature*, 401(6753):590, 1999.
- D PURVES, GJ AUGUSTINE et D FITZPATRICK : Mechanoreceptors specialized to receive tactile information. *Neuroscience*, 2001.
- Christian PYLATIUK, Artem KARGOV et Stefan SCHULZ : Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands. *JPO : Journal of Prosthetics and Orthotics*, 18(2):57–61, 2006.
- Christian PYLATIUK, Stefan SCHULZ et Leonhard DÖDERLEIN : Results of an internet survey of myoelectric prosthetic hand users. *Prosthetics and orthotics international*, 31(4):362–370, 2007.



- Estelle RAFFIN, Nathalie RICHARD, Pascal GIRAUX et Karen T REILLY : Primary motor cortex changes after amputation correlate with phantom limb pain and the ability to move the phantom limb. *Neuroimage*, 130:134–144, 2016.
- Giby RAPHAEL, George A TSIANOS et Gerald E LOEB : Spinal-like regulator facilitates control of a two-degree-of-freedom wrist. *Journal of Neuroscience*, 30(28):9431–9444, 2010.
- Stanisa RASPOPOVIC, Marco CAPOGROSSO, Francesco Maria PETRINI, Marco BONIZZATO, Jacopo RIGOSA, Giovanni DI PINO, Jacopo CARPANETO, Marco CONTROZZI, Tim BORETIUS, Eduardo FERNANDEZ *et al.* : Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. *Science translational medicine*, 6(222):222ra19–222ra19, 2014.
- Jean-Alban RATHELOT et Peter L STRICK : Subdivisions of primary motor cortex based on cortico-motoneuronal cells. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 106(3):918–923, 2009.
- Eitan RAVEH, Jason FRIEDMAN et Sigal PORTNOY : Visuomotor behaviors and performance in a dual-task paradigm with and without vibrotactile feedback when using a myoelectric controlled hand. *Assistive Technology*, 30(5):274–280, 2018a.
- Eitan RAVEH, Sigal PORTNOY et Jason FRIEDMAN : Myoelectric prosthesis users improve performance time and accuracy using vibrotactile feedback when visual feedback is disturbed. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 99(11):2263–2270, 2018b.
- Karen T REILLY et Angela SIRIGU : The motor cortex and its role in phantom limb phenomena. *The Neuroscientist*, 14(2):195–202, 2008.
- Emil H RIJNBEEK, Nick ELEVELD et Wouter OLTHUIS : Update on peripheral nerve electrodes for closed-loop neuroprosthetics. *Frontiers in neuroscience*, 12, 2018.
- JP ROLL et JP VEDEL : Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental brain research*, 47(2):177–190, 1982.
- Helen E ROSS : Tactile sensory anisotropy : Weber’s contribution. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 25(4):1159, 1999.
- F ROUTHIER, C VINCENT, MJ MORISSETTE et L DESAULNIERS : Clinical results of an investigation of paediatric upper limb myoelectric prosthesis fitting at the quebec rehabilitation institute. *Prosthetics and orthotics international*, 25(2):119–131, 2001.
- RW RYALL : Patterns of recurrent excitation and mutual inhibition of cat renshaw cells. *The Journal of physiology*, 316(1):439–452, 1981.
- Hannes P SAAL et Sliman J BENSMAIA : Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface. *Neuropsychologia*, 79:344–353, 2015.



- Philip N SABES : Sensory integration for reaching : models of optimality in the context of behavior and the underlying neural circuits. *In Progress in brain research*, volume 191, pages 195–209. Elsevier, 2011.
- Robert L SAINBURG, Howard POIZNER et Claude GHEZ : Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *Journal of neurophysiology*, 70(5):2136–2147, 1993.
- Michelle Armenta SALAS, Luke BASHFORD, Spencer KELLIS, Matiar JAFARI, HyeonChan JO, Daniel KRAMER, Kathleen SHANFIELD, Kelsie PEJSA, Brian LEE, Charles Y LIU *et al.* : Proprioceptive and cutaneous sensations in humans elicited by intracortical microstimulation. *Elife*, 7:e32904, 2018.
- Fabrice R SARLEGNA et Robert L SAINBURG : The effect of target modality on visual and proprioceptive contributions to the control of movement distance. *Experimental Brain Research*, 176(2):267–280, 2007.
- Fabrice R SARLEGNA et Robert L SAINBURG : The roles of vision and proprioception in the planning of reaching movements. *In Progress in Motor Control*, pages 317–335. Springer, 2009.
- Nadine B SARTER : Multimodal information presentation : Design guidance and research challenges. *International journal of industrial ergonomics*, 36(5):439–445, 2006.
- Ian SAUNDERS et Sethu VIJAYAKUMAR : The role of feed-forward and feedback processes for closed-loop prosthesis control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1):60, 2011.
- WJL SCHADY et HE TOREBJÖRK : Projected and receptive fields : a comparison of projected areas of sensations evoked by intraneural stimulation of mechanoreceptive units, and their innervation territories. *Acta Physiologica Scandinavica*, 119(3):267–275, 1983.
- Simon SCHÄTZLE, Thomas HULIN, Carsten PREUSCHE et Gerd HIRZINGER : Evaluation of vibrotactile feedback to the human arm. *In Proceedings of EuroHaptics*, pages 557–560, 2006.
- Robert A SCHEIDT et W Zev RYMER : Control strategies for the transition from multijoint to single-joint arm movements studied using a simple mechanical constraint. *Journal of neurophysiology*, 83(1):1–12, 2000.
- Erik SCHEME et Kevin ENGLEHART : Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses : state of the art and challenges for clinical use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 48(6), 2011.



- Matthew SCHIEFER, Daniel TAN, Steven M SIDEK et Dustin J TYLER : Sensory feedback by peripheral nerve stimulation improves task performance in individuals with upper limb loss using a myoelectric prosthesis. *Journal of neural engineering*, 13(1):016001, 2015.
- Stephen H SCOTT : A functional taxonomy of bottom-up sensory feedback processing for motor actions. *Trends in neurosciences*, 39(8):512–526, 2016.
- Carol Y SCOVIL et Janet L RONSKY : Sensitivity of a hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of biomechanics*, 39(11):2055–2063, 2006.
- Harold H SEARS et Julie SHAPERMAN : Proportional myoelectric hand control : an evaluation. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 70(1):20–28, 1991.
- 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.
- Reza SHADMEHR, Steven P WISE *et al.* : *The computational neurobiology of reaching and pointing : a foundation for motor learning*. MIT press, 2005.
- GF SHANNON : A comparison of alternative means of providing sensory feedback on upper limb prostheses. *Medical and biological engineering*, 14(3):289–294, 1976.
- Carl E SHERRICK et Ronald ROGERS : Apparent haptic movement. *Perception & Psychophysics*, 1(3):175–180, 1966.
- Samuel J SOBER et Philip N SABES : Multisensory integration during motor planning. *Journal of Neuroscience*, 23(18):6982–6992, 2003.
- Daniel SPELMEZAN et Martina ZIEFLE : *A language of tactile motion instructions for physical activities*. Thèse de doctorat, Citeseer, 2011.
- Benjamin STEPHENS-FRIPP, Rahim MUTLU et Gursel ALICI : Using vibration motors to create tactile apparent movement for transradial prosthetic sensory feedback. In *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, pages 213–218. IEEE, 2018.
- Cara E STEPP, Qi AN et Yoky MATSUOKA : Repeated training with augmentative vibrotactile feedback increases object manipulation performance. *PloS one*, 7(2):e32743, 2012.
- Matija ŠTRBAC, Milica ISAKOVIĆ, Minja BELIĆ, Igor POPOVIĆ, Igor SIMANIĆ, Dario FARINA, Thierry KELLER et Strahinja DOŠEN : Short-and long-term learning of feedforward control of a myoelectric prosthesis with sensory feedback by amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(11):2133–2145, 2017.



