



HAL
open science

Extraction de sources d'électromyogrammes et évaluation des tensions musculaires

Marc Leouffre

► **To cite this version:**

Marc Leouffre. Extraction de sources d'électromyogrammes et évaluation des tensions musculaires. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université de Grenoble, 2014. Français. NNT : 2014GRENT009 . tel-01280272

HAL Id: tel-01280272

<https://theses.hal.science/tel-01280272>

Submitted on 29 Feb 2016

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 GRENOBLE

Spécialité : **SIGNAL, IMAGE, PAROLE, TELECOMS**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Marc LEOUFFRE

Thèse dirigée par **Christine SERVIERE** et
codirigée par **Franck QUAINÉ**

préparée au sein du **Laboratoire GIPSA**
dans l'**École Doctorale EEATS**

Extraction de sources d'électromyogrammes et évaluation des tensions musculaires

Thèse soutenue publiquement le **11 avril 2014**,
devant le jury composé de :

Docteur Philippe RAVIER

Maître de conférences Université d'Orléans, Président du jury

Professeur François GUILLET

Professeur Université de Saint-Etienne, Rapporteur

Professeur Mark LATASH

Professeur Pennsylvania State University, Examineur

Professeur Roberto MERLETTI

Professeur Politecnico di Torino, Examineur

Docteur Christine SERVIERE

Chargée de recherche CNRS Grenoble, Directrice

Docteur Franck QUAINÉ

Maître de conférences Université Joseph Fourier Grenoble, Co-directeur



Résumé

L'évaluation des tensions musculaires chez l'Homme dans les sciences du mouvement et les études posturales présente un grand intérêt pour le sport, la santé ou encore l'ergonomie. La biomécanique s'intéresse tout particulièrement à ces problèmes utilise la cinématique inverse pour recalculer, à partir de mesures physiques externes, les tensions musculaires internes. Le verrou scientifique principal de cette technique est la redondance musculaire, propre au vivant. En effet les actionneurs (muscles) sont plus nombreux que les degrés de liberté à contrôler. Les problèmes de cinématique inverse sont sous-déterminés, ils présentent plus d'inconnues que d'équations, et nécessitent l'usage de procédures d'optimisation.

Dans ce contexte l'usage de l'électromyographie (EMG), signal électro-physiologique mesurable à la surface de la peau et témoin de l'activité musculaire, peut donner une idée de l'activité des muscles sous-jacents. La connaissance de l'activité des muscles permettrait d'introduire de l'information supplémentaire dans cette méthodologie inverse afin d'améliorer l'estimation des tensions musculaires réelles au cours de mouvements ou dans une posture donnée. De plus certaines applications ne permettent pas ou peu l'enregistrement de forces ou positions articulaires externes qui nécessitent un appareillage conséquent et rendent difficile l'étude de situations de la vie courante. L'électromyographie est dans un tel contexte une mesure non-invasive et peu encombrante, facilement réalisable. Elle a cependant elle aussi ses propres verrous scientifiques. L'EMG de surface sur de petits muscles très rapprochés comme les nombreux muscles des avant-bras peut être sujette à ce qui est communément appelé « cross-talk » ; la contamination croisée des voies. Ce cross-talk est le résultat de la propagation des signaux musculaires sur plusieurs voies simultanément, si bien qu'il est compliqué d'associer l'activité d'un muscle à une unique voie EMG. Le traitement numérique du signal dispose d'outils permettant, dans certaines conditions, de retrouver des sources inconnues mélangées sur plusieurs capteurs. Ainsi la séparation de sources peut être utilisée sur des signaux EMG afin de retrouver de meilleures estimations des signaux sources reflétant plus fidèlement l'activité de muscles sans l'effet du cross-talk.

Ce travail de thèse montre dans un premier temps l'intérêt de l'EMG dans l'étude de l'utilisation d'un prototype d'interface homme-machine novateur. L'EMG permet en particulier de mettre en évidence la présence forte de cocontraction musculaire permettant de stabiliser les articulations pour permettre un contrôle précis du dispositif. En outre des perspectives d'analyse plus fines seraient envisageables en utilisant des techniques de séparation de sources performantes en électromyographie. Dans un second temps l'accent est mis sur l'étude des conditions expérimentales précises permettant l'utilisation des techniques de séparation de sources en contexte linéaire instantané en électromyographie de surface. L'hypothèse d'instantanéité du mélange des sources en particulier est étudiée et sa validité est vérifiée sur des signaux réels. Enfin une solution d'amélioration de la robustesse de la séparation de sources à l'hypothèse de l'instantanéité est proposée. Celle-ci repose sur la factorisation en matrices non-négatives (NMF) des enveloppes des signaux EMG.

Summary

Evaluation of muscle tensions in movement and gait sciences is of great interest in the fields of sports, health or ergonomics. Biomechanics in particular has been looking forward to solving these problems and developed the use of inverse kinematics to compute internal muscle tensions from external physical measures. Muscular redundancy remains however a complex issue, there are more muscles than degrees of freedom and thus more unknown variables which makes inverse kinematics an under-determined problem needing optimization techniques to be solved.

In this context using electromyography (EMG), an electro-physiological signal that can be measured on the skin surface, gives an idea of underlying muscle activities. Knowing muscle activities could be additional information to feed the optimization procedures with and could help improving accuracy of estimated muscle tensions during real gestures or gait situation. There are even situations in which measuring external physical variables like forces, positions or accelerations is not feasible because it might require equipment incompatible with the object of the study. It is often the case in ergonomics when equipping the object of the study with sensors is either too expensive or physically too cumbersome. In such cases EMG can become very handy as a non-invasive measure that does not require the environment to be equipped with other sensors. EMG however has its own limits, surface EMG on small and closely located muscles like muscles of the forearm can be subject to "cross-talk". Cross-talk is the cross contamination of several sensors it is the result of signal propagation of more than one muscle on one sensor. In presence of cross-talk it is not possible to associate an EMG sensor with a given muscle. There are signal processing techniques dealing with this kind of problem. Source separation techniques allow estimation of unknown sources from several sensors recording mixtures of these sources. Applying source separation techniques on EMG can provide EMG source estimations reflecting individual muscle activities without the effect of cross-talk.

First the benefits of using surface EMG during an ergonomics study of an innovative human-computer interface are shown. EMG pointed out a relatively high level of muscle co-contraction that can be explained by the need to stabilize the joints for a more accurate control of the device. It seems legitimate to think that using source separation techniques would provide signals that better represent single muscle activities and these would improve the quality of this study. Then the precise experimental conditions for linear instantaneous source separation techniques to work are studied. Validity of the instantaneity hypothesis in particular is tested on real surface EMG signals and its strong dependency on relative sensor locations is shown. Finally a method to improve robustness of linear instantaneous source separation versus instantaneity hypothesis is proposed. This method relies on non-negative matrix factorization of EMG signal envelopes.

Table des matières

1	Introduction	7
2	Le muscle, de l'anatomie à l'électrophysiologie	9
2.1	L'homme en mouvement	9
2.1.1	Les coordinations musculaires	9
2.1.2	Les différents types de contractions musculaires	11
2.1.3	Les caractéristiques de la contraction musculaire	11
2.1.4	Le modèle musculaire de Hill	13
2.2	Le muscle et sa contraction	15
2.2.1	Description anatomique du muscle	15
2.2.2	Electrophysiologie et contraction musculaire	17
2.3	L'électromyographie témoin de la contraction musculaire	21
2.3.1	Histoire et technique de l'électromyographie	21
2.3.2	Traitement classique de l'EMG	23
2.3.3	Modèles de relation EMG-Force	26
3	Le hand navigator, étude d'un dispositif d'interface homme-machine	31
3.1	Présentation du hand navigator	31
3.2	Méthodes	36
3.2.1	Traitement des signaux EMG	41
3.2.2	Traitement des données	44
3.3	Résultats	46
3.3.1	Durées des essais	46
3.3.2	Coordonnées du poignet et positions articulaires	48
3.3.3	EMG, résultantes de force et cocontraction	54

3.3.4	Temps de réaction aux stimuli sonores	57
3.4	Discussion	58
3.4.1	Durées des essais	58
3.4.2	Coordonnées du poignet et configurations articulaires	60
3.4.3	EMG, résultantes de force et cocontraction	62
3.4.4	Temps de réaction aux stimuli sonores	63
3.4.5	Limites et conclusions	64
4	Extraction de sources, et traitement du signal EMG	67
4.1	Présentation de la séparation de sources électromyographiques	69
4.1.1	Origines de la séparation de sources	69
4.1.2	Modèle Instantané et Analyse en Composantes Indépendantes	70
4.1.3	Autres méthodes de séparation linéaire instantanée	73
4.2	Analyse en composantes indépendantes et positionnement des électrodes en EMG	75
4.2.1	Méthode	76
4.2.2	Résultats	84
4.2.3	Discussion	91
4.3	Amélioration de la robustesse à l'hypothèse de l'instantanéité	94
4.3.1	Méthode	94
4.3.2	Résultats	98
4.3.3	Discussion	101
4.4	Conclusions	102
5	Synthèse et perspectives	105
6	Bibliographie	109
	Liste des tableaux	121
	Table des figures	123

Chapitre 1

Introduction

L'électromyographie (EMG) de surface est une technique permettant l'acquisition de l'un des rares signaux électrophysiologiques de la motricité. Témoin de l'activité musculaire, la connaissance de ce signal et son interprétation peuvent être d'un grand intérêt dans le domaine de la recherche sur l'humain pour une meilleure compréhension de son fonctionnement, aussi bien sur les aspects de la contraction musculaire en elle-même que du contrôle de cette dernière. En effet le contrôle du nombre très important d'actionneurs que sont nos muscles agissant sur le nombre élevé de degrés de liberté que comporte le squelette humain constitue un système complexe. La biomécanique du mouvement s'attèle essentiellement à la mesure de paramètres physiques, cinétiques et cinématiques, ce problème se traduit alors par l'écriture de systèmes mathématiques sous-déterminés comportant plus d'inconnues (tensions musculaires) que d'équations et présentant ainsi une infinité de solutions. Pour résoudre ce problème il faut alors recourir à des procédures d'optimisations aux multiples fonctions de coût possible et dont les résultats sont assez variables et très discutés [Pedotti et al., 1978, Rasmussen et al., 2001b, 2009]. L'électromyographie peut permettre, dans ce domaine là, d'ajouter une connaissance plus précise des muscles ou groupes musculaires actifs et de leur niveau d'activité pour disposer de plus d'informations aidant à trouver les solutions de ces problèmes. L'EMG de surface souffre cependant de certaines limites handicapantes. Contrairement à l'EMG invasive, consistant à introduire les électrodes de mesures dans les muscles d'intérêt et qui permet d'identifier facilement de quel muscle provient le signal, l'EMG de surface mesure l'activité électrique du voisinage sous-jacent. Il n'est pas rare que dans le volume de détection se trouvent plusieurs muscles, on ne sait alors plus auquel attribuer le signal mesuré en surface. L'évolution des techniques de traitement du signal et en particulier du traitement numérique du signal ont conduit à de spectaculaires avancées

dans les domaines du traitement des signaux provenant de réseaux de capteurs. En particulier la discipline de séparation aveugle de sources (SAS) a vu le jour au début des années 1990 avec les travaux de C. Jutten, J. Hérault et P. Comon. Afin de retrouver des signaux de sources que l'on ne peut observer de façon isolée la SAS consiste à multiplier le nombre de mesures, en l'occurrence de capteurs, afin de les recombinaison entre elles pour recouvrer de bonnes estimations des sources recherchées.

Afin de bien comprendre le signal électromyographique il est indispensable d'exposer certaines notions d'anatomie et de physiologie du muscle pour comprendre sa structure et son organisation à différentes échelles. Il est important de comprendre comment est généré ce signal et à quel phénomène électrochimique il correspond au sein même des cellules musculaires. En tant que témoin de l'activité musculaire l'EMG est souvent considéré comme un indicateur potentiel de la force musculaire développée, en effet différentes relations établissant dans certaines conditions un lien entre le signal électromyographique et la force développée par le muscle correspondant ont été étudiées [Lippold, 1952, Close et al., 1960, Basmajian and De Luca, 1985, Zajac, 1989, Lloyd and Besier, 2003]. Ainsi un premier chapitre sera consacré à la description anatomique et biomécanique du muscle ainsi qu'à la compréhension de l'origine physiologique du signal EMG, son interprétation classique et les relations pouvant lier EMG et force musculaire.

Ce mémoire est constitué de trois chapitres en plus de ce chapitre d'introduction dont le second est consacré à une étude réalisée en partenariat avec des chercheurs du domaine informatique travaillant sur un prototype de dispositif d'interface homme-machine nommé Hand Navigator. L'idée de l'étude était de proposer une méthodologie permettant d'établir des critères d'analyse objectifs pour aider au choix des technologies embarquées. Une étude comportant des mesures électromyographiques de l'avant-bras ainsi que d'autres variables quantitatives a été réalisée avec leur collaboration pour comparer différentes situations d'utilisation du prototype.

Le dernier chapitre est consacré à l'étude de la séparation de sources appliquée au problème de l'électromyographie de surface en biomécanique. Les techniques de séparation de sources en contexte linéaire instantané sont présentées et l'accent est mis sur leur application à des signaux électromyographiques réels permettant de comprendre dans quelle mesure la séparation de sources peut être appliquée et un aspect important du travail a consisté à augmenter la robustesse des algorithmes existants vis à vis des conditions difficiles rencontrées en EMG de surface.

Chapitre 2

Le muscle, de l'anatomie à l'électrophysiologie

L'homme, *Homo sapiens* appartient au règne animal, comme pour la plupart des espèces la pérennité dépend de cinq grandes fonctions du vivant que sont la nutrition, le déplacement, la reproduction, la communication et la protection. Toutes ces fonctions essentielles à notre survie mettent en jeu des mouvements de segments ou de tissus. Chez l'animal les mouvements résultent de la contraction de cellules musculaires. En effet, le phénomène de contraction musculaire résulte de l'excitation simultanée d'un grand nombre de cellules par le système nerveux.

Il existe une certaine diversité de cellules musculaires dépendante de leur fonction, ainsi l'on peut noter l'existence de cellules dites striées squelettiques qui sont de manière générale attachées au tissu osseux et permettent de mouvoir le squelette en agissant sur une ou plusieurs articulations. Des cellules musculaires dites lisses interviennent quand à elles sur d'autres types de tissus tels que les parois de vaisseaux ou les sphincters. Enfin les cellules musculaires cardiaque qui sont spécifiques du myocarde. Le corps humain comporte environ 639 muscles dont 570 sont des muscles striés squelettiques [Gray, 1918].

2.1 L'homme en mouvement

2.1.1 Les coordinations musculaires

La plupart des muscles du corps humain sont des muscles squelettiques, responsables du mouvement. En règle générale l'être humain comporte plus de muscles par articulations que de degrés de libertés, il s'agit du principe de la redondance musculaire [Bernstein, 1967, Chao et al.,

1989, Latash, 1998]. Celle-ci est en partie due au fait que le muscle ne travaille qu'en contraction. Ceci nous amène à introduire les concepts de muscles agonistes et antagonistes. Les muscles sont dits agonistes lorsque leur contraction provoque le mouvement désiré de l'articulation étudiée, les muscles antagonistes sont ceux qui provoquent le mouvement opposé (voir Fig. 2.1). Un degré de liberté d'une articulation est en général contrôlé par l'association de muscles agonistes et antagonistes.

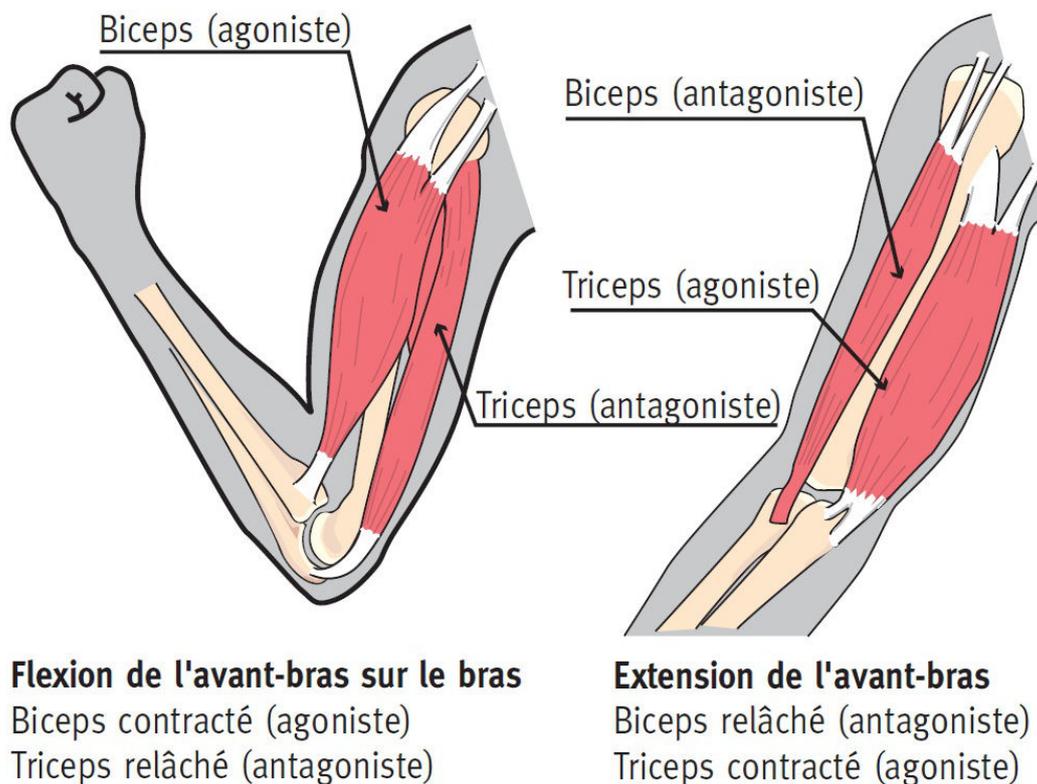


FIGURE 2.1 – A. Flexion de l'avant-bras sur le bras, le biceps est agoniste. B. Extension de l'avant-bras, le triceps est l'agoniste.

Le corps humain comporte en outre de nombreux muscles pluri-articulaires qui agissent donc simultanément sur plusieurs degrés de liberté. La motricité humaine a donc recours à de nombreux muscles pour l'exécution d'un mouvement donné, et il existe des coordinations musculaires complexes entre agonistes et antagonistes [Wade and Whiting, 1986, Latash, 1998].

La coordination motrice est définie comme étant la capacité à réaliser un geste bien défini et précis par l'action conjuguée du système nerveux central et de la musculature squelettique

2.1.2 Les différents types de contractions musculaires

L'étude des contractions musculaires impose la considération séparée de différents modes de fonctionnement que l'on peut rencontrer dans les mouvements du quotidien et que l'on s'attèle à contrôler lors de la réalisation de protocoles expérimentaux en biomécanique. Le muscle, bien qu'il ne travaille qu'en contraction peut travailler en raccourcissement, ainsi la contraction du biceps brachial entraînant son raccourcissement ramène l'avant bras sur le bras pour provoquer la flexion du coude, mais aussi en élongation. Prenons dans ce cas l'exemple d'une personne ralentissant la chute d'une haltère tenue dans la main : La contraction du biceps brachial crée un moment fléchisseur sur l'articulation du coude qui ne compense pas complètement le moment extenseur dû à la présence de l'haltère dans la main. Le coude va s'étendre et le biceps va donc s'allonger malgré sa contraction. Ce mode de fonctionnement musculaire est dit excentrique. Enfin un dernier type de contraction musculaire est la contraction isométrique, qui n'est pas accompagnée de mouvement de l'articulation et qui se fait donc à longueur constante du muscle considéré. L'avantage de la contraction isométrique est la relative immobilité du muscle sous la peau au cours de la contraction. En électromyographie une des préoccupations premières est le positionnement des électrodes à la surface de la peau. Une fois les électrodes positionnées, en fonction du type de contraction effectuée le muscle se rallonge ou se raccourcit et donc bouge sous la peau. En choisissant de réaliser des contractions isométriques, sans mouvement articulaire donc on diminue au maximum le déplacement du muscle étudié sous la peau et on obtient ainsi des observations cohérentes avant, pendant et après la phase de contraction.

2.1.3 Les caractéristiques de la contraction musculaire

Les considérations de variation ou non de la longueur du muscle au cours du mouvement amène naturellement à se poser la question de l'influence de cette longueur sur la force développée par le muscle. Magnus Gustav Blix à la fin du XIX^{ème} siècle [Blix, 1891, 1893, 1894] est le premier à s'être intéressé à cette question. Il a étudié la production de force des fibres musculaires en fonction de leur longueur et a publié les premières courbes mettant en évidence cette relation.

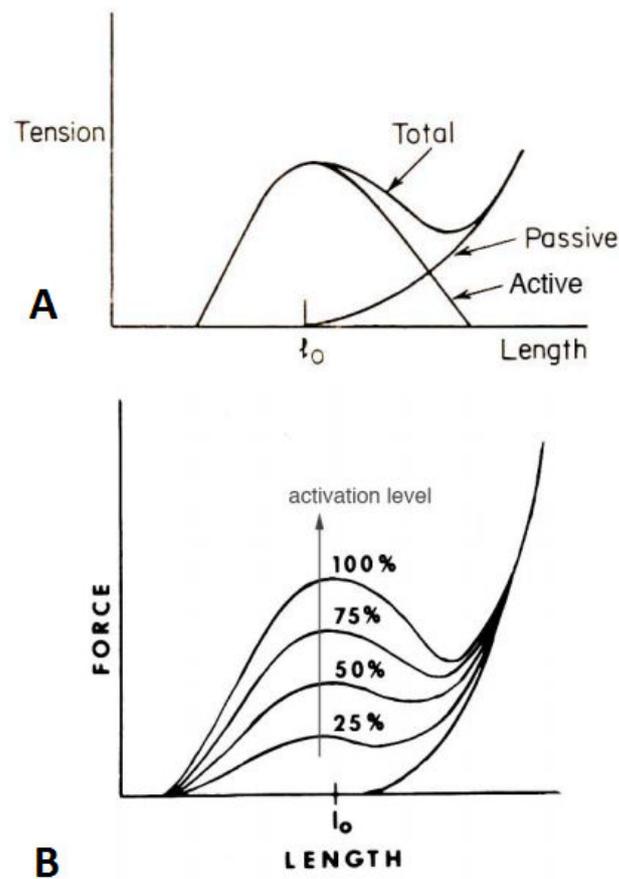


FIGURE 2.2 – Relation force-longueur du muscle. En (A) sont détaillées les contributions de la force générée activement en fonction de la longueur du muscle et de la force passive due à l'élongation du muscle. En (B) l'influence du niveau d'activation du muscle sur cette relation. Winter [1990]

Sur la figure 2.2 La courbe active correspond à la force que génèrent les fibres musculaires en fonction de leur longueur initiale. Cette courbe présente un maximum centré sur la longueur au repos du muscle. La courbe passive représente la force de résistance élastique, que génèrent l'ensemble des tissus musculaires lorsqu'ils sont étirés, cette courbe est strictement croissante et débute à la longueur au repos du muscle. La courbe totale est la somme de ces deux contributions et représente donc la relation globale force-longueur du muscle. Elle présente un maximum local pour des longueurs légèrement supérieures à la longueur au repos du muscle. Chaque point de la relation représente une contraction isométrique du muscle à la longueur donnée. Quand il y a mouvement il est possible d'y associer une vitesse, et par conséquent une vitesse de contraction. Là encore la question de l'influence de la vitesse de contraction sur la force développée se pose.

Cette relation a été très étudiée par [Hill, 1938] et est représentée Fig. 2.3.

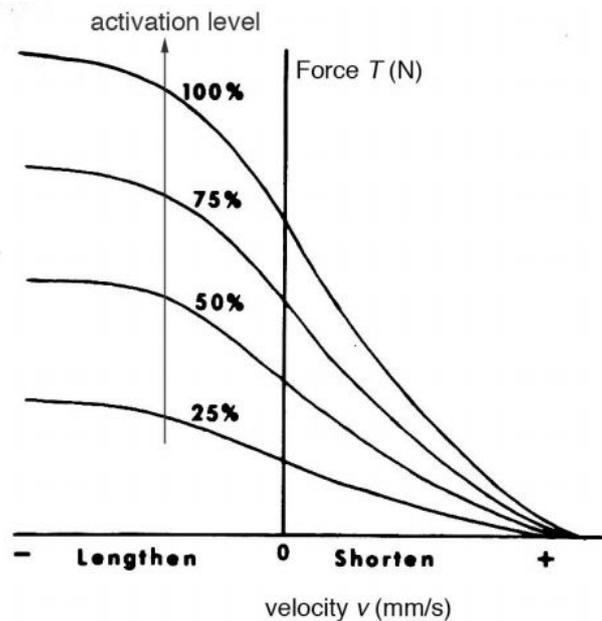


FIGURE 2.3 – Relation force-vitesse du muscle. Winter [1990]

On remarque sur cette figure que le fonctionnement excentrique du muscle est celui qui développe le plus de force pour un même niveau d'activation et il produit une force d'autant plus importante que l'élongation du muscle est rapide. En fonctionnement concentrique plus le raccourcissement est rapide moins la force développée est importante, elle atteint zéro pour sa vitesse de raccourcissement maximale.

2.1.4 Le modèle musculaire de Hill

Les travaux de M. G. Blix sur la relation force-longueur ont constitué la base des recherches de A. V. Hill sur les relations force-vitesse et sur le modèle musculaire qu'il a par la suite proposé [Hill, 1938]. Ce modèle musculaire de Hill s'est aujourd'hui imposé en biomécanique comme une référence incontournable si ce n'est l'unique référence en vigueur dans la plupart des modélisations du mouvement notamment certains logiciels de modélisation comme Anybody [Rasmussen et al., 2001a]. En se basant sur les relations établies liant force, longueur et vitesse Hill [1938] propose un modèle constitué d'un composant contractile (CC) monté en parallèle avec un élément élastique passif appelé composante élastique parallèle (CEP) et en série avec un autre élément élastique passif, la composante élastique série (CES). L'élément élastique en série est souvent modélisé comme un ressort de raideur infinie tandis que l'élément élastique parallèle

est en général un ressort non-linéaire Durfee and Palmer [1994], Lloyd and Besier [2003].

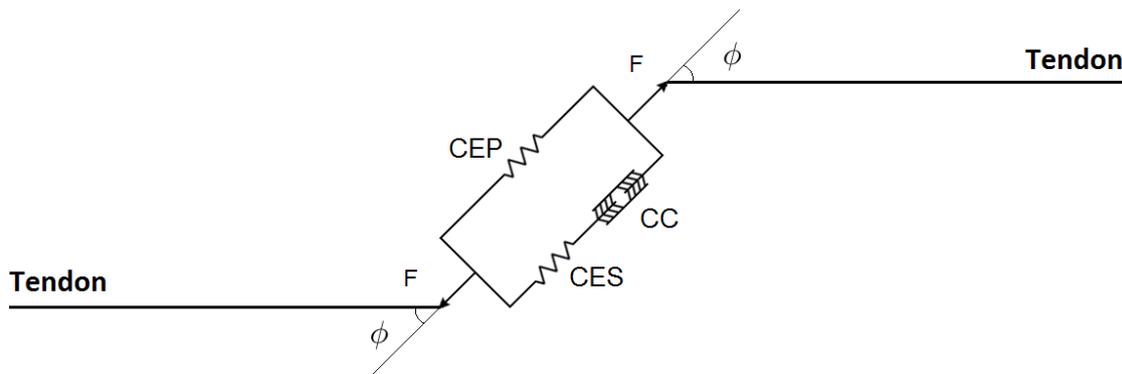


FIGURE 2.4 – Modèle musculaire de A. V. Hill avec ajout de l'angle de pennation. F représente la force générée par le muscle, CC la composante contractile, CES la composante élastique série et CEP la composante élastique parallèle. ϕ est l'angle de pennation des fibres musculaires.

Hill a décrit la forme de la relation liant force et vitesse par une équation [Hill, 1938], reprise dans la plupart des modèles musculaires encore aujourd'hui :

$$(F_m + a)(v + b) = (F_0 + a)b \quad (2.1)$$

Dans 2.1 F_m représente la force estimée, F_0 la force maximale isométrique, v la vitesse de contraction et a , b sont des constantes. Ce type de relation a été vérifiée notamment dans les travaux de Durfee and Palmer [1994] qui propose une méthodologie pour évaluer les paramètres des relations force-activation, force-vitesse et force-longueur actives et passives.

Le modèle du muscle de Hill est adapté à la modélisation du muscle isolé. Lorsque l'on s'intéresse au mouvement de l'homme et aux muscles in situ, des problèmes de muscles synergiques aux multiples bras de levier apparaissent, une activité des antagonistes est également possible. Les modèles de Hill lorsqu'ils sont utilisés in-situ introduisent le concept de muscle-équivalent à l'ensemble des synergiques responsables du mouvement et en négligeant une éventuelle activité antagoniste. Le muscle équivalent possède alors des caractéristiques et des insertions qui lui sont propres et ne correspondent à aucun muscle réel.

D'autres modèles musculaires existent, ils sont utilisés dans d'autres domaines, citons par exemple le modèle de Huxley [1957, 1974] qui est utilisé pour des applications à une échelle plus fine. En effet l'objectif de ce modèle est de représenter fidèlement la dynamique des ponts

actine-myosine.

2.2 Le muscle et sa contraction

2.2.1 Description anatomique du muscle

Cette thèse a été réalisée dans une équipe pluridisciplinaire constituée de chercheurs en traitement du signal mais aussi de biomécaniciens étudiant aussi bien le mouvement humain que le contrôle locomoteur, l'activité étant centrée sur la main humaine. Il apparaît dès lors primordial de s'attarder sur la famille des muscles striés squelettiques responsables du mouvement des articulations.

Le muscle strié squelettique est le type de muscle qui vient à l'esprit de la plupart des gens, les exemples les plus connus sont le biceps brachial responsable de la flexion du coude, le triceps brachial responsable quand à lui de son extension ou encore le quadriceps fémoral responsable de l'extension du genou. La plupart des muscles du corps humain sont baptisés en fonction de leur fonction de leur structure ou de leur longueur ainsi on trouve dans l'avant bras l' *extensor carpi radialis brevis* le court extenseur radial du carpe.

Il existe de nombreux muscles striés squelettiques dans le corps humain, et tous ne sont pas identiques, ils diffèrent tant par leur nombre de chefs musculaires, types d'insertions tendineuses que par l'orientation de leurs fibres. Les fibres d'un muscle ne sont pas toujours parallèles à la longueur du muscle, certains muscles présentent un ou plusieurs angles de pennation. On appelle angle de pennation l'angle que forment les fibres musculaires avec la droite d'action du muscle.

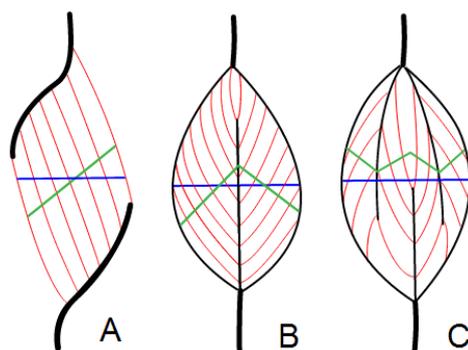


FIGURE 2.5 – Muscles pennés. Figure montrant trois muscles A, B et C présentant respectivement un, deux et plusieurs angles de pennation. En bleu la section orthogonale du muscle et en vert la section physiologique orthogonale. Illustration de Uwe Gille sous license CC-BY-SA <http://creativecommons.org/>

La figure 2.5 montre un muscle de même forme présentant différents types de pennation

possibles. L'angle de pennation a un impact important sur les caractéristiques du muscle, les fibres ne produiront pas une force colinéaire à la droite d'action du muscle, de plus la section du muscle n'est alors plus représentative du nombre de fibres. Le concept de section physiologique orthogonale (PCSA) a été introduit pour prendre en compte ce facteur [Alexander and Vernon, 1975, Narici et al., 1992, Maganaris and Baltzopoulos, 2000], la PCSA est représentée en vert sur la figure alors que la section orthogonale au muscle (CSA) est en bleu et ne dépend pas de la pennation. Notons qu'il existe des muscles ne présentant pas d'angle de pennation particulier et dont PCSA et CSA coïncident, ces muscles sont appelés muscles fusiformes.

Le muscle est un tissu mou contractile, c'est un des principaux tissus chez les animaux. Il existe plusieurs types de muscles striés squelettiques. Les muscles longs en fuseau qui se terminent à chaque extrémité par un ou plusieurs tendons qui se fixent sur les os, les muscles plats étalés qui forment les parois des grandes cavités du corps telles que l'abdomen, et les muscles orbiculaires qui sont des muscles en anneaux (orbiculaire des lèvres) ils sont appelés sphincters.

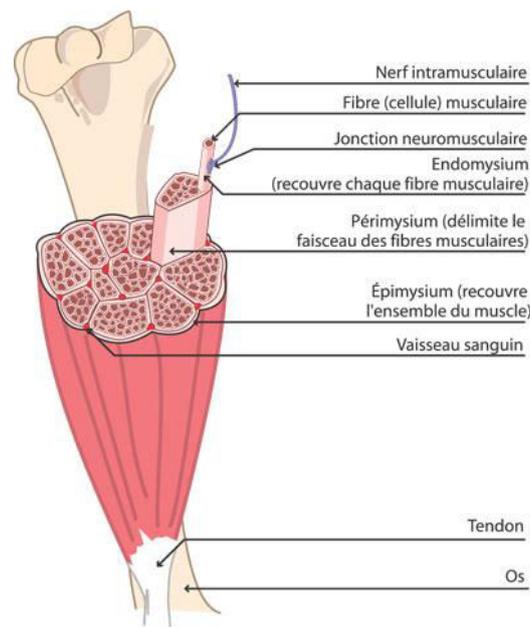


FIGURE 2.6 – Schéma de l'anatomie du muscle. Illustration de l'Institut de Myologie

Le muscle est composé de cellules musculaires mais contient également des vaisseaux sanguins, vaisseaux lymphatiques et nerfs. Le muscle est enveloppé dans une gaine de tissu conjonctif dense riche en collagène appelé épimysium. Sous l'épimysium se trouvent des faisceaux de fibres pouvant contenir d'une dizaine à plus d'une centaine de fibres, ces faisceaux sont eux mêmes enveloppés d'une gaine de tissu conjonctif dénommé périmysium. Enfin dans chaque faisceau de fibres les

fibres individuelles sont entourées de l'endomysium, tissu conjonctif incluant en plus de la fibre des capillaires sanguins et lymphatiques ainsi que des nerfs. Les fibres musculaires également appelées cellules musculaires ou myocytes ont un aspect strié Fig. 2.7 d'où le nom de cellule musculaire striée squelettique. Cet aspect strié est propre aux muscles squelettiques et due aux nombreuses myofibrilles qu'elles contiennent. Les myofibrilles sont des assemblages de chaînes moléculaires longues d'actine et de myosine essentiellement qui, par leur interaction, permettent le raccourcissement des cellules et au niveau macroscopique la contraction du muscle dans son ensemble.

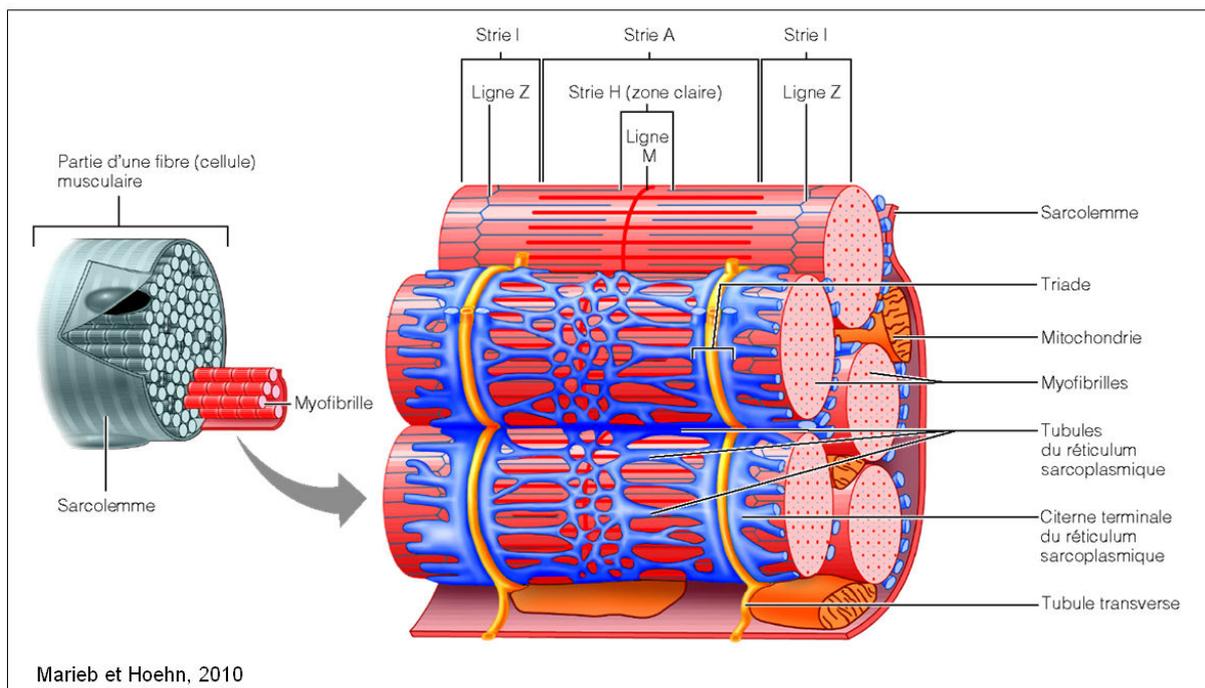


FIGURE 2.7 – Schéma de la structure d'une fibre musculaire.

On note sur la figure 2.7 la présence de tubules transverse qui font communiquer le réticulum sarcoplasmique avec la membrane des cellules musculaires appelée sarcolemme. Nous allons voir dans la partie suivante l'importance de cette structure qui permet le couplage excitation-contraction en faisant le lien entre la membrane cellulaire et les canaux ioniques du réticulum sarcoplasmique qui permettent de déclencher la contraction musculaire.

