

UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE
ECOLE DOCTORALE SMH 463
LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE APPLIQUEE UMRT 24

THESE

Pour l'obtention du grade de
Docteur en Sciences du Mouvement Humain
(Spécialité : Biomécanique)

Présentée et soutenue publiquement par

Dorian SALIN

Le 19 Décembre 2017

**Modélisation de boucles sensorielles et motrices à l'échelle d'un
segment musculo-squelettique articulé.**

Sous la direction de Michel BEHR

Jury :

- Mme. Laurence CHEZE (Rapporteur)
- M. Christophe BASTIEN (Rapporteur)
- M. Kambiz KAYVANTASH (Examineur)
- M. Pierre-Jean ARNOUX (Examineur)
- M. Patrick DECHERCHI (Examineur)
- M. Michel BEHR (Directeur de thèse)

REMERCIEMENTS

Ce projet de doctorat a été réalisé dans le cadre d'une thèse CIFRE entre le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (UMRT21 Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux/ Aix Marseille Université) et la société CADLM.

Je voudrais dans un premier temps remercier chaleureusement mon directeur de thèse Michel BEHR pour son accompagnement, son soutien et ses précieux conseils. Je voudrais également remercier Pierre-Jean ARNOUX pour son accompagnement ainsi que tous les chercheurs, ingénieurs, techniciens, étudiants et personnels administratifs du Laboratoire de Biomécanique Appliquée qui ont participé directement et indirectement à ce projet de recherche ou qui simplement m'ont permis de passer d'agréables moments au sein du laboratoire.

Je tiens notamment à remercier la société CADLM et plus particulièrement Kambiz KAYVANTASH pour non seulement le financement de cette thèse mais également l'expertise scientifique et technique qui m'a été transmise. Merci de m'avoir donné l'opportunité de travailler sur un sujet si intéressant.

Je voudrais également remercier Patrick DECHERCHI, Tanguy MARQUESTE et Erick DOUSSET de l'Institut des Sciences du Mouvement (UMR7287 Aix Marseille Université / CNRS) pour leur accompagnement dans la campagne expérimentale de caractérisation des réflexes.

Bien sûr tout cela n'aurait pas été possible sans l'accompagnement de ma famille et plus particulièrement ma femme Marie qui me soutient dans tout ce que j'entreprends. Merci aussi à ma fille Emma, née au cours de cette thèse, pour la joie de vivre qu'elle m'apporte au quotidien.

Contenu

Introduction.....	10
1) Problématique de recherche	10
2) Le projet de recherche	11
Partie 1 : Etat de l'art	13
1) Introduction.....	13
1.1) Modèles passifs existants	13
1.2) Modèles actifs existants.....	14
1.3) Modèles réactifs existants	15
2) Anatomie du système musculo-squelettique	15
2.1) Le muscle squelettique strié	15
2.2) Les muscles du membre supérieur	18
2.3) Les os et articulations du membre supérieur	21
3) Anatomie du système nerveux	27
3.1) Le système nerveux central (SNC)	28
3.2) Le système nerveux périphérique (SNP).....	29
4) Les différents capteurs sensoriels du système musculo-squelettique	31
4.1) Les mécanorécepteurs tactiles cutanés.....	31
4.2) Les mécanorécepteurs proprioceptifs	33
4.3) Le contrôle spinal des fibres musculaires intra et extra-fusales.....	36
4.4) Les réflexes spinaux	38
5) Théorie et méthodes numériques du contrôle du mouvement humain.....	46
5.1) Un mouvement optimal	46
5.2) Des modèles internes.....	48
5.3) Différentes méthodes de contrôle.....	49
5.5) En résumé.....	52
Partie 2 : Modélisation de boucles sensorielles et motrices	53
1) Introduction.....	53
2) Le modèle biomécanique	53
2.1) Acquisition géométrique.....	53
2.2) Maillage.....	56
2.3) Mise en données du modèle.....	60
3) Intégration de boucles sensorielles et motrices	65
3.1) Intégration des capteurs sensoriels	65
4) Modélisation des boucles sensorielles et motrices	74

5) Essais expérimentaux	76
5.1) Matériel et méthodes	77
5.2) Résultats.....	82
6) Validation du modèle	84
7) Discussion.....	85
Partie 3 : Contrôle du mouvement.....	89
1) Introduction.....	89
2) Modèles sensoriels et dynamiques	92
2.1) Méthodes de génération des modèles dynamiques et sensoriels	92
2.2) Présentation des modèles utilisés	93
2.3) Comparatif et choix des méthodes.....	94
3) Contrôle continu.....	98
3.1) Structure du contrôle du mouvement	98
3.2) Comparatif des optimisations	101
3.3) Comparatif en fonction des modèles sensoriels.....	103
3.4) Comparatif en fonction de l'objectif et des critères du mouvement	106
4) Discussion.....	124
Discussion générale.....	127
Contexte de la recherche	127
Modélisation biomécanique	128
Modélisation des boucles sensorielles et motrices	129
Contrôle du mouvement.....	130
Références.....	133

Liste des figures

Figure 1 : Structure générale du muscle strié	16
Figure 2 : Tissu conjonctif	16
Figure 3 : Innervation motrice.....	17
Figure 4 : Fuseau neuromusculaire	17
Figure 5 : Boucle Gamma	18
Figure 6 : Le triceps brachial.....	19
Figure 7 : Le biceps brachial	19
Figure 8 : Le muscle brachial.....	20
Figure 9 : Humérus, vue postérieure et antérieure	21
Figure 10 : Cubitus, face antérieure et vue externe.....	22
Figure 11 : Radius, face postérieure et antérieure	22
Figure 12 : l'articulation du coude.....	23
Figure 13 : le mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras.....	25
Figure 14 : Mouvement de flexion et extension du coude	25
Figure 15 : Le mouvement d'extension de l'avant-bras sur le bras	26
Figure 16 : Récepteurs tactiles cutanés	31
Figure 17 : Organe tendineux de Golgi.....	34
Figure 18 : Fuseau neuromusculaire	35
Figure 19 : Fonctionnement des récepteurs.....	38
Figure 20 : Fonctionnement du réflexe myotatique	40
Figure 21 : Organisation du réflexe myotatique.....	42
Figure 22 : Fonctionnement du réflexe myotatique inverse.....	43
Figure 23 : Le modèle "Forward"	48
Figure 24 : Le modèle Inverse.....	48
Figure 25 : Estimation de l'état du système (Wolpert et al. , 1995)	49
Figure 26 : Contrôle « Feedforward »	49
Figure 27 : Contrôle "Feedback"	50
Figure 28 : Contrôle "Feedforward-Feedback"	50
Figure 29 : Contrôle "MPC"	51
Figure 30 : Système pyramidal du système nerveux.....	52
Figure 31 : Segmentation des os	55
Figure 32 : Segmentation des muscles	55
Figure 33 : limite os trabéculaire.....	57
Figure 34 : maillage des os.....	58

Figure 35 : Maillage hexaédrique muscles et tendons	59
Figure 36 : Maillage composantes contractiles	59
Figure 37: Liaison rotule coude	63
Figure 38 : Insertion capteurs sensoriels	66
Figure 39 : Modèle de fuseau neuromusculaire selon McMahon (1984)	67
Figure 40 : Signaux Ia (ROUGE) et II (BLEU) : Activation $\gamma = 0$ et allongement	69
Figure 41 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (bLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0$ ET RACOURCISSEMENT	70
Figure 42 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (BLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0.2$ ET ALLONGEMENT	71
Figure 43 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (BLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0$ ET RACOURCISSEMENT	72
Figure 44 : Schéma de fonctionnement de la boucle sensorielle et motrice	74
Figure 45 : Expérimental setup	77
Figure 46 Signaux EMG de l'étude préliminaire	80
Figure 47 : Résultats globaux des valeurs RMS du signal EMG du biceps brachial	82
Figure 48 : Comparaison des signaux RMS pour les angles de flexion du coude de 90° et 110°	83
Figure 49 : Tableau récapitulatif paramètres fuseaux neuromusculaires	84
Figure 50: Comparaison essais expérimentaux/Simulation	85
Figure 51 : Modèle biomécanique simplifié	90
Figure 52 : Processus d'apprentissage des modèles sensoriels et dynamiques	92
Figure 53 : Précision de la Régression Linéaire pour la proprioception	94
Figure 54 : Précision du POD pour la proprioception	95
Figure 55 : Comparatif modèles dynamiques (RL et POD)	96
Figure 56 : Erreurs modèles dynamiques	97
Figure 57 : Erreurs cumulées modèles dynamiques	97
Figure 58 : Structure du contrôle du mouvement	98
Figure 59 : Comparatif optimisations	101
Figure 60 : différence prédiction/réel après optimisation	102
Figure 61 : Comparatif de l'angle en fonction de l'utilisation des modèles sensoriels	103
Figure 62 : Comparatif du cumul de l'erreur en fonction de l'utilisation des modèles sensoriels	104
Figure 63 : Comparatif du cumul des saccades en fonction de l'utilisation des modèles sensoriels	104

Figure 64 : Evolution de l'angle en fonction de l'objectif (angle)	106
Figure 65 : Cumul de l'erreur en fonction de l'objectif (angle)	107
Figure 66 : Cumul des saccades en fonction de l'objectif (angle)	107
Figure 67 : Somme des activations musculaires en fonction de l'objectif (angle)	108
Figure 68 : Evolution de l'angle en fonction du critère de consommation d'énergie	109
Figure 69 : Cumul de l'erreur en fonction du critère de consommation d'énergie	109
Figure 70 : Cumul des saccades en fonction du critère de consommation d'énergie	110
Figure 71 : Somme des activations musculaires en fonction du critère de consommation d'énergie	110
Figure 72 : Evolution de l'angle en fonction du critère de douceur	111
Figure 73 : Cumul de l'erreur en fonction du critère de douceur	112
Figure 74 : Cumul des saccades en fonction du critère de douceur	112
Figure 75 : Somme des activations musculaires en fonction du critère de douceur	113
Figure 76 : Evolution de l'angle en fonction du critère de précision.....	114
Figure 77 : Cumul de l'erreur en fonction du critère de précision.....	115
Figure 78 : Cumul des saccades en fonction du critère de précision	115
Figure 79 : Somme des activations musculaires en fonction du critère de précision.....	116
Figure 80 : Evolution de l'angle en fonction du critère de rapidité	117
Figure 81 : Cumul de l'erreur en fonction du critère de rapidité.....	118
Figure 82 : Cumul des saccades en fonction du critère de rapidité.....	118
Figure 83 : Somme des activations musculaires en fonction du critère de précision.....	119
Figure 84 : Evolution de l'angle en fonction du nombre d'itérations d'optimisation	120
Figure 85 : Cumul de l'erreur en fonction du nombre d'itérations d'optimisation	121
Figure 86 : Cumul des saccades en fonction du nombre d'itérations d'optimisation	121
Figure 87 : Somme des activations musculaires en fonction du nombre d'itérations d'optimisation.....	122