- H Christiaan STRONKS, Janine WALKER, Daniel J PARKER et Nick BARNES : Training improves vibrotactile spatial acuity and intensity discrimination on the lower back using coin motors. *Artificial organs*, 41(11):1059–1070, 2017.
- Zhe SU, Karol HAUSMAN, Yevgen CHEBOTAR, Artem MOLCHANOV, Gerald E LOEB, Gaurav S SUKHATME et Stefan SCHAAL : Force estimation and slip detection/classification for grip control using a biomimetic tactile sensor. In *2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 297–303. IEEE, 2015.
- David SUSSILLO et Larry F ABBOTT : Generating coherent patterns of activity from chaotic neural networks. *Neuron*, 63(4):544–557, 2009.
- David SUSSILLO, Mark M CHURCHLAND, Matthew T KAUFMAN et Krishna V SHENOY : A neural network that finds a naturalistic solution for the production of muscle activity. *Nature neuroscience*, 18(7):1025, 2015.
- Neha THOMAS, Garrett UNG, Colette MCGARVEY et Jeremy D BROWN : Comparison of vibrotactile and joint-torque feedback in a myoelectric upper-limb prosthesis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 16(1):70, 2019.
- Bertrand TONDU et Pierre LOPEZ : Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators. *IEEE control systems Magazine*, 20(2):15–38, 2000.
- James TRESILIAN : *Sensorimotor control and learning : An introduction to the behavioral neuroscience of action*. Palgrave Macmillan, 2012.
- George A TSIANOS, Jared GOODNER et Gerald E LOEB : Useful properties of spinal circuits for learning and performing planar reaches. *Journal of neural engineering*, 11(5):056006, 2014.
- George A TSIANOS, Giby RAPHAEL et Gerald E LOEB : Modeling the potentiality of spinal-like circuitry for stabilization of a planar arm system. In *Progress in brain research*, volume 194, pages 203–213. Elsevier, 2011.
- Hiroshi UEDA : Molecular mechanisms of neuropathic pain–phenotypic switch and initiation mechanisms. *Pharmacology & therapeutics*, 109(1-2):57–77, 2006.
- Fiona MZ Van den HEILIGENBERG, Tanya ORLOV, Scott N MACDONALD, Eugene P DUFF, David HENDERSON SLATER, Christian F BECKMANN, Heidi JOHANSEN-BERG, Jody C CULHAM et Tamar R MAKIN : Artificial limb representation in amputees. *Brain*, 141(5):1422–1433, 2018.
- Jan BF van ERP : Tactile navigation display. In *International Workshop on Haptic Human-Computer Interaction*, pages 165–173. Springer, 2000.



- Jan BF VAN ERP : Presenting directions with a vibrotactile torso display. *Ergonomics*, 48 (3):302–313, 2005.
- Jan BF VAN ERP et Hendrik AHC VAN VEEN : Vibrotactile in-vehicle navigation system. *Transportation Research Part F : Traffic Psychology and Behaviour*, 7(4-5):247–256, 2004.
- Henricus AHC VAN VEEN et Jan BF VAN ERP : Tactile information presentation in the cockpit. *In International Workshop on Haptic Human-Computer Interaction*, pages 174–181. Springer, 2000.
- Jean-Louis VERCHER, Frédéric SARÈS, Jean BLOUIN, Christophe BOURDIN et Gabriel GAUTHIER : Role of sensory information in updating internal models of the effector during arm tracking. *In Progress in brain research*, volume 142, pages 203–222. Elsevier, 2003.
- Philippe VINDRAS, Michel DESMURGET, Claude PRABLANC et Paolo VIVIANI : Pointing errors reflect biases in the perception of the initial hand position. *Journal of neurophysiology*, 79(6):3290–3294, 1998.
- Tim P VOGELS, Kanaka RAJAN et Larry F ABBOTT : Neural network dynamics. *Annu. Rev. Neurosci.*, 28:357–376, 2005.
- Claes VON HOFSTEN : An action perspective on motor development. *Trends in cognitive sciences*, 8(6):266–272, 2004.
- Robert WAKOLBINGER, Martin DIERS, Laura A HRUBY, Agnes STURMA et Oskar C ASZMANN : Home-based tactile discrimination training reduces phantom limb pain. *Pain Practice*, 18(6):709–715, 2018.
- Ernst Heinrich WEBER : *De tactu*. Leipzig : Koehler, 1934.
- Jeffrey WEILER, Paul L GRIBBLE et J Andrew PRUSZYNSKI : Spinal stretch reflexes support efficient hand control. *Nat. Neurosci.*, pages 1–11, 2019.
- Sidney WEINSTEIN : Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex and laterality. *The skin senses*, 1968.
- Jason WHEELER, Karlin BARK, Joan SAVALL et Mark CUTKOSKY : Investigation of rotational skin stretch for proprioceptive feedback with application to myoelectric systems. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(1):58–66, 2010.
- Benjamin W WHITE, Frank A SAUNDERS, Lawrence SCADDEN, Paul BACH-Y-RITA et Carter C COLLINS : Seeing with the skin. *Perception & Psychophysics*, 7(1):23–27, 1970.
- Christopher D WICKENS : Multiple resources and performance prediction. *Theoretical issues in ergonomics science*, 3(2):159–177, 2002.