2.2.2 Electrophysiologie et contraction musculaire

L'électrophysiologie est un terme désignant l'étude de l'activité bioélectrique des tissus vivants, en particulier des tissus nerveux et musculaires. [...] tel qu'il est défini par le dictionnaire

Larousse en 2013. Les toutes premières traces écrites de la connaissance de l'existence de phénomènes électrophysiologiques remonte à certains bas-reliefs de l'Antiquité décrivant en particulier les violentes décharges électriques produites par certaines espèces de poissons. La naissance de l'électrophysiologie en tant que discipline scientifique remonte cependant à la fin du XVIIIème siècle avec les travaux de John Walsh [Walsh and Seignette, 1773] sur l'organe électrique du poisson-torpille et Luigi Galvani qui montra la possibilité de déclencher la contraction musculaire chez la Grenouille à l'aide d'impulsions électriques dans "De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius" publié à l'Académie des Sciences de Bologne en 1791. Au milieu du XIXème siècle Carlo Matteucci et Emil du Bois-Reymond mirent en évidence respectivement l'existence d'un potentiel de repos et d'un potentiel d'action musculaire.

C'est en 1850 que les travaux de Walther Hermann Nernst établissent les bases de l'électrochimie, travaux pour lesquels il recevra le prix Nobel de 1920. Les équations de Nernst ont permises à Bernstein d'établir en 1902 [Bernstein, 1902] que les potentiels de repos et potentiels d'action sont dus à une variation de sélectivité de la membrane cellulaire aux ions du cytoplasme.

L'arrivée de la commande motrice sur l'axone du motoneurone se traduit par un potentiel d'action déclenchant une décharge du neurotransmetteur acétylcholine dans la synapse de jonction neuro-musculaire. Le sarcolemme (membrane de la cellule musculaire) présente des récepteurs sensibles à l'acétylcholine (Ach) appelés récepteurs nicotiniques (nAchR). Ces récepteurs en présence du neurotransmetteur changent de configuration et deviennent perméables aux ions sodium Na^+ . Le courant sodique a pour effet de dépolariser le sarcolemme. D'autres canaux sodiques voltage dépendants sont présents sur l'ensemble de la membrane de la cellule musculaire. Ces derniers s'ouvrent si la cellule est suffisamment stimulée et donc suffisamment dépolarisée par l'effet des canaux nAchR, leur ouverture provoque une dépolarisation rapide qui constitue le potentiel d'action musculaire (PAM) (voir Fig. 2.9) qui se déplace dans toutes les directions à partir de la plaque motrice. Le potentiel d'action est ainsi constitué de quatre phases successives, le potentiel post-synaptique excitateur, correspondant à l'excitation dû à l'ouverture des canaux sodiques nAchR immédiatement suivi (si l'excitation est suffisante) d'une phase de dépolarisation rapide due aux canaux sodiques voltage dépendants. La membrane se repolarise rapidement jusqu'à s'hyperpolariser avant de retrouver son potentiel de repos.

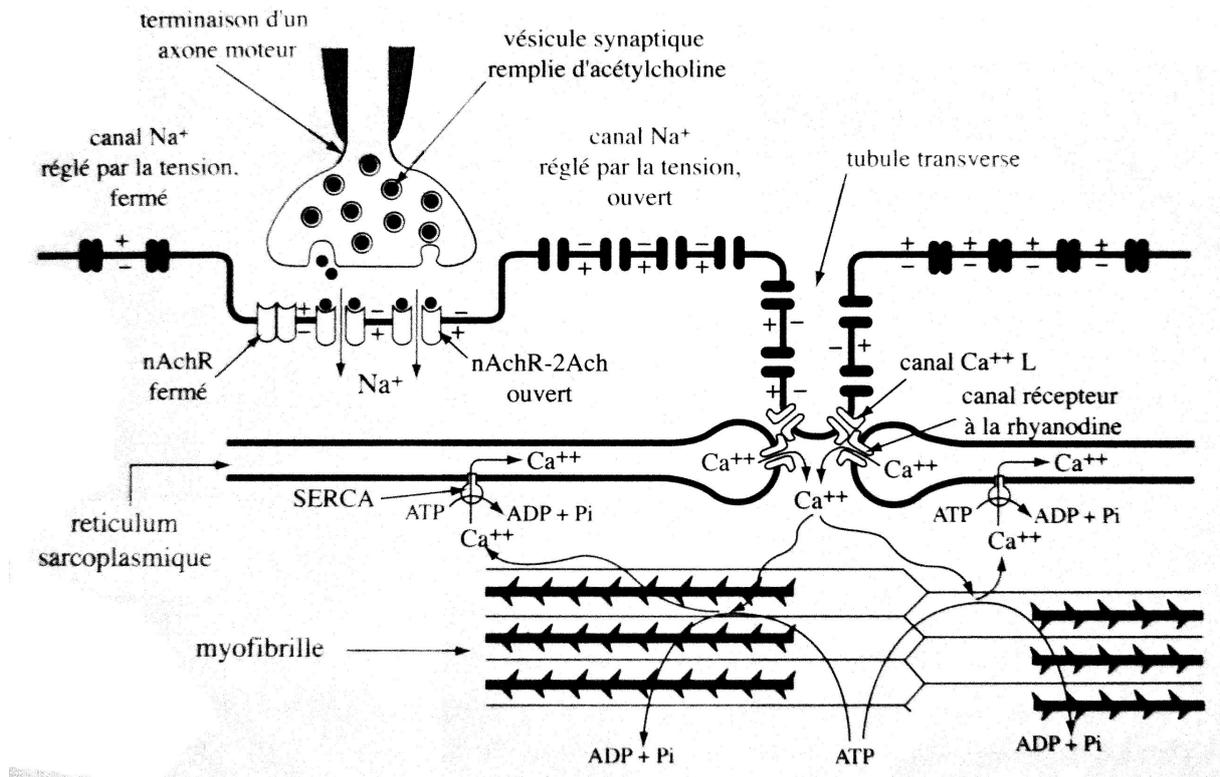


FIGURE 2.8 – Mécanismes ioniques et chimiques de la contraction musculaire, de l'excitation à aux ponts actine-myosine. (Illustration de Bernard et al. [2006])

Ce potentiel d'action musculaire est très important puisque c'est celui-ci que l'électromyographie enregistre. Bien qu'il soit à l'origine d'une cascade de réactions menant à la contraction musculaire à proprement parler il ne la provoque pas directement. Le PAM poursuit son trajet le long du sarcolemme jusqu'à une structure appelée tubule transverse, celle-ci comporte des couples de canaux calciques voltage dépendants que le potentiel d'action ouvre.

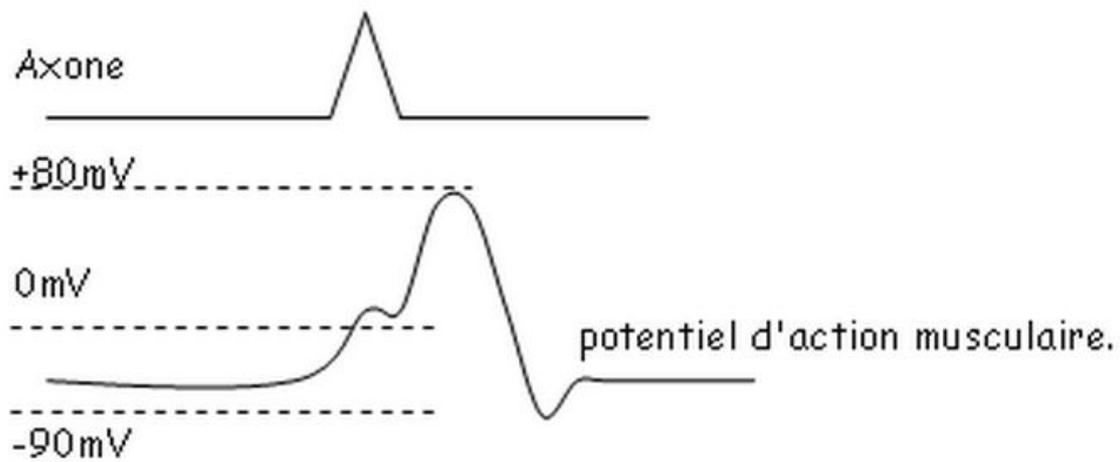


FIGURE 2.9 – Réponse électrique de la cellule musculaire à une stimulation électrique de son axone moteur. La première dépolarisation observée est le potentiel post-synaptique excitateur, le pic de dépolarisation qui le suit immédiatement est le potentiel d'action musculaire à proprement parler. Illustration tirée d'un cours de Neurophysiologie Licence 3 sur <http://www.biodeug.com/>

L'ouverture du couple de canaux calciques déclenche une libération massive, dans le cytoplasme, d'ions Ca^{++} contenus dans le réticulum sarcoplasmique. La présence de ces ions calcium est essentielle au fonctionnement du cycle de la contraction musculaire qui repose sur une interaction entre les filaments d'actine et de myosine des myofibrilles.

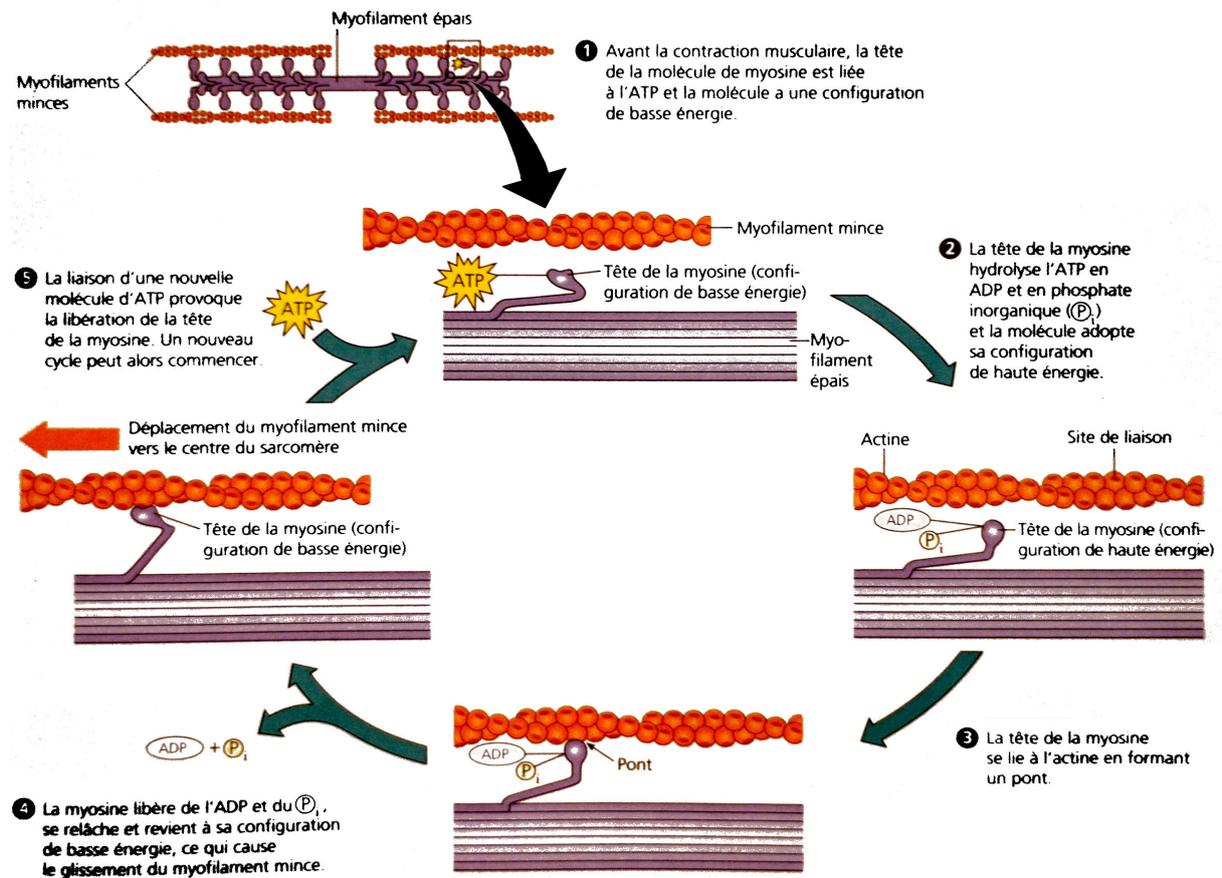


FIGURE 2.10 – Fonctionnement du pont actine-myosine dans la contraction musculaire. (Illustration Campbell Reece)

L'ensemble de ce mécanisme est appelé couplage excitation-contraction et est fortement consommateur d'adénosine triphosphate (ATP), la molécule énergétique principale du vivant.

2.3 L'électromyographie témoin de la contraction musculaire

2.3.1 Histoire et technique de l'électromyographie

Emil du Bois-Reymond découvra qu'il était possible d'enregistrer les variations de potentiel électrique dues à la contraction volontaire des muscles. Le premier enregistrement de ce type à été réalisé par Etienne-Jules Marey en 1890. En 1922 Gasser et Erlanger ont utilisé un oscilloscope afin de montrer l'activité électrique des muscles.

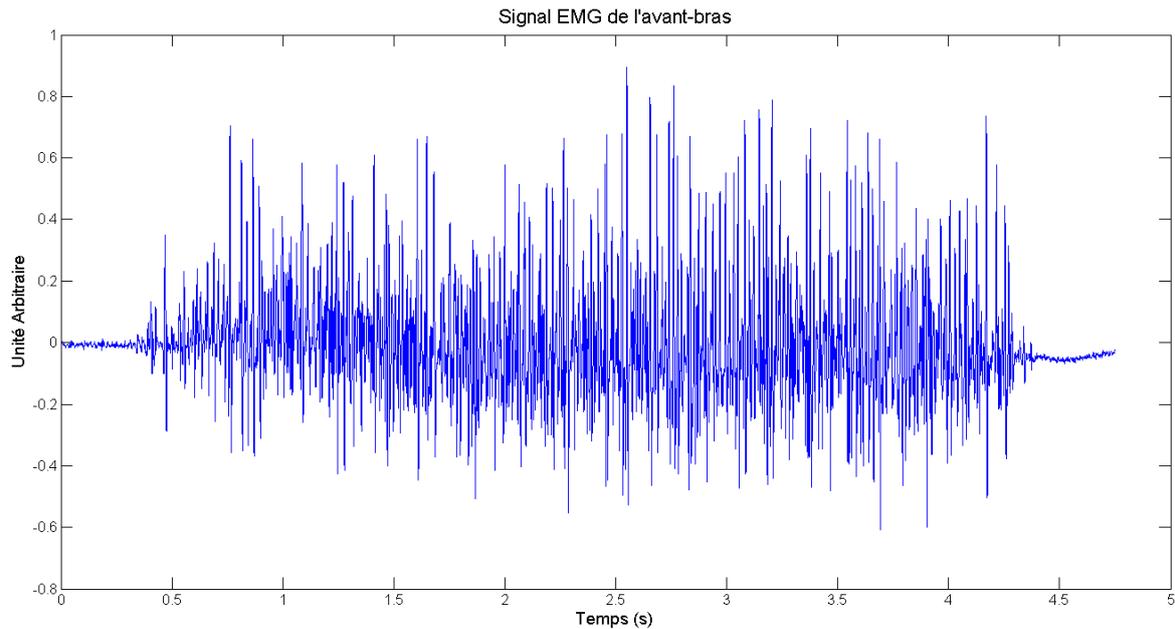


FIGURE 2.11 – Signal EMG correspondant à une contraction d'un muscle de l'avant-bras.

Depuis les années 1930 jusqu'à nos jours les techniques d'électromyographie n'ont cessé de se perfectionner et l'usage clinique de l'électromyographie débuta dans les années 1960. La figure 2.11 montre un signal EMG typique, on note en particulier un changement de variance important entre les phases de repos en début et fin d'enregistrement et ce qu'on appelle la bouffée EMG qui représente la phase de contraction qui début peu avant 0,5s et finit vers 4,25s.

Ce signal correspond à la sommation spatiale de l'ensemble des potentiels d'action d'unité motrice se trouvant sous le capteur. Il existe différents types d'électrodes pour l'EMG et différentes configurations qui ont des conséquences plus ou moins importantes sur le signal. Il existe des électrodes sèches et des électrodes avec un gel de contact, le gel permet de réduire l'impédance au niveau de l'interface entre le capteur et la peau améliorant ainsi la qualité du signal. Nous avons utilisé des électrodes d'argent Ag/AgCl avec gel de contact. Le signal peut être mesuré en configuration mono-polaire auquel cas une unique électrode est positionnée sur le muscle d'intérêt et le potentiel est directement mesuré par rapport à un potentiel de référence, on peut placer une électrode au dessus d'une surface osseuse éloignée du site d'intérêt par exemple. La configuration que nous avons employée est une configuration bipolaire, celle-ci consiste à placer deux électrodes sur le site d'intérêt et de mesurer la différence de potentiel entre ces deux points de mesure. Cette configuration bipolaire était imposée par le dispositif d'acquisition EMG utilisé au laboratoire, un BIOPAC MP-150, qui est conçu spécifiquement pour cette configuration.

D'autres configurations existent, il y a par exemple le double différentiel utilisant trois électrodes en ligne, des configurations Laplaciennes ou autres matrices d'électrodes. Lorsque l'on crée le signal à partir de plusieurs électrodes l'on effectue un filtrage spatial du signal dépendant des caractéristiques d'espacement et de taille des électrodes. La configuration bipolaire est celle recommandée par le projet Européen SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [Hermens et al., 1999].

Par rapport au mono-polaire la configuration bipolaire a l'avantage de n'amplifier que la différence de potentiel entre deux électrodes proches, cette différence est directement due au signal EMG d'intérêt alors que les bruits éventuels ainsi que le $50Hz$ du secteur son communs aux deux électrodes, l'EMG bipolaire est par conséquent moins sujet au bruit que le mono-polaire.

2.3.2 Traitement classique de l'EMG

Le signal électromyographique acquis en surface résulte des dépolarisations simultanées de quantités de fibres musculaires sous-jacentes appartenant à un ou plusieurs muscles situés à l'aplomb de l'électrode. Le signal mesuré est une variation de tension d'apparence aléatoire et centrée. Usuellement en biomécanique il est d'usage de placer les électrodes de telle sorte que le signal recueilli ne provienne que du seul muscle d'intérêt. Lorsque ce n'est pas le cas on appelle "cross-talk" le fait de capter sur une électrode une activité supplémentaire d'un muscle autre que celui qui devait initialement faire l'objet de la mesure [Mogk and Keir, 2003, Disselhorst-Klug et al., 2008]. Bien qu'il soit parfois possible de placer les capteurs de façon à ce que chaque électrode ne capte que le signal provenant du muscle d'intérêt, ceci est en pratique souvent impossible. Le système de l'avant-bras en est un bon exemple. En effet l'avant-bras humain comporte pas moins de 19 muscles ! Parmi ces muscles certains sont des muscles dits "profonds" qui se situent sous d'autres muscles. Pour ceux là il est bien souvent impossible de trouver une position de mesure à la surface de la peau qui ne soit au moins sujette au cross-talk issu des muscles superficiels. Dans le but d'étudier les mouvements du membre supérieur il serait très utile d'avoir une idée précise de l'activité de chacun des muscles entrant en jeu dans ces derniers, y compris celle des muscles profonds.

Bien que ne faisant l'objet d'aucun consensus ni d'aucune norme, la communauté scientifique s'accorde à dire, à travers le projet Européen SENIAM, que le signal électromyographique s'étend de fréquences basses inférieures à 20 Hz jusqu'à des fréquences maximales d'environ 500 Hz pour l'EMG de surface [Hermens et al., 1999, Merletti et al., 2009]. L'EMG invasif n'est pas

l'objet de ce travail de thèse, mais à titre de comparaison les signaux recueillis de cette façon occupent des fréquences très nettement plus élevées jusqu'à 1500Hz au moins [Hermens et al., 1999]. Ainsi pour échantillonner le signal EMG de surface correctement il convient de placer un filtre anti-repliement adéquat avec une fréquence de coupure de 500Hz associée à une fréquence d'échantillonnage respectant le théorème de Nyquist-Shannon.

$$f_e > 2 \times f_M \quad (2.2)$$

Toutes les acquisitions d'EMG qui ont été réalisées dans le cadre de ce travail l'ont été avec un filtre anti-repliement de fréquence de coupure $f_c = 500Hz$ et avec une fréquence d'échantillonnage $f_e = 2000Hz$.

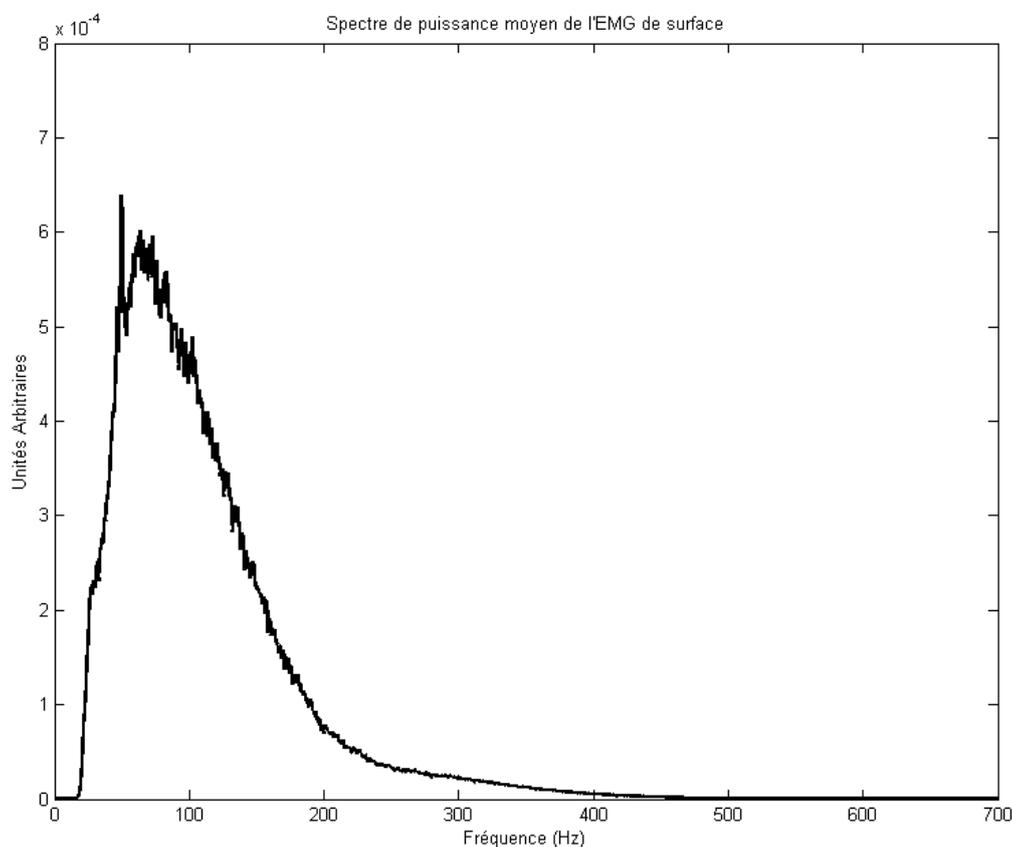


FIGURE 2.12 – Spectre de puissance moyen calculé par la méthode du périodogramme de Welch. L'EMG a été filtré passe-haut avec une fréquence de coupure de 20 Hz. On note un pic à 50 Hz correspondant à la fréquence du secteur, l'essentiel de la puissance du spectre est concentrée entre 20 et 200 Hz.

Habituellement dans le domaine de la biomécanique l'EMG est traité de deux façons selon

le but de la mesure. Le domaine fréquentiel permet, à travers certains paramètres tels que la fréquence médiane ou la fréquence moyenne, de suivre la fatigue musculaire. En effet il est communément admis qu'une fatigue musculaire se traduit par une synchronisation d'activité des unités motrices ce qui a tendance à déplacer le spectre dans les basses fréquences, cette synchronisation se traduit aussi de façon plus concrète par l'apparition de tremblements sur le segment fatigué [Elble and Randall, Bakirzade, 1982].

Le domaine temporel est le plus couramment utilisé en EMG, la plupart du temps il sert d'indicateur du niveau d'activité musculaire. La figure 2.11 montre l'apparence d'un signal EMG de surface brut non traité, l'axe des ordonnées est en unités arbitraires étant donné que la valeur de tension relevée par l'EMG est dépendante de nombreux paramètres très variables tels que la conductance de la peau et ne sont par conséquent pas comparables ni d'un sujet à l'autre ni d'une expérience à l'autre. Afin d'obtenir un indicateur de l'activité musculaire le paramètre essentiel est la variance du signal EMG. Bien souvent une enveloppe du signal est calculée, celle-ci est ensuite normalisée par sa valeur la plus haute obtenue sur une contraction maximale volontaire (CMV). Selon les chercheurs et les usages il existe différentes façons de calculer l'enveloppe EMG. Nous avons utilisé tout au long de ce travail de thèse la méthode suivante :

$$EMGI(t) = \frac{1}{\tau} \int_{t-\tau}^t EMG(h)^2 dh \quad (2.3)$$

Avec EMGI le carré du signal EMG intégré localement dans une fenêtre d'intégration glissante de $\tau = 200ms$, ceci permet d'obtenir une enveloppe supérieure de l'EMG ayant la propriété (car le signal EMG est centré) d'être égale à la variance locale de l'EMG dans cette même fenêtre d'intégration. La société internationale d'électrophysiologie et kinésiologie (ISEK) propose une méthode similaire reposant sur la valeur absolue de l'EMG (EMG rectifié) plutôt que son carré, le but étant néanmoins le même, obtenir une enveloppe de l'activité EMG. En utilisant l'EMG rectifié l'enveloppe obtenue s'appelle enveloppe linéaire, et la constante de temps de l'intégrateur utilisé peut varier de 25 à 200ms selon le lissage désiré [Merletti and Parker, 2004]. Lorsque cette enveloppe est normalisée lors d'une contraction maximale volontaire nous obtenons une grandeur comprise entre 0 et 1 directement issue de l'activité électrique des fibres musculaires. Cette enveloppe normalisée est le plus souvent utilisée en tant que mesure du niveau d'activation du muscle et peut dès lors servir dans des modèles biomécaniques directs par l'intermédiaire de relations liant l'EMG et la force ou tension musculaire produite.

2.3.3 Modèles de relation EMG-Force

De nombreuses études se sont intéressées au problème de la modélisation du lien existant entre l'électromyographie et la tension musculaire produite, Morin en 1995 explique qu'aucune relation générale n'a encore été trouvée [Morin, 1995], cette affirmation semble aujourd'hui encore valide. En effet le lien entre EMG et Tension est moins évident qu'il n'y paraît. Malgré la présence d'un couplage fort au niveau ionique et moléculaire entre excitation et contraction musculaire tel que nous l'avons exposé ci-dessus, l'EMG et en particulier l'EMG de surface est une mesure distante et partielle des potentiels d'action musculaires ainsi le volume de détection limité de l'EMG de surface pose problème à l'établissement d'une relation générale entre EMG et force [De Luca, 1997, Siegler et al., 1985]. Notons aussi que l'établissement d'une relation nécessite une mesure précise de la force produite par un muscle donné, ce qui n'est pas aisé puisque seules les forces externes sont directement accessibles [Lloyd and Besier, 2003]. De plus les muscles sont composés de fibres musculaires de nature différentes (fibres lentes aérobies de type I, fibres rapides anaérobies de type IIB et fibres mixtes IIA). En fonction du muscle considéré la proportion de fibres de chaque type est variable et leurs réponses à l'excitation n'est pas la même [Basmajian and De Luca, 1985]. Ainsi la nature de la relation reliant EMG et force musculaire varie nécessairement d'un muscle à l'autre, celle ci semble s'approcher d'une relation linéaire pour les petits muscles plutôt homogènes en type de fibres et d'une relation parabolique pour des muscles plus gros [Morin, 1995, Guimaraes et al., 1994] dans des conditions de contractions isométriques. Établir la relation entre l'EMG et la force in-situ nécessite aussi de contrôler les modulations de contractions des antagonistes qui influent sur la mesure de force résultante ce qui est difficilement faisable en pratique et conduit souvent à négliger l'activité antagoniste.

La relation EMG-force pour des contractions dynamiques est nécessairement plus compliquée, la dynamique de la contraction musculaire elle même faisant intervenir les relations force-longueur et force-vitesse vues précédemment [Hof, 1997]. Dans les cas où les contractions ne sont pas isométriques s'ajoute les variations de bras de levier dues aux changements de longueur des muscles. Ces relations ont néanmoins été étudiées [Metral and Cassar, 1981, Misener and Morin, 1995, Nussbaum and Chaffin, 1998] et sont capables d'estimer la force à 10% près [Morin, 1995]. Au cours de ce travail de thèse les expériences menées ont concernées les muscles dits extrinsèques de la main, à savoir les muscles de la main situés dans l'avant-bras. Ceux ci sont des muscles de taille modeste voire petite, de plus nous avons travaillé dans des conditions isométriques ou mobilisant très peu les articulations (voir la partie sur le Hand Navigator), conditions dans

lesquelles l'approximation linéaire de la relation semble possible. Zajac [Zajac, 1989] décrit bien la construction de modèles EMG-force à travers deux étapes (voir Fig. 2.13), une première consistant à modéliser le couplage excitation-contraction et une seconde pour modéliser la dynamique de la contraction musculaire.

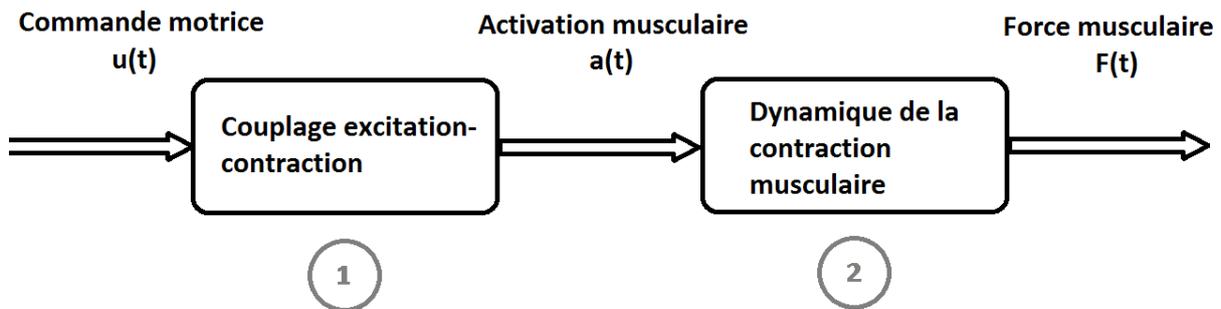


FIGURE 2.13 – Deux étapes de la construction d'un modèle EMG-force. Le premier bloc sert à obtenir un niveau d'activation à partir de la commande motrice, le second permet de transformer le niveau d'activation en force exercée sur les insertions osseuses du muscle.

Zajac modélise le premier bloc de couplage excitation-contraction par un traitement sur l'EMG correspondant à une rectification et un filtrage passe-bas [Zajac, 1989], soit une enveloppe du signal EMG de surface. Il décrit la seconde étape à l'aide de modèles prenant en compte la dynamique musculo-tendineuse de la contraction, basée sur le modèle de Hill et les relations force-longueur et force-vitesse. Une façon de prendre en compte cette dynamique est d'utiliser une relation 2.4 telle que celle décrite par Lloyd and Besier [2003] :

$$F(t) = F^{max} [f(l)f(v)a(t) + f_p(l)] \cos(\phi(t)) \quad (2.4)$$

$F(t)$ étant la force produite par le muscle à l'instant t , F^{max} la force maximale que peut exercer le muscle, $f(l)$ et $f(v)$ sont les relations force-longueur et force-vitesse respectivement. Enfin $a(t)$ est un facteur représentant le niveau d'activation du muscle à l'instant t et $f_p(l)$ est la force passive exercée par le muscle en fonction de sa longueur (composantes élastiques). Le tout est modulé par un cosinus permettant de prendre en compte l'angle de pennation $\phi(t)$ à l'instant t des fibres par rapport à la droite d'action du muscle. Ce modèle prend en compte de très nombreux paramètres, on peut citer entre autre la variation de l'angle de pennation fonction de la longueur du muscle décrite par l'équation 2.5.

$$\phi(t) = \sin^{-1} \left(\frac{L_m^0 \sin(\phi_0)}{L^m(t)} \right) \quad (2.5)$$

Dans cette équation L_m^0 représente la longueur du muscle au repos, ϕ_0 l'angle de pennation au repos et $L^m(t)$ est la longueur du muscle à l'instant t . Il est donc possible de cette façon de prendre en compte des contractions en conditions non-isométriques, non-isocinétiques et non-isotoniques.

Dans notre cas cependant, considérant que la relation pour de petits muscles peut être approchée avec une relation linéaire, une façon plus simple de voir la relation est la suivante :

$$F(t) = a(t) \times F_{MVC} \quad (2.6)$$

Le coefficient de proportionnalité reliant alors la force musculaire à l'instant t à l'activation musculaire est la force maximale lors d'une contraction maximale volontaire. Il est cependant difficile de mesurer la force maximale volontaire due à un seul muscle bien précis étant donné que les forces externes mesurables sur l'homme sont dans l'immense majorité des cas dues à une coordination complexe faisant intervenir plusieurs muscles. Nous avons vu précédemment la notion de PCSA pour un muscle donné, or il existe une relation entre la PCSA et la force maximale d'un muscle :

$$Force = PCSA \times \sigma \quad (2.7)$$

Avec σ la tension spécifique des fibres du muscle en $N \cdot m^{-2}$. Des tables anatomiques contenant ces deux grandeurs caractéristiques des muscles ont été réalisées [Lieber et al., 1990, 1992] et il est donc possible d'avoir une estimation de la force maximale que peut développer un muscle. Dès lors la relation linéaire liant l'EMG et la force peut s'exprimer ainsi :

$$F(t) = a(t) \times PCSA \times \sigma \quad (2.8)$$

Dans notre cas nous ne nous intéresserons pas directement à des valeurs de force exprimées en newton, il est donc tout à fait possible de rassembler les paramètres musculaires dans un facteur de proportionnalité inconnu λ .

$$F(t) = a(t) \cdot \lambda \quad (2.9)$$

On peut représenter l'activité musculaire $a(t)$ par le rapport entre l'EMG intégré présenté à l'équation 2.3 et la valeur de l'EMGI lors d'une contraction maximale volontaire [Woods and Bigland-Ritchie, 1983]. Il existe d'autres modélisations de la relation EMG-force en deux étapes, EMG-activation puis activation-force dans ce cas la relations qui lie l'EMG à l'activation peut être modélisée de façon plus complexe [Manal et al., 2002].

$$F(t) = \lambda \cdot \frac{EMGI(t)}{EMGI_{max}} \quad (2.10)$$

Ainsi pour des exercices mobilisant une faible plage de valeurs de forces et concernant de petits muscles nous considérerons l'EMG intégré normalisé comme proportionnel à la force du muscle concerné [Lippold, 1952, Close et al., 1960]. Cette approche été retenue pour calculer les tensions des muscles mobilisant les doigts à partir de modèles biomécaniques faisant intervenir des procédures d'optimisation numériques et utilisant l'EMG comme signal représentatif de la commande musculaire [Valero-Cuevas et al., 1998, Vigouroux et al., 2007].

Chapitre 3

Le hand navigator, étude d'un dispositif d'interface homme-machine

Au cours de cette thèse une partie du travail s'est déroulée en collaboration avec l'équipe IMAGINE du Laboratoire Jean Kuntzmann - INRIA Rhône-Alpes travaillant sur le contrôle d'une main dans un environnement virtuel à l'aide d'un prototype, le Hand-Navigator, permettant le contrôle simultané d'un grand nombre de degrés de libertés dans un environnement 3D. Aujourd'hui encore en très large majorité le dispositif d'interface permettant la manipulation d'objets dans un environnement virtuel en trois dimensions reste la souris d'ordinateur classique. Bien que très pratique car très communément utilisée, elle ne permet le contrôle que de deux degrés de liberté et il est donc naturel de chercher à tendre vers d'autres dispositifs s'approchant de plus près de la dextérité d'une main humaine.

3.1 Présentation du hand navigator

Le Hand-navigator de l'INRIA est un prototype visant à permettre un contrôle efficace et rapide d'un grand nombre de degrés de liberté afin de contrôler une main virtuelle dans un environnement 3D pour réaliser des tâches complexes telles que par exemple de la sculpture 3D (Fig. 3.1). Il existe plusieurs solutions au problème du contrôle d'une main virtuelle, d'une manière générale il s'agit d'être capable de capter d'une façon ou d'une autre l'évolution de la configuration d'une main réelle pour reproduire celle-ci sur une main virtuelle dans l'environnement 3D. Il existe deux grandes familles de solutions, les solutions mécaniques d'une part, qui mesurent forces et ou angles articulaires directement au contact de la main de l'opérateur afin de les re-

produire, les solutions cinématiques d'autre part qui elles vont mesurer des mouvements à l'aide de plusieurs caméras. Chacune de ces familles ont leurs avantages et leurs inconvénients. Les dispositifs mécaniques peuvent être couplés à un retour de force, on parle alors d'interface haptique qui peut fournir des informations complémentaires très utiles à l'opérateur. Ces deux types de solutions permettent des mesures relativement précises mais sont très contraignantes. En effet une phase importante de calibration est nécessaire et demande donc une bonne connaissance du dispositif. Les méthodes optiques quand à elles souffrent de problèmes d'occlusions, c'est à dire d'informations manquantes dans certaines configurations ou la main est masquée (souvent par elle même). Le positionnement du Hand-navigator est de miser sur une interface plus simple d'utilisation, qui puisse être facilement utilisée dans un contexte multi-tâche ou l'opérateur peut être amené à lâcher son environnement 3D pour y revenir ensuite. Ce type de contexte se prête mal aux solutions citées ci-dessus. Le Hand-navigator repose donc sur un dispositif plus apparenté à la souris d'ordinateur qu'il est possible de manipuler même par intermittence sans avoir à re-calibrer ou retirer un gant de données par exemple.