Introduction

1) Problématique de recherche

Au cours des dernières décennies les modèles numériques sont devenus des outils très couramment utilisés dans le domaine de la biomécanique. Ces modèles numériques peuvent être répartis en 2 catégories : les modèles multi-corps et les modèles éléments finis. Les modèles multi-corps permettent de simuler la dynamique du corps humain d'un point de vue global ou au niveau d'un segment corporel particulier. Ils peuvent également intégrer des modèles de muscle de type Hill pour générer des mouvements et permettent d'estimer les efforts et moments au niveau des articulations (Delp et al., 2007). Ces modèles sont couramment utilisés dans les domaines du sport (Li et al., 2013), de la médecine (Reinbolt et al., 2011) et de la sécurité routière (Meijer et al., 2012). Cependant ces modèles ne peuvent prédire que de manière globale les efforts au niveau des os et tissus mous et donc ne peuvent prédire les risques de blessures, ce que peuvent les modèles éléments finis. Les modèles éléments finis ont pendant longtemps été passifs, c'est-à-dire sans tonus musculaire, et sont encore de nos jours le type de modèles le plus utilisés dans la sécurité routière, le sport et la médecine. Le niveau de détail de ces modèles a augmenté considérablement au cours des dernières années, notamment en termes de détails géométriques, de contacts, d'interactions fluide/structures et de caractérisation de matériaux (Holzapfel et al., 1998). Une autre voie d'amélioration de ces modèles a été explorée et consiste à intégrer des phénomènes physiologiques comme le tonus musculaire. Ces phénomènes physiologiques ont un rôle important dans la dynamique et les contraintes exercées sur les différentes parties du corps (Duda et al., 1998). Cependant le tonus musculaire de ces modèles ne peut être déterminé que par des mesures expérimentales ou par l'optimisation des efforts musculaires lors du maintien d'une posture il est donc impossible de prendre en compte ce tonus musculaire lors de sollicitations inconnues ou traumatiques, pour des raisons d'éthique évidentes. Ceci soulève la problématique suivante :

Comment rendre les modèles biomécaniques réactifs aux sollicitations extérieures ?

Pour rendre les modèles réactifs aux sollicitations extérieures, il faudrait que les modèles intègrent des capacités sensorielles afin de mesurer/estimer les sollicitations extérieures, des capacités de traitement des informations sensorielles en informations motrices et la transformation de ces informations motrices en efforts musculaires afin de déterminer et exécuter les réactions aux sollicitations extérieures. Ceci reviendrait à intégrer au sein même du modèle EF des boucles sensorielles et motrices et de les utiliser pour contrôler le mouvement. Ce qui nous amène donc à résoudre ces 2 problématiques secondaires:

Comment intégrer des boucles sensorielles et motrices dans un modèle EF ?

Comment utiliser ces boucles sensorielles et motrices pour contrôler le mouvement d'un segment corporel ?

2) Le projet de recherche

Le projet de recherche qui sera présenté dans ce document vise à répondre aux problématiques que nous avons évoquées ci-dessus.

Pour cela, dans un premier temps, un état de l'art sera exposé, présentant les différents types de modèles biomécaniques existants allant des modèles passifs, c'est-à-dire représentant les comportements dynamiques et mécaniques d'un corps inerte, jusqu'au modèles actifs qui intègrent en plus des modèles passifs des capacités de génération de force et de mouvement. Des modèles biomécaniques réactifs seront également présentés. Ces derniers sont essentiellement capables de réagir à des perturbations dans le cadre d'un maintien de la posture statique.

La seconde partie de l'état de l'art présentera l'anatomie du système musculo-squelettique concerné par le projet, c'est-à-dire les os du bras, de l'avant-bras, l'articulation du coude ainsi que les principaux muscles fléchisseurs et extenseurs du coude : le biceps brachial, le brachialis et le triceps brachial. Ensuite, l'anatomie et le fonctionnement du système nerveux seront exposés et une ouverture sera faite sur les théories du contrôle du mouvement.

Dans un second temps, la modélisation et de l'intégration de boucles sensorielles et motrices sera présentée depuis la réalisation du modèle biomécanique, de l'intégration de capteurs sensoriels dans ce dernier ainsi que la mise en place d'un bouclage sensoriel, jusqu'à la réalisation d'essais expérimentaux et la validation du modèle intégrant les boucles sensorielles et motrices.

Dans un troisième temps, une structure originale intégrant des méthodes d'apprentissage et d'optimisation et permettant de contrôler en continu les mouvements de flexion et d'extension du coude sera présentée. Une étude de sensibilité des différents composants de cette structure de contrôle sera menée.

Et enfin, nous aborderons une discussion générale sur les travaux effectués dans le cadre de ce projet de recherche ainsi que leurs perspectives.

Partie 1 : Etat de l'art

1) Introduction

1.1) *Modèles passifs existants*

Dans le cadre de l'amélioration des performances de dispositifs de sécurité dans les domaines du sport ou des transports, depuis de nombreuses années, des corps donnés à la science sont utilisés. Même si l'utilisation de corps donnés à la science remonte au 4^{ème} siècle avant Jésus-Christ pour l'étude de l'anatomie, leur utilisation pour l'étude de tolérances lésionnelles remonte au 19^{ème} siècle (Weber, 1859 ; Messerer 1880). Depuis lors les cadavres ont été utilisés pour évaluer les effets de dispositifs de protections dans différents domaines tels que le sport, les transports et le domaine militaire. Ils ont permis de nombreuses avancées dans le domaine des transports (King et al., 1995) notamment le développement de ceintures de sécurités et d'airbags. Si leur utilisation présente de nombreux avantages en termes de précision géométrique, les caractéristiques mécaniques des tissus sont altérées par les processus de conservation. C'est pour cela que depuis les années 60 l'utilisation de formol est proscrite dans ces cas d'études, car ce produit augmente la rigidité des tissus et donc limite les mobilités du corps et modifie leur résistance (Crandall, 1994). La congélation des corps est actuellement la solution la plus courante même s'il a été prouvé que la formation et la disparition de cristaux peut endommager les tissus lors du processus de congélation/décongélation (Menz, 1971). Cependant l'utilisation de cadavres nécessite des infrastructures expérimentales importantes et représente donc un coût financier et temporel trop élevé pour des études de cas élargies.

C'est dans cet objectif d'élargir le spectre d'études que sont apparus les modèles mathématiques.

Les premiers modèles étaient de type masse-ressort et permettaient de représenter la dynamique basique du corps humain. Avec le développement de méthodes informatiques et l'augmentation des puissances de calcul, les modèles ont évolués en complexité et précision. Deux catégories de modèles ont émergées : les modèles corps rigides et les modèles éléments finis. Les modèles corps rigides sont une décomposition du corps humain en plusieurs corps rigides constitués

d'une masse et d'une inertie. Ces corps rigides sont reliés entre eux par des liaisons mécaniques qui elles génèrent des forces entre les corps rigides. Les modèles corps rigides tentent de modéliser le plus finement les masses du corps humain et leur répartition ainsi que les articulations afin de simuler le plus finement possible la dynamique du corps humain comme les modèles de MADYMO® (TASS international, Helmond, Pays-Bas). Cependant, comme ils ne sont pas déformables, ces modèles ne permettent pas de calculer les contraintes dans les os et tissus mous et ne peuvent donc prédire les mécanismes lésionnels. Même si le modèle humain de MADYMO® permet, grâce à une approche hybride, d'avoir des facettes déformables.

Par contre les modèles EF permettent de calculer ces contraintes mais nécessitent des temps de calcul plus importants. Il existe une grande variété de modèles EF, allant de segments corporels ou organes précis jusqu'à des corps humain complets. Le développement de modèles complets nécessite des moyens importants, c'est pour cela qu'ils ont soit été développés à partir de consortium comme pour HUMOS et GHBMC (Robin, 2001 ; Thompson et al., 2012) plus récemment soit par un grand groupe comme pour THUMS (Maeno et al., 2001). Ces modèles font appel à des niveaux de détail élevé et représentent plus finement le comportement mécanique de cadavres.

1.2) Modèles actifs existants

Comme nous avons pu le voir précédemment il existe des modèles de corps humains représentant de façon précise le comportement dynamique (modèles corps-rigides) et mécanique (modèles EF) de cadavres. Cependant pour améliorer la performance de dispositifs de protection il faudrait prendre en compte le paramètre important qu'est la réponse physiologique, c'est-à-dire les effets de contractions musculaires sur les aspects dynamiques et mécanique du corps humain. Des modèles corps-rigides passifs ont donc été adaptés afin d'y intégrer des composantes actives comme MADYMO® (Meijer et al., 2012) tandis que des modèles développés pour l'étude biomécanique du mouvement intègrent aussi ces composantes actives comme Opensim (Delp et al., 2007). Les composantes actives de ces modèles sont des modèles de muscle de Hill (Hill, 1938) en 1D et sont également utilisées dans des modèles EF (Östh et al., 2012). Cependant l'utilisation de ce type de modèle de muscle dans les modèles EF limite leur utilisation pour la traumatologie car les caractéristiques mécaniques des muscles ne sont pas prises en compte : seuls leurs efforts sont considérés. Behr et al. (2006) ont mis en place une méthode intégrant ces composantes actives à l'intérieur même du corps musculaire,

ce qui permet de générer les efforts musculaires tout en conservant les caractéristiques mécaniques en compression des muscles au repos et en activité. Ces modèles actifs utilisent des données expérimentales pour déterminer les efforts musculaires et nécessitent donc de nouveaux essais dans chaque nouvelle situation.