- Graham WILSON, Thomas CARTER, Sriram SUBRAMANIAN et Stephen A BREWSTER : Perception of ultrasonic haptic feedback on the hand : localisation and apparent motion. *In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 1133–1142. ACM, 2014.
- Heidi JB WITTEVEEN, Ed A DROOG, Johan S RIETMAN et Peter H VELTINK : Vibro-and electrotactile user feedback on hand opening for myoelectric forearm prostheses. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 59(8):2219–2226, 2012a.
- Heidi JB WITTEVEEN, Frauke LUFT, Johan S RIETMAN et Peter H VELTINK : Stiffness feedback for myoelectric forearm prostheses using vibrotactile stimulation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 22(1):53–61, 2013.
- HJ WITTEVEEN, Leonie de ROND, Johan S RIETMAN et Peter H VELTINK : Hand-opening feedback for myoelectric forearm prostheses : performance in virtual grasping tasks influenced by different levels of distraction. *J Rehabil Res Dev*, 49(10):1517–1526, 2012b.
- Daniel M WOLPERT, Zoubin GHARAMANI et J Randall FLANAGAN : Perspectives and problems in motor learning. *Trends in cognitive sciences*, 5(11):487–494, 2001.
- Daniel M WOLPERT, Zoubin GHARAMANI et Michael I JORDAN : Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates ? an adaptation study. *Experimental brain research*, 103(3):460–470, 1995.
- Daniel M WOLPERT, R Chris MIALL et Mitsuo KAWATO : Internal models in the cerebellum. *Trends in cognitive sciences*, 2(9):338–347, 1998.
- Robert Sessions WOODWORTH : Accuracy of voluntary movement. *The Psychological Review : Monograph Supplements*, 3(3):i, 1899.
- Clifford J WOOLF : Dissecting out mechanisms responsible for peripheral neuropathic pain : implications for diagnosis and therapy. *Life sciences*, 74(21):2605–2610, 2004.
- Zhe XU et Emanuel TODOROV : Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration. *In 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3485–3492. IEEE, 2016.
- Aaron J YOUNG, Lauren H SMITH, Elliott J ROUSE et Levi J HARGROVE : Classification of simultaneous movements using surface emg pattern recognition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(5):1250–1258, 2012.
- Kathryn ZIEGLER-GRAHAM, Ellen J MACKENZIE, Patti L EPHRAIM, Thomas G TRAVISON et Ron BROOKMEYER : Estimating the prevalence of limb loss in the united states : 2005 to 2050. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(3):422–429, 2008.



# LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

---

## Publication acceptée :

- **Matthieu Guemann, MSc**; Sandra Bouvier, MSc; Christophe Halgand, PhD; Florent Palet, PhD; Léo Borrini; Damien Ricard, PhD; Eric Lapeyre; Daniel Cattaert, PhD; Aymar de Ruyg, PhD, (in Press), *Effect of vibration characteristics and disposition on tactile perception at arm level in healthy subjects and patients with upper limb amputation* **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation** (accepté le 17 septembre 2019)

## Communications orales réalisées :

- **Guémann M**, Cattaert D, Palet F, de Ruyg A, *3D elbow model coupled to a spinal like regulator network to optimize control in myoelectric prosthesis*, World Confederation for Physical Therapy (**WCPT**), Cape Town, Juillet 2017.
- **Guémann M**, Bouvier S, Halgand C, Borrini L, Palet F, Lapeyre E, Ricard D, Cattaert D, de Ruyg A, *Sensory and motor estimation for elbow myoelectric control with vibrotactile feedback*, International Society of Electrophysiology and Kinesiology, (**ISEK**), Dublin, Juin 2018 :

## Présentation de poster :

- **Guémann M**, Cattaert D, Palet F, de Ruyg A, *Capabilities of a spinal like regulator (SLR) network to control elbow movement with gravity and perturbation*, Neural Control of Mouvement (**NCM**), Dublin, Mai 2017. (**Annexe 2**)
- **Guémann M**, Bouvier S, Halgand C, Borrini L, Palet F, Lapeyre E, Ricard D, Cattaert D, de Ruyg A, *Sensory and motor parameter estimation for elbow myoelectric control with vibrotactile feedback*, Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. 2018 Jul 1;61:e467. International Society of Physical and Rehabilitation Medicine (**ISPRM**), Paris, Juillet 2018. (**Annexe 3**)

## Événement de vulgarisation scientifique :

- Ma thèse en 180 secondes, Mars 2018 : Contrôle sensori-moteur bio-inspiré pour les prothèses myoélectriques du membre supérieur,  
<https://www.youtube.com/watch?v=029C2vzlrDs&t=4s>
- Pint of Science Bordeaux 2017 : Contrôle de prothèse myoélectrique et douleur du membre fantôme



# ANNEXES

---



Annexe 1.1 : Résultat des optimisations selon l'algorithme de G.Loeb

Angle	Trial	Ext Alpha St1	IFixGamma St2	IFixGamma St1	IFixAlpha St1	IExtGamma St2	IExtGamma St1	IaExt-ExtAIMn	IaFix-FixAIMn	MSE
40	1	0.557	0.604	0.594	0.615	0.362	0.717	1	0.956	1.055
40	2	0.525	0.6	0.578	0.554	0.439	0.708	0.944	1.769	0.105
40	3	0.552	0.6	0.578	0.554	0.439	0.706	0.808	1.769	0.104
60	1	0.549	0.698	0.627	0.588	-0.175	0.548	1.006	1.06	0.11
60	2	0.547	0.6	0.625	0.648	-3.506	0.739	1.01	0.714	35.24
60	3	0.54	0.698	0.599	0.588	0.509	0.649	1	1.099	0.121
60	4	0.54	0.697	0.599	0.588	0.505	0.64	1	1.098	0.121
80	1	0.567	0.854	0.556	0.588	0.427	0.626	1.024	1.26	0.391
80	2	0.548	80.075	0.499	0.648	-3.442	0.739	1.002	0.647	27.334
80	3	0.563	2.02	0.548	0.647	-2.068	0.693	1.062	0.674	41.611
80	4	0.565	0.651	0.628	0.554	-2.121	0.698	1.009	1.751	0.521
80	5	0.547	0.6	1.177	0.576	0.362	0.607	1	0.982	1273.823
80	6	0.547	0.699	0.583	0.552	-0.765	0.676	1.011	1.766	0.517



**Annexe 1.2 : Corrélations entre les paramètres suite à l'optimisation avec la méthode de G.Loeb**

Variable 1	Variable 2	r	p
1ExtAlpha St1	1FlxGamma St2	r= 0.3988624	p= 0.28760585
1ExtAlpha St1	1FlxGamma St1	r= 0.03312013	p= 0.93258987
1ExtAlpha St	1FlxAlpha St1	r= 0.19327806	p= 0.61830938
1ExtAlpha St1	1ExtGamma St2	r= -0.4293136	p= 0.24884724
1ExtAlpha St1	1ExtGamma St1	r= -0.04490937	p= 0.908665
1ExtAlpha St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= 0.19110056	p= 0.62234701
1ExtAlpha St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= -0.08105198	p= 0.83578354
1FlxGamma St2	1FlxGamma St1	r= -0.30408183	p= 0.42629865
1FlxGamma St2	1FlxAlpha St1	r= 0.24965441	p= 0.51708881
1FlxGamma St2	1ExtGamma St2	r= 0.06766875	p= 0.86267131
1FlxGamma St2	1ExtGamma St1	r= -0.60658954	p= 0.08329178
1FlxGamma St2	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= 0.54902018	p= 0.12578938
1FlxGamma St2	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= -0.30307165	p= 0.4279147
1FlxGamma St1	1FlxAlpha St1	r= 0.06720985	p= 0.86359558
1FlxGamma St1	1ExtGamma St2	r= -0.56909295	p= 0.10976547
1FlxGamma St1	1ExtGamma St1	r= -0.29134733	p= 0.44686858
1FlxGamma St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= 0.26253259	p= 0.49494651
1FlxGamma St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= -0.18759782	p= 0.62886022
1FlxAlpha St1	1ExtGamma St2	r= 0.46030683	p= 0.21246415
1FlxAlpha St1	1ExtGamma St1	r= -0.33473246	p= 0.3785927
1FlxAlpha St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= 0.43613065	p= 0.24057696
1FlxAlpha St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= -0.96482489	p= 2.59665886e-05
1ExtGamma St2	1ExtGamma St1	r= -0.10417627	p= 0.78968385
1ExtGamma St2	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= -0.28454281	p= 0.45803339
1ExtGamma St2	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= -0.45630752	p= 0.21698292
1ExtGamma St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= -0.40633566	p= 0.2778214
1ExtGamma St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= 0.51758909	p= 0.15352695
NS1 IaExt-ExtAlMn	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= -0.46701905	p= 0.20499808