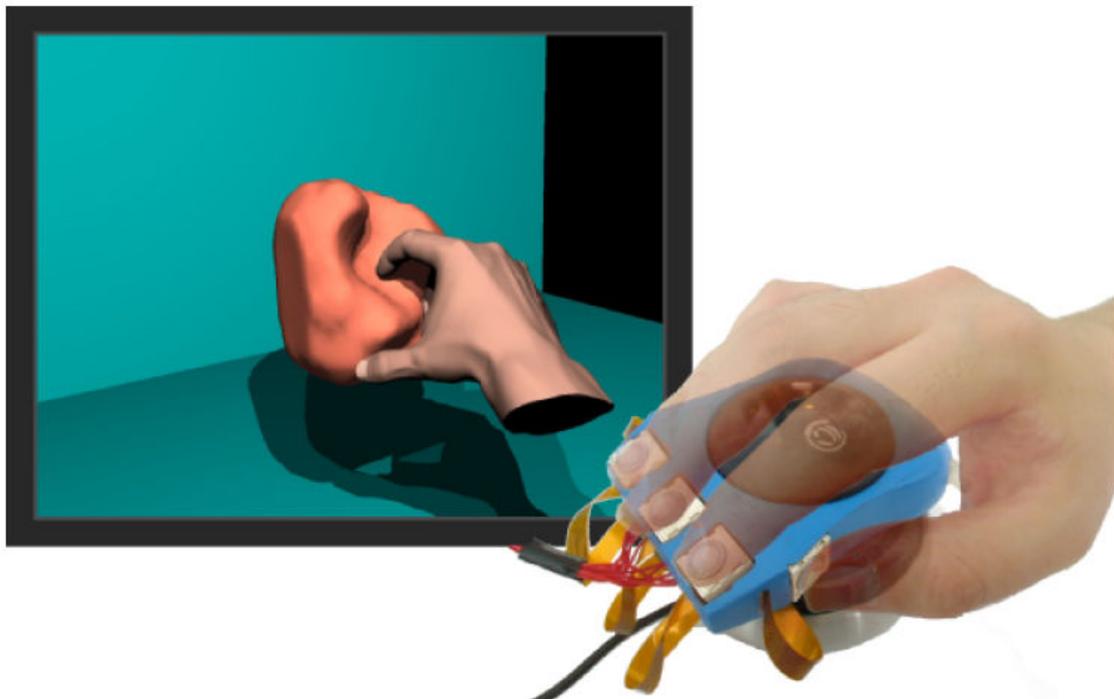


FIGURE 3.1 – Dispositif permettant le contrôle d'une main virtuelle appliqué à la sculpture virtuelle. Reproduction de [Chardonnet et al.]

La main virtuelle contrôlée à l'aide du hand-navigator comporte 26 degrés de liberté (Fig. 3.2),

ce qui fait une quantité d'informations importante à traiter. Afin de réduire la complexité certains degrés de libertés ont été liés par une cinématique donnée de la main. Ainsi le couplage des articulations inter-phalangiennes proximales avec les articulations inter-phalangiennes distales permet de contrôler ouverture et fermeture de la main en ne contrôlant que l'extrémité de chaque doigt. En outre étant donné que l'annulaire et l'annulaire ne comportent qu'une toute relative indépendance dans les gestes du quotidien Zatsiorsky et al. [2000] ces deux doigts ont été couplés et ne sont par conséquent contrôlés tous deux que par un capteur.

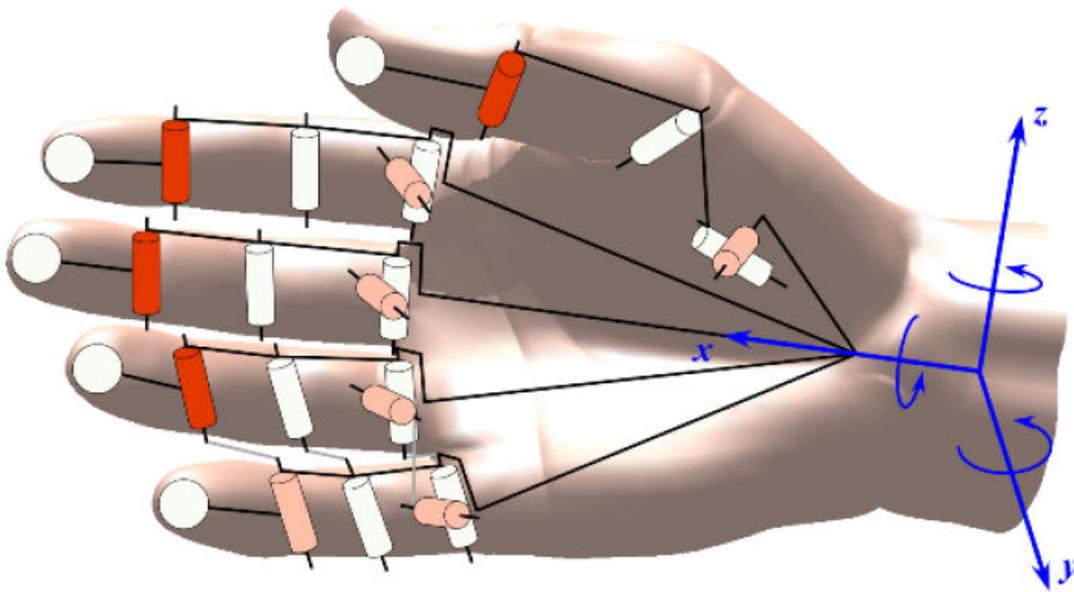


FIGURE 3.2 – Modèle et degrés de libertés de la main virtuelle. En orange foncé les degrés de liberté effectivement contrôlés, en orange clair les degrés de liberté qui pourraient l'être (fonction des capteurs présents sur le prototype). Les liens gris clair entre annulaire et annulaire représentent le couplage entre ces deux doigts. Reproduction de [Chardonnet et al.]

La cinématique de la main permet donc de contrôler l'ouverture et la fermeture des 5 doigts de la main en se basant sur 4 capteurs correspondants au pouce, à l'index, au majeur et à l'annulaire. La position de la main virtuelle dans l'environnement 3D est commandée par l'intermédiaire d'une souris 3D le SpaceNavigatorTM (Fig. 3.3).



FIGURE 3.3 – SpaceNavigator de 3DConnexion. Ce dispositif mesure 3 composantes d'efforts en translations et 3 composantes d'efforts en rotation qui permettent le contrôle de la position et de l'attitude d'un objet dans un environnement 3D.

Ce dispositif permet de contrôler un objet dans un environnement 3D sur ses 3 axes de translations et de rotations. Les efforts appliqués par l'utilisateur sur cet appareil sont retranscrits en déplacements et en rotations de la main virtuelle dans l'environnement 3D. Le couplage du Hand-navigator à cet appareil a donc demandé une étude des interférences que produisent les forces appliquées sur les capteurs du Hand-navigator par rapport au SpaceNavigator. En effet il est nécessaire que l'utilisateur puisse avoir une dextérité suffisante à la manipulation des doigts de la main tout en maintenant une position stable dans l'espace. Ainsi exercer une force ou un mouvement, selon le type de capteurs, pour provoquer la fermeture ou l'ouverture des doigts ne doit pas entraîner de perturbations au niveau de la position globale de la main dans l'espace virtuel de travail.

Les premiers prototypes réalisés présentaient pour ces raisons des capteurs de force disposés sur des "pétales" distribués judicieusement autour du SpaceNavigator (Fig. 3.4) de sorte que l'effort exercé sur un capteur puisse être compensé par la position globale de la main et des autres doigts sur les autres pétales.

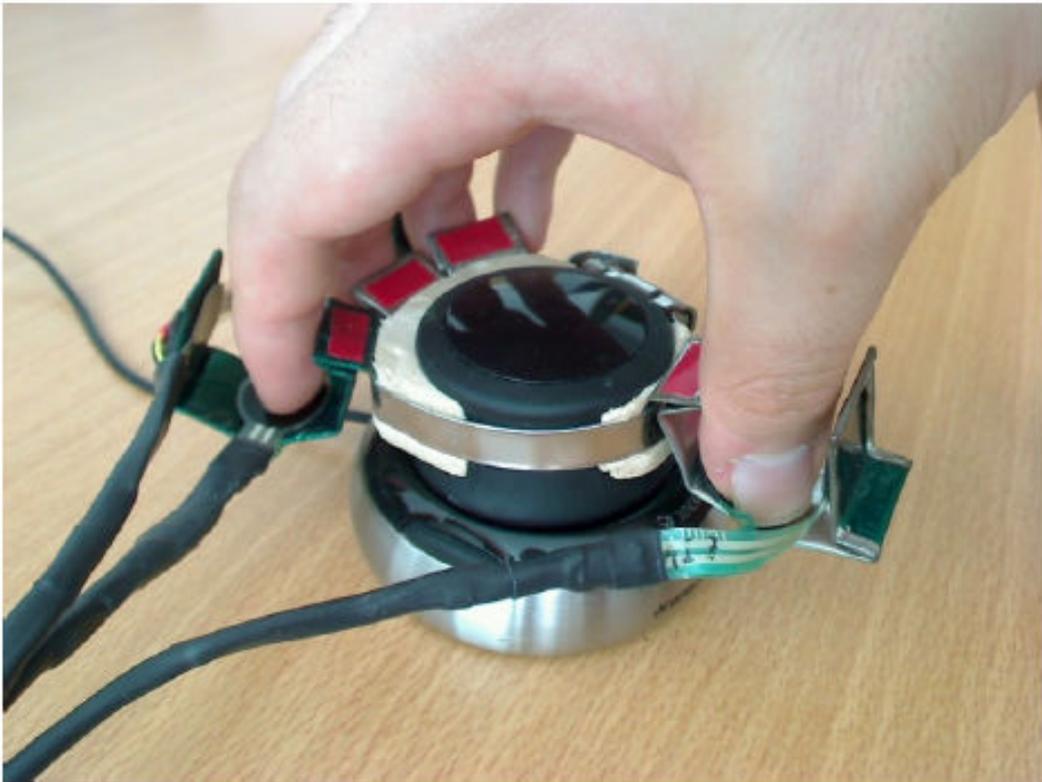


FIGURE 3.4 – Un des tout premiers prototypes du Hand Navigator, la disposition des doigts sur les capteurs en forme de pétales permet de minimiser les efforts resultants parasites vis à vis du SpaceNavigator. [Chardonnet et al.]

Ce premier prototype a montré ses limites notamment au niveau ergonomique, obligeant l'utilisateur à une utilisation avec le bras sans support et une flexion du poignet importante plutôt inconfortable. Afin de développer de meilleurs prototypes sur le plan ergonomique dans le but de simplifier la commande et d'augmenter la dextérité de l'utilisateur, l'équipe du LJK - INRIA a recueilli les avis d'un groupe d'utilisateurs sur des questionnaires mais a également souhaité une étude plus quantitative de leurs dispositifs et se sont intéressés à l'électromyographie pour cela. C'est dans ce cadre que nous avons collaboré pour comparer et évaluer la simplicité ou la difficulté d'utilisation du dernier prototype de ce dispositif dans différentes conditions d'utilisation.

3.2 Méthodes

Afin d'évaluer l'utilisation du dispositif dans différentes conditions d'utilisation, nous avons mis au point une expérience d'utilisation du Hand Navigator dans des conditions contrôlées avec acquisition simultanée d'EMG sur l'avant-bras. Nous avons fait appel à un groupe de 18 volontaires hommes et femmes adultes dont la tâche était de saisir à l'aide de la main virtuelle le cou d'une girafe dans un environnement 3D sur l'écran d'un ordinateur (voir Fig. 3.5). Il s'agit donc d'une tâche de pointage virtuel suivie d'une action de saisie réalisée à l'aide des capteurs du Hand Navigator. Historiquement l'étude de tâches de pointage remonte aux travaux de Woodworth [1899]. Plus récemment, les travaux de Fitts [1954] ont établi le principe du conflit vitesse-précision sur de telles tâches. Une saisie correcte de la girafe était signalée par une zone de couleur rouge au niveau de la zone de saisie ainsi que l'émission d'un signal sonore de fin de tâche. Il est apparu, lors d'expériences préliminaires, qu'il y avait deux aspects à la manipulation du dispositif, d'une part la manipulation physique de l'objet et d'autre part la tâche cognitive associée au contrôle d'un objet virtuel via cette interface spécifique.

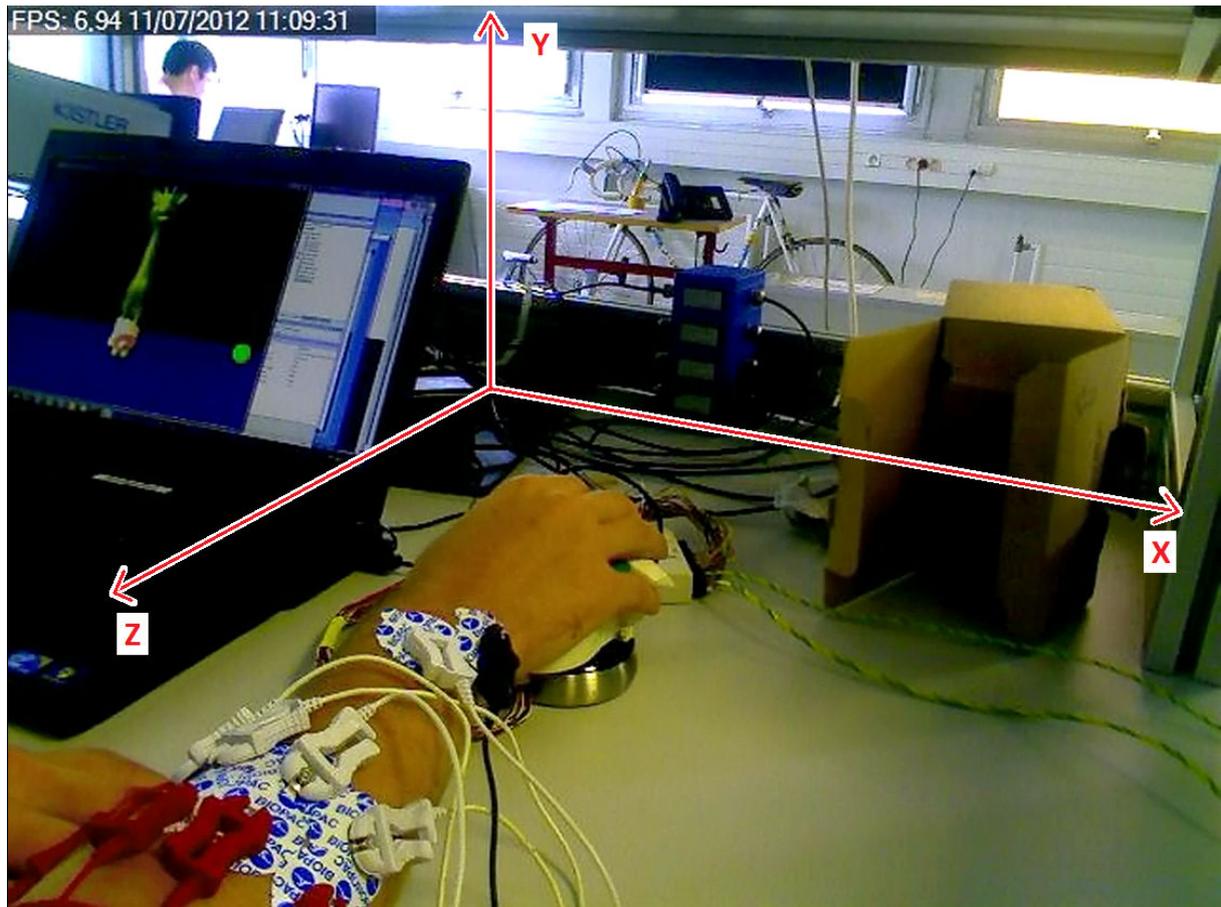


FIGURE 3.5 – Le volontaire est équipé, main sur le Hand Navigator et s'apprête à saisir la girafe dans une condition coude posé sur la table et point de départ de la main virtuelle en face de la girafe. Un repère a été dessiné afin de simplifier certaines explications.

Nous avons demandé aux volontaires de réaliser la tâche de saisie dans 5 conditions expérimentales distinctes que nous avons séparées en deux groupes intitulés respectivement "conditions virtuelles" et "conditions physiques". Le premier groupe consiste à manipuler le dispositif avec l'avant bras posé (coude inclus) sur la table devant le sujet, la main sur le prototype. Dans cette position le sujet doit réaliser la tâche expérimentale au départ de trois positions virtuelles différentes (Fig. 3.6), la première en face de la girafe, la seconde sur le côté droit de la girafe et la dernière dans le dos de la girafe. Dans les trois cas le point de vue reste fixe seule la main virtuelle se trouve dans une position différente.

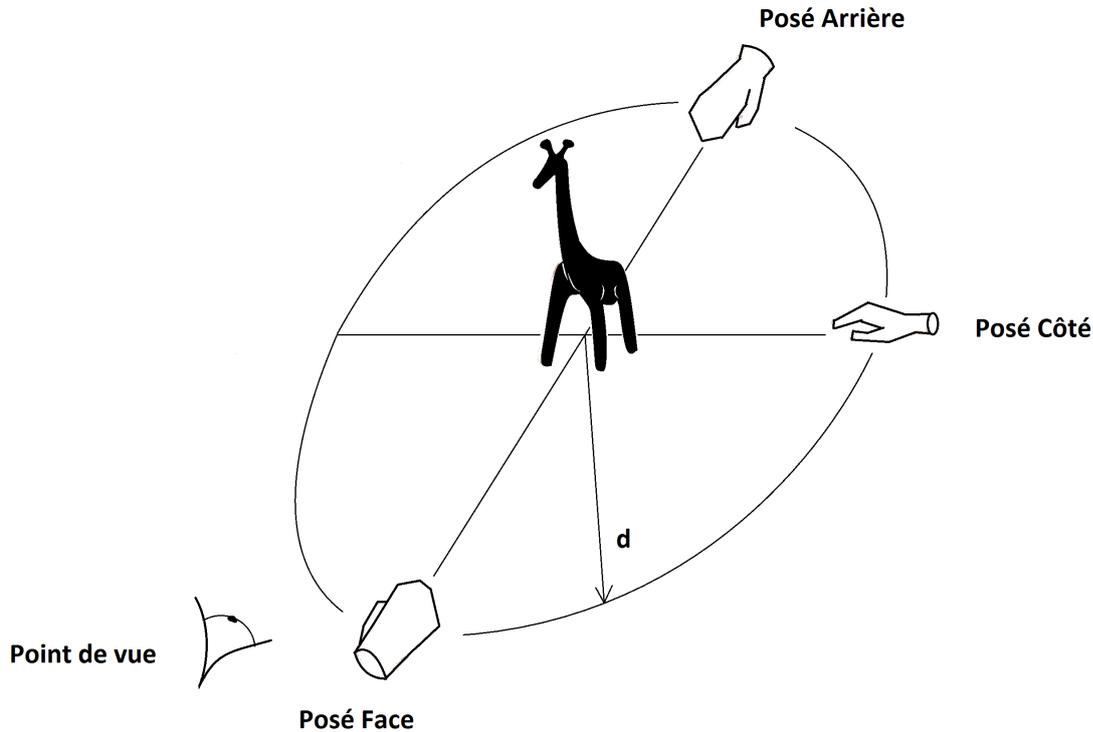


FIGURE 3.6 – Schéma des trois positions virtuelles de départ, équidistantes de la girafe et avec un point de vue caméra fixe.

Toutes ces positions de départ sont exactement à la même distance de la cible (le cou de la girafe) ainsi toutes les trajectoires optimales de saisie sont rigoureusement de même longueur. Le deuxième groupe, "conditions physiques" comporte lui aussi trois conditions expérimentales dont la première est commune. Cette fois ci le sujet démarre toujours dans les mêmes conditions virtuelles à savoir face à la girafe. Par contre il manipule le prototype d'interface avec l'avant bras posé sur la table (condition commune aux deux groupes), puis avec le coude hors de la table et l'avant bras en appui sur l'arrête de celle-ci (condition "décalée") et enfin avec l'avant bras intégralement sans support (condition "levée"). L'intérêt de ces trois conditions est d'évaluer les différences au niveau de l'efficacité d'utilisation d'une part mais également au niveau des grandeurs mesurées par électromyographie d'autre part.

Afin d'évaluer l'aisance de manipulation du dispositif dans ces cinq conditions d'utilisation nous avons suivi l'évolution :

- Des coordonnées $\{x,y,z\}(t)$ du poignet dans le monde virtuel (sur 3 voies).
- Des positions articulaires des doigts (sur 4 voies).

- Des EMG de l'avant-bras sur (8 voies).
- Du temps de réaction à un stimulus sonore aléatoire (sur une voie).

Toutes les valeurs de coordonnées et de positions articulaires de la main virtuelle ont été enregistrées de manière à pouvoir retracer précisément l'intégralité de chaque essai. Ces grandeurs virtuelles ont été enregistrées lors de chaque rafraichissement de l'affichage de la scène virtuelle, pour chaque image générée les coordonnées et angles articulaires sont donc sauvegardés. Un autre ordinateur était dédié à l'acquisition de signaux électromyographiques de surface de l'avant-bras sur 8 voies (système BIOPAC MP-150) réparties de façon uniforme sur une section au niveau du premier tiers proximal de ce dernier. Le volontaire devait répondre par "Oui" à tout stimulus sonore au cours de l'expérience. Deux types de stimuli pouvaient survenir, le premier apparaît dans un anneau éloigné de la girafe et le second ne survient que lorsque la main virtuelle se trouve dans un disque au voisinage de celle-ci. Ces stimuli qui apparaissent de manière aléatoire permettent de mesurer le temps de réaction du sujet pour une tâche secondaire, lorsqu'il est en phase de transport du poignet pour le premier et lorsqu'il s'apprête à saisir la girafe pour le second. Le stimulus sonore et la réponse du volontaire sont enregistrées à 44100Hz par le microphone de l'ordinateur gérant l'environnement 3D.

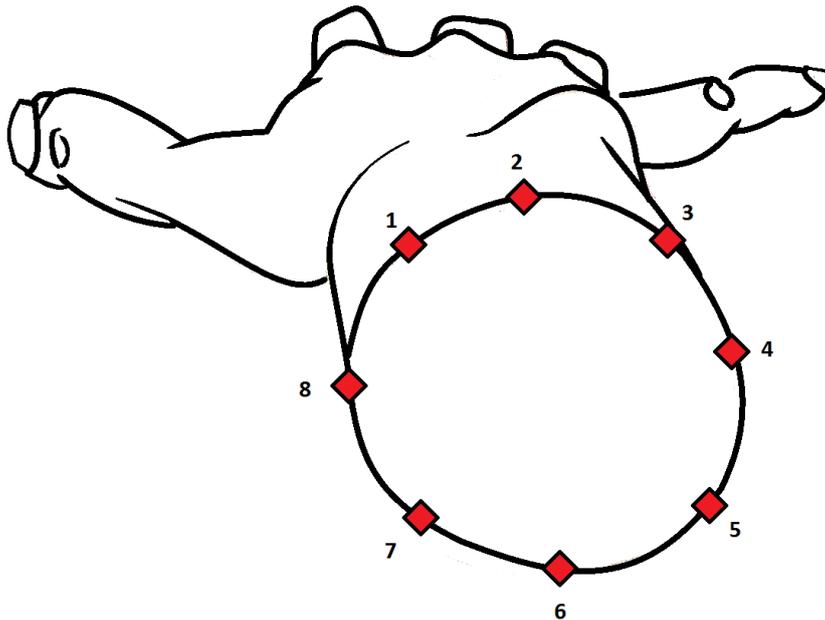


FIGURE 3.7 – Schéma représentant la répartition des voies EMG sur une section de l'avant bras vue depuis le côté proximal en position de pronation.

Les 8 voies EMG de surface bipolaire ont été acquises avec un échantillonnage cadencé à 2kHz et le démarrage de l'acquisition était commandé par un signal trigger analogique en provenance de l'ordinateur gérant le prototype et l'environnement 3D.

Afin de pouvoir reproduire aisément l'expérience sur les 18 volontaires dans un temps raisonnable, et parce-que l'avant-bras comporte trop de muscles (20) pour les cibler individuellement, nous avons choisi de répartir les voies de façon uniforme sur une section de l'avant bras tel que représenté figure 3.7. Ainsi au lieu de viser à obtenir un signal pour chaque muscle on cherche à couvrir toute la circonférence de l'avant-bras pour avoir, avec moins de voies, des EMG représentatifs des principales fonctions. En amont de la tâche de saisie de la girafe nous avons demandé aux volontaires de réaliser des contractions maximales volontaires (CMV ou MVC en anglais) contre résistance d'un expérimentateur. Les tâches demandées étaient :

- Flexion du poignet
- Extension du poignet
- Inclinaison ulnaire du poignet
- Inclinaison radiale du poignet

- Pronation
- Supination
- Cocontraction

Ces essais permettront de sélectionner les voies représentatives des principaux degrés de liberté du poignet ainsi que la façon de les combiner pour créer un signal par fonction.

3.2.1 Traitement des signaux EMG

Les EMG mesurés ont systématiquement été filtrés passe bande entre 20 et 500Hz afin d'écar-ter les artefacts de mouvements, les fréquences supérieures à 500Hz devant théoriquement déjà être filtrées par le filtre anti-repliement de même fréquence de coupure du dispositif d'acqui-sition. Les EMG filtrés sont intégrés localement dans une fenêtre glissante de 200ms de la façon suivante :

$$EMGI(t) = \frac{1}{\tau} \int_{t-\tau}^t EMG(h)^2 dh \quad (3.1)$$

Avec $\tau = 0.2s$ EMG représente le signal d'acquisition filtré et EMGI l'EMG intégré. On obtient ainsi des signaux positifs que l'on appellera par la suite enveloppes EMG ou EMG intégrés. Ces EMG intégrés sont normalisés par la valeur maximale des EMG intégrés de chaque voie calculée sur les essais de calibration à contraction maximale volontaire. Ainsi un EMG intégré normalisé prend la valeur de 0 s'il n'y a aucune activité notable et la valeur de 1 pour une activité correspondant à une contraction maximale.

Etant donné que les signaux sont acquis sur des positions uniformément distribuées sur une section de l'avant-bras du sujet et non en visant des muscles précis identifiés nous avons voulu diviser l'avant bras en 4 fonctions correspondant chacune à un demi-degré de liberté :

- Flexion du poignet
- Extension du poignet
- Inclinaison ulnaire du poignet
- Inclinaison radiale du poignet

A l'aide d'une procédure automatique nous avons cherché, sur les essais de calibration cor-respondants aux contractions maximales volontaires mobilisant chaque demi-degré de liberté, quelles étaient les voies ayant les EMG intégrés de plus hautes valeurs. Ainsi pour chaque demi-degré de liberté évoqué les 3 canaux EMG les plus sensibles ont été pondérés et sommés de manière à ne former qu'un unique signal correspondant à ce demi-degré de liberté.

De cette façon, pour chaque demi-degré de liberté, nous associons un signal unique qui est le résultat de la somme pondérée des trois canaux retenus. La pondération appliquée dépend de la valeur des trois canaux sur l'essai de contraction maximale correspondant.

Pour un essai de calibration donné, notons S l'ensemble des trois capteurs dont les valeurs d'EMG intégré atteintes sont les plus élevées. Notons m_i la valeur maximale de l'EMGI du capteur i .

Pour un capteur i la pondération appliquée notée p_i se calcule alors de la façon suivante :

$$p_i = \begin{cases} \frac{m_i}{\sum_{j \in S} m_j} & , \forall i \in S \\ 0 & , i \notin S \end{cases} \quad (3.2)$$

La figure 3.8 montre un exemple de pondération des canaux situés sur l'avant-bras pour la formation des quatre signaux correspondant aux fonctions évoquées ci-dessus.

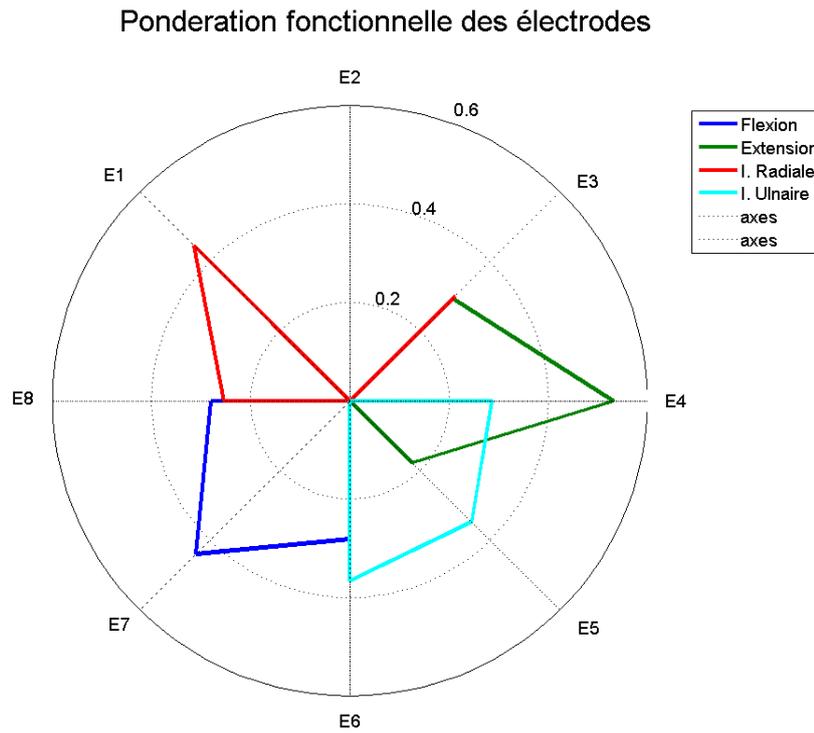


FIGURE 3.8 – Exemple de sélection des trois canaux les plus importants par fonction. Les canaux sont pondérés en fonction de leur valeur maximale relative (parmi les trois sélectionnés) lors de l'essai de calibration à CMV correspondant.

Comme nous l'avons évoqué dans la partie 2.3.3, il existe des modèles reliant l'EMG et

en particulier l'EMG intégré à la force produite par le muscle. Certains de ces modèles sont particulièrement simples puisqu'il a été proposé des relations linéaires auquel cas un simple coefficient multiplicateur permettrait de modéliser ce lien [Lippold, 1952, Close et al., 1960].

L'étape subséquente du traitement des quatre signaux EMG à notre disposition est par conséquent une étape d'ajustement. Pour chaque volontaire, un essai de cocontraction a été enregistré, cet essai consistait à contracter tous les muscles du membre supérieur simultanément, sans réalisation de mouvement ou de force externe. Cette procédure est décrite par Falconer et Winter [Falconer and Winter, 1985] et reprise plus récemment pour la modélisation des forces des muscles croisant le genou [Amarantini et al., 2012]. Elle permet de faire correspondre les EMG des muscles agonistes et antagonistes sous condition de ne produire aucune force externe. Ainsi la force produite par les agonistes et les antagonistes sur chaque articulation se compensent. Pour nos quatre signaux EMG calculés cela signifie :

$$F_{agoniste} = F_{antagoniste} \quad (3.3)$$

Soit

$$\lambda_{agoniste} \cdot EMGI_{agoniste} = \lambda_{antagoniste} \cdot EMGI_{antagoniste} \quad (3.4)$$

N'ayant, lors de cette étude, aucun capteur de force pour estimer le coefficient de proportionnalité EMG-force ni pour l'un ni pour l'autre demi-degré de liberté mis en jeu, nous ne pouvons obtenir de valeurs pour λ . En choisissant un simple coefficient multiplicateur, on corrige alors systématiquement l'un des deux canaux afin de représenter cet équilibre agoniste-antagoniste sur une échelle sans unité réelle.

$$EMGI_{agoniste} = \frac{\lambda_{antagoniste}}{\lambda_{agoniste}} \cdot EMGI_{antagoniste} \quad (3.5)$$

On note α le coefficient multiplicateur à appliquer.

$$EMGI_{agoniste} = \alpha \cdot EMGI_{antagoniste} \quad (3.6)$$

Notons $EMGI^*$ les signaux ajustés, nous avons alors :

$$\begin{aligned} EMGI_{agoniste}^* &= EMGI_{agoniste} = F_{agoniste}/\lambda_{agoniste} \\ EMGI_{antagoniste}^* &= \alpha \cdot EMGI_{antagoniste} = F_{antagoniste}/\lambda_{agoniste} \end{aligned} \quad (3.7)$$

Les EMG intégrés ajustés permettent alors d'avoir une idée des niveaux de force entrant en jeu puisqu'ils sont tous les deux égaux à la force à un même facteur d'échelle inconnu près.

$$\begin{aligned} EMGI_{agoniste}^* &\propto F_{agoniste} \\ EMGI_{antagoniste}^* &\propto F_{antagoniste} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Par souci de simplification à chaque fois que nous parlerons de force dans la suite de cette étude, il s'agira des EMG intégrés ajustés donc toujours d'une grandeur proportionnelle (\propto) à une force, mais de valeur (en Newton) inconnue.

Les forces obtenues ainsi, nous permettent de déduire une résultante de force pour chacun des deux degrés de liberté (flexion-extension et inclinaisons) ainsi qu'un niveau de cocontraction. Sur chaque demi-degré de liberté, une partie de la force produite compense la force produite sur l'antagoniste. C'est ce niveau là que nous appelons cocontraction et la partie supplémentaire produit alors une force que nous appelons résultante et que nous noterons R .

$$R_{agoniste} = F_{agoniste} - \min([F_{agoniste}; F_{antagoniste}]) \quad (3.9)$$

Symétriquement :

$$R_{antagoniste} = F_{antagoniste} - \min([F_{agoniste}; F_{antagoniste}]) \quad (3.10)$$

Nous définissons alors la cocontraction notée C comme étant :

$$C = 2 \times \min([F_{agoniste}; F_{antagoniste}]) \quad (3.11)$$

Nous avons à notre disposition quatre signaux EMG intégrés ajustés représentant 2 degrés de liberté : flexion-extension et inclinaisons. Pour chacun de ces deux degrés de liberté nous calculons ces trois grandeurs. Notons toutefois que les deux résultantes ne peuvent être simultanément non-nulles.

3.2.2 Traitement des données

Au cours de cette étude, 18 volontaires ont participé à l'expérience consistant à manipuler le prototype du Hand Navigator dans 5 conditions expérimentales différentes, avec, pour chaque condition, 20 essais de saisie du coup de la girafe. Le tableau 3.1 résume cette expérience.

Sujet	Posé Face	Posé Côté	Posé Arrière	Décalé Face	Levé Face	Total
S1	20	20	20	20	20	100
S2	20	20	20	20	20	100
S3	20	20	20	20	20	100
S4	20	20	20	20	20	100
S5	20	20	20	20	20	100
...
S17	20	20	20	20	20	100
S18	20	20	20	20	20	100
Total	360	360	360	360	360	1800

TABLE 3.1 – Nombre d’essais effectués lors de cette expérience par sujet et par condition.

Étant donné le très grand nombre de fichiers entrant en jeu dans cette étude et la nature de la tâche expérimentale, il a été nécessaire, pour le traitement des EMG, de se concentrer sur certains essais. En effet, deux types d’essais sont très vite apparus, des essais sans problème particulier ou la saisie du cou de la girafe a eu lieu de façon très directe et par conséquent très rapide, et des essais où cette saisie était plus laborieuse. Sur ces derniers, les sujets peuvent avoir été amenés à rater la première tentative de saisie ce qui conduit alors à un repositionnement, à une réouverture de la main et une ou plusieurs tentatives successives dans le même essai. Ces essais sont très divers et difficilement comparables entre eux, ils induisent une grande variabilité dans toutes les mesures effectuées mais sont reconnaissables, de manière très simple, car ils sont nettement plus longs.

Afin d’étudier l’évolution des grandeurs calculées de résultantes et de cocontraction nous avons élaboré un essai moyen. Cet essai moyen a été calculé à partir des essais les mieux réussis, choisis en ne conservant que 50% des essais les plus rapidement effectués, ceux pour lequel la durée est inférieure à la durée médiane d’un essai. De cette façon les essais composant l’essai moyen par condition expérimentale sont des essais courts relativement homogènes. Afin de calculer l’essai moyen par condition, nous avons calculé la durée moyenne d’un essai par condition et rééchantillonné tous les essais de sorte qu’ils soient normalisés en nombre d’échantillons. Ils sont ensuite moyennés. Nous obtenons alors un essai moyen pour chaque condition expérimentale sur lequel il est possible de visualiser non seulement l’évolution des grandeurs calculées de résultantes et de cocontraction pour la flexion-extension du poignet ainsi que pour les inclinaisons ulnaire

et radiale, mais aussi l'évolution des variables enregistrées de position de la main virtuelle et de configuration articulaire.

La distribution des durées de tous les essais d'une condition est cependant, elle aussi, une variable intéressante pouvant indiquer que telle ou telle condition expérimentale est plus facile ou plus difficile qu'une autre. Les temps de réaction aux stimuli sonores sont également d'intérêt et ont tendance à se trouver dans les essais les plus longs tout simplement parce-que la probabilité d'apparition des stimuli croit avec le temps. Or, ces essais les plus longs n'ont pas été conservés pour créer les essais moyens sur lesquels sont étudiés l'évolution temporelle des grandeurs mesurées au cours d'un essai type pour chaque condition. C'est pourquoi bien que des essais aient été exclus pour le calcul d'essais moyens par condition tous les essais ont été conservés pour ces autres variables de durée et de temps de réaction.

3.3 Résultats

3.3.1 Durées des essais

La première mesure est la durée totale des essais, dans le tableau 3.2 se trouvent les 25ème, 50ème et 75ème percentiles ainsi que la moyenne des durées des 360 essais par condition expérimentale considérée. Ces indicateurs permettent de constater que les essais sont répartis de façon dissymétrique avec des déciles beaucoup plus rapprochés sous la médiane qu'au dessus.

	10ème	25ème	mediane	75ème	90ème
Posé face	2,44	3,50	5,66	9,25	15,34
Posé côté	2,34	3,32	5,41	8,74	11,82
Posé arrière	2,47	4,03	5,92	9,34	15,91
Décalé face	1,89	2,66	4,44	6,53	9,81
Levé face	2,03	2,59	4,19	6,48	10,09

TABLE 3.2 – Dispersion des durées d'essais par condition expérimentale. 10ème, 25ème, 50ème, 75ème et 90ème percentiles en secondes.