1.3) Modèles réactifs existants

Depuis quelques années sont apparus des modèles réactifs, c'est-à-dire capables de déterminer de façon indépendante les efforts musculaires à générer en fonction des conditions de chargement appliquées sur le modèle. Des modèles réactifs ont été développés avec l'approche corps-rigides (Meijer et al., 2012) et EF (Östh et al., 2012). Tous ces modèles utilisent des composantes musculaires en 1D. De plus, la réactivité de ces modèles est basée uniquement sur le maintien postural : ils utilisent un contrôleur PID pour générer les efforts musculaires nécessaires au maintien de l'angle articulaire souhaité. Ces modèles n'intègrent pas encore de boucles sensorielles et motrices bio fidèles et ne permettent pas de générer des mouvements de réaction.

2) Anatomie du système musculo-squelettique

Le système musculo-squelettique est un système complexe composé d'os, d'articulations et de muscles.

2.1) Le muscle squelettique strié

L'ensemble de ces informations sont tirées du site internet <http://histoblog.viabloga.com/texts/le-tissu-musculaire-strie> (Nataf).

Le muscle squelettique strié est une structure complexe. Il est décomposé en faisceaux, eux-mêmes composés de fibres musculaires. Chaque fibre musculaire contient plusieurs myofibrilles qui sont composées de sarcomères en série. (cf figure 1)

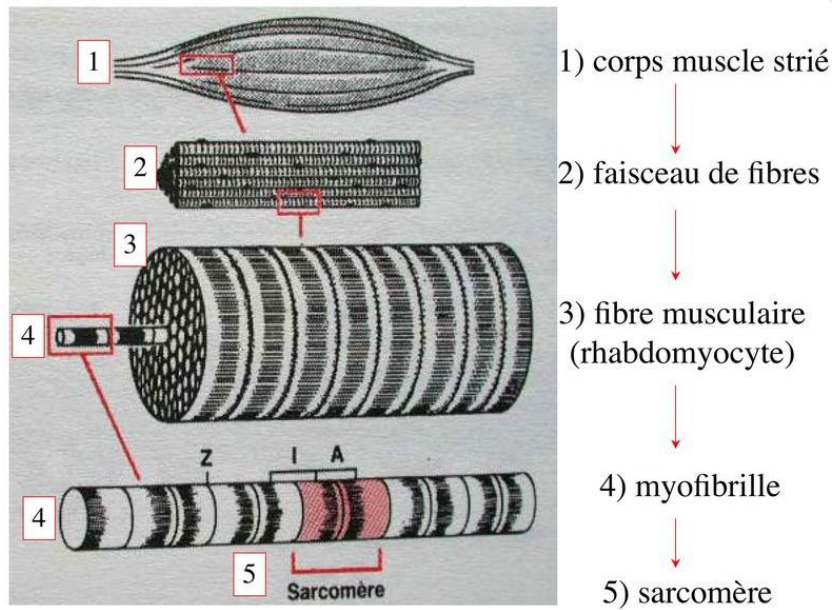


FIGURE 1 : STRUCTURE GENERALE DU MUSCLE STRIE

Les muscles squelettiques striés sont groupés en faisceaux et entourés par un tissu conjonctif. L'épimysium revêt le muscle dans son entier, le périmysium entoure chaque faisceau et l'endomysium est le nom donné au tissu conjonctif entourant chaque fibre musculaire. (cf figure

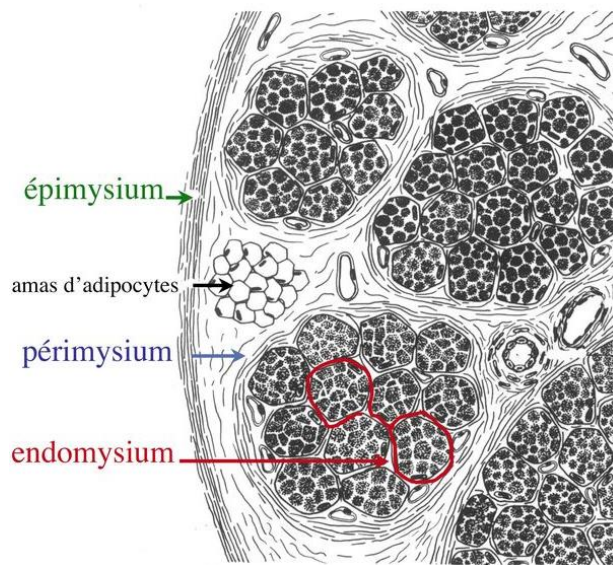


FIGURE 2 : TISSU CONJONCTIF

Chaque cellule musculaire est innervée par une fibre nerveuse motrice issue d'un motoneurone α . Le corps cellulaire de chaque motoneurone α est localisé dans la corne antérieure de la moelle épinière et envoie un axone dont chacune des terminaisons fait synapse au niveau d'une jonction neuromusculaire, appelée plaque motrice. Chaque motoneurone commande ainsi plusieurs fibres musculaires via l'arborisation axonale terminale. (cf figure 3)

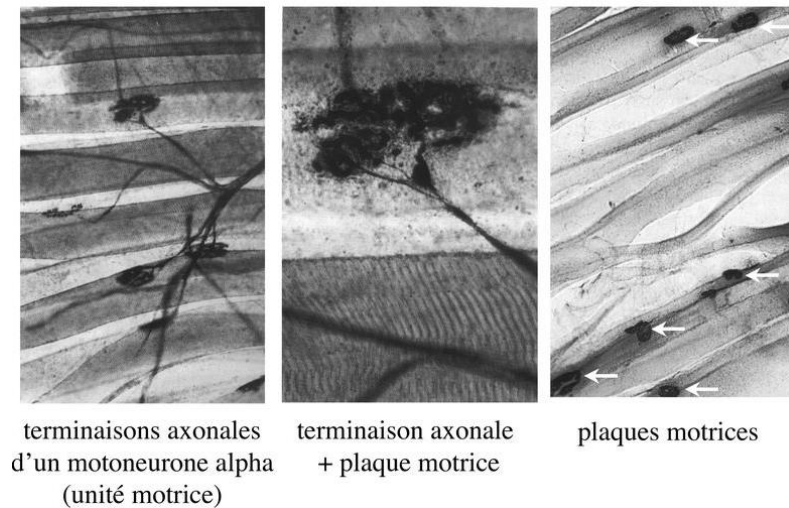


FIGURE 3 : INNERVATION MOTRICE

Le muscle strié est également innervé par des fibres nerveuses sensibles qui font synapse au niveau de deux structures équipées de mécanorécepteurs : les fuseaux neuromusculaires et les organes neurotendineux. Les fuseaux neuromusculaires sont des structures encapsulées localisées au sein de l'endomysium et formées de fibres musculaires spécialisées dites intrafusales et de fibres sensibles (des fibres Ia) sensibles à l'étirement des fibres musculaires intrafusales. (cf figure 4)

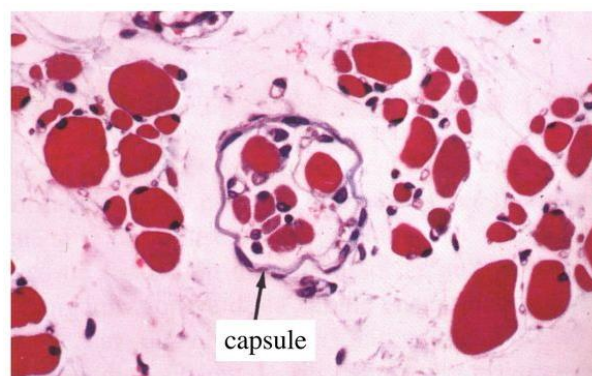


FIGURE 4 : FUSEAU NEUROMUSCULAIRE

A l'état basal, le maintien d'un état d'étirement normal des fibres intrafusales est assuré par des fibres nerveuses motrices spécialisées, les fibres γ . Lorsqu'un étirement mécanique du muscle

se produit, la stimulation des fibres Ia entraîne la stimulation des motoneurones α de la corne antérieure, stimulation qui est responsable de la contraction des fibres musculaires intra et extrafusales, ce qui permet de stopper l'étirement. (cf figure 5)

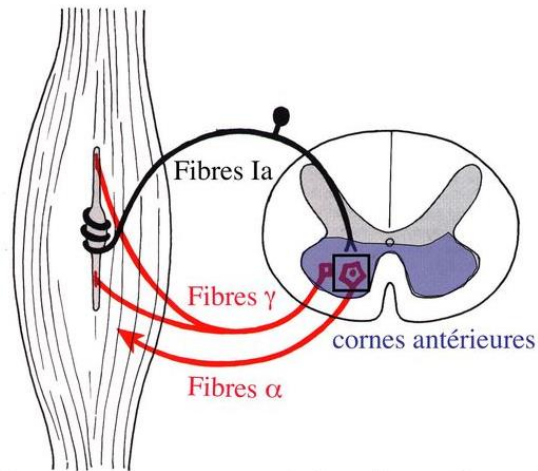


FIGURE 5 : BOUCLE GAMMA

2.2) *Les muscles du membre supérieur*

Les images reproduites ici proviennent du site : <http://rad.washington.edu/muscle-atlas/>

Les 3 principaux muscles fléchisseurs et extenseurs du coude sont le triceps brachial, le muscle brachial et le biceps brachial :

Le triceps brachial

Le triceps brachial est le muscle responsable de l'extension du coude, il est composé de 3 chefs (le chef long, le chef latéral et le chef médial). Le chef long trouve son origine au niveau du tubercule infra-glénoïdal dans la partie inférieure de la glène scapulaire. Le chef latéral prend son origine au niveau de l'extrémité supérieure de l'humérus sur la face postérieure du corps de l'humérus, il passe au-dessus du sillon du nerf radial. Le chef médial prend son origine au niveau de la face postérieure de l'humérus jusqu'à son extrémité distale quasiment. Ces 3 chefs fusionnent et leur terminaison commune se trouve au niveau de la face supérieure de l'olécrane de l'ulna et déborde sur la face médiale et surtout latérale. Ce muscle est innervé par le nerf radial dont les racines se situent au niveau des cervicales C7-C8.