**Annexe 1.3 : Corrélations entre le comportement (angle) et les paramètres suite à l'optimisation avec la méthode de G.Loeb**

Variable 1	Variable 2	r	p
angle	1ExtAlpha St1	r= 0.49186294	p= 0.17865532
angle	1FlxGamma St2	r= 0.72271746	p= 0.02782932
angle	1FlxGamma St1	r= 0.10298744	p= 0.79204127
angle	1FlxAlpha St1	r= -0.17423949	p= 0.65390023
angle	1ExtGamma St2	r= -0.60107949	p= 0.08690404
angle	1ExtGamma St1	r= -0.34841277	p= 0.35815558
angle	NS1 IaExt-ExtAlMn	r= 0.62565381	p= 0.0715167
angle	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r= 0.11332979	p= 0.77158323



Annexe 1.4 : Résultats des optimisations selon l'algorithme de CMA-es

Angle	Trial	Ext Alpha St1	IFixGamma St2	IFixGamma St1	IFixAlpha St1	IExtGamma St2	IExtGamma St1	IaExt-ExtAIMn	IaFix-FixAIMn	MSE
40	1	0.585	0.785	0.724	0.521	0.374	0.573	0.005	0.013	0.264
40	2	0.539	0.696	0.716	0.518	0.420	0.697	0.004	0.013	0.214
40	3	0.496	0.588	0.649	0.570	0.353	0.698	0.002	0.012	0.139
40	4	0.522	0.723	0.704	0.563	0.452	0.561	0.001	0.010	0.187
40	5	0.398	0.563	0.623	0.542	0.288	0.622	0.007	0.018	0.122
40	6	0.489	0.619	0.646	0.564	0.472	0.685	0.000	0.011	0.189
40	7	0.555	0.711	0.616	0.483	0.296	0.645	0.001	0.016	0.382
40	8	0.643	0.603	0.673	0.535	0.311	0.643	0.001	0.014	0.124
40	9	0.456	0.621	0.663	0.606	0.380	0.643	0.003	0.008	0.095
40	10	0.413	0.757	0.639	0.541	0.371	0.545	0.021	0.011	0.322
60	1	0.465	0.750	0.593	0.604	0.438	0.628	0.001	0.009	0.085
60	2	0.468	0.686	0.627	0.518	0.319	0.704	0.008	0.016	0.202
60	3	0.431	0.715	0.563	0.611	0.396	0.568	0.003	0.009	0.165
60	4	0.518	0.638	0.697	0.321	0.463	0.681	0.000	0.032	0.743
60	5	0.610	0.669	0.600	0.553	0.408	0.668	0.001	0.015	0.190
60	6	0.289	0.785	0.623	0.627	0.375	0.436	0.002	0.007	0.066
60	7	0.525	0.611	0.646	0.571	0.386	0.707	0.012	0.013	0.223
60	8	0.546	0.596	0.627	0.598	0.320	0.502	0.005	0.012	2.867
60	9	0.476	0.738	0.513	0.583	0.508	0.576	0.000	0.012	0.172
60	10	0.439	0.625	0.608	0.576	0.269	0.500	0.008	0.014	0.237
80	1	0.522	0.662	0.617	0.568	0.364	0.468	0.001	0.016	1.644
80	2	0.493	0.684	0.599	0.523	0.355	0.593	0.005	0.020	0.604
80	3	0.491	0.711	0.579	0.547	0.303	0.666	0.000	0.018	0.545
80	4	0.564	0.646	0.619	0.519	0.390	0.786	0.001	0.021	0.764
80	5	0.609	0.669	0.621	0.548	0.364	0.597	0.002	0.018	0.560
80	6	0.554	0.681	0.612	0.575	0.343	0.726	0.000	0.015	1.224
80	7	0.577	0.665	0.639	0.545	0.287	0.605	0.000	0.018	0.489
80	8	0.414	0.779	0.604	0.529	0.428	0.804	0.015	0.018	0.387
80	9	0.592	0.747	0.614	0.560	0.467	0.588	0.000	0.016	0.335
80	10	0.323	0.744	0.610	0.471	0.368	0.760	0.006	0.023	0.581



**Annexe 1.5** : Corrélations entre les paramètres du réseau suite à l'optimisation par CMA-es

Variable 1	Variable 2	r	p
1ExtAlpha St1	1FlxGamma St2	r=-0.25912081	p=0.19184351
1ExtAlpha St1	1FlxGamma St1	r=0.29492362	p=0.13533234
1ExtAlpha St	1FlxAlpha St1	r=-0.18744568	p=0.34914792
1ExtAlpha St1	1ExtGamma St2	r=0.03019728	p=0.88114438
1ExtAlpha St1	1ExtGamma St1	r=0.15076	p=0.4528875
1ExtAlpha St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=-0.38942033	p=0.04466535
1ExtAlpha St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=0.1337347	p=0.50603696
1FlxGamma St2	1FlxGamma St1	r=-0.17630734	p=0.37902719
1FlxGamma St2	1FlxAlpha St1	r=0.09207807	p=0.64782594
1FlxGamma St2	1ExtGamma St2	r=0.32512402	p=0.09797287
1FlxGamma St2	1ExtGamma St1	r=-0.23485239	p=0.23833209
1FlxGamma St2	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=0.15210713	p=0.44881266
1FlxGamma St2	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=-0.16453093	p=0.41216779
1FlxGamma St1	1FlxAlpha St1	r=-0.35420461	p=0.06987904
1FlxGamma St1	1ExtGamma St2	r=-0.01629064	p=0.93572163
1FlxGamma St1	1ExtGamma St1	r=0.06631648	p=0.7424225
1FlxGamma St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=0.02090621	p=0.9175641
1FlxGamma St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=0.03558808	p=0.86011611
1FlxAlpha St1	1ExtGamma St2	r=-0.02093433	p=0.9174536
1FlxAlpha St1	1ExtGamma St1	r=-0.41686137	p=0.03052994
1FlxAlpha St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=0.01006004	p=0.9602809
1FlxAlpha St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=-0.86945965	p=3.95897377e-09
1ExtGamma St2	1ExtGamma St1	r=0.10942407	p=0.5869126
1ExtGamma St2	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=-0.16377179	p=0.41435793
1ExtGamma St2	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=-0.0771394	p=0.70214089
1ExtGamma St1	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=0.0888485	p=0.65943158
1ExtGamma St1	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=0.48087024	p=0.01111387
NS1 IaExt-ExtAlMn	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=-0.03619362	p=0.85775959