Il ressort que les deux conditions "Décalé face" et "Levé face" sont très semblables et contiennent les essais les plus rapidement exécutés, "Posé face" et "Posé arrière" sont également très similaires mais contiennent quant à eux les essais les plus lents. La condition "Posé côté", elle, semble se situer quelque part entre ces deux paires. Pour étayer cette analyse des tests

de Kolmogorov-Smirnov deux à deux ont été réalisés sur les durées des essais en fonction des conditions. Ce test non-paramétrique permet de vérifier si deux échantillons proviennent d'une même distribution inconnue ou non. L'hypothèse nulle est que les deux échantillons proviennent d'une même distribution, dans le tableau 3.3 sont reportées les valeurs de la p-value, probabilité que les deux échantillons soient effectivement issus de la même distribution.

	Posé face	Posé Côté	Posé Arrière	Décalé Face	Levé Face
Posé face	X	0,14	0,15	$1,6 \cdot 10^{-5}$	$4,5 \cdot 10^{-7}$
Posé côté	X	X	0,01	$2,7 \cdot 10^{-6}$	$1,3 \cdot 10^{-7}$
Posé arrière	X	X	X	$7,4 \cdot 10^{-8}$	$1,6 \cdot 10^{-10}$
Décalé face	X	X	X	X	0,52
Levé face	X	X	X	X	X

TABLE 3.3 – Test Kolmogorov-Smirnov deux à deux. P-value de validité de l'hypothèse nulle.

Avec un seuil de p-value habituel à 5% il ressort que les conditions expérimentales "coude décalé" et "coude levé" ne peuvent être considérées significativement différentes l'une de l'autre mais sont largement différentes des trois autres conditions en terme de durée des essais. La condition expérimentale de base "coude posé et vue de face" ne peut être considérée différente des deux autres conditions "coude posé", cependant la condition "coude posé vue de côté" et "coude posé vue arrière" sont significativement différentes avec une p-value cependant assez élevée à 0,01. Ce test reflète bien les remarques qualitatives précédentes, la condition "posé arrière" étant la plus lente et "posé côté" la plus rapide parmi les conditions "coude posé".

En regardant les essais de plus près, on s'aperçoit en réalité que ceux-ci sont répartis dans deux catégories pour chaque condition ce qui peut expliquer en partie l'asymétrie de la distribution ; Des essais très courts correspondant à des saisies directes réussies du premier coup et des essais plus longs, voire beaucoup plus longs, correspondant la plupart du temps à des saisies pour lesquelles le sujet a dû s'y reprendre à plusieurs fois.

Sur la base de ces observations, les essais les plus rapides, ceux se trouvant sous la valeur de temps d'exécution médiane, ont été choisis dans chaque condition et sur tous les sujets pour calculer un essai moyen standard par condition expérimentale. Le choix de ce sous groupe permet de réduire la variabilité de durée des essais sur la base desquels calculer un essai moyen.

	moyenne	écart-type	coeff. variation
Posé face	8,17	9,59	1,17
Posé côté	7,17	6,69	0,93
Posé arrière	8,56	9,96	1,16
Décalé face	5,65	4,88	0,86
Levé face	5,34	4,19	0,79

TABLE 3.4 – Durées moyenne, écart-type et coefficient de variation par condition sur tous les essais.

	moyenne	écart-type	coeff. variation
Posé face	3,53	1,11	0,31
Posé côté	3,38	1,02	0,30
Posé arrière	3,87	1,26	0,33
Décalé face	2,82	0,89	0,32
Levé face	2,68	0,72	0,27

TABLE 3.5 – Durées moyenne, écart-type et coefficient de variation par condition sur les essais sélectionnés, de durée inférieure à la durée médiane.

Le fait de nous limiter au sous-groupe des essais de durée totale inférieure à la durée médiane permet, grâce à l'asymétrie de distribution évoquée, de réduire la variabilité des durées des essais. En effet, on remarque que les coefficients de variation, Tableaux 3.4 et 3.5, sont divisés par près de 3, traduisant un groupe plus homogène sur la base duquel le calcul d'un essai moyen par condition expérimentale est envisageable.

3.3.2 Coordonnées du poignet et positions articulaires

Les courbes des essais moyens permettent de voir l'évolution des paramètres suivis lors de l'expérience au cours du temps. Sur les représentations graphiques correspondantes se trouvent les courbes moyennes ainsi qu'une aire colorée délimitée par les courbes d'écart-type.

L'enregistrement des coordonnées de la main virtuelle dans l'environnement 3D a permis de calculer, pour tout instant, la distance à laquelle se trouve la main du point où la saisie a été effectuée. Ceci nous offre des courbes de distance en fonction du temps pour chacune des cinq conditions expérimentales Fig. 3.9 à 3.13.

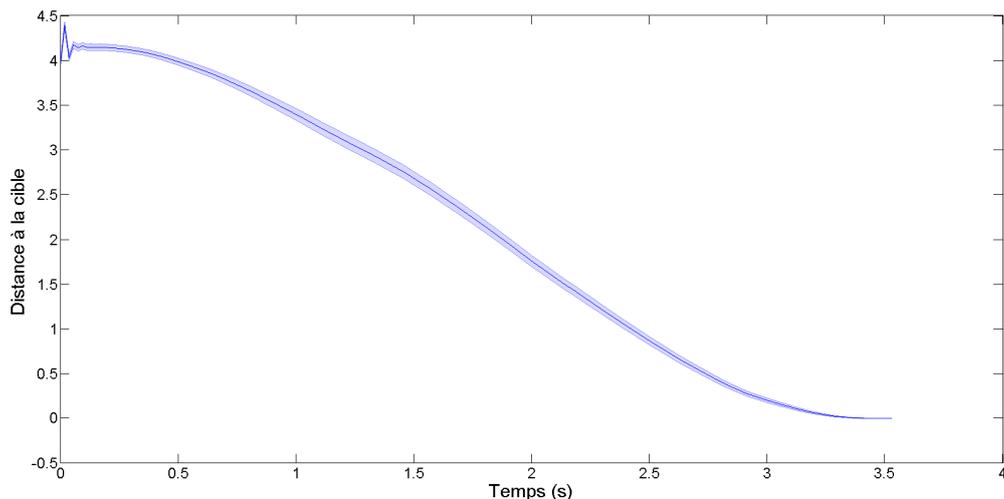


FIGURE 3.9 – Distance au point de saisie (en unités du monde virtuel) en fonction du temps sur l’essai moyen en condition "coude posé vue de face".

On note en général sur ces figures, une faible erreur standard et trois phases bien marquées, la première phase d’accélération en début d’essai rapidement suivie d’une phase de transport du poignet qui s’effectue à vitesse constante (pente constante sur ces figures). La vitesse d’environ 2 unités par seconde est la même pour chaque condition. Enfin les essais se terminent sur une dernière phase de décélération rapide souvent suivi d’un très court plateau à distance nulle de la cible.

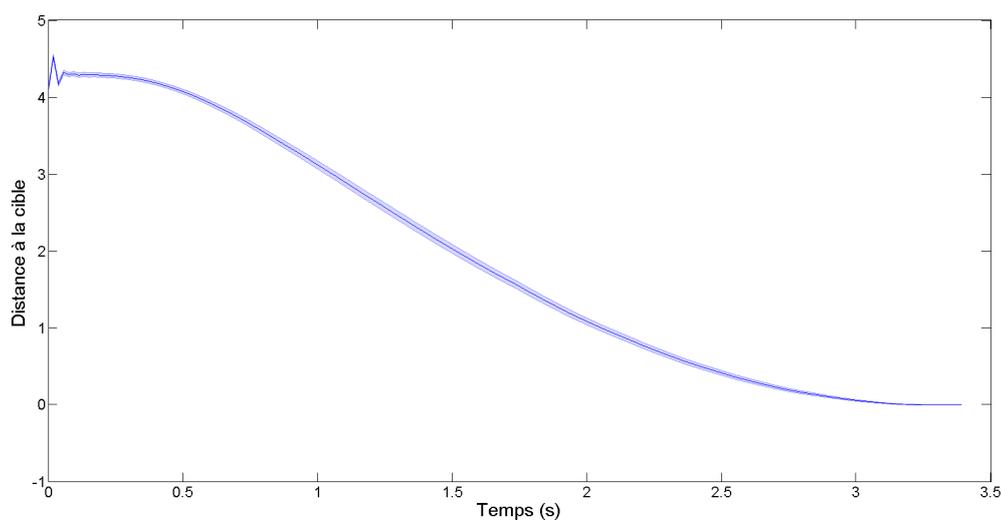


FIGURE 3.10 – Distance au point de saisie en fonction du temps sur l’essai moyen en condition "coude posé vue de côté".

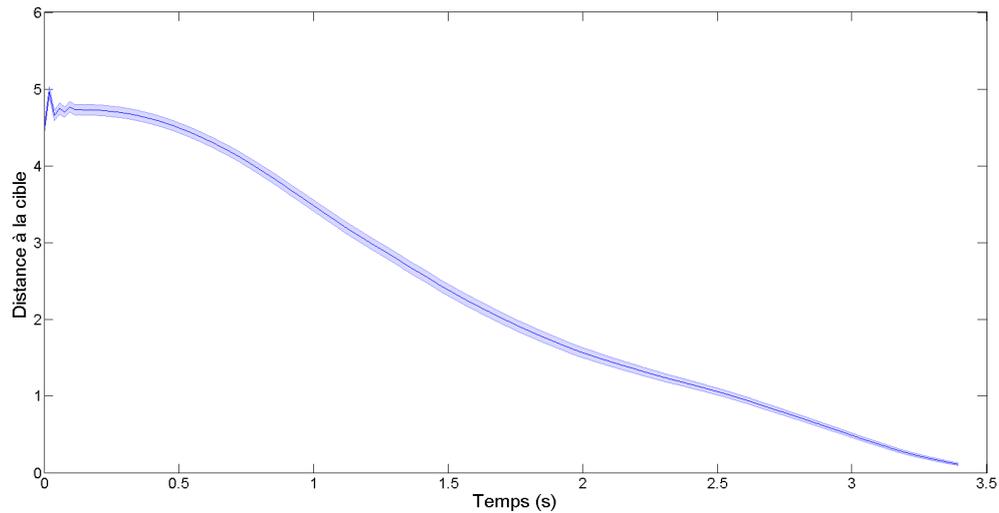


FIGURE 3.11 – Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude posé vue arrière".

La figure 3.11 correspondant à la condition expérimentale "coude posé" départ de l'arrière de la girafe se démarque à nouveau des autres, en effet on observe que la phase de transport du poignet, et en particulier la fin de cette phase est moins nette que les autres, la dernière partie du transport du poignet se faisant à vitesse de déplacement du poignet sub-maximale. On peut également noter une absence de plateau à distance nulle sur la fin de l'essai.

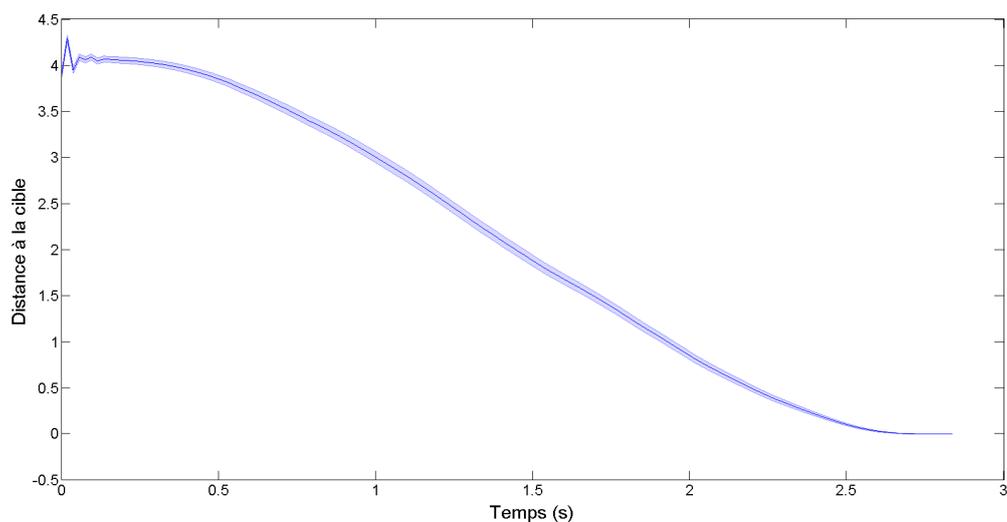


FIGURE 3.12 – Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude décalé vue de face".

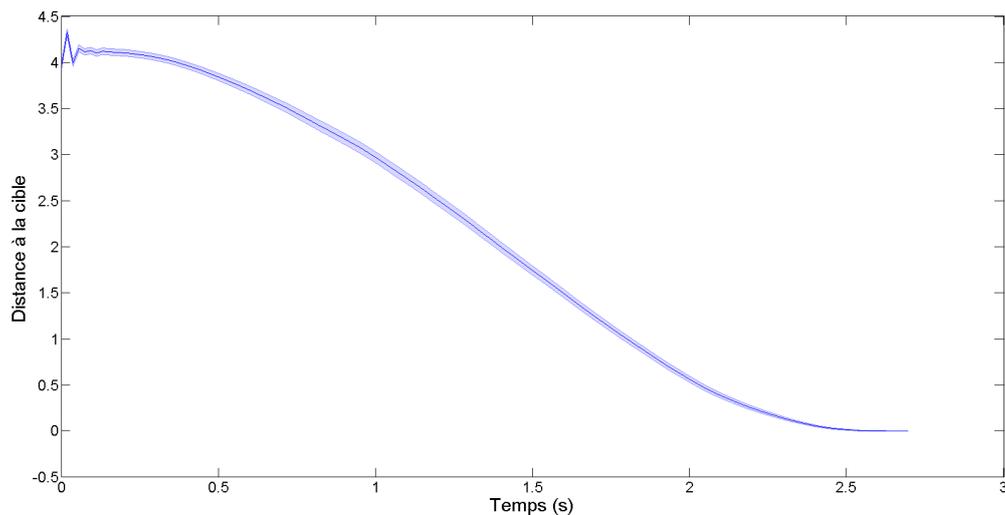


FIGURE 3.13 – Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude levé vue de face".

La figure 3.14 montre l'évolution des paramètres angulaires des articulations de la main virtuelle sur l'essai moyen en condition "coude posé et vue de face" au cours du temps. On constate que tous les doigts commencent à se fermer à peu près simultanément sur la fin de l'essai, c'est le début de la saisie du cou de la girafe par les sujets. Tous les enregistrements de paramètres ont eu lieu jusqu'à la détection de la saisie par l'ordinateur de simulation, la saisie est donc effective qu'à la fin de la courbe, mais celle-ci prend environ une demi-seconde à s'effectuer le temps que les doigts, contrôlés à vitesse constante, se referment sur la girafe. Les autres courbes de positions des articulations pour les autres conditions expérimentales sont fournies à titre de comparaison. Seule la condition "coude posé vue arrière" présente des écarts types importants empêchant une bonne lisibilité du début de la saisie.

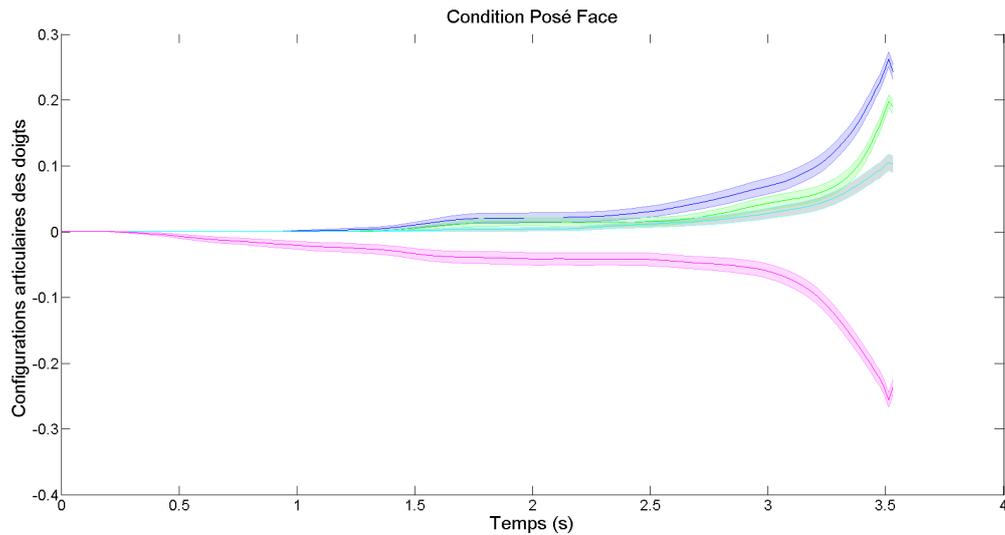


FIGURE 3.14 – Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude posé vue de face. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.

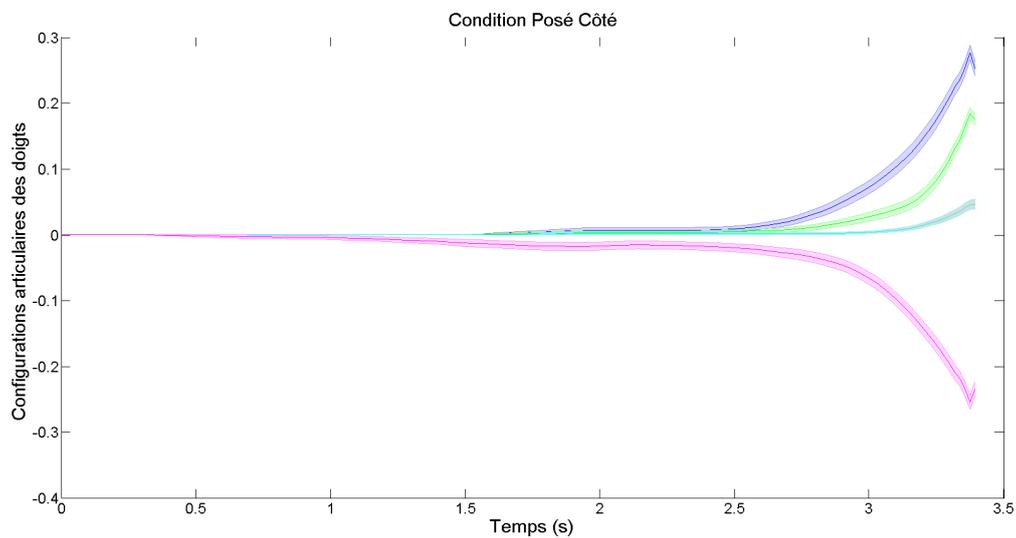


FIGURE 3.15 – Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude posé vue de côté. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.

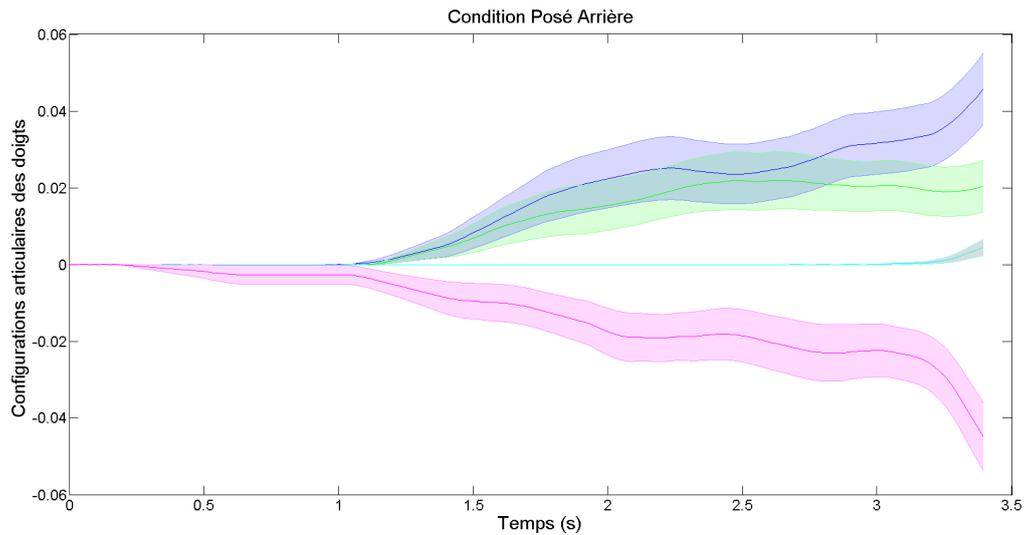


FIGURE 3.16 – Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l’essai moyen en condition coude posé vue arrière. En magenta l’angle articulaire du pouce, en bleu celui de l’index, en vert le majeur et en cyan l’annulaire (couplé à l’auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.

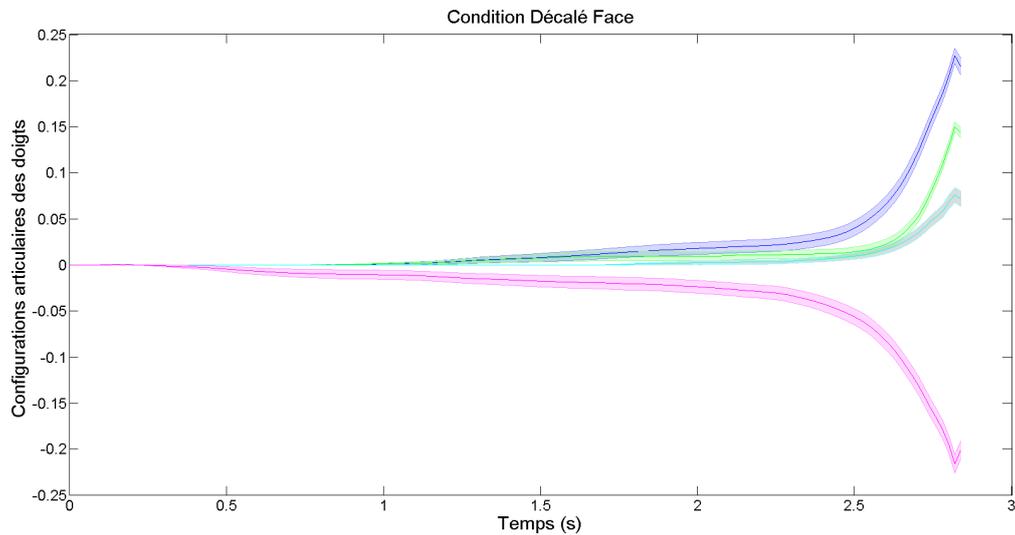


FIGURE 3.17 – Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l’essai moyen en condition coude décalé vue de face. En magenta l’angle articulaire du pouce, en bleu celui de l’index, en vert le majeur et en cyan l’annulaire (couplé à l’auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.

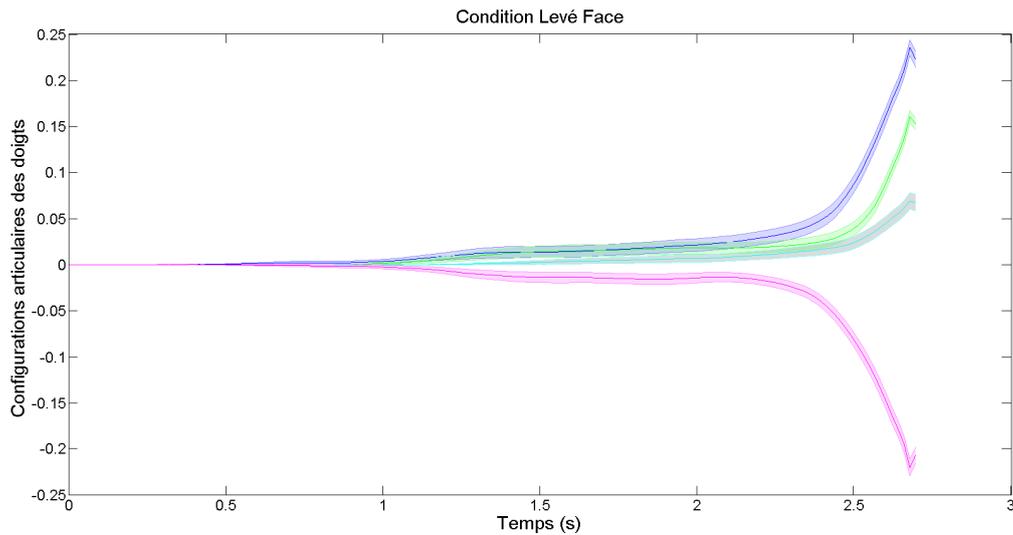


FIGURE 3.18 – Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude levé vue de face. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.

3.3.3 EMG, résultantes de force et cocontraction

De la même manière les paramètres calculés de résultantes de force et d'efforts de cocontraction du poignet ont visualisés en fonction du temps sur un essai moyen par condition.

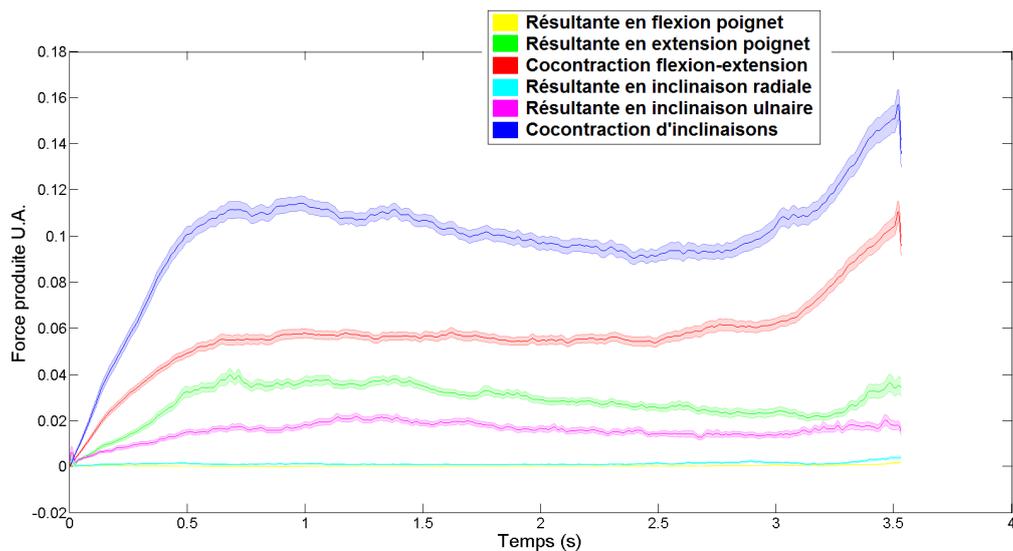


FIGURE 3.19 – Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude posé vue de face.

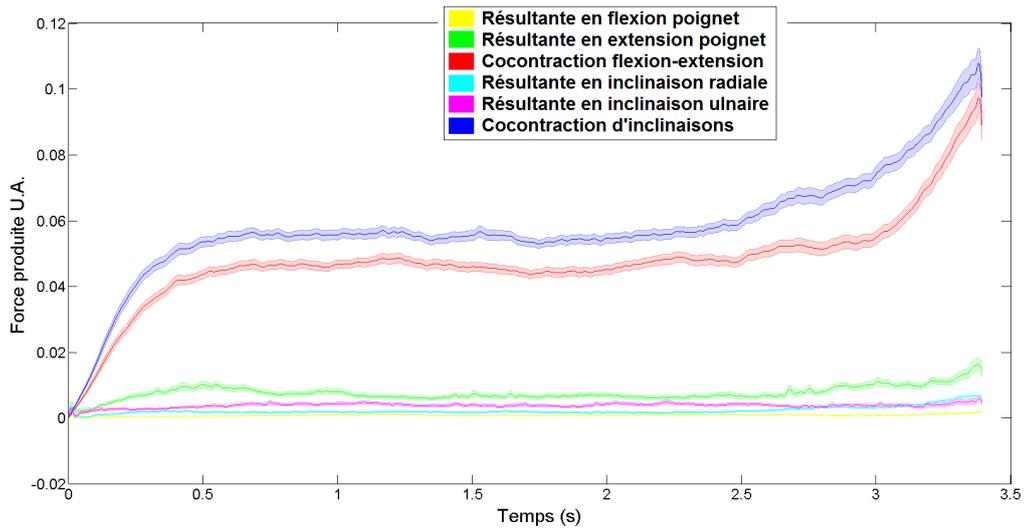


FIGURE 3.20 – Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l’essai moyen en condition coude posé vue de côté.

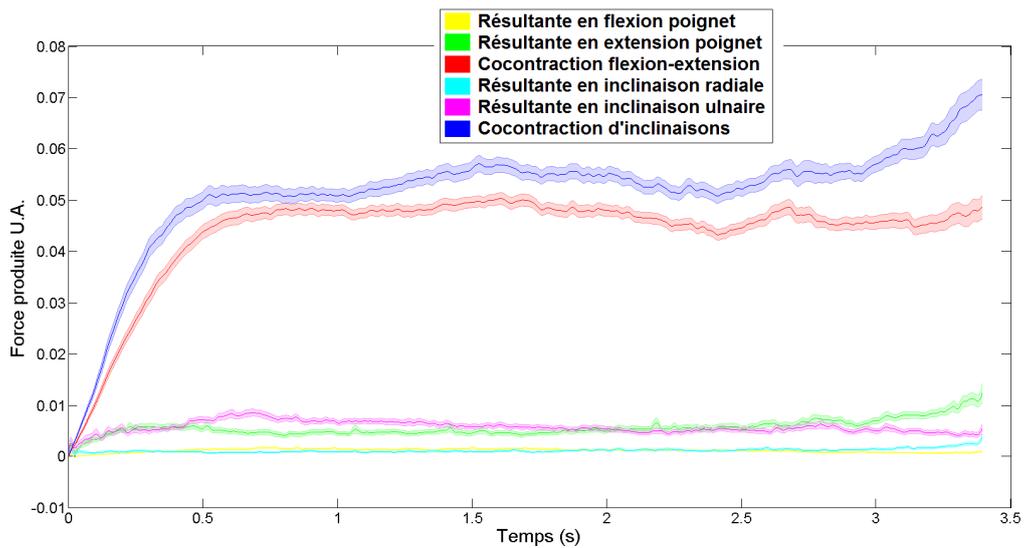


FIGURE 3.21 – Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l’essai moyen en condition coude posé vue de l’arrière.

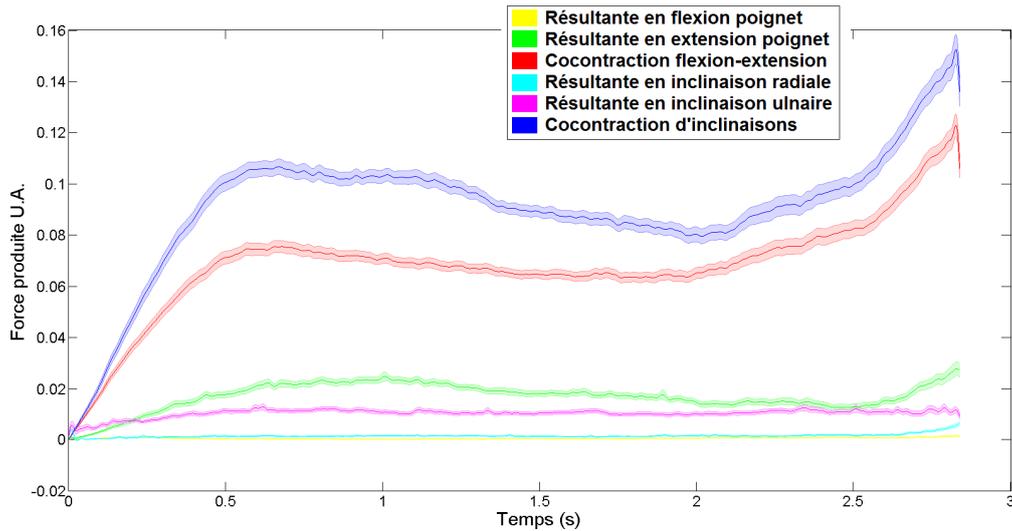


FIGURE 3.22 – Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude décalé vue de face.

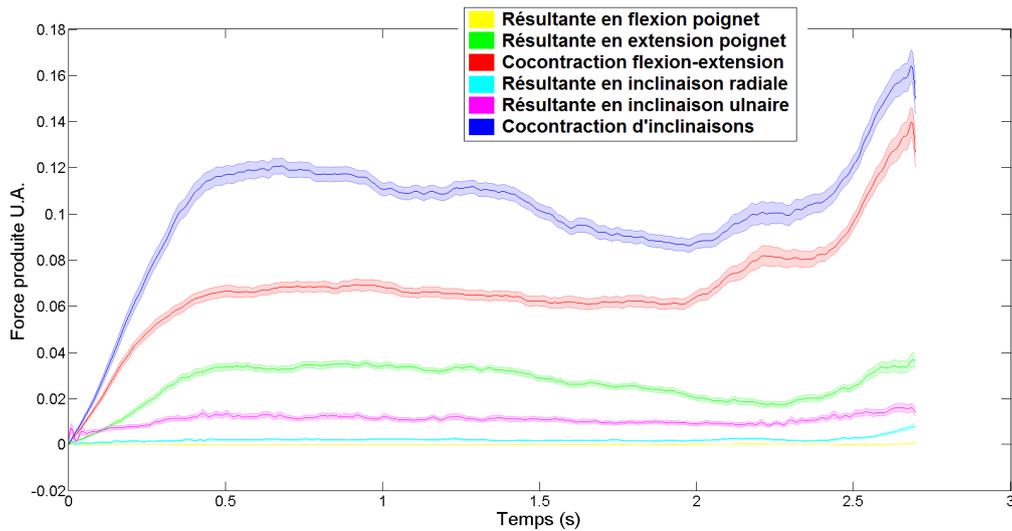


FIGURE 3.23 – Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude levé vue de face.

On note aisément sur la Fig. 3.19 que les courbes de cocontraction sont nettement plus importantes que les courbes représentant les résultantes nettes de force produite. De plus la mise en relation de l'évolution des courbes de cocontraction avec la courbe Fig. 3.14 permet de constater qu'une augmentation de niveau de cocontraction semble avoir lieu aussi bien sur le degré de liberté flexion-extension que sur le degré de liberté des inclinaisons lorsque le sujet initie la saisie du cou de la girafe. Les figures 3.20, 3.22 et 3.23 montrent elles aussi une prédominance

des courbes de cocontractions sur les résultantes et une augmentation de cocontraction sur la fin de l'essai au moment de la saisie. Fig. 3.21 cependant est la seule configuration qui ne montre aucune augmentation significative de la cocontraction sur la fin de l'essai. On note pour les figures des configurations avec vue de face que le niveau moyen de cocontraction pour le degré de liberté flexion-extension se situe aux environs de 0,065 et 0.10 pour le degré de liberté des inclinaisons. Les conditions expérimentales avec point de départ sur le côté et l'arrière montrent des valeurs avoisinant respectivement 0.045 et 0.05. Du côté des résultantes il peut être intéressant de noter malgré leur faible niveau que ce sont les résultantes en extension du poignet et en inclinaison ulnaire qui sont les seules produites au cours des essais, au niveau de la saisie par contre seule une augmentation à peine notable de résultante en extension du poignet est visible.

3.3.4 Temps de réaction aux stimuli sonores

Les volontaires ont eu pour consigne au cours de l'expérience de répondre par "Oui" à chaque fois qu'ils entendaient un stimulus sonore au cours d'un essai. Il leur était possible d'entendre deux stimuli distincts, l'un dont l'occurrence bien qu'aléatoire avait lieu à distance de la girafe et donc dans la phase de transport du poignet, l'autre pouvait survenir dans une zone au voisinage du cou de la girafe et donc lors de la tâche de saisie. Le tableau 3.6 recense le nombre d'occurrence de chacun des deux stimuli au cours de l'expérience pour les cinq conditions. On note tout d'abord qu'il y a eu émission d'un plus grand nombre total de stimuli durant la phase de transport que durant la phase de saisie. On remarque aussi que les conditions pour lesquelles les durées étaient plus élevées (cf. table 3.2) ont globalement reçu plus de stimuli dans les deux phases.

	Occurrence Bip1	Occurrence Bip2
Posé face	148	100
Posé côté	138	117
Posé arrière	180	113
Décalé face	122	75
Levé face	109	77
Total	697	482

TABLE 3.6 – Nombre d'occurrence de bips dans la phase de transport "bip1" et dans la phase de saisie "bip2".

Cependant, l'intérêt de ces stimuli était de mesurer le délai de réaction du sujet. Ces temps

de réaction sont résumés dans le tableau suivant 3.7.

	Réaction Bip1	Réaction Bip2
Posé face	0,64 ± 0,17	0,70 ± 0,22
Posé côté	0,63 ± 0,21	0,65 ± 0,25
Posé arrière	0,62 ± 0,17	0,63 ± 0,22
Décalé face	0,59 ± 0,16	0,60 ± 0,22
Levé face	0,62 ± 0,18	0,62 ± 0,27

TABLE 3.7 – Nombre d'occurrence de bips dans la phase de transport "bip1" et dans la phase de saisie "bip2".

Quelle que soit la condition expérimentale et la phase de la tâche demandée, l'occurrence d'un stimuli trouve une réponse au bout d'un peu plus de $0,6 \pm 0,2$ secondes. Il n'y a aucune différence notable de temps de réaction ni en fonction de la condition expérimentale ni en fonction de la phase lors de laquelle a lieu le stimulus sonore.

3.4 Discussion

3.4.1 Durées des essais

La distribution des durées des essais en fonction des cinq conditions expérimentales nous montre que la position du sujet pour la manipulation du dispositif a une influence non négligeable sur la vitesse d'exécution d'une tâche standardisée réalisée par un groupe de sujets. En effet il semblerait qu'avoir le coude posé sur la table ralentisse l'exécution de cette tâche. Une analyse statistique par des tests de Kolmogorov-Smirnov a été effectuée pour vérifier si les durées des différentes conditions expérimentales proviennent d'une même distribution ou de distributions différentes. Cette analyse met clairement en évidence le fait que les deux conditions "coude décalé" et "coude levé" sont significativement plus rapide que toutes les conditions "coude posé". De même la condition "coude posé départ sur le côté" est significativement plus rapide que la condition "coude posé départ arrière". N'ayant pas réalisé toutes les combinaisons de conditions possibles, par exemple "coude levé départ sur le côté" nous ne pouvons tirer des conclusions sur certaines des comparaisons qui font varier plus d'un paramètre à la fois. Il y a par conséquent deux groupes à étudier, le groupe des trois conditions "coude posé" et le groupe des trois conditions avec le point de "départ de face". Dans le premier groupe une hypothèse expliquant le fait que

le point de départ "sur le côté" soit plus rapide que les autres et significativement plus rapide que le point de "départ arrière" peut être que dans cette condition le sujet agit sur l'axe des x qui est dans le plan de l'écran, ainsi la distance de la main virtuelle à la cible est facilement appréciable par le sujet, ce qui simplifie la tâche de saisie. A l'inverse pour les conditions "coude posé" de face et de l'arrière le sujet agit sur l'axe des z orthogonal au plan de l'écran ce qui rend l'appréciation de la distance entre la main virtuelle et la girafe beaucoup plus délicate. C'est le cas en particulier pour le point de "départ arrière" pour lequel s'ajoute le masquage visuel de la main par la girafe qui se trouve devant. Les indices visuels de profondeur se font ainsi beaucoup plus rares et les sujets semblent prendre d'avantage de précautions, notamment sur la phase de transport, en attente d'un indice qui permette de savoir que la bonne distance pour effectuer la saisie est atteinte. L'absence de collisions entre l'objet "main virtuelle" et la girafe permettait notamment de voir le bout des doigts passer à travers la girafe ce qui devenait alors un indice significatif de position sur l'axe des z . Ces observations rejoignent notamment celles de Prablanc et al. [1979b] sur des mouvements de pointage réels qui conclut que la vision du bras avant réalisation de la tâche de pointage aide à accroître la précision du geste. Conti [Conti and Beaubaton, 1976] et Prablanc [Prablanc et al., 1979b,a] écrivent que la vision du bras au cours de la tâche de pointage améliore la précision du geste.