FIGURE 6 : LE TRICEPS BRACHIAL

Le biceps brachial

Le biceps brachial est un muscle responsable de la flexion du coude. Il est composé de 2 chefs, le chef court et le chef long. Le chef long prend son origine sur un tendon commun avec le coraco-brachial, au niveau de la partie latérale de l'apex du coracoïde. Le chef court prend son origine au niveau du tubercule supra-glénoïdal. Le tubercule supra-glénoïdal est intra capsulaire. Le tendon passe donc à la partie supérieure de la tête humérale, puis présente une inflexion vers le bas pour se loger dans le sillon intertuberculaire ou sillon bicipital. Ces 2 chefs fusionnent et leur terminaison commune se situe au niveau du tubercule radial situé sur la partie médiale du radius. Ce muscle est innervé par le nerf musculo cutané dont les racines se situent au niveau des cervicales C5-C6.



FIGURE 7 : LE BICEPS BRACHIAL

Le muscle brachial

Le muscle brachial se situe en profondeur du biceps brachial, comme ce dernier il est responsable de la flexion du coude. Il prend son origine au niveau du quart moyen supérieur du corps de l'humérus et il se termine au niveau du processus coronoïde de l'ulna à sa face antérieure. Comme le biceps brachial, ce muscle est innervé par le nerf musculo cutané dont les racines se situent au niveau des cervicales C5-C6.



FIGURE 8 : LE MUSCLE BRACHIAL

2.3) Les os et articulations du membre supérieur

Les os du coude

Humérus

C'est un os long et bilatéral ; il est l'os unique du bras. Il est formé d'une diaphyse et de deux épiphyses (proximale et distale).

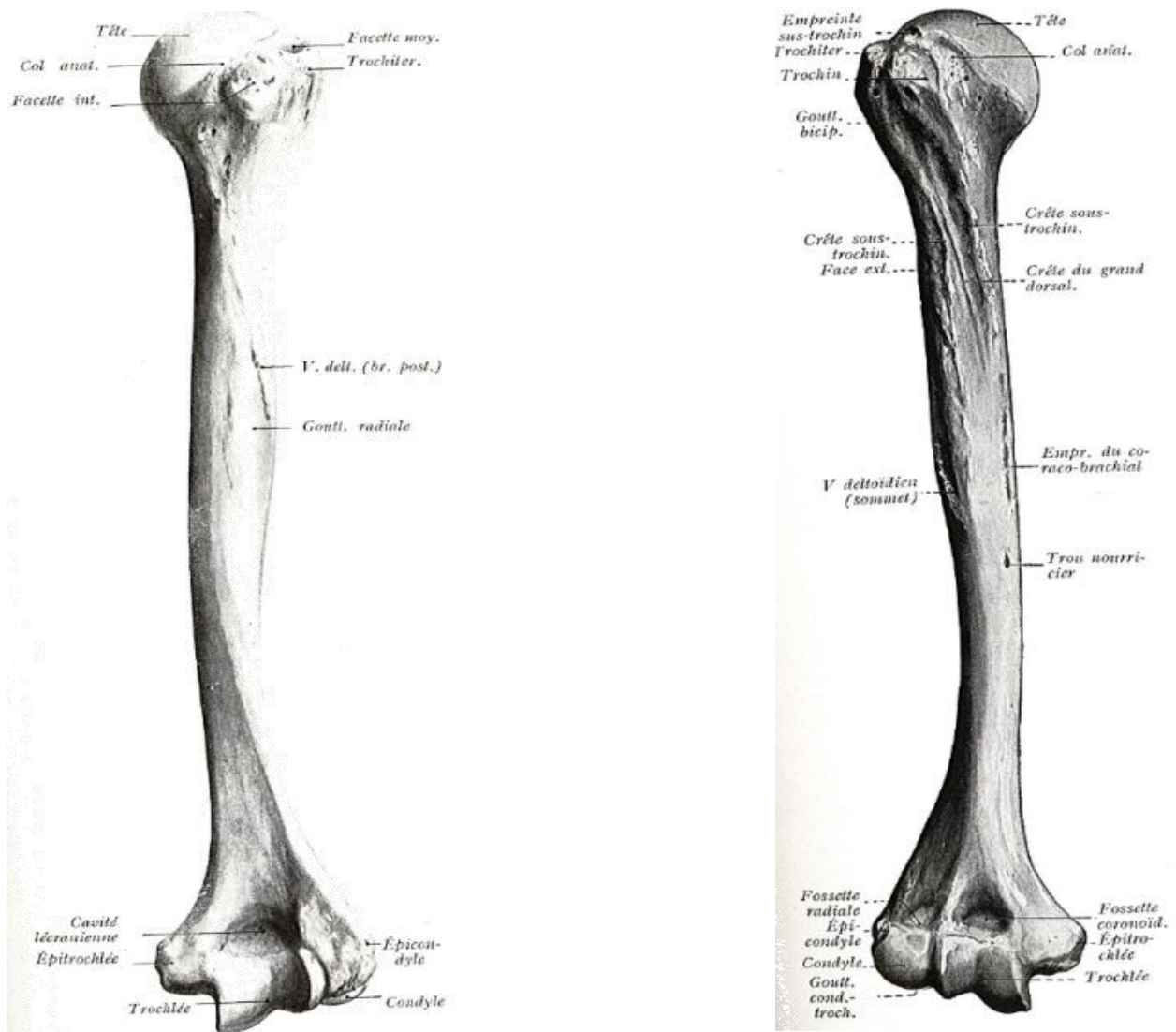


FIGURE 9 : HUMERUS, VUE POSTERIEURE ET ANTERIEURE

Cubitus

Os long et bilatéral dépassant le radius en haut, le cubitus (ulna) est l'os médial de l'avant-bras. Il présente une diaphyse et deux épiphyses.

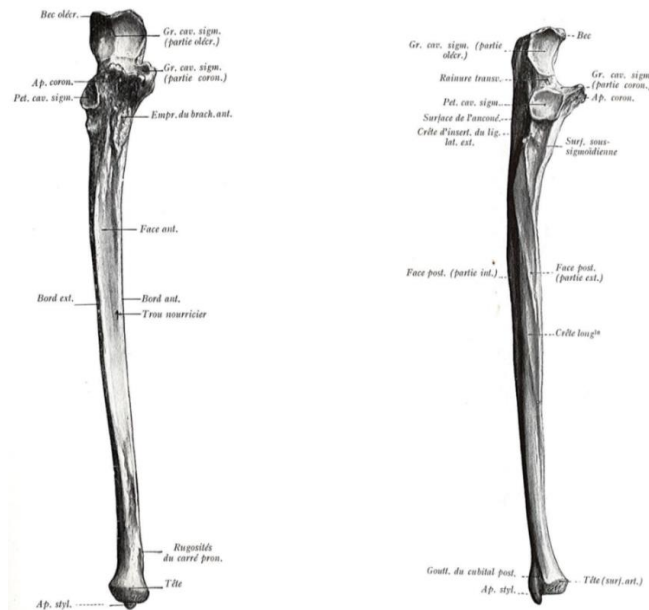


FIGURE 10 : CUBITUS, FACE ANTERIEURE ET VUE

Radius

Os long et bilatéral, il est plus court que le cubitus « ulna » avec lequel il est articulé à ses deux extrémités ; c'est le plus latéral des deux os de l'avant-bras. Il présente des courbures qui permettent les mouvements de pronation et de supination : en forme de manivelle, le radius est parallèle à l'ulna en position de supination et le recouvre en avant lors du mouvement de pronation il présente une diaphyse et deux épiphyses.

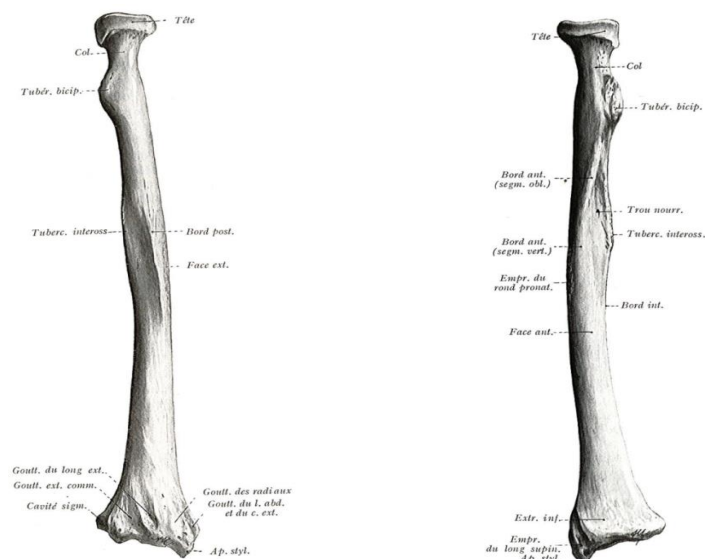


FIGURE 11 : RADIUS. FACE POSTERIEURE ET ANTERIEURE

L'articulation du coude

L'articulation du coude se décompose en trois articulations :

- ❖ Une articulation huméro-cubitale, par laquelle l'humérus s'unit au cubitus.
- ❖ Une articulation huméro-radiale, qui réunit l'humérus à l'extrémité supérieure du radius.
- ❖ Une articulation radio-cubitale supérieure, par laquelle l'extrémité supérieure du cubitus s'articule avec l'extrémité supérieure du radius.

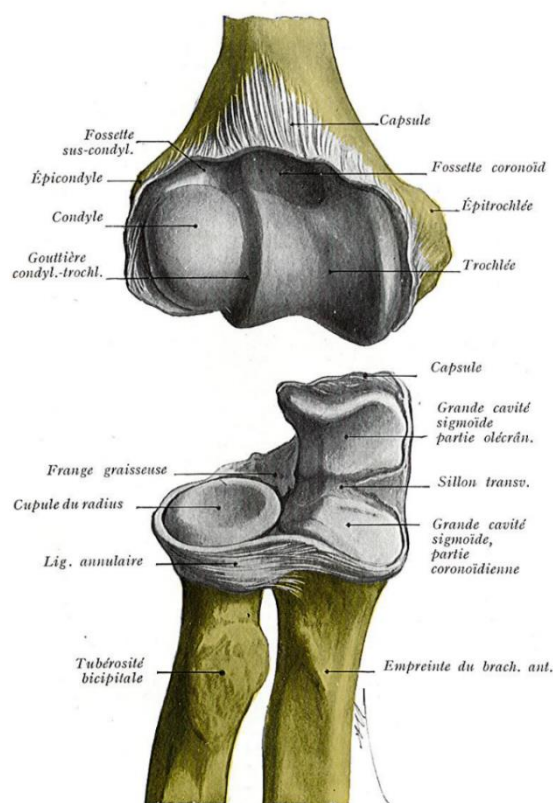


FIGURE 12 : L'ARTICULATION DU COUDE

Moyens d'union

Les surfaces articulaires du coude sont maintenues en contact : par une capsule articulaire et par des ligaments qui renforcent cette dernière.