**Annexe 1.6** : Corrélations entre le comportement (angle) et les variables avec l'optimisation de CMA-es

Variable 1	Variable 2	r	p
angle	1ExtAlpha St1	r=-0.0231535	p=0.90873737
angle	1FlxGamma St2	r=0.25644886	p=0.19662941
angle	1FlxGamma St1	r=-0.50566909	p=0.00712853
angle	1FlxAlpha St1	r=-0.09382205	p=0.64159188
angle	1ExtGamma St2	r=0.00140785	p=0.99443938
angle	1ExtGamma St1	r=0.20047396	p=0.31604046
angle	NS1 IaExt-ExtAlMn	r=-0.04897652	p=0.80832096
angle	NS1 IaFlx-FlxAlMn	r=0.49672903	p=0.0083973



Annexe 1.7a : Résultats des optimisations selon l'algorithme de CMA-es pour un angle de 40° à différentes vitesses

Angle	Time	Trial	Rang	Ext Alpha St1	IFixGamma St2	IFixGamma St1	IFixAlpha St1	IExtGamma St2	IExtGamma St1	IaExt-ExtAIMn	IaFix-FixAIMn	MSE
40	600	1	835	0.554	0.696	0.626	0.570	0.306	0.502	0.01	0.01	0.140
40	600	2	841	0.529	0.768	0.534	0.573	0.354	0.597	0.01	0.01	0.144
40	600	3	834	0.420	0.794	0.584	0.563	0.382	0.662	0.01	0.01	0.110
40	600	1	841	0.420	0.708	0.599	0.502	0.380	0.672	0.01	0.015	0.114
40	600	2	835	0.568	0.720	0.626	0.494	0.303	0.614	0.01	0.015	0.094
40	600	3	843	0.389	0.737	0.637	0.490	0.305	0.622	0.01	0.015	0.096
40	600	1	833	0.417	0.781	0.534	0.430	0.258	0.632	0.01	0.02	0.105
40	600	2	843	0.570	0.613	0.620	0.472	0.417	0.596	0.01	0.02	0.212
40	600	3	835	0.513	0.621	0.632	0.458	0.361	0.478	0.01	0.02	0.175
40	600	1	841	0.385	0.640	0.611	0.396	0.286	0.637	0.01	0.025	0.179
40	600	2	842	0.552	0.640	0.626	0.384	0.345	0.498	0.01	0.025	0.154
40	600	3	841	0.586	0.667	0.633	0.366	0.355	0.601	0.01	0.025	0.133
40	600	1	822	0.491	0.750	0.666	0.263	0.306	0.733	0.01	0.03	0.202
40	600	2	833	0.537	0.632	0.575	0.389	0.185	0.733	0.01	0.03	0.361
40	600	3	833	0.349	0.629	0.556	0.426	0.438	0.711	0.01	0.03	0.605
40	800	1	817	0.551	0.838	0.427	0.581	0.508	0.596	0.01	0.01	0.114
40	800	2	787	0.566	0.621	0.613	0.592	0.367	0.618	0.01	0.01	0.085
40	800	1	843	0.598	0.607	0.615	0.541	0.294	0.639	0.01	0.015	0.094
40	800	2	835	0.339	0.646	0.650	0.507	0.469	0.565	0.01	0.015	0.149
40	800	3	758	0.559	0.660	0.531	0.565	0.332	0.566	0.01	0.015	0.081
40	800	1	693	0.529	0.549	0.232	0.573	0.346	0.472	0.01	0.02	317.412
40	800	2	831	0.427	0.617	0.706	0.437	0.190	0.620	0.01	0.02	0.101
40	800	3	817	0.520	0.932	0.698	0.400	0.296	0.548	0.01	0.02	0.131
40	800	1	843	0.480	0.692	0.666	0.350	0.471	0.613	0.01	0.025	0.182
40	800	2	840	0.491	0.608	0.642	0.398	0.405	0.525	0.01	0.025	0.176
40	800	3	843	0.431	0.634	0.663	0.372	0.384	0.707	0.01	0.025	0.160
40	800	1	819	0.523	0.641	0.700	0.290	0.398	0.799	0.01	0.03	0.140
40	800	2	682	0.448	0.658	0.539	0.405	0.304	0.677	0.01	0.03	0.153
40	800	3	817	0.282	0.743	0.662	0.264	0.720	0.378	0.01	0.03	0.234



Annexe 1.7b : Résultats des optimisations selon l'algorithme de CMA-es pour un angle de 40° à différentes durées

Angle	Time	Trial	Rang	Ext Alpha St1	IFixGamma St2	IFixGamma St1	IFixAlpha St1	IExtGamma St2	IExtGamma St1	IaExt-ExtAIMn	IaFix-FixAIMn	MSE
40	1000	1	842	0.576	0.636	0.661	0.576	0.316	0.654	0.01	0.01	0.603
40	1000	2	802	0.495	0.742	0.705	0.564	0.407	0.643	0.01	0.01	0.488
40	1000	3	813	0.583	0.721	0.554	0.588	0.528	0.628	0.01	0.01	0.015
40	1000	1	839	0.546	0.628	0.560	0.568	0.434	0.623	0.01	0.015	0.427
40	1000	2	817	0.501	0.633	0.652	0.510	0.397	0.672	0.01	0.015	0.758
40	1000	3	843	0.605	0.610	0.645	0.528	0.411	0.612	0.01	0.015	0.374
40	1000	1	839	0.527	0.565	0.619	0.524	0.431	0.619	0.01	0.02	0.438
40	1000	2	759	0.500	0.662	0.728	0.424	0.233	0.755	0.01	0.02	0.336
40	1000	3	834	0.418	0.646	0.595	0.466	0.221	0.656	0.01	0.02	0.862
40	1000	1	834	0.566	0.700	0.570	0.382	0.215	0.640	0.01	0.025	0.994
40	1000	2	840	0.535	0.661	0.509	0.500	0.349	0.682	0.01	0.025	0.284
40	1000	3	825	0.492	0.626	0.567	0.461	0.309	0.600	0.01	0.025	0.546
40	1000	1	656	0.567	0.565	0.607	0.453	0.265	0.555	0.01	0.03	0.317
40	1000	2	840	0.542	0.549	0.658	0.393	0.409	0.696	0.01	0.03	0.369
40	1000	3	823	0.581	0.647	0.526	0.451	0.401	0.575	0.01	0.03	0.329
40	1200	1	842	0.551	0.610	0.589	0.609	0.306	0.670	0.01	0.01	2.497
40	1200	2	802	0.535	0.593	0.614	0.604	0.456	0.589	0.01	0.01	2.779
40	1200	3	813	0.514	0.678	0.541	0.598	0.399	0.520	0.01	0.01	3.034
40	1200	1	839	0.435	0.695	0.680	0.494	0.386	0.639	0.01	0.015	4.253
40	1200	2	817	0.609	0.652	0.654	0.516	0.345	0.608	0.01	0.015	2.075
40	1200	3	843	0.491	0.562	0.665	0.539	0.372	0.532	0.01	0.015	2.715
40	1200	1	839	0.493	0.551	0.644	0.511	0.518	0.597	0.01	0.02	2.577
40	1200	2	759	0.609	0.725	0.704	0.427	0.522	0.482	0.01	0.02	1.515
40	1200	3	834	0.536	0.700	0.492	0.512	0.198	0.725	0.01	0.02	2.666
40	1200	1	834	0.067	1.081	0.740	0.318	0.461	0.529	0.01	0.025	3.725
40	1200	2	840	0.546	0.776	0.682	0.348	0.530	0.698	0.01	0.025	0.126
40	1200	3	825	0.609	0.633	0.567	0.463	0.430	0.612	0.01	0.025	1.268
40	1200	1	656	0.522	0.621	0.550	0.456	0.366	0.630	0.01	0.03	1.792
40	1200	2	840	0.498	0.550	0.620	0.456	0.292	0.657	0.01	0.03	1.933
40	1200	3	823	0.291	0.706	0.744	0.266	0.194	0.637	0.01	0.03	2.659