La nécessité de réaliser cette étude sur une tâche expérimentale bien contrôlée et suffisamment standardisée nous a conduit à définir une tâche simple de saisie directe du cou de la girafe au départ de points bien définis de manière à ce que tout les sujets réalisent la tâche de façon la plus similaire. Cependant par manque de vision stéréoscopique et de retour haptique, la saisie d'un objet dans un environnement 3D représenté sur un écran plat est difficile et les erreurs de saisie sont courantes. Il est fréquemment arrivé que les sujets ferment la main au mauvais endroit ne conduisant pas à la validation d'une saisie par l'ordinateur de simulation. A partir de là, le sujet procédait à une réouverture de la main et un repositionnement du poignet pour tenter une nouvelle saisie dans le même essai. Ces essais qui comportent des erreurs de saisie sont donc dès lors très divers et plus standardisés du tout. C'est pour cette raison que nous avons choisi d'étudier principalement les essais courts qui ne contiennent qu'une saisie directe réalisée du premier coup.

Nous avons choisi d'inclure seulement les essais dont le temps d'exécution était inférieur au temps d'exécution médian, et ce pour chaque condition expérimentale. Nous avons comparé la moyenne et l'écart-type des durées des essais par condition avant et après sélection des essais

directs afin de nous assurer que le coefficient de variation diminuait de façon significative. En effet ce coefficient a été divisé par près de 3, indiquant que la sélection a bien eu pour effet de rendre les essais restants beaucoup plus homogènes en termes de durée.

Ces essais directs ont été utilisés pour calculer un essai moyen par condition expérimentale. En effet les différents essais d'une même condition ont été moyennés et nous avons ainsi pu examiner les variables temporelles enregistrées au cours des essais de façon plus précise.

3.4.2 Coordonnées du poignet et configurations articulaires

Parmi ces variables les valeurs d'angles des articulations des 4 doigts au cours des essais moyens permettent de voir à quel moment la saisie a été initiée. On note en particulier une différence très nette de l'essai dans la condition "coude posé départ de l'arrière" pour laquelle les doigts sont manipulés très tôt dans l'essai moyen, empêchant de voir clairement l'initiation de la saisie finale. Une hypothèse explicative à cette différence est à relier au contrôle de la main virtuelle. Lorsqu'elle se trouve derrière la girafe, elle doit être amenée vers l'avant (vers le manipulateur du dispositif), ceci demande donc un effort de translation sur le prototype dans le même sens. La préhension du Hand Navigator, pour réaliser cette translation là, entre très probablement en interaction involontaire avec les capteurs des doigts dès la phase de transport du poignet. Ceci permettrait d'expliquer la mobilisation précoce des articulations dans cette condition expérimentale et la mauvaise visibilité de l'initiation de la saisie qui en résulte. Dans toutes les autres conditions, on remarque une bonne simultanété de la mobilisation du pouce et de l'index lors de la saisie, le majeur étant déclenché légèrement plus tardivement. Le couple annulaire-auriculaire quand à lui montre une mobilisation moins marquée. Cette dernière peut être expliquée par le fait que le critère de saisie utilisé par l'ordinateur de simulation ne prenait en compte que les fermetures du pouce de l'index et du majeur, certains volontaires ayant compris cela ne mobilisaient plus l'annulaire, ce qui se traduit, en moyenne, par une mobilisation en demi-teinte de ce dernier.

Les enregistrements de positions articulaires au cours du temps et les relevés de distance à la cible en fonction du temps permettent d'identifier deux phases bien distinctes, de transport de poignet et de saisie. Cette décomposition de la tâche de saisie en deux phases a également été décrite sur des tâches de pointage réelles [von Hofsten, 1979, Soechting, 1984, Beggs and Howarth, 1972]. Il est possible de déterminer le début de la phase de saisie sur les courbes de positions articulaires en traçant les tangentes aux courbes (toutes sauf l'annulaire pour la raison

évoquée ci-avant) sur la fin de l'essai et en relevant le point d'intersection avec l'axe des abscisses le plus précoce. Ainsi nous pouvons comparer les durées relatives des phases de transport et de saisie pour toutes les conditions expérimentales.

	Début de la saisie	Durée totale	%
Posé face	3,03	3,53	86%
Posé côté	2,95	3,39	87%
Posé arrière	2,82	3,39	83%
Décalé face	2,54	2,84	89%
Levé face	2,40	2,69	89%

TABLE 3.8 – Rapport de durée de la phase de transport sur la phase de saisie en fonction des conditions expérimentales.

Le tableau 3.8 montre que, quelle que soit la condition expérimentale considérée, le rapport entre la durée de la phase de transport du poignet et la phase de saisie du cou de la girafe reste constant à environ 87% en moyenne. Un paramètre commun à toutes les conditions est la distance du point de départ à la girafe, il est envisageable que le rapport de durées dépende fortement de la distance à parcourir. En tout état de cause les essais les plus rapides font donc état à la fois d'une phase de transport du poignet plus rapide ainsi que d'une phase de saisie également plus rapidement exécutée. Les tâches de pointage réelles de la littérature ont en général montré que la vitesse maximale de mouvement au cours du pointage est fonction de l'amplitude du geste de sorte que le pointage se fasse à durée constante [Georgopoulos et al., 1981, Morasso, 1981]. La littérature montre en outre que lors de l'apprentissage du geste ce sont les moments articulaires à appliquer qui sont appris, l'ensemble de ces moments étant par la suite augmentés d'un facteur de proportionnalité pour accélérer l'exécution du geste le cas échéant [Hollerbach and Flash, 1982]. Le contrôle du Hand Navigator impose une borne supérieure à la vitesse de déplacement de la main virtuelle qui pourrait s'opposer aux principes naturels du geste de pointage. Il pourrait s'avérer intéressant de réaliser d'autres expériences, avec une distance à la cible variable afin d'analyser le comportement des utilisateurs notamment vis à vis de la vitesse maximale lors de la phase de transport, de l'éventuelle gêne occasionnée par la borne supérieure de celle-ci, ou encore des phénomènes d'apprentissage avec accroissement progressif de la vitesse d'exécution du geste.

3.4.3 EMG, résultantes de force et cocontraction

Cette étude d'une tâche en apparence simple de saisie dans un environnement 3D montre des parallèles évidents avec la littérature dans la composition de cette tâche, divisée en deux phases dont la première s'effectue rapidement et la seconde nécessitant une précision accrue s'effectue plus lentement et semble reposer sur un contrôle visuel important. Du point de vue de l'EMG nous avons pu constater que la manipulation de ce dispositif nécessite surtout une forte stabilisation du poignet qui se traduit par la prépondérance des efforts de cocontraction sur les résultantes tout au long de la tâche ainsi qu'une augmentation de la cocontraction lors de la phase de saisie. Il semble évident à travers ce constat que le positionnement des capteurs mécaniques (leviers mono-axe) permettant de manipuler les doigts entre en conflit direct avec les capteurs de force sur lesquels ils reposent et qui manipulent la position de la main virtuelle. Une action sur un capteur des doigts n'est pas sans conséquence vis à vis du positionnement de celle-ci dans l'environnement 3D, les muscles du poignet sont donc constamment en action pour stabiliser le poignet. Une cocontraction importante contre l'effet de la gravité lors de la phase de transport et celle-ci s'accroît encore davantage lors de la manipulation des actionneurs des doigts qui sans cela viendraient perturber le positionnement de la main dans l'environnement virtuel.

En dehors de la condition "Posé Arrière" qui peut probablement être expliquée comme un cas particulier, il n'y a au niveau des variables EMG aucune différence notable entre les conditions d'utilisation. Cela signifie qu'un changement de configuration dans le monde virtuel n'impacte pas la façon d'utiliser le dispositif en lui-même. Cette affirmation est à nuancer pour le cas particulier "Posé Arrière" pour lequel les efforts de transport du poignet vont essentiellement vers l'utilisateur, il s'agit de tirer sur le dispositif dans le sens $+z$ (Fig. 3.5). Il est alors probable qu'il n'y ait pas de prise suffisante sur le prototype et que les sujets tirent alors sur les leviers mono-axe qui commandent les doigts car ceux-ci représentent une prise facile d'accès. Ainsi il est possible que la phase de transport du poignet dans cette condition provoque une augmentation de cocontraction afin d'agir sur le poignet en perturbant le moins possible les doigts. De la même façon que lors de la saisie la stabilisation supplémentaire permet de contrôler les doigts sans perturber la position du poignet. Ceci explique le cas particulier "Posé Arrière" pour lequel une stabilisation accrue est sans-doute nécessaire tout au long de l'essai.

Les conditions expérimentales coude décalé et coude levé ressemblent en tout point à la condition "posé face" cela peut paraître étonnant de prime abord mais s'explique relativement

bien. Ces trois conditions diffèrent globalement par la position du coude or cette différence de posture est essentiellement due à des activités musculaires dans le bras et l'épaule. Ainsi nul doute que la configuration coude levé est plus fatigante que les autres, mais pas au niveau des muscles que nous avons étudiés ici.

Une grande partie des efforts nécessaires au contrôle du dispositif sont donc des efforts de cocontraction qui servent à découpler autant que possible les capteurs des doigts de ceux du SpaceNavigator sur lequel est fixé le prototype et qui permettent le transport du poignet. Cette étude a permis l'étude de deux degrés de liberté, mais il est envisageable de l'étendre aux autres degrés de liberté du poignet, et éventuellement aux muscles extrinsèques de la main permettant flexion et extensions des doigts. Les avant-bras présentent 20 muscles et la méthodologie utilisée ici a permis d'utiliser un protocole de placement des électrodes simple et facilement reproductible. Il n'est cependant pas suffisant pour avoir toute l'information nécessaire et il serait intéressant de compléter l'étude avec des voies supplémentaires sur le bras et l'épaule.

3.4.4 Temps de réaction aux stimuli sonores

Les temps de réaction aux deux types de stimuli sonores relevés sur l'ensemble de l'expérience ne permettent de mettre en évidence aucune différence, ni entre un stimulus dont l'apparition a lieu au cours de la phase de transport du poignet et un stimulus apparu au cours de la phase de saisie, ni entre les différentes conditions d'utilisation du dispositif. L'objectif de cette mesure était d'obtenir une idée de la charge cognitive que demande la réalisation de la tâche expérimentale. Une augmentation du temps de réponse au stimulus aurait pu traduire une disponibilité moindre pour la réalisation d'une tâche annexe. Nous aurions pu ainsi penser que la réalisation de la tâche principale demanderait davantage d'effort de concentration au sujets.

L'absence de toute différence en termes de temps de réactions laisse penser que toutes les conditions et les phases de la tâche de saisie ne sont pas suffisamment complexes d'un point de vue cognitif pour avoir un impact sur ces temps, le sujet reste disponible tout au long de l'exécution de sa tâche. Il est possible que cela soit le cas à cause du protocole expérimental qui prévoyait la réalisation des 20 répétitions de chaque condition les unes à la suite des autres. Il n'y a pas de "surprise" sur le point de départ de la main virtuelle et donc une fois la trajectoire connue elle est invariable. Le contrôle moteur du dispositif semble être délicat et nécessiter un travail de cocontraction fin comme ont pu le montrer l'analyse des signaux EMG, mais il y a en parallèle une complexité cognitive probablement très faible due à la connaissance au préalable

de la trajectoire à suivre. Il serait intéressant de compléter cette étude par une autre avec des positions de départ imprévisibles. Peut être verrions nous alors apparaître des différences de charge cognitive se traduisant par des temps de réaction variables fonction des conditions ou des phases de la tâche.

Il faut toutefois noter que demander la réalisation d'une tâche annexe comme répondre à un stimulus sonore peut également avoir un impact sur la réalisation de la tâche principale. Ces aspects là sont d'avantages du domaine du contrôle moteur et des neuro-sciences et pourraient être l'objet d'études spécifiques.

3.4.5 Limites et conclusions

Cette étude a mis en évidence plusieurs choses, à commencer par une certaine ressemblance de la tâche de pointage virtuelle avec les tâches de pointage réelles décrites dans la littérature. Celle-ci est découpée en deux phases, l'une de transport et la seconde de saisie et cette dernière utilise fortement des corrections visuelles pour s'effectuer de façon précise.

Les conditions expérimentales avec le coude décalé et le bras levé ont été globalement réalisées plus rapidement que les autres sans que nous ne soyons en mesure de déterminer exactement quelle en est la raison. On peut supposer que le fait d'avoir un coude mobile que ce soit parce-qu'il est décalé ou parce-qu'il est en l'air augmente la vitesse d'exécution ou la précision des mouvements de la main qui contrôle le Hand Navigator.

L'EMG a permis l'analyse de résultantes de force et de cocontractions qui montrent de façon claire que la cocontraction est plus importante que les résultantes de force dans la manipulation de ce dispositif. Ceci s'explique probablement par le fait que les forces à exercer sur les capteurs sont faibles et qu'une partie de la cocontraction sert simplement à tenir le Hand Navigator fermement au cours de l'expérience. De plus une augmentation systématique des cocontractions est visible lors des phases de saisie, ceci transcrit un besoin de stabilisation additionnelle. Cette stabilisation additionnelle est nécessaire car les actions sur les capteurs des doigts sont des efforts qui sont également transmis au SpaceNavigator et interprétés comme des mouvements du poignet. Afin de maintenir une position stable du poignet lors de la saisie, il faut donc une stabilisation supplémentaire, c'est au sujet de contrer les effets de ses propres actions sur les doigts pour ne pas perturber la position du poignet. Ces observations peuvent conduire à améliorer le prototype sur ce point, en choisissant des capteurs de nature différente pour les doigts et le poignet qui ne puissent pas interférer par exemple, ou encore un dispositif donc le design en lui même permettrait

d'éviter ces interférences.

L'EMG aurait pu fournir des informations plus précises sur le rôle de chaque muscle dans le contrôle du dispositif si nous avions pu appliquer des algorithmes de séparation de sources. Malheureusement toutes les tentatives d'appliquer des algorithmes de séparation sur les EMG recueillis lors de cette expérience se sont révélés vains, une étude plus fine des conditions de fonctionnement de ce traitement a donc été conduite et est décrite dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

Extraction de sources, et traitement du signal EMG

Les travaux les plus proches de ce que nous avons cherché à développer au GIPSA-lab sont sans conteste ceux de Farina et al. Farina et al. [2004a] sur la séparation du pronateur et du fléchisseur du carpe. Il s'agit en effet de séparer des activités musculaires, contrairement à beaucoup d'études faisant usage de séparation de source en EMG à des fins de séparation et/ou d'identification d'unités motrices [Li et al., 2005, García et al., 2003, 2004]. La compétence de l'équipe, axée sur les modèles biomécaniques de la main nous a naturellement dirigé vers une application du même type de technique sur des muscles de l'avant-bras. Nous avons cependant choisi les muscles extenseurs des doigts pour deux raisons essentielles :

- Les muscles extenseurs extrinsèques des doigts sont presque tous des muscles de surface aisément accessibles en électromyographie de surface.
- Un article de Leijnse [Leijnse et al., 2008] fournit une étude détaillée de l'anatomie de l'extenseur commun des doigts (EDC) et des sites de mesure EMG permettant d'emblée une séparation physique des compartiments agissant sur chacun des doigts.

Ainsi ce système extenseur des doigts ne présente qu'une unique difficulté du point de vue des mesures EMG, il s'agit des extenseurs propres de l'index et de l'auriculaire. Ces deux muscles sont plus petits, superposés et leur activité agit sur des articulations relativement éloignées. Tout ceci en fait un système de choix pour l'étude de la séparation de source puisqu'il permettrait d'acquérir des signaux pour tous les muscles extrinsèques responsables de l'extension. Associée à une mesure des forces produites il est possible d'espérer démontrer l'intérêt de l'application de techniques de séparation de sources pour l'amélioration de modèles biomécaniques ou la

Cette partie vise à présenter dans un premier temps les outils de séparation de source utilisés puis dans un second temps les deux études d'application de cette technique sur le système biomécanique des extenseurs extrinsèques de la main. Nous verrons que l'application de modèles de séparation en contexte linéaire instantané peut s'avérer justifiée dans certaines conditions précises que nous expliquerons.

4.1 Présentation de la séparation de sources électromyographiques

4.1.1 Origines de la séparation de sources

Le problème de séparation de sources peut s'exposer simplement de la façon suivante, il s'agit, à partir d'un ensemble de capteurs de retrouver des signaux sources inconnus qui se sont propagés à travers un canal inconnu pour arriver mélangés. Notons \underline{S} une matrice $n \times t$ des t échantillons de n sources inconnues, \mathcal{A} une application inconnue représentant le canal de mélange et \underline{X} la matrice $m \times t$ des t échantillons des m capteurs disponibles.

$$\underline{X} = \mathcal{A}(\underline{S}) \quad (4.1)$$

L'équation 4.1 est alors la formulation générale du problème de séparation de sources.

C'est une thématique qui est formulée pour la première fois en 1984 par Hérault et Ans [Hérault and Ans, 1984] alors qu'ils travaillent sur des signaux physiologiques de la proprioception. En effet certains neurones situés dans les tendons sont sensibles à l'étirement des muscles et transmettent à la fois l'information d'étirement mais aussi de vitesse d'étirement au système nerveux central. Ces deux informations sont mélangées pour leur transport mais nous sommes néanmoins capables de les distinguer. Hérault et Ans [Hérault et al., 1985] ont modélisé le décodage de cette information par un processus de séparation de sources. En 1987 C. Jutten détaille ces travaux dans sa thèse et introduit l'analyse en composantes indépendantes (ACI) [Jutten, 1987]. Plusieurs chercheurs français vont ensuite travailler sur ce sujet à l'occasion d'un workshop international sur l'analyse spectrale aux ordres supérieurs [Ruiz and Lacoume, 1989, Comon, 1989, Cardoso, 1989]. Dès lors l'intérêt d'avoir recours aux statistiques d'ordre supérieur afin de trouver une solution à ce problème est établi. Jusque dans les années 80 les statistiques n'étaient en général étudiées que jusqu'au second ordre, or, à l'ordre 2 il est possible de dé-corréler les signaux mais il reste une infinité de solutions au problème de la séparation en composantes indépendantes. C'est la différence entre l'ACP qui permet d'obtenir des signaux dé-corrélés et l'ACI qui rajoute

la contrainte d'indépendance de ces composantes. Il est possible de trouver de l'information supplémentaire dans les statistiques d'ordre supérieures afin de résoudre ce problème d'ACI. Comon reprend le problème de l'ACI [Comon et al., 1991, Comon, 1994] et formule la solution de la séparation de sources comme maximisation d'une fonction de contraste.

4.1.2 Modèle Instantané et Analyse en Composantes Indépendantes

En considérant un modèle de mélange linéaire instantané on peut reformuler le problème de la séparation de sources de la façon suivante :

$$\underline{\underline{X}} = \underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{S}} \quad (4.2)$$

Avec $\underline{\underline{A}}$ une application linéaire instantanée représentée par conséquent par une matrice $m \times n$. Cette équation s'écrit aussi pour tout instant t :

$$\underline{x}(t) = \underline{\underline{A}} \cdot \underline{s}(t) \quad (4.3)$$

Avec $\underline{x}(t)$ et $\underline{s}(t)$ les vecteurs colonne des m observations, respectivement des n sources. Le problème de séparation de sources linéaire instantané ne peut être résolu qu'à une permutation et un facteur d'échelle près, en effet posons :

$$\underline{x}(t) = \underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{D}} \cdot \underline{\underline{P}} \cdot \underline{\underline{P}}^{-1} \cdot \underline{\underline{D}}^{-1} \cdot \underline{s}(t) \quad (4.4)$$

Avec $\underline{\underline{D}}$ matrice diagonale et $\underline{\underline{P}}$ une matrice de permutation. Notons $\underline{\underline{A}}' = \underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{D}} \cdot \underline{\underline{P}}$ et $\underline{s}'(t) = \underline{\underline{P}}^{-1} \cdot \underline{\underline{D}}^{-1} \cdot \underline{s}(t)$. Le problème peut alors se réécrire :

$$\underline{x}(t) = \underline{\underline{A}}' \cdot \underline{s}'(t) \quad (4.5)$$

Avec $\underline{\underline{A}}'$ la nouvelle matrice de mélange et $\underline{s}'(t)$ les nouvelles sources recherchées, identiques à $\underline{s}(t)$ à un facteur d'échelle et une permutation près, que nous pouvons par conséquent choisir de puissance unitaire.

Considérons maintenant une décomposition en valeurs singulières de la matrice $\underline{\underline{A}}' = \underline{\underline{U}} \cdot \underline{\underline{\Delta}}^{\frac{1}{2}} \cdot \underline{\underline{V}}$, on obtient alors :

$$\underline{x}(t) = \underline{\underline{U}} \cdot \underline{\underline{\Delta}}^{\frac{1}{2}} \cdot \underline{\underline{V}} \cdot \underline{s}'(t) \quad (4.6)$$

Étudions la matrice de covariance des observations :

$$E [\underline{x}(t) \cdot \underline{x}^T(t)] = \underline{U} \cdot \underline{\Delta}^{\frac{1}{2}} \cdot \underline{V} \cdot E [\underline{s}'(t) \cdot \underline{s}'^T(t)] \cdot \underline{V}^T \cdot \underline{\Delta}^{\frac{1}{2}T} \cdot \underline{U}^T \quad (4.7)$$

Hypothèse est faite que les signaux sources sont indépendants et donc statistiquement décorrélés, leur matrice de covariance est donc une matrice diagonale, de plus les sources sont de puissance unitaire, ainsi $E [\underline{s}'(t) \cdot \underline{s}'^T(t)] = Id$. Les matrices \underline{U} et \underline{V} étant unitaires on a, après simplifications :

$$E [\underline{x}(t) \cdot \underline{x}^T(t)] = \underline{U} \cdot \underline{\Delta} \cdot \underline{U}^T \quad (4.8)$$

On reconnaît ici une décomposition en valeurs propres de la matrice de covariance des observations, ainsi l'ordre 2 nous donne accès à \underline{U} et $\underline{\Delta}$. On définit ainsi les observations blanchies $\underline{z}(t) = \underline{\Delta}^{-\frac{1}{2}} \cdot \underline{U}^T \cdot \underline{x}(t)$ que nous obtenons typiquement après cette étape d'ACP.

$$\underline{z}(t) = \underline{V} \cdot \underline{s}'(t) \quad (4.9)$$

\underline{V} est une matrice unitaire inconnue, son inverse appartient également au groupe des matrices unitaires $U(n, \mathbb{R})$.

On définit $\underline{y}(t)$ tel que :

$$\underline{y}(t) = \underline{G} \cdot \underline{z}(t) \quad (4.10)$$

$$\underline{y}(t) = \underline{G} \cdot \underline{V} \cdot \underline{s}'(t) \quad (4.11)$$

On note $\underline{G} \in U(n, \mathbb{R})$ la matrice unitaire telle que le produit $\underline{G} \cdot \underline{V}$ soit égal à l'identité à une matrice de permutation \underline{P} près.

$$\underline{G} \cdot \underline{V} = Id \cdot \underline{P} \quad (4.12)$$

Lorsque cette équation est vérifiée alors $\underline{y}(t)$ est égal à $\underline{s}'(t)$ à une permutation (et éventuellement un signe) près et donc égal à $\underline{s}(t)$ à un facteur d'échelle et toujours une permutation près. On appelle alors $\underline{y}(t)$ les sources estimées, plus souvent notées $\underline{\hat{s}}(t)$. Comon a défini les fonctions de contrastes pour l'Analyse en Composantes Indépendantes comme des fonctions des variables $\underline{y}(t)$ [Comon, 1994] atteignant leur maximum pour une séparation effective soit $\underline{G} \cdot \underline{V} = Id \cdot \underline{P}$.

Soit S un ensemble de vecteurs aléatoires à composantes non gaussiennes. Une fonction Φ définie sur S est une fonction de contraste si :

- $\forall \underline{s} \in S$, $\Phi(\underline{s})$ ne dépend que de la densité de probabilité de \underline{s}
- $\forall \underline{s} \in S$ dont les composantes sont statistiquement indépendantes, et pour toute matrice \underline{G} pour laquelle $\underline{G} \cdot \underline{s} \in S$, on a l'inégalité $\Phi(\underline{G} \cdot \underline{s}) \leq \Phi(\underline{s})$

En maximisant une telle fonction de contraste il est alors possible d'estimer les sources inconnues (on note $\hat{\underline{s}}(t)$ les estimations) :

$$\underline{G} = \underset{\underline{H} \in U(n, \mathbb{R})}{\operatorname{argmax}} \{ \Phi(\underline{H}) \} \quad (4.13)$$

$$\hat{\underline{s}}(t) = \underline{G} \cdot \underline{z}(t) \quad (4.14)$$

$$\hat{\underline{s}}(t) = \underline{G} \cdot \underline{V} \cdot \underline{s}'(t) \quad (4.15)$$

$$\hat{\underline{s}}(t) = \underline{Id} \cdot \underline{P} \cdot \underline{s}'(t) \quad (4.16)$$

La maximisation d'une fonction de contraste permet de trouver la matrice unitaire manquante à l'ordre 2 et ainsi d'estimer les sources inconnues. Les fonctions de contrastes historiquement se sont développées à partir de la théorie de l'information [Cardoso, 1998, 1997, Comon, 1994, 1995, Gaéta and J.-L., 1990, Pham and Garat, 1997] et des cumulants et moments d'ordres supérieurs [Ruiz and Lacoume, 1989, Cardoso, 1990, Cardoso and Souloumiac, 1993, Comon, 1994, Gaéta and J.-L., 1990]. Les équations 4.17 à 4.20 sont quelques unes des fonctions de contraste reposant sur les statistiques d'ordre supérieurs.

$$\Phi_1 = \sum_{k=1}^{n_s} | \operatorname{Cum}[s_k, s_k^*, s_k, s_k^*] |^2 \quad (4.17)$$

$$\Phi_2 = - \sum_{\substack{i,j,k,l=1 \\ i,j,k,l \neq i}}^{n_s} | \operatorname{Cum}[s_i, s_j^*, s_k, s_l^*] |^2 \quad (4.18)$$

$$\Phi_3 = \sum_{\substack{i,j,k,l=1 \\ i,j,k,l \neq i,j,k,k}}^{n_s} | \operatorname{Cum}[s_i, s_j^*, s_k, s_l^*] |^2 \quad (4.19)$$

$$\Phi_4 = \sum_{k=1}^{n_s} | \operatorname{Cum}[s_k, s_k, s_k, s_k] | \quad (4.20)$$

Toutes ces fonctions sont des fonction de contrastes, Φ_2 et Φ_3 sont asymptotiquement équivalents [Souloumiac and Cardoso, 1993] et Φ_3 a la particularité d'être également un critère de diagonalisation conjointe de matrices de quadricovariances. A. Souloumiac et J.-F Cardoso Souloumiac [1993] ont utilisé cette particularité pour développer un algorithme performant d'optimisation de la fonction de contraste dénommé JADE (Joint Approximate Diagonalization of

Eigenmatrices). JADE opère par une technique de Jacobi en décomposant la matrice unitaire recherchée en un produit de rotations de Given's.

4.1.3 Autres méthodes de séparation linéaire instantanée

Séparation de signaux présentant une fonction de corrélation

Avec l'ICA nous avons vu qu'il n'est pas possible de faire de la séparation de sources à l'ordre 2, en effet l'étape de blanchiment permet de dé-corréler les signaux mais ne permet pas de recouvrer des signaux sources indépendants. Une matrice de rotation optimisant un critère d'indépendance doit pour se faire être trouvée en usant de statistiques d'ordre supérieures. Il est cependant possible dans certains cas de se contenter de l'ordre 2 pour réaliser la séparation de sources. En effet lorsque les signaux considérés présentent une fonction de corrélation il est possible d'ajouter de l'information en dé-corrélant les signaux pour différents retards τ . Parmi ces techniques AMUSE [Tong et al., 1990] est la première à avoir été développée et se base sur la diagonalisation conjointe d'exactly deux matrices d'auto-covariance avec deux retards distincts. En effet, une fois les observations blanchies $\underline{z}(t)$ obtenues il est possible d'identifier la matrice \underline{V} en étudiant sa matrice d'auto-covariance pour un décalage non-nul τ .

$$E [\underline{z}(t)\underline{z}(t - \tau)^T] = \underline{V} \cdot E [\underline{s}'(t)\underline{s}'(t - \tau)] \cdot \underline{V}^T \quad (4.21)$$

$$E [\underline{z}(t)\underline{z}(t - \tau)^T] = \underline{V} \cdot \underline{R}_{s'}(\tau) \cdot \underline{V}^T \quad (4.22)$$

La matrice $\underline{R}_{s'}(\tau)$ est l'auto-covariance des sources au retard τ , étant donné que les sources sont mutuellement indépendants cette matrice est diagonale, l'auto-covariance pour un retard non nul des observations blanchies \underline{z} permet donc d'identifier \underline{V} en procédant par une décomposition en valeurs propres. Connaissant les matrices \underline{U} , $\underline{\Delta}$ et \underline{V} il devient aisé d'identifier \underline{A}' et de l'inverser pour résoudre le problème de séparation de sources tout en restant à l'ordre 2.

D'autres techniques ont pas la suite amélioré cette approche, notamment SOBI [Belouchrani et al., 1997] (second order blind identification) qui généralise ce principe avec la diagonalisation conjointe approchée d'un ensemble de plusieurs matrices à plusieurs décalages distincts. Cette méthode a permis d'augmenter le robustesse de cette approche en multipliant le nombre de matrices à diagonaliser et en évitant les conséquences d'un choix de décalage pour lequel les valeurs de la matrice d'auto-covariance seraient trop proches de zéro ou trop semblable à la matrice ayant servi au blanchiment.

Étant donné que ces algorithmes reposent sur la diagonalisation de matrices d'auto-covariance à des retards non-nuls il est évidemment indispensable que les signaux sources présentent des fonction d'auto-corrélation autre que des fonctions de Dirac.

Séparation de signaux non-stationnaires

Dans le cas de signaux non-stationnaires il est également possible de combler le manque d'information à priori de l'ordre 2 par la connaissance de la nature non stationnaire des sources. En effet si les signaux sont non stationnaires alors de façon analogue aux méthodes précédentes qui utilisent des matrices de corrélation avec des décalages non nuls comme information additionnelle il est ici possible d'utiliser d'autres matrices de corrélation choisies dans une fenêtre d'analyse temporelle différente. Bien qu'utilisant toujours l'ordre 2 la nature non stationnaire des sources fait que le choix de plusieurs fenêtres d'analyse temporelle permet d'ajouter de l'information et permet donc, à l'ordre 2, de résoudre le problème de la séparation de sources. Dans la pratique ce genre de méthode est à nouveau basée sur la diagonalisation conjointe approchée de plusieurs matrices [Parra and Spence, 2000, Pham, 2001, Pham et al., 2003]. La principale application de ces techniques est dans le domaine audio pour la séparation de signaux de parole.

Séparation de sources appliquée aux signaux positifs

Dans certaines disciplines le traitement de signaux particuliers a conduit au développement de méthodes spécifiques répondant à des contraintes particulières. En sciences de l'environnement notamment le besoin de méthodes prenant en compte certaines réalités physique des modèles telles que la positivité est soulevé par Henry [Henry, 1987] et a conduit au développement de la factorisation en matrices positives (FMP) dans les années 90 Paatero and Tapper. Depuis les années 2000 avec la publication d'algorithmes plus performants par Lee et Seung Lee and Seung [2000] c'est la factorisation en matrices non-négatives (FMN) qui a pris le relais.

Nous avons cherché à appliquer des techniques de séparation de sources en contexte linéaire-instantané explicitées ci-dessus au problème de signaux électromyographiques réels acquis au laboratoire sur des muscles situés dans l'avant-bras. L'intérêt n'était pas tant de comparer les méthodes entre elles mais d'acquérir une meilleure compréhension du système étudié, tant du point de vue des signaux qu'il génère que du point de vue biomécanique.

4.2 Analyse en composantes indépendantes et positionnement des électrodes en EMG

La quantification du crosstalk et les vérifications fonctionnelles ont toujours constitué la principale méthode de vérification de la pertinence de mesures d'EMG de surface. Cette quantification rend compte de la similitude entre les signaux mesurés à deux endroits différents. En biomécanique des valeurs du carré du pic d'inter-corrélation (normalisée) inférieure à 30% sont considérées suffisamment basses pour que les mesures soient considérées non contaminées par le phénomène de cross-talk [Kong et al., 2010, Van Vugt and Van Dijk, 2000, Winter et al., 1994]. Il existe cependant des configurations expérimentales dans lesquelles il n'est pas possible de positionner les électrodes de manière à minimiser le cross-talk - indépendamment de la façon dont il est calculé - et de mesurer ainsi deux signaux réellement distincts qui représentent fidèlement l'activité des muscles dont ils émanent respectivement. L'un des principaux problèmes des techniques de séparation de sources est la validation des sources estimées. En effet, en électromyographie de surface il n'est pas possible d'acquérir par d'autres moyens des signaux qui représenteraient les sources recherchées. Il n'y a pas de vérité terrain ou de golden standard pour comparer et valider les estimations fournies. Même l'enregistrement de signaux à l'aide d'EMG aiguilles (invasifs) ne résoudrait pas ce problème étant donné que le signal enregistré en EMG dépend fortement de la position et de la taille des électrodes [Van Vugt and Van Dijk, 2000, Lowery et al., 2003a]. Ainsi le signal EMG théorique d'un muscle mesuré seul (parfaitement séparé) en surface n'a aucune raison de ressembler à un enregistrement aiguille invasif de ce même muscle. En faisant l'hypothèse que les sources d'origine sont des processus stochastiques de kurtosis non nuls [Cardoso, 1992] il est possible de retrouver les sources à l'aide d'optimization. La façon la plus directe est de considérer un modèle de mélange linéaire instantané, c'est la méthodologie qui a été suivie par Farina et al. [2004a]. Les circonstances qui permettent de faire ces hypothèses sont des muscles de petite taille et suffisamment proches. Nous nous sommes proposés de développer la connaissance des cas où les méthodes linéaires instantanées sont applicables en vérifiant spécifiquement cette hypothèse de l'instantanéité du mélange. Le but de cette étude est de démontrer la vérification de l'instantanéité du modèle de mélange en utilisant des inter-corrélations sur des EMG de surface simulés tout d'abord puis sur des enregistrements réels correspondants à une tâche d'extension alternée de l'index et de l'auriculaire. Une expérience similaire a été faite par Farina et al. [2004a] sur le fléchisseur radial du carpe et le rond pronateur dans l'avant-bras.

L'index et l'auriculaire sont actionnés (en extension) par deux muscles extrinsèques chacun ; leurs extenseurs propres (EI resp. EDM) et l'extenseur commun des doigts (EDC). Les travaux de Leijnse et al. [2008] et des ressources d'anatomie [Schuenke et al., 2005] nous ont permis de nous concentrer sur les extenseurs propres qui sont superposés dans la région distale de l'avant bras et dont la mesure EMG en surface n'est par conséquent pas possible sans crosstalk. De plus ces deux muscles agissent sur des articulations relativement lointaines que l'on peut donc considérer indépendantes au niveau biomécanique [Keen and Fuglevand, 2003, Zatsiorsky et al., 2000, Schieber and Santello, 2004]. Nous avons ainsi vérifié l'hypothèse d'instantanéité sur les signaux EMG de surface réels en fonction de la position des électrodes, l'impact sur le gain de la séparation de source effectuée a également été étudié.

4.2.1 Méthode

Configuration expérimentale

Les signaux EMG réels ont été enregistrés sur six volontaires (une femme, cinq hommes) ne présentant aucun traumatisme ou maladie connue sur leurs avant-bras droit. 25 essais d'environ 30 secondes chacun ont été mesurés. L'âge et la masse des sujets était de 39 ± 13 ans et 72 ± 14 kg. Les volontaires étaient assis sur une chaise, leur épaule droite à environ 0° de flexion-extension et 30° d'abduction. Leur coude était à environ 100° de flexion-extension avec l'avant-bras reposé sur un support prévu à cet effet, la main en pronation. Les doigts des sujets étaient fixés dans des bagues en plastique inextensible au niveau de l'articulation inter-phalangienne distale. Ces bagues (Fig. 4.2) elles mêmes fixées sur des capteurs de force 3D (KISTLER 9017B) afin de mesurer les valeurs de force produites au cours des essais. Les enregistrements d'EMG de surface ont été réalisés avec une configuration d'électrodes bipolaire (2 cm d'espace inter-électrode) à l'aide d'un système BIOPAC MP150 et d'électrodes jetables EL503 Ag-AgCl. Les signaux de force et d'EMG ont été acquis de façon synchrone à 2000 Hz avec un filtre anti-repliement à 500Hz. Les électrodes ont été placées conformément à la figure 4.3 sur les extenseurs propres EI et EDM [Schuenke et al., 2005].