Capsule articulaire

La capsule articulaire est une enveloppe de nature fibreuse, dure mais souple. Elle recouvre les articulations, et ayant pour but de permettre aux surfaces articulaires de se maintenir en contact, et au liquide synovial de baigner l'articulation afin d'assurer la lubrification.

Ligaments

La capsule articulaire est renforcée par cinq ligaments : annulaire, antérieur, latéral interne, latéral externe, postérieur et inférieur. A part quelques faisceaux du ligament postérieur, ce sont tous des ligaments capsulaires, c'est-à-dire des épaissements de la capsule.

Mécanisme de l'articulation du coude

L'articulation du coude peut exécuter des mouvements de flexion et d'extension qui se passent dans l'articulation huméro-antibrachiale, et des mouvements de pronation et de supination qui se produisent dans les articulations huméro-radiale et radio-cubitale supérieure et inférieure. Dans cette partie, seuls les mouvements observés dans l'articulation huméro-antibrachiale seront détaillés. Les mouvements de pronation et de supination seront étudiés avec l'articulation radio-cubitale inférieure.

Mouvements de flexion-extension du coude

L'articulation huméro-cubitale est classée dans le groupe des trochléennes, l'extrémité inférieure de l'humérus ayant la forme générale d'une poulie. Si l'axe transversale de la trochlée humérale était rigoureusement horizontal et les axes longitudinaux de l'humérus et du cubitus dans le même prolongement, la flexion-extension du coude serait un mouvement simple, se déroulant autour de cet axe transversal qui constituerait une véritable charnière, mais il n'en est pas tout à fait ainsi :

- ❖ L'**axe transversal** de la trochlée humérale n'est pas parfaitement horizontal comme celui d'une bobine mais il paraît oblique.
- ❖ Les **axes longitudinaux** du bras et de l'avant-bras ne sont pas non plus dans un même prolongement, non seulement l'extrémité de l'humérus est portée en avant de l'axe de la diaphyse, mais celui-ci est orienté en outre légèrement en dedans, l'axe du radius et du cubitus de leur côté se dirigent obliquement en haut et en dedans. Il résulte de ces directions opposées du bras et de l'avant-bras un angle obtus, ouvert en dehors.

En résumé, si la flexion et l'extension du coude dépendent de l'orientation des axes, transversal du coude, longitudinaux du bras et de l'avant-bras, le défaut de congruence des surfaces articulaires de la trochlée humérale provoque des mouvements accessoires qui enlève toute rigidité à la flexion-extension du coude.

Flexion

La flexion de l'avant-bras sur le bras est rarement complète, il reste, la flexion terminée, un angle mort de 35 à 40° entre la face antérieure du bras et celle de l'avant-bras. Cette limitation de la flexion tient à plusieurs facteurs :

- à la tension des ligaments postérieurs et latéraux (faisceaux postérieurs) ;
- à celle d'un muscle antagoniste, le triceps, muscle de l'extension ;
- à la rencontre de l'apophyse coronoïde avec la fossette coronoïdienne ;
- et plus simplement encore au contact des masses musculaires et des parties molles du bras et de l'avant-bras.

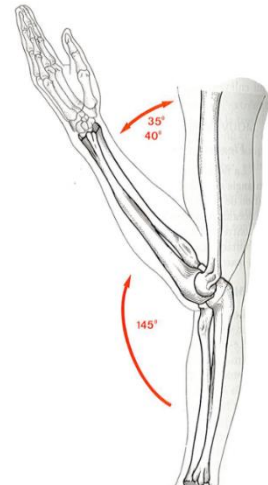


FIGURE 13 : LE MOUVEMENT DE FLEXION DE L'AVANT-

L'axe du mouvement de la flexion et/ou extension suit l'axe de la trochlée humérale : il est transversal et oblique.

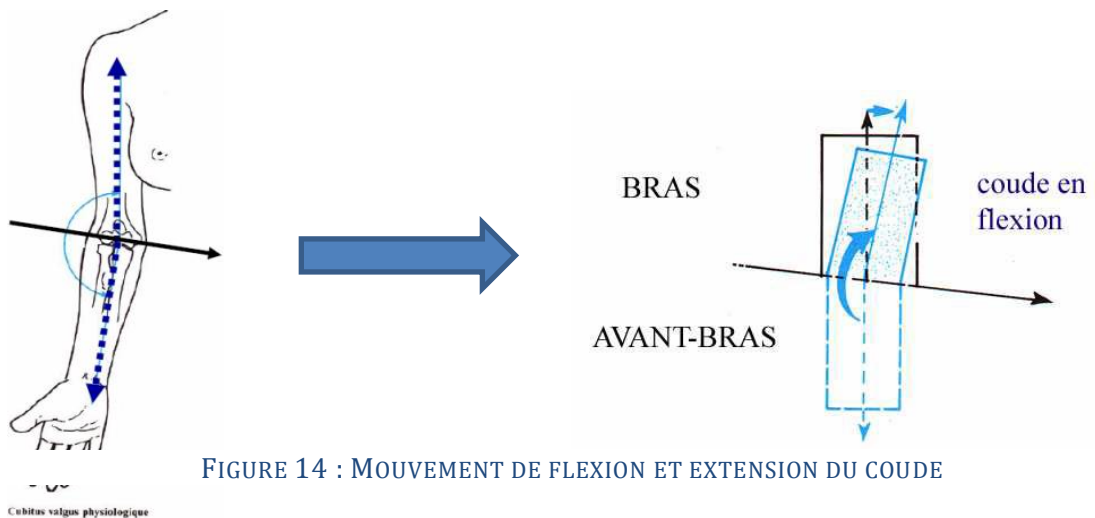


FIGURE 14 : MOUVEMENT DE FLEXION ET EXTENSION DU COUDE

Lors de la flexion : l'avant-bras s'oriente médialement par rapport au bras

Extension

Chez le sujet debout, le bras se présente naturellement en extension, pendant le long du tronc. Cette position est cependant rarement complète et ne dépasse pas 175° chez l'homme adulte, 180° chez la femme, mais peut atteindre 185° chez l'enfant.

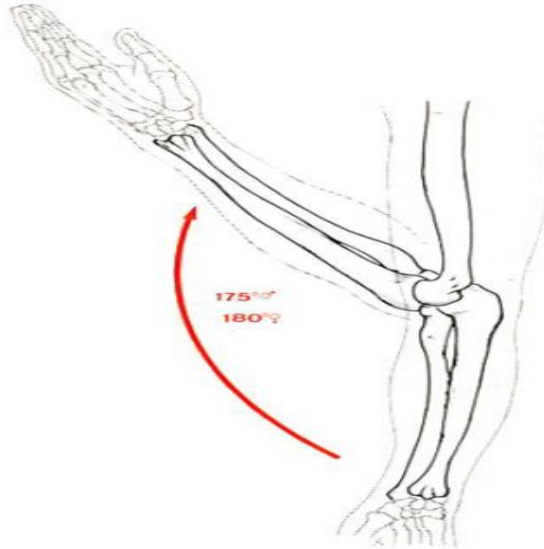


FIGURE 15 : LE MOUVEMENT D'EXTENSION DE L'AVANT-BRAS SUR LE BRAS

Le mouvement d'extension est limité par :

- le contact de l'olécrâne dans la fosse olécrânienne ;
- la tension de la partie antérieure de la capsule et des ligaments antérieurs

Remarque : chez la femme et l'enfant, extension de -5° à -10° possible grâce à une laxité ligamentaire.

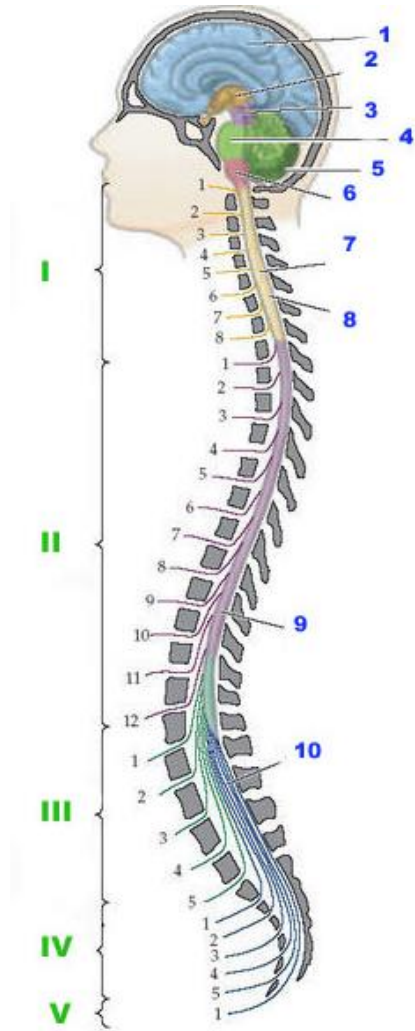
3) Anatomie du système nerveux

D'un point de vue anatomique, le système nerveux est divisé en 2 parties : le système nerveux central et le système nerveux périphérique. D'un point de vue fonctionnel, on divise le système nerveux en trois composantes :

- le système nerveux sensoriel: les récepteurs sensoriels captent les informations relatives à l'organisme ou l'environnement (ex: le toucher, la vue, l'ouïe...) et les fibres nerveuses sensorielles transmettent les informations au système nerveux central pour traitement.
- le système nerveux central: il représente la fonction d'intégration du système nerveux, il traite l'information, la conserve (mémorisation), génère des idées et des désirs, détermine les réactions en réponse à certaines situations.
- le système moteur: il transmet aux effecteurs les signaux appropriés pour réaliser la réponse de l'organisme.

3.1) Le système nerveux central (SNC)

Le système nerveux central représente la fonction d'intégration du système nerveux. Il traite l'information, la conserve (mémorisation), génère des idées et des désirs, détermine les réactions en réponse à certaines situations.