# 3D Elbow model coupled to a spinal like regulator (SLR) network to optimize control in myoelectric prosthesis



Matthieu Guémann<sup>a</sup>, Florent Paquet<sup>a</sup>, Damien Ricard<sup>b</sup>, Eric Lapeyre<sup>b</sup>, Daniel Cattaert<sup>a</sup>, Aymar de Rugy<sup>a,c</sup>



<sup>a</sup> Team Hybrid, Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine (Incia), CNRS - UMR 5287, Université de Bordeaux, France

<sup>b</sup> Service de Santé des Armées, Hôpital d'Instruction des Armées de Percy, France

<sup>c</sup> Centre for Sensorimotor Performance, HMNS, University of Queensland, Australia



01

## INTRODUCTION

Today's myoelectric prostheses offer a large range of mechanical movements. However, the interface between the human and the machine is still linear, and does not integrate the important regulatory functions of spinal sensorimotor loops. The SLR is a spinal sensorimotor network whose dynamics is able to control a movement [1-2]. In this study, we have added the presence of gravity and perturbation and tested the capacity of the SLR to produce a flexion of the forearm on the arm with a pre-set range of motion and speed.

This way of command has a great potential for myoelectric prosthesis allowing the generation of a feedback signal which can be transmitted, integrated and used to perform a better control.

02

## METHODS

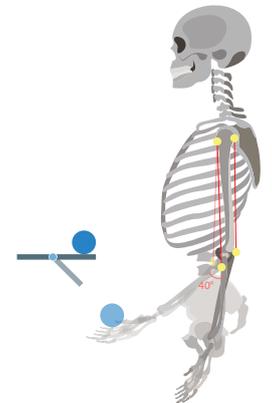
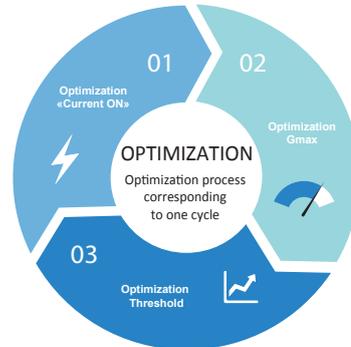
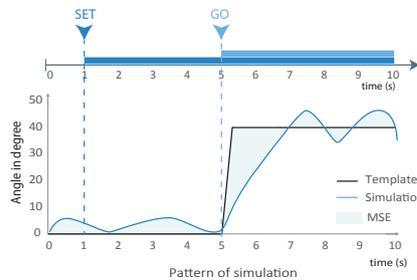
Network stimulation was done in two parts.

- The first part (**SET**) regulates the network excitability and the synapses properties. This puts the network in a functional state ready to produce a movement, without triggering it.
- The second phase (**GO**) triggers the movement by applying a stimulation to the network, with the exception of  $\alpha$  and  $\gamma$  motoneurons.  $\alpha$ MN activation is managed by the dynamics of the network.

Movement quality was quantified by the mean square error (MSE) calculated between the target kinematics (template) and the obtained kinematics (simulation).

$F_i$ : simulated movement at instant  $i$   
 $O_i$ : template movement at instant  $i$   
 $N_i$ : total number of points for the calcul (100 Hz)

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^N (F_i - O_i)^2}{N}$$



MSE optimized by simple trial and error search at the SET and GO states for  
 - level of current stimulation to each neuron  
 - synaptic conductance (Gmax)  
 - values of pre synaptic threshold

3D elbow model developed on animatlab software [4] with two antagonist muscles driven by the network in presence of gravity and perturbation (falling ball)

03

## RESULTS

Goal :

- 1) Stabilized position at 0° from 1 to 5 sec
- 2) flexion of the elbow from 5 to 5,3 sec up to 40°
- 3) stabilized position at 40° from 5,3 to 10 sec (end)

MSE obtained after optimization was 5deg<sup>2</sup> (fig. 1a) for the gravity condition and 42,62deg<sup>2</sup> (fig. 2a) for the perturbation condition. This corresponds to an average deviation of 2,2° and 6,5° for the gravity and perturbation conditions, respectively.

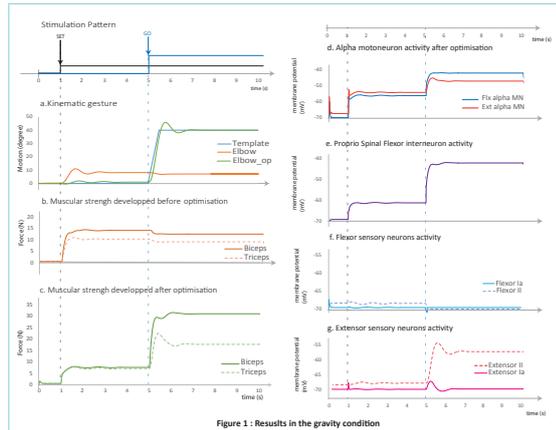


Figure 1: Results in the gravity condition

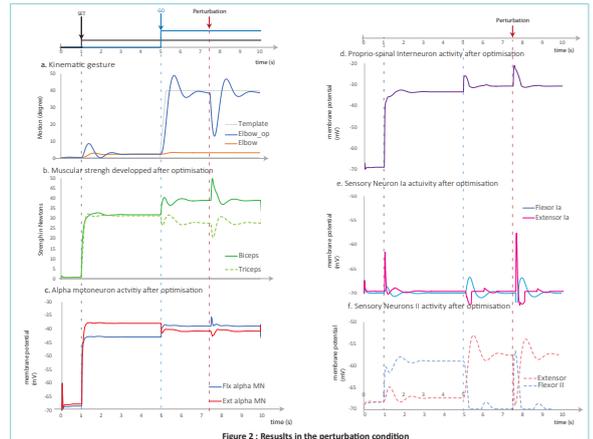


Figure 2: Results in the perturbation condition

04

## DISCUSSION AND PERSPECTIVES

01

The SLR can generate and stabilize an elbow flexion without direct commands to  $\alpha$  and  $\gamma$  motoneurons in the presence of gravity, and with a perturbation