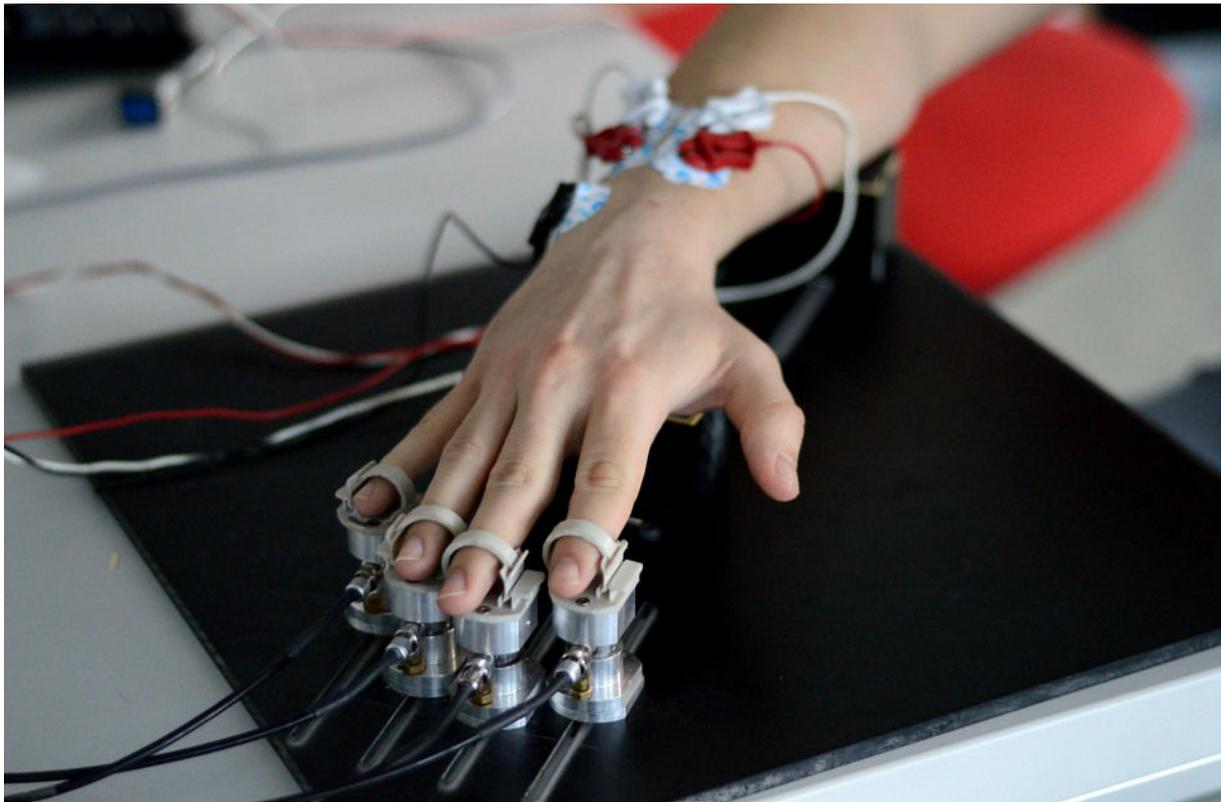


FIGURE 4.2 – Dispositif pour la mesure des forces au bout des doigts et acquisition des EMG des extenseurs propres de l'index et de l'auriculaire.

L'une des deux paires d'électrodes est restée immobile au cours de l'expérience, des mesures ont été faites pour 5 différentes positions de la seconde électrode. Une position de base était d'abord choisie puis les 4 positions se trouvaient à 1.5 cm dans les directions proximale-distale et 1cm dans la direction radiale-médiale, la figure 4.3 montre la configuration des positions des capteurs. Il a été demandé aux volontaires d'exercer des extensions alternées de l'index et de l'auriculaire dans des conditions isométriques (les capteurs de force étaient fixes).

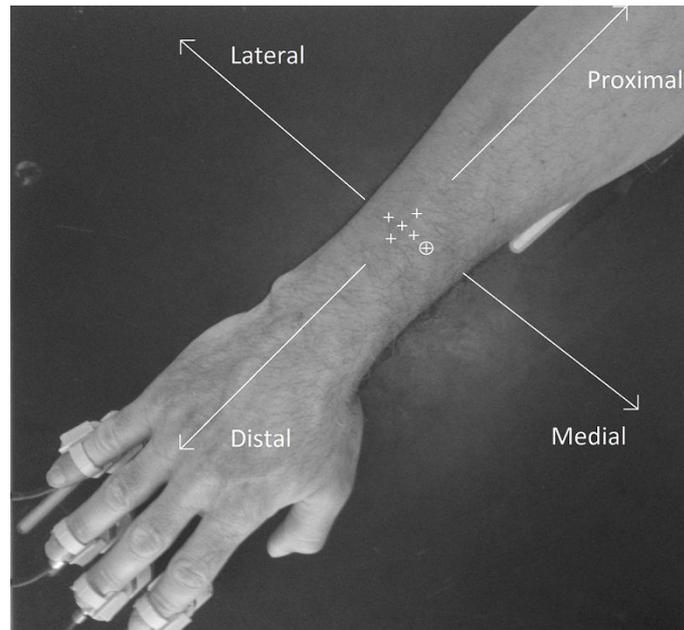


FIGURE 4.3 – Dispositif pour la mesure des forces au bout des doigts et acquisition des EMG des extenseurs propres de l'index et de l'auriculaire.

Chaque essai comporte deux extensions de chaque doigt et se termine par une extension simultanée de deux doigts. Il a été demandé aux sujets de produire un plateau de force constante durant chaque extension, un retour visuel sur les forces mesurées par les capteurs leur était fourni. La figure 4.4 montre un exemple de signaux enregistrés au cours d'un essai. Il n'y avait pas de consigne quantitative sur le niveau de force à produire en extension, une extension nette mais confortable était la seule consigne, c'est pourquoi les forces sont reportées en Newtons et non en pourcentage de la force maximale volontaire.

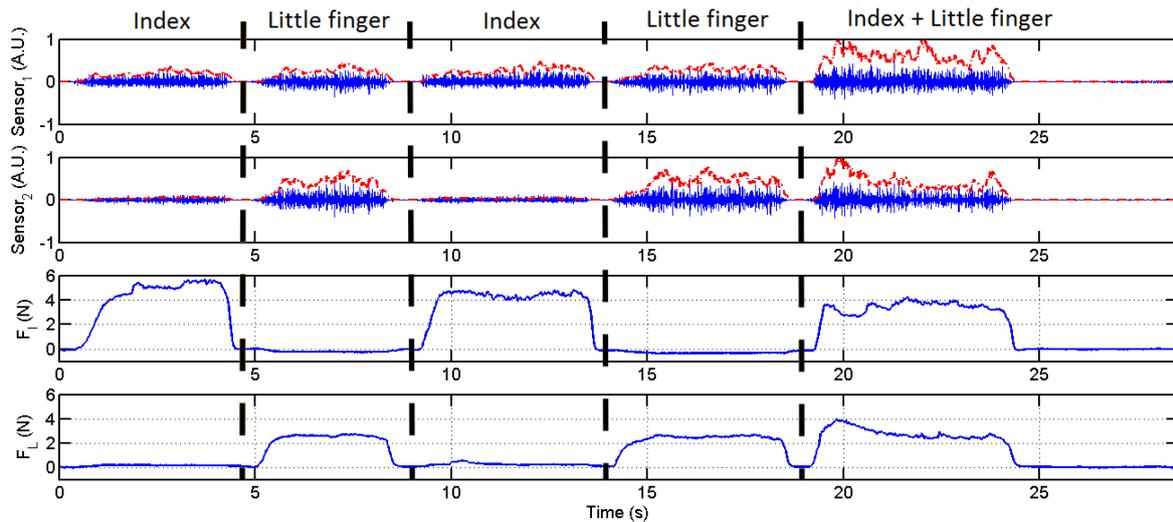


FIGURE 4.4 – Exemple de signaux acquis lors d'un essai. Les deux graphiques du haut montrent les canaux EMG et les EMG intégrés qui en découlent, les deux graphiques du bas sont les forces d'extension mesurées sur l'index et l'auriculaire.

Soient $s_1(t)$, $s_2(t)$ les signaux source EMG issus des muscles 1, respectivement 2. On notera $s(t)$ le vecteur des sources tel que :

$$s(t) = \begin{bmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

On note A la matrice de mélange 2×2 de rang 2 :

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \quad (4.24)$$

$$\text{rank}(A) = 2 \quad (4.25)$$

De façon que les signaux $x(t)$ observés sur les électrodes soient définis par :

$$x(t) = A \cdot s(t) = \begin{bmatrix} a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) \\ a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

On considèrera par la suite la situation correspondant au début des essais réalisés par les sujets, à savoir des alternances d'activations, ce qui signifie que la source $s_1(t)$ n'est jamais active en même temps que $s_2(t)$.

Inter-corrélation et hypothèse linéaire instantanée

Il est possible dans ces conditions de vérifier l'instantanéité du mélange. En effet, l'inter-corrélation statistique est définie par :

$$R_{xy}(\tau) = E(x(t)y(t - \tau)) \quad (4.27)$$

L'inter-corrélation normalisée est alors définie à partir de cette dernière de la façon suivante :

$$R'_{xy}(\tau) = \frac{R_{xy}(\tau)}{\sqrt{R_{xx}(0)R_{yy}(0)}} \quad (4.28)$$

Avec $R_{xx}(0)$ et $R_{yy}(0)$ les auto-corrélations instantanées (décalage temporel nul) de $x(t)$ et $y(t)$. Des inter-corrélations ont été calculées entre les signaux des deux capteurs au cours des alternances de l'index d'une part et de l'auriculaire d'autre part. Au cours des activations de l'index l'inter-corrélation entre les capteurs x_1 et x_2 peut être calculée théoriquement :

$$R'_{x_1x_2}(\tau) = \frac{R_{s_1s_1}(\tau)}{|R_{s_1s_1}(0)|} = R'_{s_1s_1}(\tau) \quad (4.29)$$

De la même façon pour l'auriculaire on obtient :

$$R'_{x_1x_2}(\tau) = \frac{R_{s_2s_2}(\tau)}{|R_{s_2s_2}(0)|} = R'_{s_2s_2}(\tau) \quad (4.30)$$

On devrait donc avoir des inter-corrélations entre les capteurs qui correspondent aux auto-corrélations normalisées des sources seules puisque les sources sont actives seules de façon alternée. Si l'on obtient donc des valeurs d'inter-corrélation éloignées de 1 nous devrions en conclure que le modèle de mélange étudié est éloigné du modèle linéaire instantané. Considérons maintenant les observations au cours de la dernière extension de chaque essai, l'extension simultanée de l'index et de l'auriculaire. On peut alors calculer l'inter-corrélation des observations qui s'écrit :

$$R'_{x_1x_2}(\tau) = \frac{a_{11}a_{21}R_{s_1s_1}(\tau) + a_{12}a_{22}R_{s_2s_2}(\tau)}{\sqrt{(a_{11}^2 R_{s_1s_1}(0) + a_{12}^2 R_{s_2s_2}(0)) \times (a_{21}^2 R_{s_1s_1}(0) + a_{22}^2 R_{s_2s_2}(0))}} \quad (4.31)$$

Il existe un cas pour lequel les deux inter-corrélations sur chacune des alternances s'approche de 1 et pour lequel l'inter-corrélation au cours de l'extension simultanée est également proche de 1 c'est le cas où les deux observations sont identiques.

$$|R'_{x_1x_2}(0)| = 1 \Leftrightarrow a_{11}a_{22} = a_{12}a_{21} \quad (4.32)$$

$$|R'_{x_1x_2}(0)| = 1 \Leftrightarrow \text{rank}(A) = 1 \quad (4.33)$$

Ce phénomène se produit donc pour des matrices A de rang 1. Il est alors impossible de faire de séparation de sources puisque nous n'avons alors qu'une observation pour deux sources à estimer, le problème devient sous-déterminé.

Quand les conditions linéaires instantanées de mélange sont respectées l'inter-corrélation normalisée des observations au cours d'activation sélective de l'index, respectivement de l'auriculaire, est égale aux auto-corrélations des sources et doit donc avoir un maximum de 1 au décalage temporel 0. A contrario l'inter-corrélation des observations au cours d'extensions simultanées de l'index et de l'auriculaire ne doit pas ressembler à une auto-corrélation, il s'agit sinon d'un cas sous-déterminé avec une matrice de mélange de rang 1, ce qui contredit l'équation 4.25.

Mesure de qualité de la séparation de sources

Étant donné l'impossibilité de mesurer les sources à estimer directement il est difficile de quantifier la qualité de séparation de source produite par les méthodes de séparation de sources. Pour résoudre ce problème nous avons choisi de nous baser sur la spécificité de la tâche expérimentale afin d'établir un indicateur de la qualité de séparation obtenue. Puisque la tâche expérimentale est une série d'extensions alternée de l'index et de l'auriculaire et que l'objectif est de retrouver une source spécifique à chacun des deux muscles mis en jeu, il est possible de définir une fonction de contraste entre les niveaux d'activation mesurés pendant l'extension de l'index et de l'auriculaire. Soit σ_{I1}^2 la variance de l'observation 1 au cours d'un plateau d'extension de l'index et σ_{L1}^2 la variance de l'observation 1 au cours d'un plateau d'extension de l'auriculaire. Le contraste de l'activité relative à l'index par rapport à l'activité relative à l'auriculaire sur l'observation 1 est définie comme :

$$ILLR_1 = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma_{I1}^2}{\sigma_{L1}^2} \right) \quad \text{in dB} \quad (4.34)$$

De la même façon nous définissons le contraste de l'index par rapport à l'auriculaire sur l'observation 2 :

$$ILLR_2 = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma_{I2}^2}{\sigma_{L2}^2} \right) \quad \text{in dB} \quad (4.35)$$

Notons qu'en cas de variances égales sur une observation au cours des extensions de l'index et de l'auriculaire $ILLR = 0$, les valeurs positives indiquent un contraste favorable à l'index ($\sigma_I > \sigma_L$) et les valeurs négatives indiquent un contraste favorable à l'auriculaire ($\sigma_L > \sigma_I$). On

définit alors la qualité de la séparation de source comme étant la différence entre les contrastes après et avant séparation de source.

$$G_1 = \Delta ILLR_1 = ILLR_{1aprs} - ILLR_{1avant} \quad \text{in dB} \quad (4.36)$$

$$G_2 = \Delta ILLR_2 = ILLR_{2aprs} - ILLR_{2avant} \quad \text{in dB} \quad (4.37)$$

Le canal correspondant à la source estimée de l'EDM et donc de l'auriculaire doit donc logiquement avoir un gain en contraste négatif. Cependant afin de rendre les comparaisons plus simples nous présenterons l'opposé du gain pour le canal de l'auriculaire. Les variances de signaux EMG de surface sont bien plus visibles en affichant les enveloppes des signaux plutôt que les signaux bruts. Les enveloppes EMG sont couramment utilisées en biomécanique comme indicateur de l'activité musculaire [Basmajian and De Luca, 1985], et il existe plusieurs façons de les calculer. Nous utilisons l'intégration locale du carré du signal [Winter et al., 1994].

$$IEMG(t) = \frac{1}{0.2} \int_{t-0.2}^t EMG(x)^2 dx \quad (4.38)$$

Simulation de signaux EMG de surface

Une idée a été l'utilisation de signaux simulés pour vérifier le bon fonctionnement de la méthode mise en place. Il y a de nombreux modèles de générateurs d'EMG de surface disponible [Shwedyk et al., 1977, Farina and Merletti, 2001, Lowery et al., 2003b] qui simulent de façon précise mais complexe la génération du signal EMG à travers un grand nombre de paramètres difficiles d'accès. La simulation d'EMG de surface que nous avons utilisé ici ne nécessitait pas toute cette complexité. Un modèle auto-régressif (AR) d'EMG de surface mesurés sur différents muscles et différents sujets a pu être établi, ses coefficients étant assez stables. Nous avons utilisé les coefficients moyens d'un modèle AR d'ordre 5 afin de synthétiser un filtre IIR dont la fonction de transfert se trouve ci-dessous (Équation 4.39). Ce filtre permet de donner à un bruit blanc les paramètres spectraux de l'EMG de surface.

$$H(z) = \frac{1}{1 - 2.6z^{-1} + 3.3z^{-2} - 2.5z^{-3} + 1.2z^{-4} - 0.3z^{-5}} \quad (4.39)$$

Nous avons utilisé deux sources d'EMG simulés, activés de façon alternative pour recréer les conditions de l'expérience menée sur les sujets volontaires. Ces deux signaux sources simulés ont été mélangés de façon aléatoire avec différents délais entre les sources, y compris le délai nul (soit la condition instantanée).

Optimalité de la séparation de sources

Le système sur lequel nous travaillons présente deux sources et deux capteurs, c'est donc un système relativement simple, ce qui nous permet d'étudier l'optimalité de la séparation de source en ayant recours à une recherche exhaustive de la solution de séparation optimale. Cette solution optimale peut ensuite être comparée à la solution trouvée avec l'algorithme JADE. Nous considérons ici des matrices de mélange aléatoires, cependant il s'agit du mélange de deux champs de potentiels qui physiquement ne peuvent que s'additionner, il est donc raisonnable de choisir des matrices de mélanges à coefficients positifs. Étant donné que la séparation de source linéaire instantanée induit une indétermination d'échelle il n'est pas nécessaire de se préoccuper de la norme des vecteurs composant la matrice de mélange, on utilisera donc des vecteurs de mélange normalisés, ceci permet de définir la matrice de mélange de la façon suivante :

$$A = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & \sin(\theta) \\ \cos(\phi) & \sin(\phi) \end{bmatrix} \quad (4.40)$$

$$\theta, \phi \in]0, \frac{\pi}{2}[\quad (4.41)$$

La matrice inverse correspondance, qui est donc la matrice de « dé-mélange » peut se calculer :

$$W = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & \sin(\alpha) \\ \cos(\beta) & \sin(\beta) \end{bmatrix} \quad (4.42)$$

$$\alpha = \operatorname{atan}\left(\frac{-\sin(\theta)}{\sin(\phi)}\right) \quad (4.43)$$

$$\beta = \operatorname{atan}\left(\frac{-\cos(\theta)}{\cos(\phi)}\right) \quad (4.44)$$

$$\alpha, \beta \in \left] -\frac{\pi}{2}, 0 \right[\quad (4.45)$$

Ainsi, en parcourant tous les angles possibles pour α et β par pas de $1/100^\circ$ il est possible de trouver les deux meilleurs angles de dé-mélange alpha et bêta sans passer par un algorithme d'optimisation. Les meilleures solutions sont simplement données en comparant pour chaque angle le gain de la fonction de contraste définie précédemment. Les deux extrema correspondent de facto aux deux meilleures estimations de sources.

4.2.2 Résultats

Qualité de séparation sur les signaux simulés

La qualité de la séparation de sources instantanée obtenue par JADE a été évaluée sur 1000 mélanges aléatoires de sources simulées afin de constater l'impact de l'instantanéité du mélange sur la séparation de sources Fig. 4.5. Le gain de séparation maximal $\approx 22 \pm 9dB$, pour chaque source apparait clairement pour un décalage temporel nul de l'autre source sur les deux observations. En revanche le moindre échantillon de décalage temporel fait chuter énormément ce gain qui tombe à $\approx 5 \pm 2.5dB$ pour un échantillon d'écart et $\approx 0dB$ pour tout décalage supérieur à 1 échantillon. Nous n'avons pas constaté de corrélation entre le décalage temporel d'une source sur les deux observations et le gain obtenu sur cette même source.

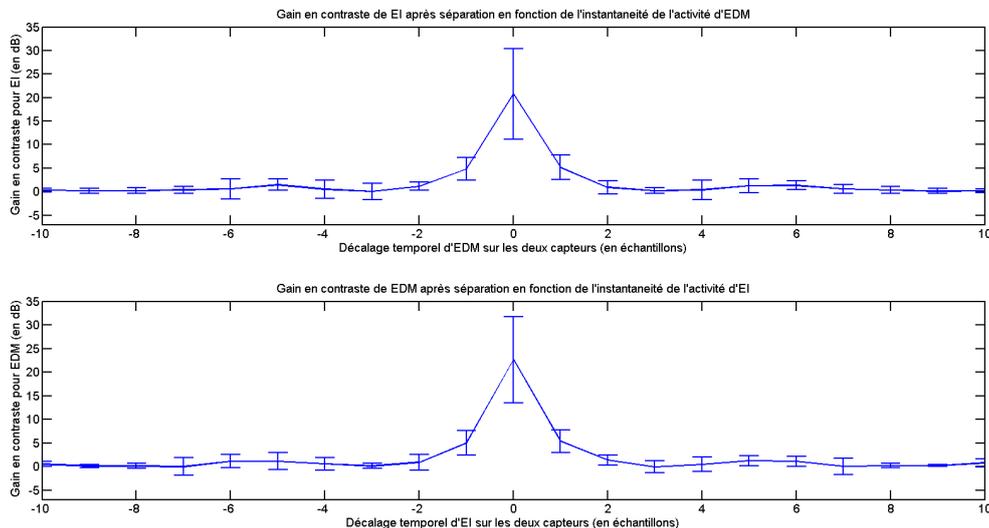


FIGURE 4.5 – Gain de contraste en fonction de l'instantanéité du mélange. Gain moyen et écarts types correspondants calculés sur 1000 générations de mélanges simulés. On voit clairement que le gain de contraste possible sur une source dépend de la bonne instantanéité de l'autre source sur les deux capteurs.

Qualité de séparation sur les signaux réels d'EI et EDM

Le tableau 4.1 montre le décalage temporel moyen en échantillons pour chaque l'extension de chaque doigt en fonction de la position de l'électrode. Le décalage durant l'activité de l'EDM (extension de l'auriculaire) est proche de 0 pour les trois conditions "Base", "Latérale" et "Médiale" et vaut en moyenne 0.92 échantillons pour "Distale" et -1.72 échantillons pour la position

"Proximale". Le décalage temporel entre les échantillons varie donc sur un axe Proximal-Distal et reste globalement assez stable sur l'axe Médial-Latéral au cours de l'activité de EDM. Le décalage temporel observé durant l'activité de EI (extension de l'index) semble également plutôt constant sur un axe Médial-Latéral mais vaut environ 1.6 échantillons, sur l'axe Distal-Proximal il descend à 1.08 échantillons.

	Alternance d'EI	Alternance d'EDM
Base	1.72 ($SD=2.57$)	0.16 ($SD=0.20$)
Latéral	1.60 ($SD=2.81$)	-0.12 ($SD=0.24$)
Médial	1.60 ($SD=2.38$)	0.48 ($SD=0.86$)
Proximal	1.08 ($SD=2.17$)	-1.72 ($SD=1.46$)
Distal	1.40 ($SD=2.79$)	0.92 ($SD=0.82$)

TABLE 4.1 – Décalage temporel moyen en échantillons entre les deux observations. Pour chacune des cinq positions des capteurs nous avons mesuré le décalage temporel du maximum d'inter-corrélation au cours d'extensions selectives de l'index et de l'auriculaire les valeurs en nombre d'échantillons sont des moyennes sur 5 répétitions par position.

L'intercorrélacion normalisée au décalage temporel nul entre les deux capteurs au cours des activités alternées Fig. 4.6 est supérieure à 0.7 sur les positions "Base" et "Médiale" et inférieure à 0.6 pour les positions "Distale" et "Proximale" sur les alternances d'EDM. Les alternances d'EI montrent des intercorrélacions maximales ≈ 0.46 pour la position "Médiale" et qui descendent à ≈ 0.25 pour les positions "Distale" et "Latérale".

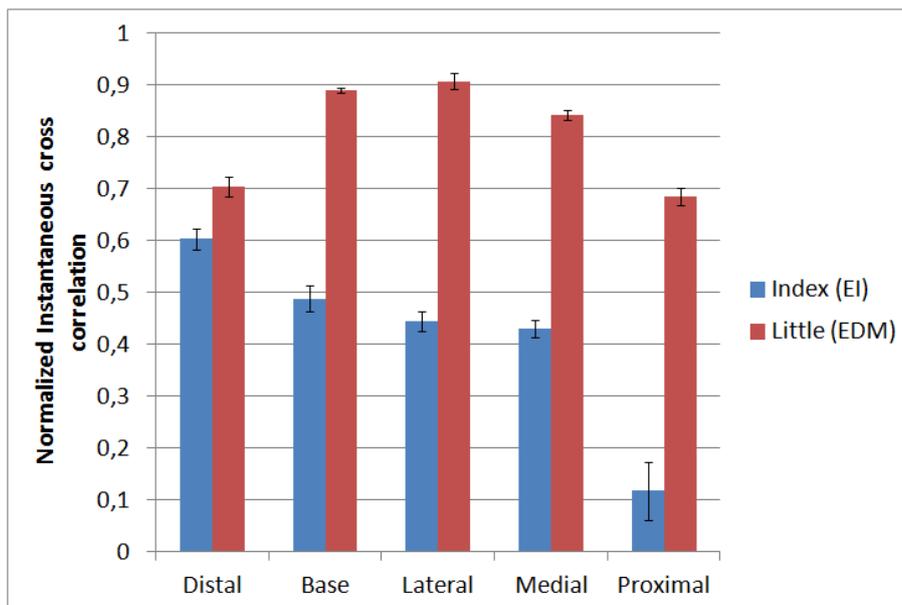


FIGURE 4.6 – $R'_{x_1x_2}(0)$ au cours d'activations exclusives d'EI ou EDM en fonction de la position des capteurs.

La figure 4.7 montre clairement que les gains de fonction de contraste après séparation de source sont nettement inférieures voire nuls pour EDM. La séparation de sources bénéficie par contre à EI sur toutes les positions. "Base" et "Médiale" affichent des gains supérieurs à $3dB$ alors que le gain sur la position "Latérale" monte à $\approx 2.6dB$. Les positions "Proximale" et "Distale" ont quand à elles des gains clairement plus faibles $\approx 1.5dB$.

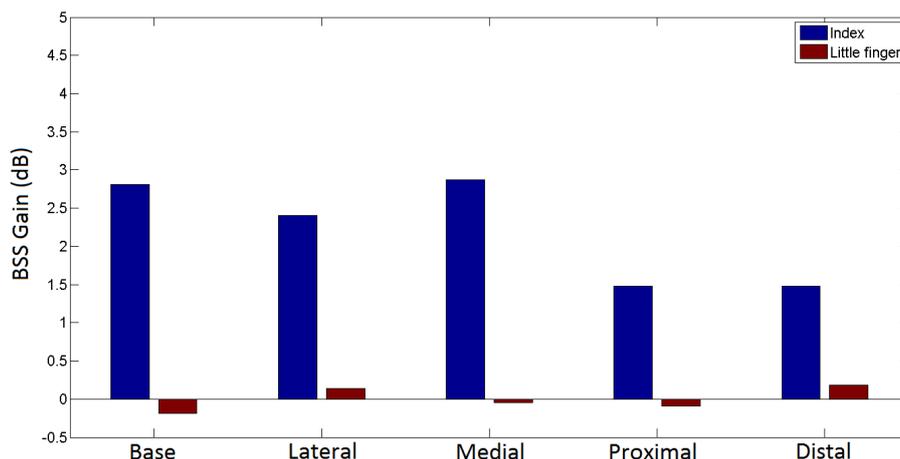


FIGURE 4.7 – Gain en contraste après séparation pour EI et EDM en fonction de la position des capteurs.

Une analyse de variance (LS Means avec le logiciel Statistica) a été réalisée sur les gains de séparation au cours de l'alternance d'EDM (auriculaire) pour six sujets et les cinq positions

d'électrodes ; $F(4, 20) = 3.2864$ et $p - value = 0.03177$. Une analyse croisée est présentée dans le Tableau 4.2 et montre une différence statistiquement significative entre les positions "Base", "Médiale" et les positions "Proximale" et "Distale". Une différence plus faible non-significative $p - value \approx 0.10$ existe entre "Latérale" et les positions "Proximale" et "Distale".

Position	Base	Médiale	Latérale	Proximale	Distale
Base		0.914	0.385	0.018	0.017
Médiale	0.914		0.445	0.023	0.022
Latérale	0.385	0.445		0.107	0.102
Proximale	0.018	0.023	0.107		0.981
Distale	0.017	0.022	0.102	0.981	

TABLE 4.2 – Analyse croisée ANOVA. P-values ; Probabilité que le facteur position n'ait pas d'impact sur les différences de gain observées. De toute évidence les différences entre les positions "Base" et "Médiale" par rapport à "Proximale" et "Distale" dont les p-values sont inférieures à 0.05 sont statistiquement significatives.

La séparation de sources avec l'algorithme d'ICA basé sur JADE a été faite sur chacun des 25 essais et le gain de fonction de contraste obtenu sur chaque source estimée a été étudié en fonction de l'intercorrélacion entre les deux observations au cours de l'activité de l'autre source. Concrètement une source estimée ayant une fonction de contraste positive (spécifique de l'index) est étudiée de pair avec l'intercorrélacion entre les observations au cours de l'activité de l'auriculaire. Ceci nous a donné les résultats visibles sur la Fig. 4.8.

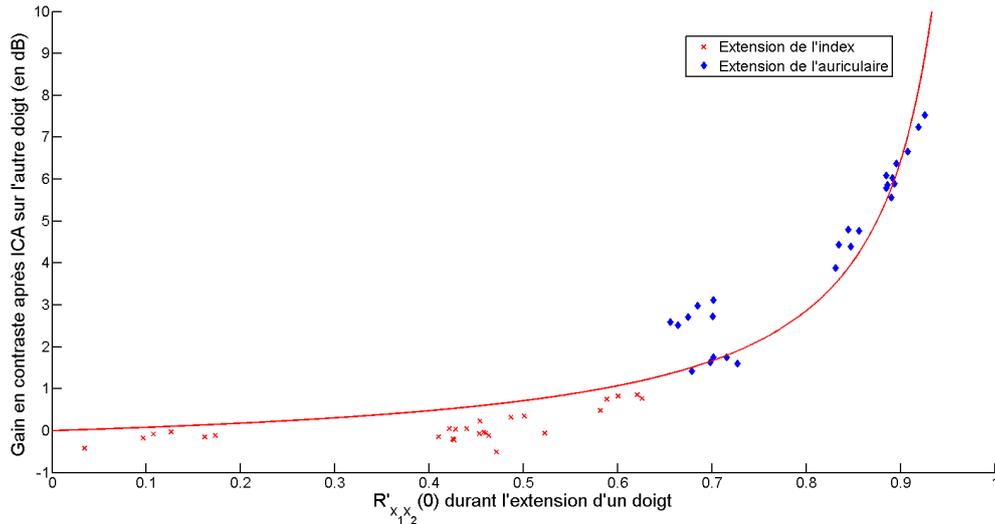


FIGURE 4.8 – Gain après séparation obtenu sur chaque canal en fonction de $R'_{x_1 x_2}(0)$ de l'autre source sur les capteurs. Les 50 points correspondent aux deux canaux lors des 25 essais, les paramètres de l'hyperbole rouge ont été optimisés dans le sens des moindres carrés.

En théorie nous nous attendons à avoir un gain de fonction de contraste maximal en dB de $+\infty$ lorsque l'intercorrélacion normalisée correspondante vaut 1 (condition d'instantanéité parfaite). Pour cette raison nous avons choisi de modéliser le nuage de points de la Fig. 4.8 avec une fonction hyperbolique de la forme :

$$f(x) = \alpha \times \left(\frac{1}{1-x} - 1 \right) \quad (4.46)$$

Le paramètre α a été optimisé par la méthode des moindres carrés ce qui a donné $\alpha \approx 0.72$ avec un coefficient de régression $R^2 \approx 0.54$. Cette courbe montre que le gain potentiel apporté par une technique de séparation de sources en conditions linéaire instantanée (ici l'ICA) est fortement liée à la valeur de l'inter-corrélacion normalisée des deux observations au décalage temporel nul au cours de l'activité isolée de chaque source. Il semble nécessaire d'obtenir au moins une valeur d'inter-corrélacion normalisée de 0.8 afin de pouvoir prétendre à un gain net en utilisant JADE sur des signaux d'EMG de surface réels.

En dépit du fait que les gains de fonction de contraste sur les signaux SEMG réels sont bien plus faibles que les valeurs théoriques obtenues sur la simulation dans des conditions linéaires instantanée idéales, la figure 4.9 donne un exemple de source estimée présentant un gain en fonction de contraste de $7.5dB$.

En effet avant séparation de sources, parmi les observations recueillies aucune n'est particulièrement spécifique de l'activité d'extension de l'index (EI). Après séparation de sources en

utilisant JADE, nous obtenons une source présentant une fonction de contraste très positive et par conséquent très spécifique de l'activité d'extension de l'index. Sur cette même source estimée, l'activité qui demeure synchrone avec l'extension de l'auriculaire peut être imputée soit à une faible activité synergique pendant la tâche d'extension de l'auriculaire soit à une imperfection de la méthode de séparation appliquée en regard de la complexité du mélange de signaux EMG réels.

Optimalité de la séparation de sources avec JADE

L'optimalité des solutions trouvées par JADE a été testée tel que décrit dans la section 4.2.1 par une recherche exhaustive de toutes les estimations possibles dans l'intervalle des angles de séparation possibles. La figure 4.10 présente les deux valeurs de contraste initiales (des observations), la plus négative est spécifique de l'auriculaire alors que celle qui est proche de zéro est par conséquent plus spécifique de l'index, bien qu'elle soit dans l'absolu légèrement négative et tellement proche de zéro que cette observation est un mélange presque équitable des deux sources. La courbe quant à elle présente les valeurs de contraste pour la source estimée à partir de chaque angle dans l'intervalle de séparation $[-\frac{\pi}{2}; 0]$. Ainsi les extrema de la courbe représentent respectivement la source optimale la plus spécifique de l'auriculaire (minimum de la fonction de contraste) et la source optimale la plus spécifique de l'index (maximum de la fonction de contraste). La différence entre ces valeurs de contraste optimales et les contrastes initiaux correspondants sont donc les gains optimaux de séparation de source.

L'optimalité des sources estimées en appliquant JADE a ainsi été comparée aux sources optimales trouvées par recherche exhaustive en comparant à la fois les angles de séparation et les valeurs de contraste pour 25 enregistrements réels d'EMG de surface. Les résultats de cette comparaison apparaissent dans le tableau 4.3.

	Extensor Indicis	Extensor Digiti Minimi
Δ Angle (degrés)	5.4 ($SD=9.8$)	17.6 ($SD=26.7$)
Δ Gain (dB)	0.38 ($SD=0.79$)	0.32 ($SD=0.44$)

TABLE 4.3 – Distance entre JADE solution et l'optimale

Ici encore on constate que la séparation de sources a mieux fonctionné pour la source EI (à cause d'une meilleure instantanéité des canaux au cours de l'activité d'EDM) l'écart angulaire entre la solution trouvée par JADE et celle trouvée par recherche exhaustive est $\approx 5.4^\circ$ ce qui

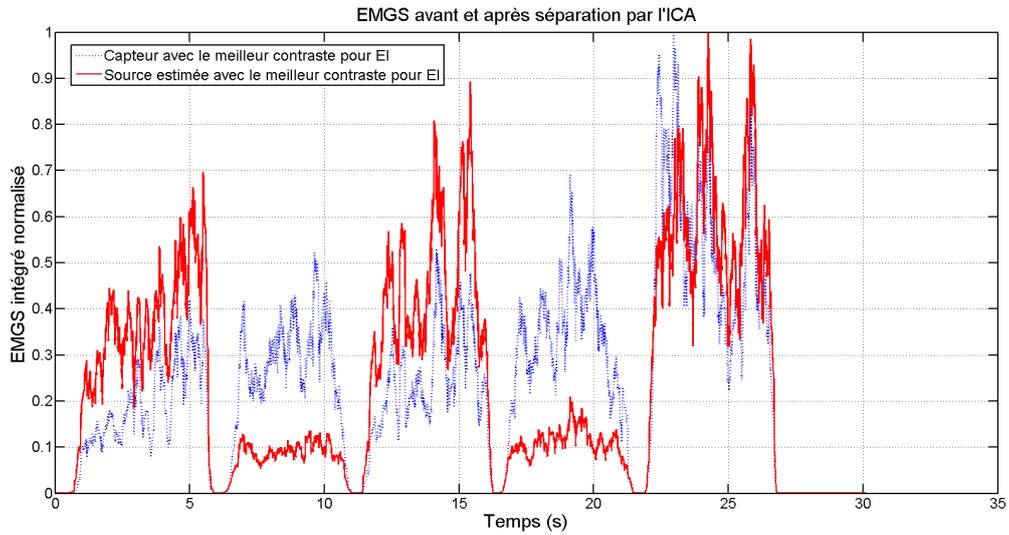


FIGURE 4.9 – Avant et après ICA. Cet essai appartient au groupe "latéral" et présente un gain de contraste de $7,5\text{dB}$. L'EMG intégré est présenté pour une meilleure appréciation du gain obtenu.

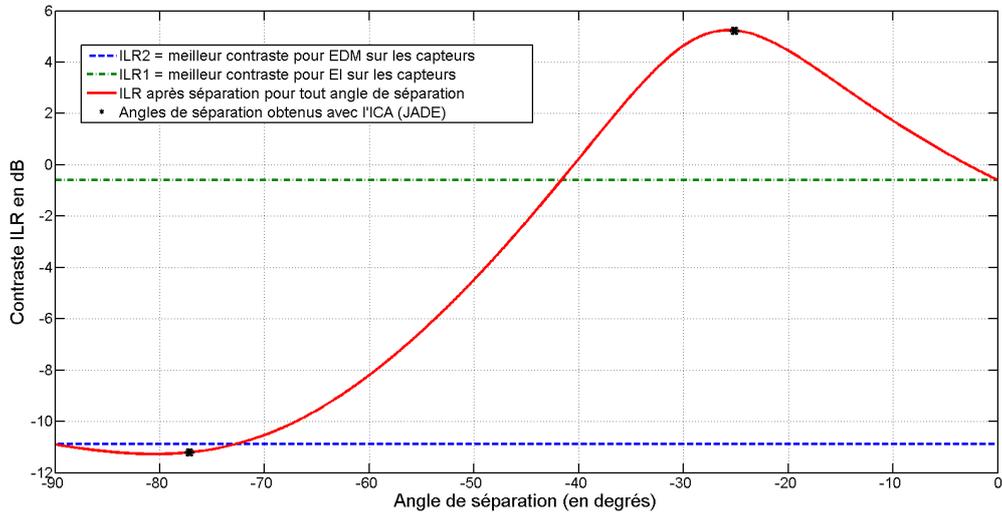


FIGURE 4.10 – Recherche exhaustive de l'angle de séparation optimal. En tirets la valeur de contraste la plus faible des observations (spécifique à EDM). En tirets pointillés la valeur maximale de contraste des observations (spécifique à EI). La courbe correspond au contraste ILR de la source estimée pour chaque angle de séparation. Les points sont les positions des solutions fournies par JADE.

provoque $\approx 0.39dB$ de perte de gain de séparation en moyenne. Pour EDM l'écart angulaire est bien supérieur puisqu'il atteint $\approx 17.6^\circ$, il ne cause cependant pas plus de préjudice en termes de gain en fonction de contraste puisque l'écart vaut $\approx 0.32dB$ en moyenne.