Le système nerveux central (SNC) est constitué de :

- la moelle épinière (ou moelle spinale)
- l'encéphale
 - L'encéphale comprend le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral
- Le cerveau (ou prosencéphale) comprend :
 - le télencéphale constitué de deux hémisphères cérébraux, de l'hippocampe, de l'amygdale et des noyaux gris centraux (ou ganglions de la base)
 - le diencephale constitué de l'hypothalamus, du noyau subthalamique, du thalamus, de l'épiphyse (ou glande pinéale) et de l'hypophyse postérieure
- Le tronc cérébral désigne l'ensemble constitué, de haut en bas :
 - du mésencéphale (ou pédoncules cérébraux) comprenant le tectum (colliculi supérieurs et inférieurs) et les noyaux du tegmentum
 - du pont (ou protubérance)

3.2) *Le système nerveux périphérique (SNP)*

Le système nerveux périphérique se dérive en 2 composantes :

- Le système nerveux sensoriel: les récepteurs sensoriels captent les informations relatives à l'organisme ou l'environnement (ex: le toucher, la vue, l'ouïe...) et les fibres nerveuses sensorielles transmettent les informations au système nerveux central pour traitement.
- Le système moteur: il transmet aux effecteurs les signaux appropriés pour réaliser la réponse de l'organisme.

Il se compose de toutes les parties du système nerveux autres que le cerveau et la moelle épinière. Le SNP comprend les neurones sensoriels connectant les récepteurs sensoriels au SNC et les neurones moteurs (ou motoneurones), connectant le SNC aux effecteurs: muscles et glandes. Il est donc constitué de nerfs mixtes contenant à la fois des fibres sensorielles et des fibres motrices. Par référence à la position du système nerveux central, on parle de fibres afférentes qui indiquent que les axones transportent l'information vers le SNC et de fibres efférentes qui envoient l'information vers les muscles ou les glandes. Le SNP est divisé en :

Le SNP somatique Tous les nerfs spinaux innervant la peau, les articulations et les muscles associés à une commande volontaire font partie du SNP somatique. Le SNP somatique est constitué :

- Des axones moteurs somatiques qui commandent la contraction musculaire et qui innervent les muscles striés squelettiques. Le corps cellulaire de ces motoneurones se situe dans la corne antérieure (ventrale) de la moelle épinière ou dans les noyaux des nerfs crâniens du tronc cérébral. Les corps cellulaires des neurones moteurs font partie du SN central tandis que leurs axones sont en grande partie dans le SNP.
- Des axones sensoriels somatiques. Les neurones sensoriels collectent les informations issues de la surface (peau) ou de l'intérieur de l'organisme (muscles, articulations) et les transmettent au SNC. Le SNP sensoriel est ainsi formé des fibres issues des récepteurs sensoriels et sensitifs. Le corps cellulaire des neurones sensoriels est situé dans le ganglion rachidien postérieur ou dans le ganglion des nerfs crâniens. Le ganglion rachidien postérieur (ou ganglion spinal) est situé en dehors de la moelle, à l'intérieur du trou de conjugaison intravertébral. Les ganglions émettent un axone vers la périphérie qui se termine à la surface de récepteurs spécialisés. Ceux-ci assurent la transduction du stimulus sensoriel. Les prolongements centraux de ces neurones pénètrent dans la moelle (par la racine postérieure) ou le tronc cérébral.

- Le SNP végétatif. Il dirige les fonctions organiques internes, comme la nutrition et l'homéostasie. Il ne gère pas les mécanismes volontaires (qu'ils soient réfléchis, ou exécutés par habitude ("à moitié réfléchi")) et se distingue ainsi du système somatique qui concerne les relations du corps avec le monde extérieur.

Il innerve essentiellement les organes internes : les neurones sensoriels de ce système transportent les informations des fonctions viscérales au système nerveux central et ses motoneurones innervent les muscles lisses des viscères, à une exception près, le muscle cardiaque, muscle strié et non lisse qui ne dépend pas du système nerveux végétatif.

Le SNP comporte ainsi deux composantes anatomiques principales: les ganglions (accumulation de corps cellulaires de neurones et de cellules de soutien) et les nerfs (faisceaux d'axones de cellules nerveuses et de leurs cellules de soutien). Le SNP somatique commence à l'émergence des nerfs rachidiens et des nerfs crâniens. Les fibres nerveuses forment les racines qui, initialement sont entourées de liquide cébrospinal puis, après la sortie du canal rachidien, forment les plexus et les troncs nerveux. Les nerfs rachidiens sont formés par la réunion des racines antérieures et postérieures à la sortie du fourreau dural et issues des métamères médullaires et des 10 derniers nerfs crâniens (les nerfs olfactif et optique appartiennent au système nerveux central). Il existe chez l'homme 31 paires de racines spinales : 8 cervicales (pour 7 vertèbres cervicales), 12 thoraciques, 5 lombaires, 5 sacrées et 1 coccygienne (1 à 5 racines selon les variations anatomiques). Les fibres nerveuses périphériques sont réparties en deux grandes catégories : les fibres myélinisées et les fibres amyéliniques.

4) Les différents capteurs sensoriels du système musculo-squelettique

L'ensemble de ces informations sont tirées du site :

<https://sites.google.com/site/aphysionado/home> (Sauleau).

4.1) Les mécanorécepteurs tactiles cutanés

Les mécanorécepteurs tactiles cutanés sont nombreux et présentent des caractéristiques variées.

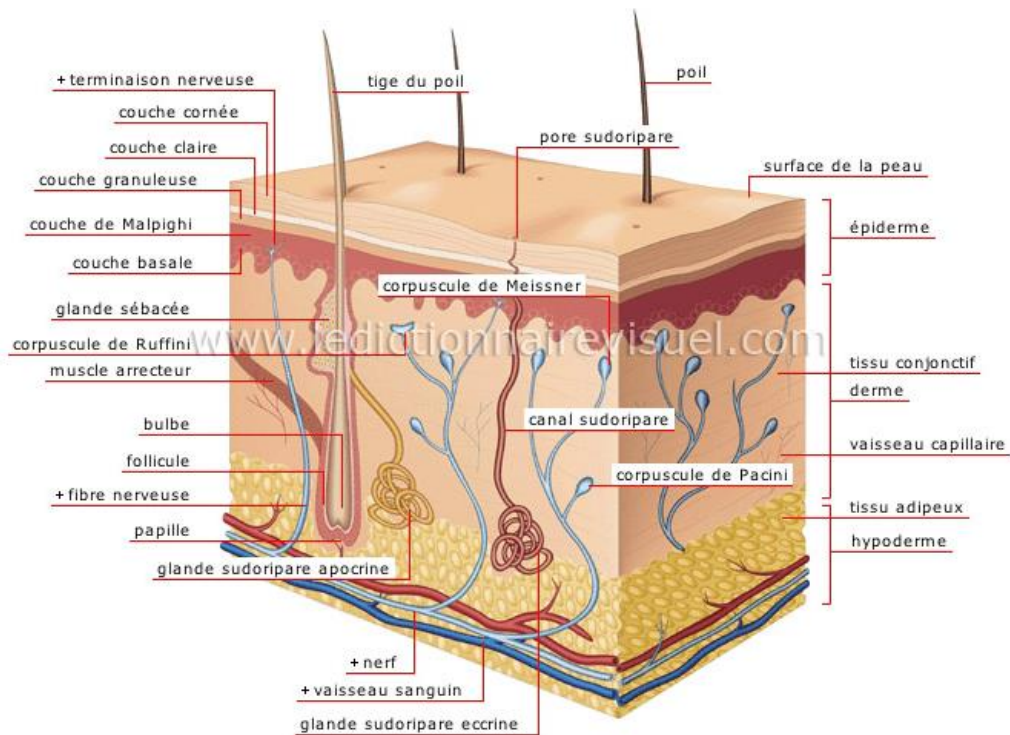


FIGURE 16 : RECEPTEURS TACTILES CUTANES

Les corpuscules de Meissner :

- Situés dans les couches superficielles de la peau (jonction derme-épiderme)
- Densité élevée au niveau des zones glabres (doigts, lèvres...)
- Capsule de tissu fibreux enfermant plusieurs lamelles de cellules de Schwann et contenant 1 ou plusieurs fibres afférentes au centre
- Champ récepteur de petite taille de quelques millimètres, bien délimité
- Réponse à des dépressions minimales de la peau, des mouvements légers de surface, des vibrations lentes
- Adaptation rapide

Les disques de Merkel :

- Situés dans les couches superficielles de la peau (jonction derme-épiderme)
- Densité élevée dans le bout des doigts, les lèvres ...
- Terminaisons nerveuses associées à une cellule épithéliale non neuronale formant des contacts synaptiques avec les terminaisons nerveuses
- Champ récepteur de petite taille de quelques millimètres, bien délimité
- Réponse à la pression légère; permettent la discrimination statique de formes, de bords et des textures
- Adaptation lente

Les corpuscules de Pacini :

- Situés dans les couches plus profondes de la peau (derme) et dans le tissu sous-cutané
- Grande capsule en lamelle d'oignons (diamètre 1 mm) avec une terminaison nerveuse au centre
- Champ récepteur large, de limites floues pouvant couvrir un doigt entier voire la moitié de la paume de la main
- Discrimination de stimuli mobiles, des vibrations rapides
- 10- 15% des récepteurs cutanés de la main
- Adaptation rapide

Les corpuscules de Ruffini :

- Situés dans les couches plus profondes de la peau (derme), dans le tissu sous-cutané et les capsules articulaires
- Champ récepteur large, de limites floues pouvant couvrir un doigt entier
- Capsule allongée en fuseau
- Sensibles aux étirements persistants que produisent les mouvements des doigts et des membres
- Adaptation lente

4.2) *Les mécanorécepteurs proprioceptifs*

Les récepteurs articulaires :

Il existe quatre types de mécanorécepteurs situés au niveau de la capsule et des ligaments, sensibles à l'angle dans lequel est l'articulation :

- **Les corpuscules de Ruffini et de Pacini** sont innervés par des fibres de moyen diamètre ($A\beta$). Les corpuscules de Ruffini répondent à la fois aux indications de mouvement et de position, alors que les corpuscules de Pacini répondent uniquement au mouvement.
- **Les terminaisons nerveuses libres** sont innervées par des fibres de petit diamètre myélinisées $A\delta$ et amyéliniques C. On les rencontre à la fois dans les ligaments et les capsules. Ils interviennent dans la nociception lors des mouvements forcés.
- **Les organes tendineux de Golgi**. Situés dans les ligaments, ils sont innervés par les fibres nerveuses de gros diamètre ($A\alpha$). Leur adaptation est lente. Ils renseignent sur la position articulaire.