02

That illustrates the important regulatory function of spinal networks by treating the information locally in a close and fast loop manner

03

The SLR could prevent the brain to keep all possible patterns and regulations in memory needed to resist unpredictable perturbations. This requires a set of memorized commands for each movement

04

Biomimetic network regulation of this kind should be able to substantially improve control systems for prosthetic limbs

### References:

- 1- Raphael G, Tsianos GA, Loeb GE. Spinal-like regulator facilitates control of a two-degree-of-freedom wrist. The Journal of Neuroscience. 2010 Jul 14;30(28):9431-44.
- 2 - Tsianos GA, Goodner J, Loeb GE. Useful properties of spinal circuits for learning and performing planar reaches. Journal of neural engineering. 2014 Aug 1;11(5):056006.
- 3 - Pierrot-Deselligny E, Burke D. The circuitry of the human spinal cord: its role in motor control and movement disorders. Cambridge University Press; 2005 Jun 8.
- 4 - Cofer D, Cymbalyuk G, Reid J, Zhu Y, Heitler WJ, Edwards DH. AnimatLab: a 3D graphics environment for neuromechanical simulations. Journal of neuroscience methods. 2010 Mar 30;187(2):280-8.





# Sensory and motor parameter estimation for elbow myoelectric control with vibrotactile feedback



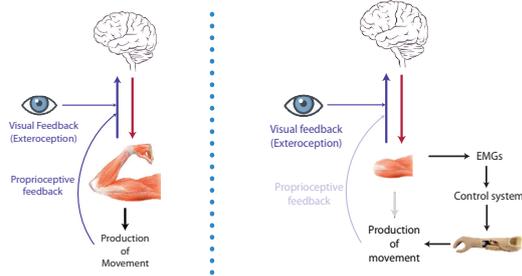
Matthieu Guemann, PT, PhD student; Sandra Bouvier, PT; Christophe Halgland, PhD; Léo Borrini, MD; Eric Lapeyre, MD; Damien Ricard, MD; Daniel Cattaert, PhD; Aymar de Rugy, PhD.

matthieu.guemann@u-bordeaux.fr

@MatthieuGMN

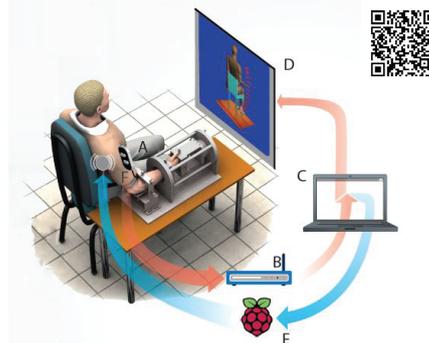
## INTRODUCTION

During the production of movement, body sensors send feedback signals to help us control our movements in space. Those signals come from the interoception as the proprioception and the exteroception as the vision. In the context of an amputation, the interoception concerning the missing part of the limb is gone. Consequently to this, there is a **reduction of sensory inputs** (Makin, 2013) and the **visual control focuses all attention** to command the prosthesis (Antfolk, 2013). In addition, myoelectric control needs a long learning process as it is unintuitive and cumbersome (Vujaklija, 2016). Those factors make the abandon rate of myoelectric prostheses still important.



## AIM

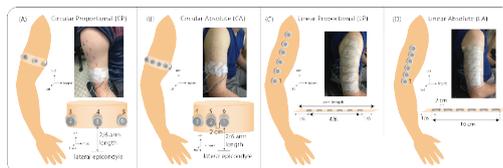
**Re-integrate a sensory feedback congruent with the motor intention and action.** EMGs signals (A) are recording (B) and treated (C) to control and avatar (D). In return, the position of the elbow is calculated (C) and send to a controller (E) that activates the vibrors (F). To built this set up, we first have to characterize the vibro-tactile stimulation and the myoelectric command.



## METHOD

A set of 6 coins vibrors were used under 9 combinaisons of stimulation including 3 durations and 3 intensities. Mean frequencies rates were range between **54 to 167 Hertz**. Combinations were applied in **4 configurations**. Two tasks were tested :

- **Spatial discrimination**, subjects have to recognize the location of the stimulation between vibrator 1 to 6
- **Intensity perception**, subjects have to answer how strong they feel the stimulation between 0 no feeling, 1 light, 2 medium or 3 strong.



## Protocol

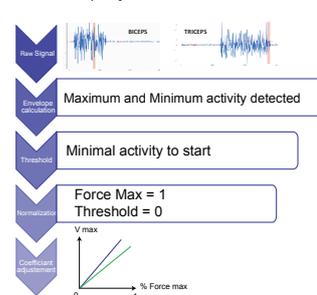
Both experiments followed the same procedure :



All participants tested the 4 configurations in the 2 expemrients representing **1296 stimulations per participants**. Answers were considered as **True or False**. A statistical analysis was conducted using a **Generalized Linear Mixed Model** to study the effect of 3 factors which were the **configuration**, the **duration** and the **intensity**.

## sEMG

**Velocity control mode** of a myoelectric prosthesis was reproduce to control the avatar. An **adaptable threshold** was set as the minimal activity inducing the movement. The gain between force produced and the velocity could also be individually adjusted



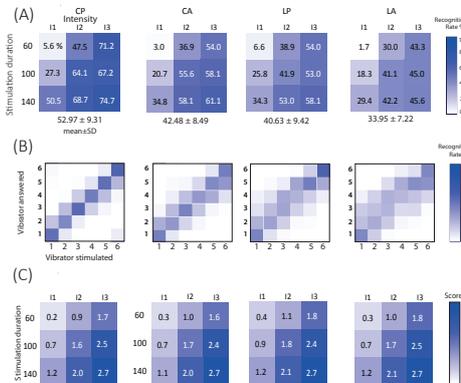
## RESULTS

(A) Mean succes rate for the spatial discrimination task for the 9 combinations of stimulation are presented.

**Best success rate was obtain for the CP configuration with 53%.**

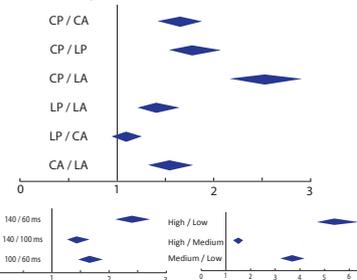
(B) Confusion matrices represent the spread of errors between stimulations (X-axis) and answers (Y-axis). **Correct answers are read on the diagonal.**

(C) Mean scores for the perceived intensity are represented for each combination. A score of 0 is for no feeling, 1 for light, 2 medium and 3 for strong feeling. **Stimulations were well perceived for longest duration and reduce for the smallest duration.** Combination including the smallest duration and weakest intensity might not be strong enough to stimulate Pacinian receptors.