4.2.3 Discussion

La tâche demandée aux volontaires implique une extension sélective d'une seule source musculaire à la fois et permet ainsi d'analyser les retards entre les signaux mesurés par les deux capteurs à l'aide du seul outil d'inter-corrélation. Plusieurs études ont montré que l'inter-corrélation n'est pas adaptée à la quantification du cross-talk en électromyographie [Lowery et al., 2003b, Farina et al., 2004b], l'inter-corrélation permet cependant de mesurer le décalage temporel entre deux signaux similaires. Étant donné notre configuration expérimentale et la tâche demandée aux sujets, l'inter-corrélation devient, dans notre cas précis, une bonne mesure de l'instantanéité de l'arrivée des signaux sources sur nos capteurs. Ainsi dans cette étude l'inter-corrélation n'a pas servi à la quantification du cross-talk mais à l'évaluation de l'instantanéité seulement.

Étant donné le décalage temporel entre l'arrivée des signaux issus de l'extension de l'index, le gain de séparation de sources est quasiment absent sur la source estimée de l'auriculaire. L'instantanéité du modèle de mélange dans le cas présent doit être considéré indépendamment pour chacune des deux sources. Une source qui arrive simultanément sur les deux capteurs (i.e. instantanée) pourra par recombinaison des observations être supprimée de l'une des estimations de sources ce qui va alors augmenter le contraste pour la source restante. Une source qui n'arrive pas simultanément va demeurer sur toutes les estimations.

Séparation de sources LI sur les mélanges simulés

Les simulations de mélanges de signaux SEMG a montré que le gain de fonction de contraste potentiel sur une source en utilisant JADE dépend fortement de l'instantanéité de l'autre source sur les deux capteurs. JADE fonctionne dans le cas linéaire instantané et par conséquent les meilleurs gains sont obtenus pour une instantanéité parfaite, c'est à dire un décalage temporel de 0 échantillons entre les signaux, mesuré par inter-corrélation. Ce résultat est cohérent avec les conditions connues du fonctionnement de l'algorithme JADE. Il semble par ailleurs que l'instantanéité puisse être considérée individuellement pour chaque source présente dans le problème. Le fait que le gain de fonction de contraste sur une source dépende de l'instantanéité de l'autre source s'explique, selon nous, par le fait que nous considérons une matrice de mélange positive.

Ainsi la matrice de séparation, elle, recombine les observations de manière à provoquer des interférences destructives pendant l'activité de l'autre source. Pour que ces interférences destructives puissent supprimer complètement l'une des sources de l'observation, il faut que cette source soit parfaitement corrélée pour le décalage temporel nul.

Séparation de sources LI sur les EMG réels

Les signaux électromyographiques de muscles activables de façon sélective tels que EI et EDM permettent de tester l'hypothèse habituelle d'instantanéité du modèle de mélange. Ces muscles ne sont ni antagonistes ni synergiques, il n'y a donc aucune raison évidente pour qu'ils soient tous deux actifs en même temps, tant que l'on ne demande pas une extension simultanée de l'index et de l'auriculaire au sujet.

Les résultats issus de la simulation ont montré que l'instantanéité du modèle de mélange doit être étudiée pour chacune des sources individuellement. Les acquisitions réelles ont montré une bonne instantanéité du mélange accompagnée de fortes valeurs d'inter-corrélation normalisée sur les deux canaux au cours de l'activité d'EDM (Figures 1 et 4), mais pour EI le pic d'inter-corrélation se trouvait décalé. Par conséquent la technique de séparation de sources a apporté de bons gains sur la source EI pour toutes les configurations où l'instantanéité d'EDM était respectée ("Base", "Médiale" et "Latérale") et des gains faibles pour les positions "Distale" et "Proximale". Une ANOVA a été réalisée et a montré une influence statistiquement significative de la position relative des deux capteurs sur le gain de fonction de contraste apporté par l'ICA. L'ANOVA a montré que les positions "Base" et "Médiale" sont significativement différentes de "Proximale" et "Distale". Notre explication à ce phénomène est que l'instantanéité du mélange est moins impactée par un mouvement d'un capteur dans un plan orthogonal à la direction des fibres musculaires, sur un axe Médial-Base-Latéral, qu'en bougeant le long de l'axe Proximal-Base-Distal. Le gain apporté par l'ICA sur la source de l'EDM a demeuré quasiment nul pour toutes les configurations par manque d'instantanéité des capteurs au cours de l'activité d'EI. Nous avons même enregistré des pertes de spécificité (très faibles) sur les sources estimées d'EDM qui sont probablement dues, elles aussi, à un manque d'instantanéité. Ceci provoque la convergence de JADE vers une matrice de dé-mélange erronée proche de l'identité mais qui aboutit à des gains légèrement négatifs (pertes). Une solution possible à ce problème serait de modifier notre protocole et de déplacer les deux capteurs au lieu d'un seul. Ceci augmenterait beaucoup le nombre d'essais à enregistrer mais montrerait peut être des situations pour lesquelles

l'instantanéité est respectée sur EI et permet la séparation d'EDM, voire des situations où les deux instantanéités sont respectées en même temps, ce qui permettrait d'avoir un gain significatif sur les deux sources à la fois.

Le gain de séparation dû à l'ICA sur EI pour les positions "Base", "Médiale" et "Latérale" est $\approx 3dB$. Un exemple d'enveloppe de signal EMG correspondant au signal de EI avant et après séparation de source est présenté figure 4.9. On y voit clairement qu'avant l'application de l'ICA (algorithme JADE) le capteur le plus spécifique de EI ne peut raisonnablement être attribué à ce seul muscle puisqu'il est sujet à beaucoup de crosstalk en provenance de l'activité d'EDM. Après séparation de source cependant l'enveloppe est clairement moins sujette au crosstalk d'EDM.

JADE est un algorithme qui fonctionne par optimisation, mais dans notre configuration 2×2 , il est possible de comparer les résultats de cette optimisation à une recherche exhaustive. Le tableau 4.3 montre l'écart angulaire et la différence de gain en fonction de contraste entre les sources trouvées par JADE et les sources optimales trouvées par une recherche exhaustive. La plus grande variabilité en termes d'écarts angulaires revient à la source EDM, pour laquelle aucune solution n'est finalement vraiment la bonne par manque d'instantanéité et donc inadéquation entre le modèle de mélange réel et le modèle théorique instantané sur lequel nous nous basons pour essayer de faire la séparation. Pour EI en revanche cet écart angulaire entre JADE et une recherche exhaustive est plus faible et les différences en termes de gain de contraste sont également faibles ($\approx 0.35dB$) par rapport au gain sur EI pour les positions "Base", "Médiale" et "Latérale" ($\approx 3dB$). Ainsi la solution trouvée par JADE est très proche de l'optimale pour EI dans des conditions d'instantanéité satisfaisantes et plus éloignée de l'optimale pour EDM qui ne respecte quasiment jamais cette hypothèse, cependant dans les deux cas en termes de gain en contraste JADE est toujours proche de la solution optimale.

Ainsi le contexte linéaire instantané est vérifié dans certaines conditions expérimentales difficiles et dans celles-ci les algorithmes d'ICA tels que JADE sont capables de fournir des signaux EMG plus utilisables, visiblement moins mélangés et donc moins sujets au problème du crosstalk. Les conditions permettant l'instantanéité restent néanmoins très délicates à obtenir. Ces résultats ont fait l'objet d'une publication dans *Journal of Electromyography and Kinesiology* [Léouffre et al., 2013a].

4.3 Amélioration de la robustesse à l'hypothèse de l'instantanéité

Afin d'améliorer la séparation de sources EMG de surface nous avons voulu augmenter la robustesse des techniques à l'hypothèse d'instantanéité, sans pour autant nous diriger vers une séparation de sources convolutive beaucoup plus compliquée à mettre en œuvre. Nous avons vu dans la partie précédente que le gain obtenu en séparation de sources s'observe très bien sur les enveloppes des signaux, ce sont par ailleurs ces mêmes enveloppes qui sont utilisées dans une multitude d'applications en biomécanique tel que nous l'avons évoqué dans le premier chapitre. Il a donc été naturel de nous demander s'il n'était pas possible de séparer directement les enveloppes EMG plutôt que les signaux bruts. Les enveloppes EMG sont de-facto des versions très basse-fréquence du signal EMG de surface, à partir de ce constat il n'est pas aberrant de penser qu'un léger décalage sur les signaux bruts empêchant toute séparation de sources puisse se révéler anodin lorsque nous nous intéressons aux enveloppes EMG. Cette approche a été présentée lors de l'international society of Biomechanics 2013 [Léouffre et al., 2013b].

4.3.1 Méthode

Nous nous sommes basés sur les mêmes données expérimentales que pour la partie précédente, le but ici étant d'appliquer une technique de séparation de sources en contexte linéaire instantané toujours, mais cette fois sur les enveloppes des signaux EMG. Il existe dans la littérature plusieurs façon de calculer des enveloppes EMG tel que nous l'avons vu dans le chapitre 1. Nous avons choisi de travailler avec une intégration locale du signal EMG, définie de la façon suivante :

$$\begin{cases} x_{1i}(t) = \frac{1}{\tau} \int_{t-\tau}^t x_1(h)^2 dh \\ x_{2i}(t) = \frac{1}{\tau} \int_{t-\tau}^t x_2(h)^2 dh \end{cases} \quad (4.47)$$

Ici τ est le temps d'intégration, nous avons choisi d'intégrer le signal sur $200ms$ soit $\tau = 0.2s$. Il est intéressant de noter pour la suite que le signal EMG de surface brut étant centré, le calcul d'enveloppe ci-dessus revient exactement au même que de calculer la variance locale sur ce même intervalle de 0.2 seconde. En effet ceci nous permettra d'utiliser la même fonction de contraste que précédemment en considérant nos enveloppes comme des valeurs de variance.

Réécrivons maintenant le modèle de mélange en considérant que les sources ne sont pas instantanées sur nos observations. Notons t_{xy} le délai de propagation entre la source x et l'observation y , b_x représente un bruit additif sur l'observation x .

$$\begin{cases} x_1(t) = a_{11}s_1(t - t_{11}) + a_{12}s_2(t - t_{12}) + b_1(t) \\ x_2(t) = a_{21}s_1(t - t_{21}) + a_{22}s_2(t - t_{22}) + b_2(t) \end{cases} \quad (4.48)$$

$$\begin{cases} x_{1i}(t) = \frac{1}{\tau} \left(\int_{t-\tau}^t a_{11}^2 s_1^2(h - t_{11}) dh + \int_{t-\tau}^t a_{12}^2 s_2^2(h - t_{12}) dh + \int_{t-\tau}^t b_1^2(h) dh + CT \right) \\ x_{2i}(t) = \frac{1}{\tau} \left(\int_{t-\tau}^t a_{21}^2 s_1^2(h - t_{21}) dh + \int_{t-\tau}^t a_{22}^2 s_2^2(h - t_{22}) dh + \int_{t-\tau}^t b_2^2(h) dh + CT \right) \end{cases} \quad (4.49)$$

Dans les équations précédentes CT représente des termes d'inter-corrélation entre des signaux supposés indépendants, par conséquent ces termes deviennent négligeables. En remplaçant les bornes d'intégration il est possible de réécrire ces équations sous la forme (4.50).

$$\begin{cases} x_{1i}(t) = a_{11}^2 s_{1i}(t) + a_{12}^2 s_{2i}(t) + b_{1i}(t) + \frac{a_{11}^2}{\tau} \left(\int_{t-\tau-t_{11}}^{t-\tau} s_1^2(h) dh - \int_{t-t_{11}}^t s_1^2(h) dh \right) \\ \quad + \frac{a_{12}^2}{\tau} \left(\int_{t-\tau-t_{12}}^{t-\tau} s_2^2(h) dh - \int_{t-t_{12}}^t s_2^2(h) dh \right) + CT \\ x_{2i}(t) = a_{21}^2 s_{1i}(t) + a_{22}^2 s_{2i}(t) + b_{2i}(t) + \frac{a_{21}^2}{\tau} \left(\int_{t-\tau-t_{21}}^{t-\tau} s_1^2(h) dh - \int_{t-t_{21}}^t s_1^2(h) dh \right) \\ \quad + \frac{a_{22}^2}{\tau} \left(\int_{t-\tau-t_{22}}^{t-\tau} s_2^2(h) dh - \int_{t-t_{22}}^t s_2^2(h) dh \right) + CT \end{cases} \quad (4.50)$$

(4.50) met en évidence que même en considérant des décalages temporels entre les sources et les capteurs il est possible de formuler le problème de séparation de sources sous une forme linéaire instantanée avec un terme additionnel que l'on notera ϵ et qui dépend de l'importance des décalages temporels et du bruit additif.

$$\begin{cases} x_{1i}(t) = a_{11}^2 s_{1i}(t) + a_{12}^2 s_{2i}(t) + \epsilon_1(t) \\ x_{2i}(t) = a_{21}^2 s_{1i}(t) + a_{22}^2 s_{2i}(t) + \epsilon_2(t) \end{cases} \quad (4.51)$$

$$x_i(t) = A^2 s_i(t) + \epsilon(t) \quad (4.52)$$

Tous les vecteurs et matrices de (4.52) sont positifs, excepté $\epsilon(t)$, ainsi le problème de séparation de sources appliqué aux enveloppes des signaux EMG peut être vu comme un problème de factorisation en matrices non négatives.

La factorisation en matrices non négatives est utilisée dans certains problèmes particuliers comme base de méthodes de séparation de sources. Dans le domaine de la spectrométrie en chimie par exemple le spectre de raies d'une solution inconnue est composé de la superposition de l'ensemble des raies caractéristiques de tous les éléments contenus dans le mélange. De part la nature même de ce signal spectrométrique, les données sont positives et ne comportent que très peu de valeurs non nulles (les pics ou "raies" du spectre). Il s'agit donc de sources positives parcimonieuses.

Dans le problème décrit ci-avant nous disposons d'observations positives qui sont les enveloppes des signaux d'EMG de surface recueillis sur les capteurs. Nous savons également que ces signaux sont le fruit du mélange de signaux sources intégrées et que ce mélange peut s'écrire sous la forme d'une matrice à coefficients positifs qui est multipliée aux sources intégrées. La factorisation en matrices non-négatives (NMF) permet précisément de factoriser une matrice positive en un produit de deux matrices positives.

$$\underline{\underline{X}} = \underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{S}} + \epsilon \quad (4.53)$$

Le problème de factorisation en matrices non-négatives est en général pas exactement soluble, il est par conséquent approximé par des méthodes numériques d'optimisation de l'écart quadratique entre $\underline{\underline{X}}$ et $\underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{S}}$, d'où la présence du terme additionnel ϵ . La seule contrainte de la NMF réside dans la non-négativité des coefficients des trois matrices $\underline{\underline{X}}$, $\underline{\underline{A}}$ et $\underline{\underline{S}}$, par conséquent il existe une infinité de solutions au problème tel qu'il est posé. Il faudra donc utiliser des méthodes complémentaires pour s'assurer que la factorisation trouvée est celle qui nous intéresse.

L'implémentation de la NMF réalisée au cours de cette thèse est basée sur un algorithme itératif avec mises à jour multiplicative des matrices $\underline{\underline{S}}$ et $\underline{\underline{A}}$, basée sur les travaux de Lee et al. [Lee and Seung, 2000].

$$\begin{aligned} \underline{\underline{S}} &\leftarrow \underline{\underline{S}} \frac{\underline{\underline{A}}^T \underline{\underline{X}}}{\underline{\underline{A}}^T \underline{\underline{A}} \underline{\underline{S}}} \\ \underline{\underline{A}} &\leftarrow \underline{\underline{A}} \frac{\underline{\underline{X}} \underline{\underline{S}}^T}{\underline{\underline{A}} \underline{\underline{S}} \underline{\underline{S}}^T} \end{aligned} \quad (4.54)$$

Les mises à jour multiplicatives (4.54) utilisées ont une propriété extrêmement intéressante, elles permettent de conserver le signe et donc la non-négativité des matrices optimisées pour peu que l'initialisation de $\underline{\underline{S}}$ et $\underline{\underline{A}}$ soit bien choisie. Comme dit précédemment ce problème accepte une infinité de solutions, de plus il dépend fortement de l'initialisation. Afin de remédier à ce problème nous avons choisi de faire tourner l'optimisation sur un grand nombre d'initialisations aléatoires, 200 par essai avec une matrice $\underline{\underline{A}}$ initiale aléatoire et $\underline{\underline{S}} = \underline{\underline{X}}$. L'algorithme converge lorsque l'écart quadratique entre $\underline{\underline{X}}$ et $\underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{S}}$ est suffisamment petit ou que le plafond du nombre d'itérations a été atteint.

Pour chacune des 200 solutions trouvées par l'algorithme nous calculons les valeurs de contraste *ILR* en nous basant sur les formules suivantes :

$$ILLR_1 = 10 \log_{10} \left(\frac{\mu_{1I}}{\mu_{1L}} \right) \quad (4.55)$$

$$ILLR_2 = 10 \log_{10} \left(\frac{\mu_{2I}}{\mu_{2L}} \right)$$

La définition du contraste pour les signaux d'enveloppes EMG ne varie quasiment pas, en effet nous avons vu en (4.47) que par définition les enveloppes correspondent au calcul d'une variance locale sur les observations. μ_{1I} par exemple désigne ici la moyenne de l'enveloppe de l'observation 1 au cours de l'extension de l'index, c'est donc la moyenne des variances locales, c'est une variance moyenne sur le plateau d'activité, exactement comme le σ_{1I}^2 que l'on prendrait en calculant le contraste sur les EMG sans passer par les enveloppes. Par conséquent les valeurs de contrastes sont comparables entre les deux méthodes.

Afin de sélectionner parmi les 200 solutions de factorisations, nous nous basons sur les valeurs de contraste calculées pour chacune d'elles. Chacune des 200 exécutions de l'algorithme fournit ainsi deux valeurs de contraste, une pour chaque source estimée. On conserve dans un premier temps la source estimée de meilleur contraste pour l'index (contraste le plus positif) ainsi que la source estimée de meilleur contraste pour l'auriculaire (contraste le plus négatif). Ces deux sources estimées ne sont pas nécessairement le fruit de la même factorisation. Assembler deux sources issues de deux factorisations différentes n'est pas possible, il faudrait également reconstituer une matrice de mélange correspondante et qu'elle soit positive. Étant donné que c'est précisément le travail de cet algorithme que de régler ce problème on relance une dernière optimisation en réunissant les deux meilleures sources comme nouvelle initialisation de \underline{S} . Ainsi nous partons d'un état initial plus proche de la solution optimale et l'algorithme se charge de converger vers un état avec une matrice \underline{A} qui constitue bien une factorisation en matrices non-négatives de \underline{X} .

Enfin cette dernière optimisation a également été effectuée plusieurs fois pour étudier l'influence du dernier paramètre de l'algorithme, ϵ . Ce terme de résidus détermine la convergence de l'algorithme, plus il est petit plus la factorisation sera exacte, plus il est large plus elle sera approximée, ϵ contenant alors les écarts à une factorisation idéale. Ce facteur nous a semblé important dans la mesure où nous avons eu l'idée de cette séparation de sources afin de trouver une méthode plus robuste aux écarts à l'instantanéité tout en restant sur des méthodes linéaires instantanées.

Cette procédure a été appliquée aux mêmes données que JADE dans la partie précédente afin de comparer les performances des deux méthodes.

4.3.2 Résultats

Les gains de fonction de contraste moyen après séparation de sources en utilisant les deux méthodes précitées; JADE et NMF ont été comparés sur les cinq position possible des capteurs.

Afin de vérifier l'impact de la méthode de séparation et de la position des électrodes sur les gains en fonction de contraste obtenus une analyse de variance (ANOVA) a été réalisée. La significativité statistique des différences de gains observées sur les six sujets en fonction des méthodes de séparation et des positions des capteurs est répertoriée pour les canaux relatifs à EI et à EDM dans les tableaux 4.4 et 4.5 respectivement.

Source	Sum of sq.	d. f.	Mean sq.	F	p-val
Location	76.753	4	19.188	2.44	0.0581
Method	221.73	1	221.73	28.16	0
Error	425.177	54	7.874		
Total	723.66	59			

TABLE 4.4 – ANOVA sur l'influence de la position des capteurs et du choix de la méthode de séparation sur les gains pour le canal relatif à EI. La p-value pour le facteur position des électrodes est juste au dessus de 0.05 sur cette analyse, mais nous avons vu plus en détail l'influence de la position des capteurs sur les gains en séparation de source dans la partie précédente. Le facteur méthode de séparation par contre présente une p-value très très faible signe d'une différence significative de gain en fonction de la méthode de séparation choisie.

Source	Sum of sq.	d. f.	Mean sq.	F	p-val
Location	246.15	4	61.538	0.88	0.485
Method	862.72	1	862.716	12.27	0.0009
Error	3797.62	54	70.326		
Total	4906.49	59			

TABLE 4.5 – ANOVA sur l'influence de la position des capteurs et du choix de la méthode de séparation sur les gains pour le canal relatif à EDM. La p-value pour le facteur position des électrodes est très élevée, Il n'y a pas de différence significative entre les différentes positions. Encore une fois la p-value concernant le facteur méthode de séparation est quant à elle très faible indiquant ici encore une différence significative de gain en fonction de la méthode de séparation choisie.

Aussi bien pour les canaux de l'index que de l'auriculaire le choix de la méthode de séparation a un impact significatif sur les gains observés (p-values respectivement de ≈ 0 et 0.0009). Comme le montrent les figures 4.11 et 4.12 dans la plupart des cas la NMF sur les enveloppes EMG donne des gains près de 2 fois supérieurs à ceux obtenus en utilisant JADE sur les signaux EMG "bruts".

On note que les deux techniques aboutissent à des gains similaires pour la position "Base" aussi bien pour l'index (4.11) que pour l'auriculaire (4.12) mais qu'il est plus de deux fois supérieur pour les 4 autres positions en utilisant la NMF qu'en utilisant JADE. Ainsi même sur les positions plus éloignées de l'instantanéité que sont "Proximale" et "Distale" la NMF donne des résultats bien supérieurs à JADE.

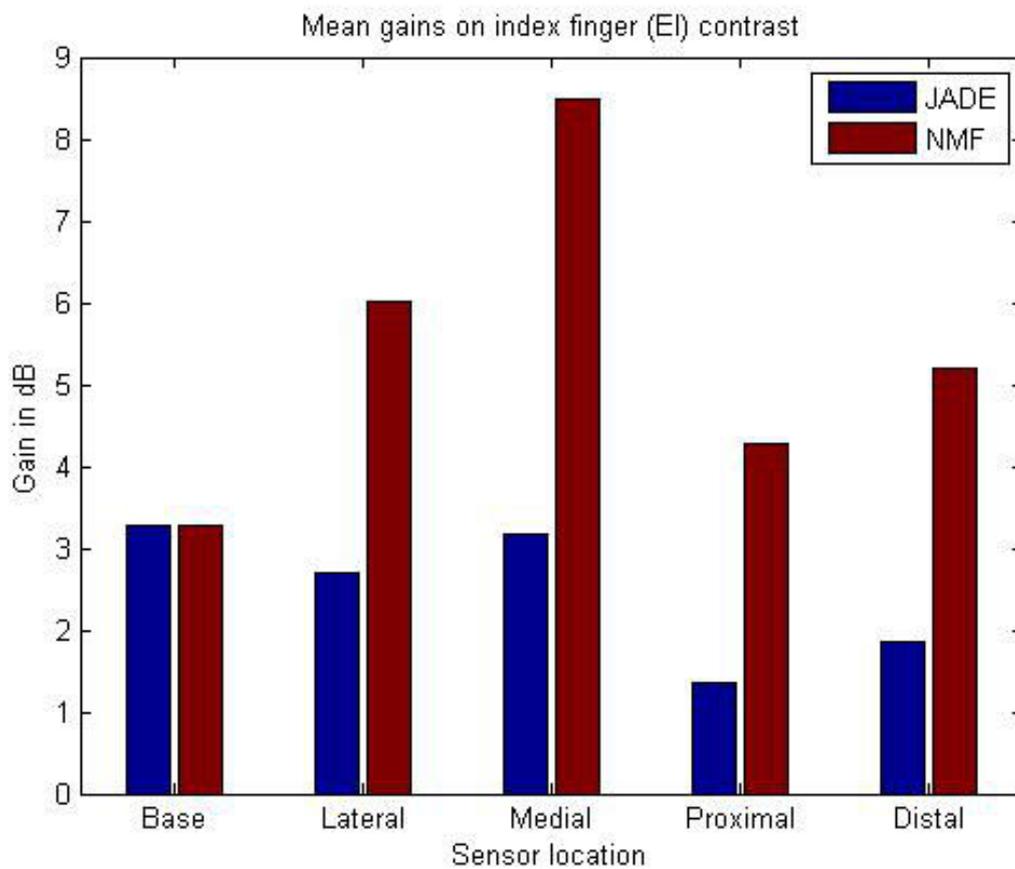


FIGURE 4.11 – Comparaison de gain après séparation de source pour EI en utilisant JADE et la NMF. D'après l'étude 4.2 l'instantanéité est mieux vérifiée pour les conditions Base Médiale et Latérale et moins pour Proximale et Distale.

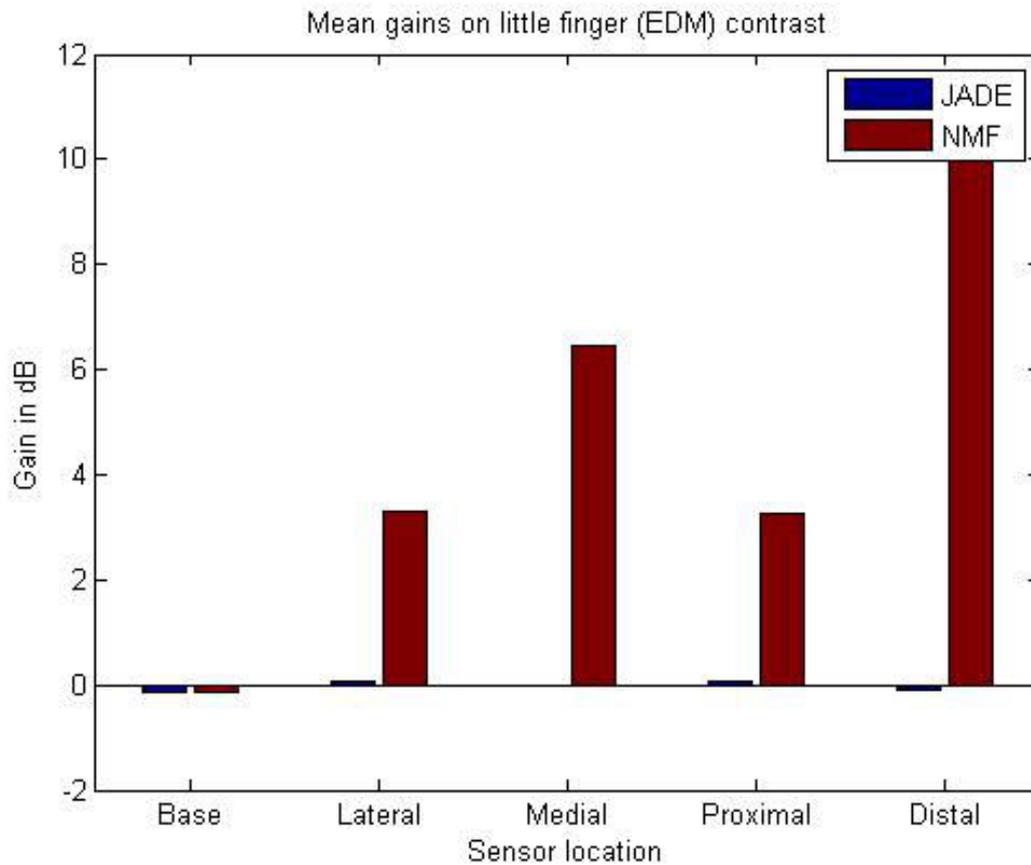


FIGURE 4.12 – Comparaison de gain après séparation de source pour EDM en utilisant JADE et la NMF. EDM avait dans les observations un bon contraste initial que JADE ne parvenait pas à augmenter davantage, la NMF cependant apporte un gain aussi bien pour EI que pour EDM.

En ce qui concerne EDM, les valeurs de contraste initiales étaient habituellement très fortes (une des deux observations était souvent très spécifique de l'EDM) et l'inter-corrélation a mis en évidence une situation assez loin de l'instantanéité, dans ces circonstances nous nous trouvons hors du domaine de fonctionnement de JADE dont les gains sont quasiment toujours nuls, la NMF permet quant à elle de fournir des gains de contraste comparables à ceux déjà obtenus sur EI.

Au cours de la dernière étape de l'implémentation de la NMF, l'optimisation est lancée plusieurs fois avec des seuils de convergence ϵ sur les résidus, croissants. La figure 4.13 montre la valeur de la fonction de contraste finale sur les deux sources estimées en fonction du seuil de convergence ϵ . On observe un gain optimal pour une certaine valeur de ϵ (qui se trouve être sensiblement la même sur l'ensemble des essais). En augmentant le seuil de convergence l'énergie contenue dans ϵ augmente et le gain en fonction de contraste augmente également. Le pourcentage d'énergie qui se trouve dans la partie factorization (à savoir $\underline{A} \cdot \underline{S}$ par rapport à l'énergie totale

(celle de \underline{X}) apparait dans la partie inférieure de la figure 4.13.

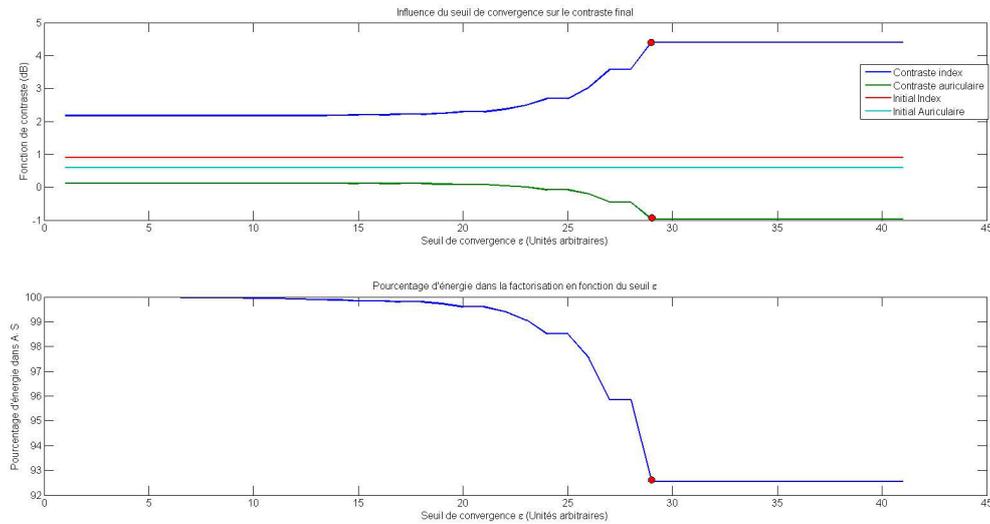


FIGURE 4.13 – Influence du seuil de convergence NMF sur les valeurs de contraste obtenues pour EI et EDM (A) et influence de ce seuil sur le pourcentage d'énergie conservée dans la factorisation (B). Les points rouges indiquent l'état final de l'algorithme NMF implémenté, on conserve toujours la factorisation avec le meilleur contraste. Ceci est un exemple représentatif d'un essai.

Lorsque ϵ augmente l'énergie conservée dans $\underline{A} \cdot \underline{S}$ chute. Les données de gains qui ont été présentées sont toujours celles présentant le meilleur contraste avec un seuil le plus bas possible, ce qui correspond aux disques rouges sur les courbes. Pour tous les sujets de l'étude le pourcentage d'énergie expliquée par la factorisation est en moyenne de (moyenne \pm écart-type) $93.86\% \pm 2.58$.

4.3.3 Discussion

La NMF sur les enveloppes d'EMG de surface a donnée de meilleurs résultats dans presque toutes les conditions expérimentales, la position "Base" étant la seule pour laquelle JADE a donné des résultats comparables. L'expérience était faite de sorte que la position "Base" soit pour chaque sujet une position la plus instantanée possible puisque le positionnement des électrodes a été guidé par les mesures d'inter-corrélation. Ainsi il est possible que JADE fonctionne aussi bien sur cette condition parce-que l'instantanéité est suffisamment forte pourqu'il n'y ait nul besoin de recourir à la NMF sur les enveloppes. Sur toutes les autres positions des capteurs la factorisation fonctionne nettement mieux que JADE. Il a été montré dans la partie précédente que les positions "Médiale" et "Latérale" étaient suffisamment proches de l'instantanéité pour que JADE donne des résultats, cependant la NMF donne d'encore meilleurs résultats sur ces positions là, ce qui peut laisser penser que le terme de résidus s'avère utile pour pallier à un léger écart

à l'hypothèse d'instantanéité ou encore à un bruit additionnel. L'utilité du couple NMF/IEMG plutôt que JADE/EMG a été montrée, les gains de contraste étant significativement plus élevés en utilisant le premier. Il semblerait que l'atout de la NMF repose dans son terme de résidus qui lui permettent d'élargir l'ensemble des solutions possibles à des solutions auxquelles JADE n'a pas accès. Il était dès lors indispensable de vérifier quel pourcentage de l'énergie de \underline{X} serait expliquée dans la factorisation et donc combien on en a écarté dans ϵ . Or le pourcentage d'énergie expliquée par la factorisation est toujours très élevé avec une moyenne à 93.86%. L'implémentation de la NMF que nous avons réalisé permet de résoudre le problème des minima locaux à l'aide d'un grand nombre d'initialisations aléatoires dont on ne gardait que les meilleurs candidats en se basant sur la fonction de contraste. Cela veut dire qu'on sait exactement quand se produisent les alternances et quel doigt est en extension. Nous avons donc utilisé une certaine quantité d'information supplémentaire pour réussir à estimer les sources EI et EDM. Une amélioration de cette méthode consisterait à remplacer le calcul de la fonction de contraste par un calcul de la norme L_1 . En effet nous avons pu comparer la fonction de contraste et la norme L_1 , or il se trouve que les deux sont extrêmement corrélées. Utiliser la norme L_1 revient à utiliser une information de parcimonie [Hoyer, 2004] inhérente à notre tâche d'extensions alternantes.

4.4 Conclusions

Étant donné de quelle manière le déplacement d'un capteur par rapport à l'autre à la surface de la peau influe sur l'instantanéité du mélange il devient clair que le contexte instantané est extrêmement sensible à la position précise des électrodes sur la peau du sujet. Cette sensibilité au positionnement des électrodes est accrue dans le sens principal des fibres musculaires et moindre dans le sens orthogonal aux fibres. Cette constatation nous a fait prendre conscience que parmi les hypothèses nécessaires au bon fonctionnement de la séparation de sources, une hypothèse souvent oubliée au profit de l'instantanéité et de la linéarité du mélange ainsi que l'éventuelle coloration des sources est l'hypothèse de ponctualité spatiale de la source. En effet c'est une hypothèse qui de manière générale est toujours vérifiée dans la plupart des cas d'utilisation de séparation de sources, par exemple ponctualité d'un haut parleur ou d'une source sonore par rapport à la taille et la position du microphone dans une pièce, ponctualité d'un émetteur radio etc. En électromyographie cependant cette hypothèse là n'est pas du tout vérifiée. En effet une cellule musculaire mesure plusieurs centimètres voire plusieurs dizaines de centimètres et chaque cellule musculaire est le lieu de dépolarisations membranaires qui additionnées donnent en surface

le signal EMG que nous mesurons. Ces sources allongées ne sont plus ponctuelles mais linéaires vis à vis d'un couple d'électrodes disposé à peine quelques millimètres au dessus en surface. Or le signal parcourant chaque fibre se propage par une onde ionique que l'on a décrite dans le premier chapitre. Cette onde ionique se propage lentement le long de la fibre et par conséquent pour que plusieurs observateurs de cette fibre puissent être considérés instantanés ils doivent être sur un même plan ayant pour vecteur normal un vecteur porté par le sens de la fibre, de façon à capter l'onde de dépolarisation au même instant. Ainsi à la surface de la peau une différence d'alignement de deux capteurs vis à vis d'une fibre constitue un obstacle à l'instantanéité. Pour la séparation de deux sources cependant les deux sources doivent être instantanées vis à vis des deux (ou m) capteurs, ainsi il faut que les deux capteurs soient sur un même plan normal aux fibres d'une sources mais aussi sur un même plan normal aux fibres de la seconde source ! Dans le cas de muscles aux fibres parallèles ceci ne pose pas de problème géométrique insurmontable pour le positionnement des capteurs en surface de la peau, mais dès lors que les muscles présentent des angles de pennation différents cela peut devenir très compliqué voire impossible du point de vue géométrique. On le constate en pratique avec une difficulté souvent très importante pour trouver des conditions dans lesquelles la séparation de sources fonctionne.