La plupart de ces récepteurs répondent uniquement au maximum d'extension ou de flexion de l'articulation, alors que le sens positionnel est réalisé d'un bout à l'autre de l'étendue du mouvement.

Les récepteurs musculaires :

On distingue quatre types de récepteurs musculaires dont deux sont spécifiques, les organes tendineux de Golgi et les fuseaux neuromusculaires :

- Les corpuscules de Pacini répondent aux stimuli vibratoires (Fibres $A\beta$)
- Les terminaisons nerveuses libres répondent aux stimuli nociceptifs (fibres $A\delta$ et C)
- Les organes tendineux de Golgi sont des mécanorécepteurs proprioceptifs situés à la jonction du tendon et du muscle squelettique. Leur dimension est d'environ 100 μm de diamètre par 1 mm de long. Ils donnent naissance à des fibres sensorielles afférentes de type Ib qui sont des fibres myélinisées de gros diamètre à conduction rapide (même vitesse de conduction que les

fibres de type Ia). Les organes tendineux de Golgi sont spécifiquement sensibles à la tension du muscle : le stimulus qui les active est la force exercée sur le tendon du muscle. L'organe tendineux de Golgi code donc la force (la tension) exercée sur le muscle (à la différence des fuseaux neuromusculaires qui codent la longueur et les changements de longueur du muscle). Du fait de leur disposition en série avec les fibres musculaires, les organes tendineux de Golgi peuvent être activés à la fois lors d'un étirement passif du muscle et lors d'une contraction. Ils sont cependant d'avantage excités lors d'une contraction active que pour un étirement passif (quand un muscle est étiré passivement, le changement de longueur concerne essentiellement les fibres musculaires qui ont une élasticité supérieure aux fibres des tendons). Lors d'une contraction active, les fibres Ib issues des organes tendineux de Golgi réduisent l'activité des motoneurones α du muscle étiré. Les fibres Ib se projettent en effet sur les motoneurones du muscle étiré au moyen d'un interneurone spinal inhibiteur (de type Ib). Ce circuit réflexe régule ainsi la tension musculaire en présences de forces excessives.

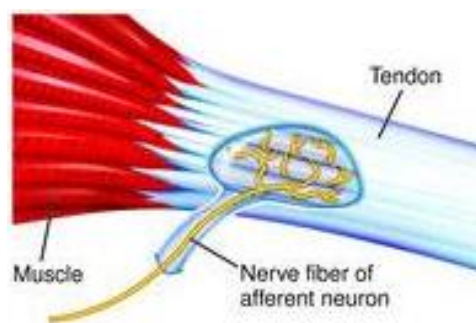


FIGURE 17 : ORGANE TENDINEUX DE GOLGI

- Les fuseaux neuromusculaires sont des mécanorécepteurs proprioceptifs situés au sein même du muscle strié squelettique. Leur dimension est d'environ 100 μm de diamètre par 10 mm de long. Les fuseaux sont constitués de 4 à 10 fibres musculaires spécialisées appelées fibres musculaires intrafusales. Les fibres musculaires intrafusales sont plus fines que les fibres musculaires ordinaires (les fibres musculaires striées extrafusales) et n'ont aucun rôle mécanique sur la force développée par le muscle. Ce sont des fibres musculaires modifiées situées dans une capsule conjonctive fibreuse et disposées parallèlement aux fibres musculaires ordinaires. Le récepteur sensoriel, situé dans la région centrale du fuseau est constitué par un complexe formé des axones des fibres sensorielles afférentes de type Ia (fibres myélinisées de gros diamètre, à conduction rapide) et de type II (fibres myélinisées de plus petit diamètre à conduction intermédiaire). Les fibres sensorielles s'enroulent en spirale autour des fibres musculaires du fuseau et forment la terminaison annulo-spiralée du fuseau. Les fibres du groupe II répondent à l'allongement par une activité électrique soutenue (statique ou tonique) durant

tout le temps de l'étirement, alors que le groupe Ia répond principalement à la première phase de l'étirement musculaire (réponse dynamique ou phasique) et d'une manière plus faible au maintien de l'étirement. Les fuseaux neuromusculaires sont à la fois des indicateurs de longueur du muscle et de variation de longueur du muscle. Lorsque le muscle est étiré passivement, les fuseaux neuromusculaires le sont également et il apparaît une augmentation de décharge dans les fibres sensorielles afférentes. À l'inverse, lorsque le muscle se raccourcit (lors d'une contraction non physiologique, par stimulation électrique des motoneurones), la fréquence de décharge dans les fibres afférentes sensorielles diminue (le fuseau n'étant pas sensible à la contraction du muscle). En conditions physiologiques, il existe cependant un mécanisme d'ajustement de la longueur du fuseau qui lui permet de continuer à informer le système nerveux de la longueur du muscle, quelle que soit cette longueur. Cette adaptation est réalisée par l'intermédiaire des motoneurones γ .

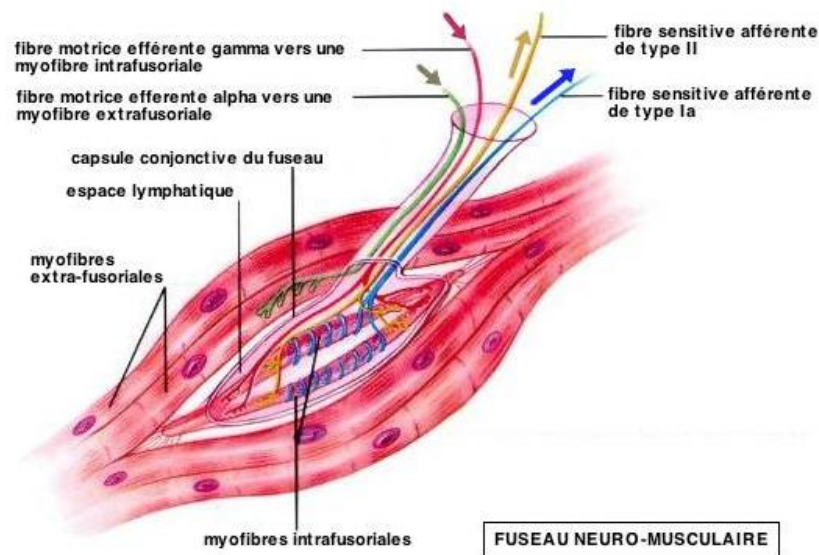


FIGURE 18 : FUSEAU NEUROMUSCULAIRE

Alors que les organes tendineux de Golgi sont placés en série avec les fibres musculaires, les fuseaux sont placés en parallèle. Cette disposition différente permet à ces deux types de récepteurs de transmettre des informations de nature différente et complémentaires sur l'état du muscle. Les fuseaux neuromusculaires détectent les modifications de longueur du muscle et permettent de maintenir cette longueur constante alors que les organes tendineux de Golgi détectent la tension du muscle (la force exercée par ou sur le muscle).

En revanche, ces deux circuits réflexes ont en commun de ne pas fonctionner en boucle fermée: les fibres afférentes issues de ces deux récepteurs se projettent sur des interneurones spinaux qui reçoivent les influences synaptiques d'une grande variété de sources (récepteurs cutanés, articulaires, voies descendantes) aptes à moduler la réponse musculaire.

4.3) Le contrôle spinal des fibres musculaires intra et extra-fusales

Point important:

- Les fibres intrafusales sont innervées par les motoneurones gamma.
- Les fibres extrafusales sont innervées par les motoneurones alpha.

L'innervation motrice des fibres intrafusales est assurée par des motoneurones de type γ (gamma), de diamètre plus petit et donc de conduction moins rapide que les motoneurones α (alpha) destinés aux fibres musculaires extrafusales. Les motoneurones γ sont disséminés dans la corne ventrale de la moelle parmi les motoneurones α .

Les motoneurones γ innervent les fibres musculaires intrafusales situées aux deux extrémités du fuseau ce qui a pour conséquence la mise sous tension de la partie centrale du fuseau. A la différence de leur partie centrale, les extrémités des fibres intrafusales ont en effet la capacité de se contracter (quand bien même elles n'ont pas d'effet mécanique sur la force exercée par le muscle) sous l'action des motoneurones γ .

Le circuit neuromusculaire impliquant successivement les afférences Ia, le motoneurone γ et les fibres musculaires intrafusales est dénommé boucle γ .

Le système gamma peut intervenir dans la contraction musculaire de deux manières différentes :

- Contraction volontaire. Lors d'une contraction musculaire volontaire, commandée par le cerveau et véhiculée par le faisceau pyramidal, les fibres extrafusales se contractent sous l'excitation des motoneurones α et le muscle se raccourcit. Le raccourcissement du muscle devrait dès lors provoquer un relâchement des fuseaux. Dans ce cas, les fuseaux ne seraient plus capables de transmettre les informations relatives à la longueur du muscle. Pour permettre aux fuseaux de continuer à transmettre ces informations quelle que soit la longueur du muscle, les fuseaux neuromusculaires vont également se raccourcir sous l'effet de l'excitation des motoneurones γ . Lors d'une contraction volontaire, la commande supraspinale réalise ainsi une co-activation des motoneurones α et γ et donc une co-contraction des fibres intra- et extra-fusales. Lorsque les extrémités du fuseau se contractent, la partie centrale s'allonge, la partie centrale des récepteurs sensoriels reste excitable et capable de renseigner le système nerveux central par l'intermédiaire des fibres sensorielles Ia et II. La coactivation α - γ compense donc, par la contraction des fibres intrafusales, l'effet de relâchement du fuseau consécutif au relâchement des fibres intrafusales.

- Contraction involontaire. Lors d'une contraction musculaire, le fuseau neuromusculaire est libéré de sa tension. Si une résistance s'oppose au raccourcissement musculaire, la commande gamma provoque une contraction intrafusale qui vient renforcer l'activité du motoneurone alpha (servo-assistance). L'activation des motoneurones γ provoque en effet une tension fusoriale avec augmentation de la fréquence de décharge des fibres afférentes Ia, excitation de la voie motrice alpha et réponse musculaire.