## Statistical analysis:

The forest plot present the odds ratio (OR) with 95% confidence interval (CI) for the comparison of configurations. **CP is statistically different from the 3 others.**



Regarding the duration and intensity. **Longest duration and highest intensity** get better odds to discriminate the stimulations.

## DISCUSSION AND PERSPECTIVES

- **Circular proportional** position appears to be the most suitable configuration for sapatial discrimination,
- **Duration** of stimulation seems to impact perception of intensity

**Next step :** a **sensory substitution** experiment will be conduct. The objective will be to investigate if the vibro-tactile feedback (FB) can be as effective as the vision.

**4 FB conditions will be tested:** (see scheme)

We hope this next experiment will give us some answers about the potential of vibro-tactile stimulation in a clinical point of view.



## Bibliography

Makin TR, Scholz J, Filippini N, Henderson Slater D, Tracey I, Johansen-Berg H. Phantom pain is associated with preserved structure and function in the former hand area. *Nat Commun.* 5 mars 2013;4:1570.

Antfolk C, D'Alonzo M, Rosén B, Lundborg G, Sebelius F, Cipriani C. Sensory feedback in upper limb prosthetics. *Expert Rev Med Devices.* janv 2013;10(1):45-54.

Vujaklija I, Farina D, Aszmann O. New developments in prosthetic arm systems. *Orthop Res Rev.* juill 2016;Volume 8:31-9.

## Résumé

La perte d'autonomie engendrée par l'amputation du membre supérieur touche, en France, une population jeune et active. Les répercussions sur le plan physique et psychologique en font une problématique à la fois clinique, technique et scientifique. La faible prévalence de l'amputation du membre supérieur fait qu'elle est considérée comme une pathologie orpheline. L'appareillage proposé aux patients reste très limité dans ses commandes malgré les progrès technologiques et les multiples fonctionnalités apportées par les prothèses de dernière génération. Le contrôle de ces outils reste complexe et non intuitif, ce qui a pour conséquence un taux d'abandon élevé. Les travaux sur les prothèses myoélectriques ont mis en avant que pour être pleinement fonctionnelle et utilisée par les patients, la prothèse devrait pouvoir (i) générer des réponses réflexes, et (ii) redonner une sensorialité perdue. Durant cette thèse, nous avons exploré ces deux aspects que sont les comportements réflexes et la substitution sensorielle. La première partie étudie la régulation de la commande motrice par les boucles sensorimotrices de bas niveau. Nous avons testé un réseau simplifié connecté à un modèle musculo-squelettique de bras dans l'objectif de produire des mouvements d'amplitudes et de durées déterminées. Les capacités du réseau à produire ces comportements ont été évaluées par trois algorithmes d'optimisation. Cette étude nous a permis d'explorer l'espace des comportements possibles du système neuro-mécanique. Bien que très simplifié, le système était capable de produire des mouvements biologiquement plausibles en présence de gravité. Ce réseau simplifié montre une grande richesse d'expressions comportementales où un même mouvement peut être produit par plusieurs combinaisons de paramètres. Ce type de réseau est un candidat potentiel pour faire le lien entre les commandes descendantes basiques telles que les enregistrements d'activité musculaire (EMG) et les mouvements produits par les moteurs de la prothèse. De plus, cette structure a le potentiel de produire des réponses réflexes. Concernant l'étude de la substitution sensorielle, nous avons mis au point un dispositif produisant des stimulations vibrotactiles permettant de donner au sujet les informations de position angulaire de leur coude. Nous l'avons utilisé dans plusieurs expérimentations et mis en évidence les bonnes capacités de discrimination spatiale chez des patients amputés et des sujets sains. Nous l'avons ensuite utilisé dans un contrôle en ligne d'un bras virtuel où les vibrations permettaient de donner des repères spatiaux dans une tâche d'atteinte de cibles. Cette expérience a révélé que le feedback proprioceptif permettait d'améliorer la performance par rapport à une condition sans feedback. En revanche, si l'ajout du feedback proprioceptif à la vision n'a pas amélioré la performance, il ne l'a pas dégradé non plus. De plus, le contrôle en présence des deux feedback a été le plus apprécié des sujets. Ce travail nous a permis d'enrichir les connaissances autour de la commande des prothèses myoélectriques avec pour objectif de se rapprocher du contrôle le plus naturel possible.

**Mots clés :** amputation, contrôle sensori-moteur, feedback, interface homme-machine, membre supérieur, proprioception, prothèse myoélectrique, réflexe, réseau de neurones, substitution sensorielle, vibrations

## Abstract

The loss of autonomy caused by the upper limb amputation affects a young and active population in France. The physical and psychological consequences raise some technical, scientific and clinical issues. The low prevalence of upper limb amputation is such that this affection is considered a rare disease. Today's prostheses are offering new possibilities of motion, but they are still limited in their command process. Current controls of these prostheses are non-intuitive and complex, leading to a high abandon rate. Research on this field highlights that to be fully functional and used by patients, prostheses should be able to (i) generate reflex responses, and (ii) feedback the sensation lost. In this thesis, we aimed to explore these two aspects, which are the reflex responses and the sensory substitution. The first part of this work investigates the regulation of the motor command through a spinal network that represents the low-level sensorimotor loops. We have tested this network connected to a musculoskeletal model of an arm with the goal to produce movements with multiple amplitudes and durations. The network's capacities were tested using three optimization algorithms, allowing to explore the behavioral space (i.e. the ensemble of movements produced by the neuromechanical simulations). Although very simplified, this system was capable of producing biologically acceptable movements, in the presence of gravity. This simple neural network produced a rich ensemble of behaviors, each given movement being possibly achieved with different combinations of parameters values. This type of network seems to be a good candidate to make the link between the basics descending commands such as the recorded muscle activity (EMG) and the prostheses motions. The other part of the thesis focused on sensory substitution. We built a vibrotactile device giving feedback of elbow angle to the subject. We found that patients and non-amputee subjects had good scores regarding spatial discrimination with vibrotactile stimulations, and we showed that they were all able to control a virtual arm only guided by the vibrotactile feedback during reaching tasks. However, adding proprioceptive feedback was not found to improve performance when compared to only visual information. Yet, it is important to stress that it did not deteriorate performance neither. Furthermore, the control involving both feedback was preferred by the participants. Taken together, this work provides useful information for the improvement of the myoelectric control of prostheses, while aiming to approach a natural and intuitive control of movement.

**Keywords :** amputation, arm, feedback, human-machine interface, myoelectric, neuron network, proprioception, prosthesis, sensorimotor control, sensory substitution, spinal reflex, vibrations