Ceci nous amène enfin à considérer le dernier problème soulevé par ces études qui n'est autre que le concept de source et sa définition dans ce contexte particulier qu'est l'EMG de surface. Du point de vue des applications nous avons toujours voulu séparer l'activité de différents muscles pour aider à résoudre le problème de redondance musculaire en biomécanique. Nous avons vu que les muscles peuvent être de diverses formes ils peuvent avoir plusieurs chefs musculaires. Doit-on dans ce cas considérer plusieurs sources ? D'un point de vue biomécanique cela a du sens puisque les chefs musculaires exercent leur force sur des tendons différents en des points d'insertion différents et ont donc une contribution différente aux moments produits sur les articulations. D'un point de vue traitement du signal un chef musculaire est difficilement différentiable d'un autre, ils sont tous constitués d'unités motrices qui sont des groupes de fibres commandées par un même point d'innervation or toutes ces unités motrices sont constituées de fibres qui ne sont pas différentes d'un chef à l'autre ou d'un muscle à l'autre... Le concept même de "source" au sens du traitement du signal devient par conséquent extrêmement difficile à définir. Ce problème est fondamental dans l'application de la séparation de sources en électromyographie de surface puisque rien à priori du point de vue du signal ne permet de différencier un muscle d'un autre. Dans toutes les études qui traitent de séparation de sources au niveau musculaire un point

commun est récurrent, il s'agit du choix de muscles que l'on peut contracter de façon sélective en alternance. Ce choix a un double avantage, dès lors que les muscles sont activés de façon alternés cette alternance devient précisément un critère permettant du point de vue du signal de différencier un muscle d'un autre. Ce choix permet également de vérifier le bon déroulement de la séparation de sources et d'en estimer la qualité en comparant les signaux initiaux des capteurs aux sources estimées et leur écart respectif avec le motif d'alternance théorique demandé au sujet. Il n'y a aucun autre moyen de vérifier la qualité d'une séparation de source sur des signaux réels puisque précisément ce sont des signaux réels pour lesquels la "vérité terrain" nous est inaccessible. Il n'y a aucune méthode permettant de mesurer l'activité séparée des muscles autrement que par la méthode que l'on cherche à évaluer, même l'électromyographie invasive intramusculaire bien que spécifique d'un muscle ne serait pas réellement comparable. Sa zone de détection est faible et par conséquent trop spécifique non pas du muscle étudié mais du groupe de fibre qui se trouve à l'endroit où est plantée l'électrode, groupe qui peut très bien se réduire à une petite poignée d'unités motrices non représentatives de l'activité d'ensemble du muscle.

Chapitre 5

Synthèse et perspectives

Dans l'ensemble du travail réalisé durant cette thèse un accent très important a été mis sur le travail à partir de signaux réels enregistrés par nos soins dans la salle de biomécanique du laboratoire. Il existe de très nombreux papiers étudiant les traitements avancés de l'EMG de surface, mais beaucoup n'utilisent pas de signaux réels ou alors simplement en guise d'illustration et rares sont les études basées sur des signaux réels qui essaient, à travers des expériences sur plusieurs volontaires, de montrer une certaine reproductibilité des observations et une pertinence statistique de celles-ci. Le problème de fond auquel ce travail tente d'apporter une contribution est celui de la redondance musculaire qui, en biomécanique, oblige à recourir à des procédures d'optimisation avec des fonctions de coût qui ne font pas consensus [Rasmussen et al., 2001b, 2009]. Pour choisir une combinaison de partage des forces entre les différents muscles agissant sur un même degré de liberté, nous envisageons la possibilité d'utiliser d'informations additionnelles issues de l'électromyographie permettant d'avoir une idée du niveau d'activation de chacun des muscles impliqués [Buchanan et al., 1993]. L'EMG de surface se heurte néanmoins au problème du "crosstalk" qui s'oppose à la connaissance précise de l'activité pour un muscle donné. L'idée de multiplier les mesures d'EMG afin de pouvoir recourir à des techniques de séparation de sources semble séduisante.

L'étude du Hand Navigator réalisée avec 8 capteurs EMG disposés uniformément sur une section de l'avant-bras a pu donner une idée du niveau de force développé sur deux degrés de liberté du poignet en flexion-extension et inclinaisons ulnaire et radiale et certaines observations intéressantes ont pu être faites. La cocontraction joue un rôle majeur dans l'utilisation du dispositif et ce dans toutes les conditions d'utilisation. La cocontraction traduit le besoin de stabilisation du système, en l'occurrence pour diminuer les interférences entre les capteurs des doigts et les

capteurs de position de la main virtuelle. Il serait intéressant d'utiliser la méthodologie présentée ici pour comparer non pas différentes conditions d'utilisation d'un même prototype mais différents type de prototypes du Hand Navigator entre eux. Des prototypes aux caractéristiques de formes différentes et utilisant des capteurs de natures différentes pourraient présenter des courbes de résultantes et de cocontraction différentes. Il semble raisonnable de penser que moins un prototype requiert de cocontraction et donc de stabilisation (en particulier lors de la saisie) plus il est aisé à manipuler du point de vue biomécanique. Cette étude met également en lumière l'importance de la variabilité des EMG entre les sujets mais aussi au sein d'un même sujet sur plusieurs répétitions d'une même tâche. L'EMG est, en effet, une mesure extrêmement variable qui est impactée par une multitude de facteurs, de fait la reproductibilité d'une observation en EMG de surface est une tâche délicate et c'est la raison pour laquelle les courbes EMG n'ont pu être analysées que qualitativement. L'application d'algorithmes établis de séparation de sources aux mesures de l'étude du Hand Navigator n'ayant donné aucun résultat utilisable, nous avons étudié en détails et avec des protocoles adaptés les conditions d'utilisation de la séparation de source en électromyographie de surface.

Il ressort de cette dernière partie deux observations très importantes, la première est que la position relative des capteurs à la surface de la peau influe énormément sur la possibilité de séparer les sources en électromyographie de surface. Cette influence de la position des capteurs se fait sentir principalement le long de la direction des fibres musculaires. Ceci nous a amené à comprendre que l'instantanéité est fonction de la position des deux capteurs le long de la fibre musculaire. En effet, la propagation de l'onde de dépolarisation au sein de la fibre est lente et se fait sur de relativement longues distances, puisqu'une fibre peut mesurer plusieurs centimètres selon les muscles. Cette observation montre que la fibre ne peut pas être considérée comme une source ponctuelle, ce qui est pourtant une hypothèse préalable à l'application de séparation de sources. De plus la notion même de source devient floue lorsque l'on regarde précisément la structure du muscle. En effet du point de vue du signal deux muscles ne diffèrent en aucune manière, seule leur position relative et leurs points d'insertions permettent de les distinguer. Or, ce sont là des paramètres totalement absents des signaux que nous mesurons.

Les applications multi-capteurs en électromyographie de surface ont probablement un bel avenir devant elles, mais l'usage d'un nombre nettement supérieur de capteurs semble indispensable pour orienter les recherches vers une imagerie électromyographique, plutôt que la vision traditionnelle du signal électromyographique ponctuel [Merletti et al., 2008]. Cette transition

fournirait une surface et une résolution spatiale d'acquisition plus à même de prendre en compte la position des activités musculaires, les angles de pennation, à travers la propagation des signaux qui sont autant de paramètres bien plus à même de distinguer deux muscles voisins que la structure fine d'un signal mesuré sur une électrode à un endroit donné.

Une imagerie électromyographique reposant sur une matrice de capteurs suffisamment grande et de résolution suffisante, permettrait également de mieux prendre en compte les mouvements des tissus musculaires sous la peau. En effet, bien que nous ayons pris la précaution de réaliser les mesures dans des conditions isométriques imposant une posture fixe, les muscles sont des tissus d'une certaine élasticité qui se contractent malgré l'absence de mouvement articulaire et par conséquent sont susceptibles de bouger sous la peau, qui elle demeure relativement immobile. L'imagerie électromyographique permettrait peut être aussi de réaliser des études en l'absence de conditions isométriques puisque les muscles pourraient être suivis spatialement sur une séquence temporelle d'images. Le problème de la redondance motrice en biomécanique trouvera peut être une solution à l'aide de traitements de l'image et de traitements vidéo sophistiqués appliqués sur des séquences d'images EMG.

Chapitre 6

Bibliographie

Alexander and A. Vernon. The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *Journal of Human Movement Studies*, 1 :115–123, 1975.

David Amarantini, Guillaume Rao, Luc Martin, Violaine Cahouet, and Eric Berton. EMG-based estimation of muscular efforts exerted during human movements. *Movement & Sport Sciences*, 1(75) :27–37, 2012. doi : 10.3917/sm.075.0027.

J.P. Bakirzade. *La détermination d'un indice de fatigue musculaire et son application à l'étude des effets des vibrations sur l'homme*. PhD thesis, Université Paris-Sud, Orsay, 1982.

J.V. Basmajian and C.J. De Luca. *Muscles alive : their functions revealed by electromyography*. Baltimore : Williams and Wilkins, 5 edition, 1985.

W.D.A. Beggs and C.I. Howarth. The accuracy of aiming at a target : Some further evidence for a theory of intermittent control. *Acta Psychologica*, 36(3) :171 – 177, 1972. ISSN 0001-6918. doi : [http://dx.doi.org/10.1016/0001-6918\(72\)90001-7](http://dx.doi.org/10.1016/0001-6918(72)90001-7). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0001691872900017>.

A. Belouchrani, K. Abed-Meraim, J.-F. Cardoso, and E. Moulines. A blind source separation technique using second-order statistics. *IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING*, 45 :434–444, 1997.

Jean-Jacques Bernard, Jean-Michel Duprez, Maxime Huille, Paul Nougier, Jean-Yves Pattier, and Jean-Alain Poulizac. *Manuel de Biologie Physiologie*. Ellipses, 2006. ISBN 2-7298-2822-6.

Julius Bernstein. Untersuchungen zur thermodynamik der bioelektrischen ströme. *Archiv für die*

- gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 92(10-12) :521–562, 1902. ISSN 0365-267x.
doi : 10.1007/BF01790181. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF01790181>.
- N.A. Bernstein. *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Pergamon Press, 1967.
- Magnus G. Blix. Die laenge und die spannung des muskels. *Skand Arch Physiol*, 3 :295–318, 1891.
- Magnus G. Blix. Die laenge und die spannung des muskels. *Skand Arch Physiol*, 4 :399–409, 1893.
- Magnus G. Blix. Die laenge und die spannung des muskels. *Skand Arch Physiol*, 5 :149–206, 1894.
- Thomas S. Buchanan, Michael J. Moniz, Julius P.A. Dewald, and W.Zev Rymer. Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an emg coefficient method. *Journal of Biomechanics*, 26(4–5) :547 – 560, 1993.
- J.-F. Cardoso. Blind identification of independent components with higher-order statistics. In *Higher-Order Spectral Analysis, 1989. Workshop on*, pages 157–162, 1989.
- J.-F. Cardoso. Eigen-structure of the fourth-order cumulant tensor with application to the blind source separation problem. In *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1990. ICASSP-90., 1990 International Conference on*, pages 2655–2658 vol.5, Apr 1990.
- J.-F. Cardoso. Iterative techniques for blind source separation using only fourth-order cumulants. In *Proceedings EUSIPCO*, pages 739–742, 1992.
- J.-F. Cardoso. Infomax and maximum likelihood for blind source separation. *Signal Processing Letters, IEEE*, 4(4) :112–114, April 1997.
- J.-F. Cardoso. Blind signal separation : statistical principles. *Proceedings of the IEEE*, 86(10) : 2009–2025, Oct 1998.
- J.-F. Cardoso and A. Souloumiac. An efficient technique for the blind separation of complex sources. In *Higher-Order Statistics, 1993., IEEE Signal Processing Workshop on*, pages 275–279, 1993.
- E.Y. Chao, K.N. An, W.P. Cooney, and R.L. Linscheid. *Biomechanics of the hand*. 1989.

- Jean-Rémy Chardonnet, Jean-Claude Léon, André de Carvalho, and Marie-Paul Cani. Hand navigator : Prototypage de périphériques d'interaction pour le contrôle d'une main virtuelle.
- J. R. Close, E. D. Nickel, and F. N. Todd. Motor-unit action-potential counts their significance in isometric and isotonic contractions. *Journal of Bone and Joint surgery*, 42(7) :1207–1222, 1960.
- P. Comon. Analyse en composantes indépendantes et identification aveugle. *Traitement du Signal*, 7(5) :435–450. Spécial.
- P. Comon. Separation of stochastic processes. In *Higher-Order Spectral Analysis, 1989. Workshop on*, pages 174–179, 1989.
- P Comon. Independent component analysis, a new concept ? *Signal Processing*, 36(3) :287 – 314, 1994. Higher Order Statistics.
- P. Comon. Quelques développements récents en traitement du signal, 1995.
- Pierre Comon, Christian Jutten, and Jeanny Herault. Blind separation of sources, part ii : Problems statement. *Signal Processing*, 24(1) :11 – 20, 1991.
- P. Conti and D. Beaubaton. Utilisation des informations visuelles dans le contrôle du mouvement : étude de la précision des pointages chez l'homme. *Le travail Humain*, 39(1) :19–32, 1976.
- Carlo J. De Luca. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2) :135–163, 1997.
- C. Disselhorst-Klug, T. Schmitz-Rode, and G. Rau. Surface electromyography and muscle force : Limits in semg–force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics*, 2008.
- W.K. Durfee and K.I. Palmer. Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 41(3) :205–216, March 1994.
- R.J. Elble and J.E. Randall. Motor-unit activity responsible for 8 to 12 hz component of human physiological finger tremor. *Journal of Neurophysiology*, 39 :370–383.

- K Falconer and D A Winter. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 25(2-3) :135–49, 1985. ISSN 0301-150X.
- D. Farina and R. Merletti. A novel approach for precise simulation of the emg signal detected by surface electrodes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(6), June 2001.
- D. Farina, C. Févotte, C. Doncarli, and R. Merletti. Blind separation of linear instantaneous mixtures of nonstationary surface myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(9), September 2004a.
- D. Farina, R. Merletti, B. Indino, and T. Graven-Nielsen. Surface emg crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals : Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction. *Methods of Information in Medicine*, 43 :30–35, 2004b.
- Paul M. Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6) :381–391, 1954.
- Gonzalo A. García, Ryouichi Nishitani, Ryuhei Okuno, and Kenzo Akazawa. Independent component analysis as preprocessing tool for decomposition of surface electrode-array electromyogram. In *4th International Symposium on Independent Component Analysis and Blind Signal Separation (ICA2003)*, pages 191–196, 2003.
- Gonzalo A. García, Kazuya Maekawa, and Kenzo Akazawa. Decomposition of synthetic multi-channel surface-electromyogram using independent component analysis. In CarlosG. Puntonet and Alberto Prieto, editors, *Independent Component Analysis and Blind Signal Separation*, volume 3195 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 985–992. Springer Berlin Heidelberg, 2004.
- M. Gaéta and Lacoume J.-L. Source separation without a priori knowledge : The maximum likelihood solution. In *In Proc. EUSIPCO*, pages 621–624, 1990.
- A. P. Georgopoulos, J. F. Kalaska, and J. T. Massey. Spatial trajectories and reaction times of aimed movements : effects of practice, uncertainty, and change in target location. *Journal of Neurophysiology*, 46(4) :725–743, 1981. URL <http://jn.physiology.org/content/46/4/725.short>.
- H. Gray. *Anatomy of the human body*. Philadelphia : Lea & Febiger, 1918.

- A. C. Guimaraes, W. Herzog, M. Hulliger, Y. T. Zhang, and S. Day. Emg-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. *Journal of Experimental Biology*, 186(1) :75–93, 1994. URL <http://jeb.biologists.org/content/186/1/75.abstract>.
- Ronald C. Henry. Current factor analysis receptor models are ill-posed. *Atmospheric Environment (1967)*, 21(8) :1815 – 1820, 1987. ISSN 0004-6981. doi : [http://dx.doi.org/10.1016/0004-6981\(87\)90122-3](http://dx.doi.org/10.1016/0004-6981(87)90122-3). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0004698187901223>.
- Hermie J. Hermens, Bart Freriks, Roberto Merletti, Dick Stegeman, Joleen Blok, Günter Rau, Cathy Disselhorst-Klug, and Göran Hägg. *European Recommendations for Surface Electromyography, results of the SENIAM project*. Roessingh Research and Development b.v., 1999. ISBN 90-75452-15-2.
- A. V. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. volume 126, pages 136–195, 1938.
- A.L. Hof. The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletz Sportschaden*, 11(3) :79–86, 1997.
- JohnM. Hollerbach and Tamar Flash. Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biological Cybernetics*, 44(1) :67–77, 1982. ISSN 0340-1200.
- P. O. Hoyer. Non-negative matrix factorization with sparseness constraints. *Journal of Machine Learning Research*, 5 :1457 – 1469, 2004.
- J. Héroult and B. Ans. Réseau de neurones à synapses modifiables : décodage de messages sensoriels composites par apprentissage non supervisé et permanent. *Comptes rendus des séances de l'Académie des sciences. Série 3, Sciences de la vie*, 299(13) :525–528, 1984.
- J. Héroult, C. Jutten, and B. Ans. Détection de grandeurs primitives dans un message composite par une architecture de calcul neuromimétique en apprentissage non supervisé. In *GRETSI Actes de colloque*, pages 1017–1022, 1985.
- A. F. Huxley. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in biophysics and biophysical chemistry*, 7 :255–318, 1957.
- A. F. Huxley. Muscular contraction. *Journal of Physiology*, 243(1) :1–43, 1974.

- C. Jutten. *Calcul neuromimétique et traitement du signal : analyse en composantes indépendantes*. PhD thesis, I.N.P.G., Grenoble, 1987.
- D.A. Keen and A.J. Fuglevand. Role of intertendinous connections in distribution of force in the human extensor digitorum muscle. *Muscle and Nerve*, 28 :614–622, 2003.
- Y.-K. Kong, M.S. Hallbeck, and M.-C. Jung. Crosstalk effect on surface electromyogram of the forearm flexors during a static grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 : 1223–1229, 2010.
- M.L. Latash. *Progress in Motor Control : Bernstein's traditions in movement studies*. Progress in Motor Control. Human Kinetics, 1998.
- Daniel D. Lee and H. Sebastian Seung. Algorithms for non-negative matrix factorization. In *In NIPS*, pages 556–562. MIT Press, 2000.
- J.N.A.L. Leijnse, S. Carter, A. Gupta, and S. McCabe. Anatomic basis for individuated surface emg and homogeneous electrostimulation with neuroprostheses of the extensor digitorum communis. *Journal of Neurophysiology*, 100 :64–75, 2008.
- Qiang Li, Ji-Hai Yang, Xiang Chen, Zheng Liang, and Yan xuan Ren. The decomposition of surface emg signals based on blind source separation of convolved mixtures. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 5912–5915, Jan 2005.
- R.L. Lieber, B.M. Fazeli, and M.J. Botte. Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *Journal of Hand Surgery*, 15 :244–250, 1990.
- R.L. Lieber, M.D. Jacobson, B.M. Fazeli, R.A. Abrams, and M.J. Botte. Architecture of selected muscles of the arm and forearm : Anatomy and implications for tendon transfer. *Journal of Hand Surgery*, 17 :787–798, 1992.
- O. C. J. Lippold. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *Journal of Physiology*, 117(4) :492–499, 1952.
- David G Lloyd and Thor F Besier. An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6) :765 – 776, 2003.

- M. Léouffre, F. Quaine, and C. Servière. Testing of instantaneity hypothesis for blind source separation of extensor indicis and extensor digiti minimi surface electromyograms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4) :908 – 915, 2013a. ISSN 1050-6411. doi : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.009>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641113000710>.
- M. Léouffre, C. Servière, and F. Quaine. Integrated emg source separation of ei and edm muscles using non-negative matrix factorization. In *ISB 2013 Brazil, XXIV congress of the international society of Biomechanics XV Brazilian congress of Biomechanics*, 2013b.
- M.M. Lowery, N.S. Stoykov, and T.A. Kuiken. Independence of myoelectric control signals examined using a surface emg model. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 50(6) : 789–793, June 2003a.
- M.M. Lowery, N.S. Stoykov, and T.A. Kuiken. A simulation study to examine the use of cross-correlation as an estimate of surface emg cross talk. *Journal of Applied Physiology*, 94 : 1324–1334, 2003b.
- C.N. Maganaris and V. Baltzopoulos. *W. Herzog (Ed) Skeletal muscle mechanics : from mechanisms to function*, chapter In vivo mechanics of maximum isometric muscle contraction in man : Implications for modelling-based estimates of muscle specific tension. Wiley & Sons Ltd, 2000.
- Kurt Manal, Roger V. Gonzalez, David G. Lloyd, and Thomas S. Buchanan. A real-time emg-driven virtual arm. *Computers in Biology and Medicine*, 32(1) :25 – 36, 2002.
- Martin J McKeown, Dana C Torpey, and Wendy C Gehm. Non-invasive monitoring of functionally distinct muscle activations during swallowing. *Clinical Neurophysiology*, 113(3) :354 – 366, 2002.
- Roberto Merletti and Philip A. Parker. *Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Wiley Interscience, 2004. ISBN 0-471-67580-6.
- Roberto Merletti, Aleš Holobar, and Dario Farina. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(6) :879 – 890, 2008.

- Roberto Merletti, Alberto Botter, Amedeo Troiano, Enrico Merlo, and Marco Alessandro Minnetto. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal : State of the art. *Clinical Biomechanics*, 24(2) :122 – 134, 2009.
- S. Metral and G. Cassar. Relationship between force and integrated emg activity during voluntary isometric anisotonic contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46(2) :185–198, 1981. ISSN 0301-5548. doi : 10.1007/BF00428870. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF00428870>.
- D. L. Misener and E.L. Morin. An emg to force model for the human elbow derived from surface emg parameters. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference*, volume 2, pages 1205–1206 vol.2, Sep 1995. doi : 10.1109/IEMBS.1995.579643.
- J. P. M. Mogk and P. J. Keir. Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 2003.
- P. Morasso. Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, 42(2) :223–227, 1981. ISSN 0014-4819. doi : 10.1007/BF00236911. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF00236911>.
- E.L. Morin. Identifying the emg-force relationship. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference*, volume 2, pages 1397–1398 vol.2, Sep 1995. doi : 10.1109/IEMBS.1995.579745.
- G. Naik, D. Kumar, H. Weghorn, and S. Poosapadi Arjunan. Source separation techniques for optimal electrode configurations : A study on electromyography. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 30(6) :367–372, 2010.
- M.V. Narici, L. Landoni, and A.E. Minetti. Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(5) :438–444, 1992.
- Maury A Nussbaum and Don B Chaffin. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter emg-based model. *Journal of Biomechanics*, 31(7) :667 – 672, 1998.
- P. Paatero and U. Tapper. Positive matrix factorization : A non-negative factor model with optimal utilization of error estimates of data values. *Environmetrics*, 5(2) :111–126.

- Lucas Parra and Clay Spence. On-line convolutive blind source separation of non-stationary signals. *Journal of VLSI signal processing systems for signal, image and video technology*, 26 (1-2) :39–46, 2000.
- A. Pedotti, V.V. Krishnan, and L. Starke. Optimization of muscle force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38 :369–380, 1978.
- D. Pham. Joint approximate diagonalization of positive definite hermitian matrices. *SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications*, 22(4) :1136–1152, 2001.
- D. Pham, C. Servière, and H. Boumaraf. Blind separation of convolutive audio mixtures using nonstationarity. In *4th international symposium on Independent Component Analysis and Blind Signal Separation (ICA2003)*, April 2003.
- D.-T. Pham and P. Garat. Blind separation of mixture of independent sources through a quasi-maximum likelihood approach. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 45(7) :1712–1725, Jul 1997.
- C. Prablanc, J.E. Echallier, M. Jeannerod, and E. Komilis. Optimal response of eye and hand motor systems in pointing at a visual target. *Biological Cybernetics*, 35(3) :183–187, 1979a.
- C. Prablanc, J.F. Echallier, E. Komilis, and M. Jeannerod. Optimal response of eye and hand motor systems in pointing at a visual target. *Biological Cybernetics*, 35(2) :113–124, 1979b. ISSN 0340-1200.
- J. Rasmussen, M. Damsgaard, and S. Tørholm Christensen. Optimization of human motion : to invert inverse dynamics. In *International Society of Biomechanics, XVIIIth Congress*, July 2001a.
- J. Rasmussen, M. Damsgaard, and M. Voigt. Muscle recruitment by the min/max criterion—a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34 :409–415, 2001b.
- J. Rasmussen, M. de Zee, J. Dahl, and M. Damsgaard. Salient properties of a combined minimum-fatigue and quadratic muscle recruitment criterion. In *Proceedings of the 12th international symposium on computer simulation in biomechanics*, 2009.
- P. Ruiz and J-L Lacoume. Extraction of independent sources from correlated inputs a solution based on cumulants. In *Higher-Order Spectral Analysis, 1989. Workshop on*, pages 146–151, Jun 1989.

- M.H. Schieber and M. Santello. Hand function : peripheral and central constraints on performance. *Journal of Applied Physiology*, 96 :2293–2300, 2004.
- Michael Schuenke, Eric Schulte, and Udo Schumacher. *General Anatomy and Musculoskeletal System*. Thieme, 2005.
- E. Shwedyk, R. Balasubramanian, and R.N. Scott. A nonstationary model for the electromyogram. *BME-24*, 1977.
- Sorin Siegler, Howard Hillstrom, William Freedman, and Gordon Moskowitz. Effect of myoelectric signal processing on the relationship between muscle force and processed emg. *American Journal of Physical Medicine*, 64(3) :130–149, 1985.
- J.F. Soechting. Effect of target size on spatial and temporal characteristics of a pointing movement in man. *Experimental Brain Research*, 54(1) :121–132, 1984. ISSN 0014-4819. doi : 10.1007/BF00235824. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF00235824>.
- A. Souloumiac. *Utilisation des statistiques d'ordre supérieur pour le filtrage et la séparation de sources en traitement d'antenne*. PhD thesis, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, Paris, 1993.
- A. Souloumiac and J.-F. Cardoso. Performances en séparation de sources. In *GRETSI Actes de Colloques*, pages 321–324, 1993.
- L. Tong, V.C. Soon, Y. Huang, and R. Liu. Amuse : a new blind identification algorithm. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, 3 :1784–1787, 1990.
- F.J. Valero-Cuevas, F.E. Zajac, and C.G. Burgar. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31 :693–703, 1998.
- J.P.P. Van Vugt and J.G. Van Dijk. A convenient method to reduce crosstalk in surface emg. *Clinical Neurophysiology*, 112 :583–592, 2000.
- L. Vigouroux, F. Quaine, A. Labarre-Vila, D. Amarantini, and F. Moutet. Using emg data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production. *Journal of Biomechanics*, 40 :2846–2856, 2007.
- C. von Hofsten. *Development of Visually Directed Reaching : The Approach Phase*. Uppsala Psychological Reports. Department of Psychology, University of Uppsala, 1979.

- G. Wade and H.T.A. Whiting. *Motor Development in Children : Aspects of Coordination and Control*. Springer, 1986.
- John Walsh and Sieu Seignette. Of the electric property of the torpedo. in a letter from john walsh, esq; f. r. s. to benjamin franklin, esq; ll.d., f. r. s., ac. r. par. soc. ext., &c. *Philosophical Transactions (1683-1775)*, 63 :pp. 461–480, 1773. ISSN 02607085. URL <http://www.jstor.org/stable/106167>.
- D.A. Winter, A.J. Fuglevand, and S.E. Archer. Crosstalk in surface electromyography : theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(1) :15–26, 1994.
- David A Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, 1990.
- J.J. Woods and B. Bigland-Ritchie. Linear and non-linear surface emg/force relationships in human muscles. an anatomical/functional argument for the existence of both. *American Journal of Physical Medicine*, 62 :287–299, 1983.
- R. S. Woodworth. Accuracy of voluntary movement. *The Psychological Review : Monograph Supplements*, 3(3), 1899.
- Felix E. Zajac. Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4) :359–411, 1989.
- V.M. Zatsiorsky, Z.-M. Li, and M.L. Latash. Enslaving effects in multi-finger force production. *Experimental Brain Research*, 131 :187–195, 2000.

Liste des tableaux

3.1	Nombre d'essais effectués lors de cette expérience par sujet et par condition. . . .	45
3.2	Dispersion des durées d'essais par condition expérimentale. 10ème, 25ème, 50ème, 75ème et 90ème percentiles en secondes.	46
3.3	Test Kolmogorov-Smirnov deux à deux. P-value de validité de l'hypothèse nulle. .	47
3.4	Durées moyenne, écart-type et coefficient de variation par condition sur tous les essais.	48
3.5	Durées moyenne, écart-type et coefficient de variation par condition sur les essais sélectionnés, de durée inférieure à la durée médiane.	48
3.6	Nombre d'occurrence de bips dans la phase de transport "bip1" et dans la phase de saisie "bip2".	57
3.7	Nombre d'occurrence de bips dans la phase de transport "bip1" et dans la phase de saisie "bip2".	58
3.8	Rapport de durée de la phase de transport sur la phase de saisie en fonction des conditions expérimentales.	61
4.1	Décalage temporel moyen en échantillons entre les deux observations. Pour chacune des cinq positions des capteurs nous avons mesuré le décalage temporel du maximum d'inter-corrélation au cours d'extensions selectives de l'index et de l'auriculaire les valeurs en nombre d'échantillons sont des moyennes sur 5 répétitions par position.	85
4.2	Analyse croisée ANOVA. P-values; Probabilité que le facteur position n'ait pas d'impact sur les différences de gain observées. De toute évidence les différences entre les positions "Base" et "Médiale" par rapport à "Proximale" et "Distale" dont les p-values sont inférieures à 0.05 sont statistiquement significatives.	87
4.3	Distance entre JADE solution et l'optimale	89

- 4.4 ANOVA sur l'influence de la position des capteurs et du choix de la méthode de séparation sur les gains pour le canal relatif à EI. La p-value pour le facteur position des électrodes est juste au dessus de 0.05 sur cette analyse, mais nous avons vu plus en détail l'influence de la position des capteurs sur les gains en séparation de source dans la partie précédente. Le facteur méthode de séparation par contre présente une p-value très très faible signe d'une différence significative de gain en fonction de la méthode de séparation choisie. 98
- 4.5 ANOVA sur l'influence de la position des capteurs et du choix de la méthode de séparation sur les gains pour le canal relatif à EDM. La p-value pour le facteur position des électrodes est très élevée, Il n'y a pas de différence significative entre les différentes positions. Encore une fois la p-value concernant le facteur méthode de séparation est quant à elle très faible indiquant ici encore une différence significative de gain en fonction de la méthode de séparation choisie. 98

Table des figures

2.1	A. Flexion de l'avant-bras sur le bras, le biceps est agoniste. B. Extension de l'avant-bras, le triceps est l'agoniste.	10
2.2	Relation force-longueur du muscle. En (A) sont détaillées les contributions de la force générée activement en fonction de la longueur du muscle et de la force passive due à l'élongation du muscle. En (B) l'influence du niveau d'activation du muscle sur cette relation. Winter [1990]	12
2.3	Relation force-vitesse du muscle. Winter [1990]	13
2.4	Modèle musculaire de A. V. Hill avec ajout de l'angle de pennation. F représente la force générée par le muscle, CC la composante contractile, CES la composante élastique série et CEP la composante élastique parallèle. ϕ est l'angle de pennation des fibres musculaires.	14
2.5	Muscles pennés. Figure montrant trois muscles A, B et C présentant respectivement un, deux et plusieurs angles de pennation. En bleu la section orthogonale du muscle et en vert la section physiologique orthogonale. Illustration de Uwe Gille sous license CC-BY-SA http://creativecommons.org/	15
2.6	Schéma de l'anatomie du muscle. Illustration de l'Institut de Myologie	16
2.7	Schéma de la structure d'une fibre musculaire.	17
2.8	Mécanismes ioniques et chimiques de la contraction musculaire, de l'excitation à aux ponts actine-myosine. (Illustration de Bernard et al. [2006])	19
2.9	Réponse électrique de la cellule musculaire à une stimulation électrique de son axone moteur. La première dépolarisation observée est le potentiel post-synaptique exciteur, le pic de dépolarisation qui le suit immédiatement est le potentiel d'action musculaire à proprement parler. Illustration tirée d'un cours de Neurophysiologie Licence 3 sur http://www.biodeug.com/	20

2.10	Fonctionnement du pont actine-myosine dans la contraction musculaire. (Illustration Campbell Reece)	21
2.11	Signal EMG correspondant à une contraction d'un muscle de l'avant-bras.	22
2.12	Spectre de puissance moyen calculé par la méthode du périodogramme de Welch. L'EMG a été filtré passe-haut avec une fréquence de coupure de 20 Hz. On note un pic à 50 Hz correspondant à la fréquence du secteur, l'essentiel de la puissance du spectre est concentrée entre 20 et 200 Hz.	24
2.13	Deux étages de la construction d'un modèle EMG-force. Le premier bloc sert à obtenir un niveau d'activation à partir de la commande motrice, le second permet de transformer le niveau d'activation en force exercée sur les insertions osseuses du muscle.	27
3.1	Dispositif permettant le contrôle d'une main virtuelle appliqué à la sculpture virtuelle. Reproduction de [Chardonnet et al.]	32
3.2	Modèle et degrés de libertés de la main virtuelle. En orange foncé les degrés de liberté effectivement contrôlés, en orange clair les degrés de liberté qui pourraient l'être (fonction des capteurs présents sur le prototype). Les liens gris clair entre annulaire et auriculaire représentent le couplage entre ces deux doigts. Reproduction de [Chardonnet et al.]	33
3.3	SpaceNavigator de 3DConnexion. Ce dispositif mesure 3 composantes d'efforts en translations et 3 composantes d'efforts en rotation qui permettent le contrôle de la position et de l'attitude d'un objet dans un environnement 3D.	34
3.4	Un des tout premiers prototypes du Hand Navigator, la disposition des doigts sur les capteurs en forme de pétales permet de minimiser les efforts resultants parasites vis à vis du SpaceNavigator. [Chardonnet et al.]	35
3.5	Le volontaire est équipé, main sur le Hand Navigator et s'apprête à saisir la girafe dans une condition coude posé sur la table et point de départ de la main virtuelle en face de la girafe. Un repère a été dessiné afin de simplifier certaines explications.	37
3.6	Schéma des trois positions virtuelles de départ, équidistantes de la girafe et avec un point de vue caméra fixe.	38
3.7	Schéma représentant la répartition des voies EMG sur une section de l'avant bras vue depuis le côté proximal en position de pronation.	40

3.8	Exemple de sélection des trois canaux les plus importants par fonction. Les canaux sont pondérés en fonction de leur valeur maximale relative (parmi les trois sélectionnés) lors de l'essai de calibration à CMV correspondant.	42
3.9	Distance au point de saisie (en unités du monde virtuel) en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude posé vue de face".	49
3.10	Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude posé vue de côté".	49
3.11	Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude posé vue arrière".	50
3.12	Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude décalé vue de face".	50
3.13	Distance au point de saisie en fonction du temps sur l'essai moyen en condition "coude levé vue de face".	51
3.14	Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude posé vue de face. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.	52
3.15	Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude posé vue de côté. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.	52
3.16	Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude posé vue arrière. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.	53

3.17	Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude décalé vue de face. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.	53
3.18	Configuration articulaire de la main virtuelle au cours de l'essai moyen en condition coude levé vue de face. En magenta l'angle articulaire du pouce, en bleu celui de l'index, en vert le majeur et en cyan l'annulaire (couplé à l'auriculaire). Tous les doigts se ferment aux angles positifs excepté le pouce qui se ferme aux angles négatifs.	54
3.19	Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude posé vue de face.	54
3.20	Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude posé vue de côté.	55
3.21	Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude posé vue de l'arrière.	55
3.22	Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude décalé vue de face.	56
3.23	Résultantes et cocontraction en flexion-extension et inclinaisons du poignet sur l'essai moyen en condition coude levé vue de face.	56
4.1	Muscles superficiels et profonds de l'avant-bras. En couleur EDM l'extenseur propre de l'auriculaire et EI l'extenseur propre de l'index. Illustrations modifiées de Henry Gray's Anatomy of the Human Body.	68
4.2	Dispositif pour la mesure des forces au bout des doigts et acquisition des EMG des extenseurs propres de l'index et de l'auriculaire.	77
4.3	Dispositif pour la mesure des forces au bout des doigts et acquisition des EMG des extenseurs propres de l'index et de l'auriculaire.	78
4.4	Exemple de signaux acquis lors d'un essai. Les deux graphiques du haut montrent les canaux EMG et les EMG intégrés qui en découlent, les deux graphiques du bas sont les forces d'extension mesurées sur l'index et l'auriculaire.	79

4.5	Gain de contraste en fonction de l'instantanéité du mélange. Gain moyen et écarts types correspondants calculés sur 1000 générations de mélanges simulés. On voit clairement que le gain de contraste possible sur une source dépend de la bonne instantanéité de l'autre source sur les deux capteurs.	84
4.6	$R'_{x_1x_2}(0)$ au cours d'activations exclusives d'EI ou EDM en fonction de la position des capteurs.	86
4.7	Gain en contraste après séparation pour EI et EDM en fonction de la position des capteurs.	86
4.8	Gain après séparation obtenu sur chaque canal en fonction de $R'_{x_1x_2}(0)$ de l'autre source sur les capteurs. Les 50 points correspondent aux deux canaux lors des 25 essais, les paramètres de l'hyperbole rouge ont été optimisés dans le sens des moindres carrés.	88
4.9	Avant et après ICA. Cet essai appartient au groupe "latéral" et présente un gain de contraste de $7,5dB$. L'EMG intégré est présenté pour une meilleure appréciation du gain obtenu.	90
4.10	Recherche exhaustive de l'angle de séparation optimal. En tirets la valeur de contraste la plus faible des observations (spécifique à EDM). En tirets pointillés la valeur maximale de contraste des observations (spécifique à EI). La courbe correspond au contraste ILR de la source estimée pour chaque angle de séparation. Les points sont les positions des solutions fournies par JADE.	90
4.11	Comparaison de gain après séparation de source pour EI en utilisant JADE et la NMF. D'après l'étude 4.2 l'instantanéité est mieux vérifiée pour les conditions Base Médiale et Latérale et moins pour Proximale et Distale.	99
4.12	Comparaison de gain après séparation de source pour EDM en utilisant JADE et la NMF. EDM avait dans les observations un bon contraste initial que JADE ne parvenait pas à augmenter davantage, la NMF cependant apporte un gain aussi bien pour EI que pour EDM.	100
4.13	Influence du seuil de convergence NMF sur les valeurs de contraste obtenues pour EI et EDM (A) et influence de ce seuil sur le pourcentage d'énergie conservée dans la factorisation (B). Les points rouges indiquent l'état final de l'algorithme NMF implémenté, on conserve toujours la factorisation avec le meilleur contraste. Ceci est un exemple représentatif d'un essai.	101