Les fuseaux neuromusculaires et le système de fibres afférentes et efférentes qui leur est lié sont capitaux pour la réalisation des réflexes spinaux.

Les nocicepteurs

Un nocicepteur (ou récepteur nociceptif) est un récepteur sensoriel de la douleur qui fait naître un message nerveux lorsqu'il est stimulé, ce message passe d'abord par le bulbe ou la moelle épinière, où se déclenche un réflexe de sauvegarde de l'intégrité physique (réflexe défensif, réflexe court), avant d'être relayé jusqu'au cerveau où il sera interprété (intégration, modulation, habituation).

Le nocicepteur peut être cutané. Dans ce cas, on distinguera 3 types de nocicepteurs :

- Mécanorécepteurs, (fibre $A\delta$) sensibles à la déformation mécanique de la peau, à une pression intense (par exemple lorsqu'on tape violemment notre main contre un mur) ;
- Thermorécepteurs, (fibre $A\delta$) sensibles aux températures extrêmes : supérieures à 45°C ou inférieures à 10°C ;
- Récepteur polymodal, (fibre C) sensibles à la fois à la douleur et à la température, ce sont les récepteurs les plus nombreux.

Le nocicepteur peut être également musculaire et articulaire.

Fonctionnement des récepteurs

On distingue 2 types de récepteurs (cf figure 9):

- Récepteurs phasiques ou à adaptation rapide
 - Réponse rapide par une décharge maximale mais brève
 - Diminution de la réponse si maintien du stimulus
 - Corpuscules de Meissner et Pacini

- Récepteurs toniques ou à adaptation lente
 - Décharge maintenue tout au long du stimulus
 - Disques de Merkel et Corpuscules de Ruffini
 - Propriocepteurs articulaires (pour le maintien de l'équilibre), chimiorécepteurs (substances chimiques dans le sang), nocicepteurs (douleur)

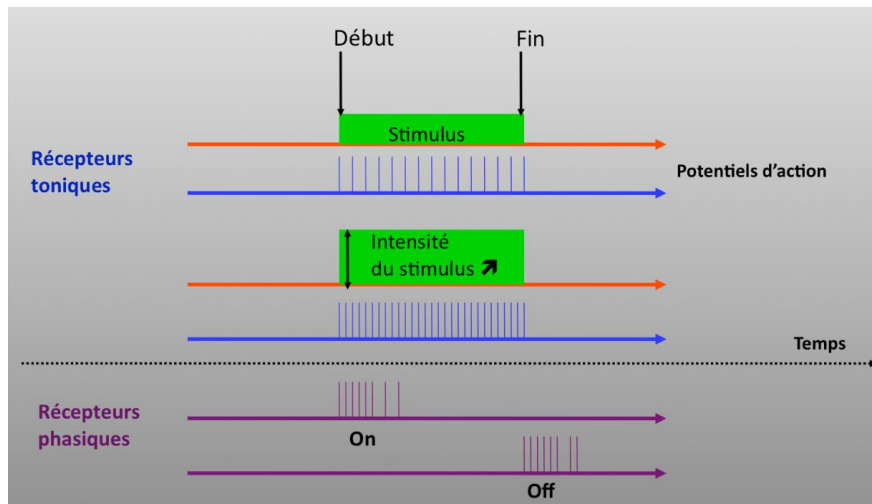


FIGURE 19 : FONCTIONNEMENT DES RECEPTEURS

4.4) Les réflexes spinaux

L'ensemble de ces informations sont tirées du site <https://sites.google.com/site/aphysionado/home> (Sauleau).

Le réflexe est une activité physiologique très sophistiquée décrite comme une activité ou une variation d'activité d'un effecteur. Elle est non volontaire et régulièrement déclenchée par l'activité d'un récepteur sensoriel.

L'information emprunte une voie plus ou moins complexe appelée arc (ou boucle) réflexe qui unit les afférences sensorielles (récepteurs et fibres sensoriels) et les efférences effectrices (interneurones, motoneurones, muscles ou glandes). Cet arc réflexe émettant des collatérales vers d'autres interneurones inhibiteurs et d'autres motoneurones, est à l'origine d'une réponse complexe incluant plusieurs groupes musculaires.

Le réflexe spinal représente une réponse motrice simple et relativement stéréotypée en réponse à un type de stimulus spécifique. Les réflexes spinaux sont importants pour l'activité motrice de l'organisme en particulier pour le maintien de la posture. Nombre d'actions inconscientes ou subconscientes dépendent très largement d'activités réflexes déclenchées par l'activation de

récepteurs sensoriels. Ces récepteurs sensoriels excitent les interneurons et/ou les motoneurons spinaux et, par voie de fait provoquent la contraction ou le relâchement de certains groupes de muscles.

Les activités réflexes ne dépendent pas des ordres émanant des centres encéphaliques: les réflexes spinaux persistent en effet après section médullaire complète. Le tableau clinique initial, appelé choc spinal, comporte une paraplégie ou une quadriplégie flasque, une hyporéflexie, une perte des fonctions végétatives et de toutes les modalités sensitives en dessous du niveau lésé. En général, après 3 ou 4 semaines (plus rapidement chez l'animal), les réflexes réapparaissent et deviennent exagérés (hyperréflexie) alors que la motricité volontaire et la perception sensitive restent abolies. Cette hyperréflexie s'inscrit alors dans le cadre d'une paralysie dite spastique.

Dans les conditions normales, les réflexes spinaux sont cependant profondément modulés par les structures centrales qui les amplifient ou les diminuent. De plus, la plupart des actes moteurs volontaires issus des centres encéphaliques sont réalisés par le biais de projections descendantes qui modulent l'activité des interneurons interposés sur les circuits réflexes médullaires. Seule une minorité de projections motrices corticospinales font en effet synapse directement sur les motoneurons spinaux (c'est le cas des mouvements fins des mains et des doigts). Les ordres moteurs d'origine encéphaliques consistent donc, pour la plupart, à moduler des activités réflexes qui siègent à l'étage spinal.

Les réflexes spinaux les plus importants sont :

- Le réflexe d'étirement ou réflexe myotatique
- Le réflexe myotatique inverse
- Le réflexe de flexion

Les réflexes myotatiques reposent principalement sur l'activation de deux mécanorécepteurs sensoriels tendino-musculaires :

- Les fuseaux neuromusculaires
- Les organes tendineux de Golgi

Le réflexe myotatique (ou réflexe d'étirement)

Le réflexe myotatique (ou réflexe d'étirement) est un réflexe monosynaptique. Il correspond à la contraction d'un muscle en réponse à son étirement involontaire. Lorsqu'on étire un muscle, celui-ci développe une tension qui va durer aussi longtemps que dure l'étirement. Cette tension s'oppose à l'étirement et vise à maintenir constante la longueur du muscle (c'est-à-dire à ramener le muscle à sa longueur initiale).

Si on sectionne le nerf mixte issu du muscle, le même étirement n'engendre plus qu'une petite tension due cette fois-ci aux éléments viscoélastiques du muscle. La différence entre les deux tensions correspond à la tension développée par le réflexe myotatique.

Ce réflexe représente l'activité la plus rapide sur le plan moteur. Il contribue au tonus musculaire et joue un rôle fondamental dans les processus antigravitaires.

Le réflexe myotatique trouve son origine dans les fuseaux neuromusculaires. Les afférences sensibles issues des fuseaux neuromusculaires sont des fibres myélinisées de type Ia et II (les fibres de plus gros diamètre et les plus rapides de l'organisme). Ces fibres représentent la branche périphérique de l'axone en T des neurones sensoriels dont les corps cellulaires sont localisés dans le ganglion spinal rachidien. La branche proximale des axones des fibres sensorielles pénètre dans la moelle épinière par les racines dorsales et remonte vers les centres somesthésiques supérieurs.

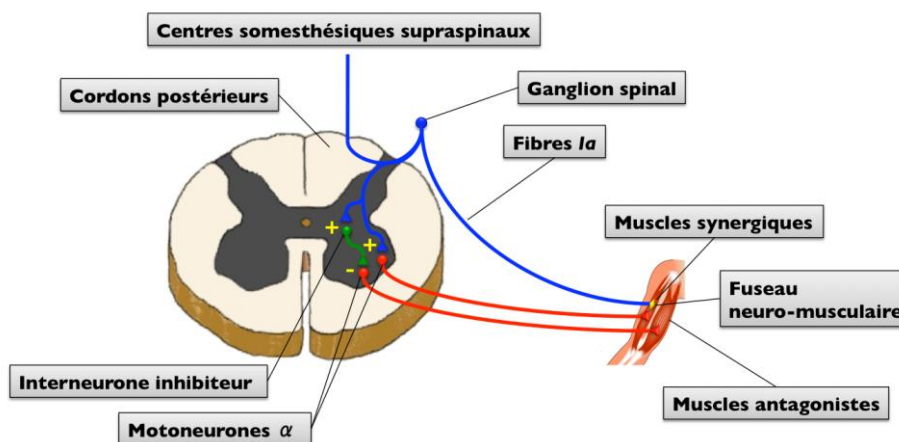


FIGURE 20 : FONCTIONNEMENT DU REFLEXE MYOTATIQUE

Ces axones se divisent entre temps au sein de la substance grise de la moelle épinière. Ils émettent des branches collatérales qui excitent :

- de façon monosynaptique, les motoneurones α du muscle étiré, situés dans la corne antérieure de la moelle
- de façon monosynaptique, les motoneurones α des muscles synergiques du muscle étiré
- des interneurones médullaires de type Ia, inhibiteurs des muscles antagonistes du muscle étiré

Les fibres sensorielles issues des fuseaux neuromusculaires et les motoneurones α sur lesquels elles agissent constituent l'arc réflexe myotatique. L'organisation de cet arc réflexe, appelée innervation réciproque, permet d'activer un groupe de motoneurones et de contracter un groupe musculaire donné (par exemple les muscles extenseurs de la jambe, droit antérieur de la cuisse et ses muscles synergiques, comme le vaste intermédiaire) et d'inhiber simultanément les motoneurones des muscles antagonistes (ici les fléchisseurs de la jambe, comme le semi-tendineux).

Dans le cas de l'étirement passif d'un muscle extenseur (sous l'action du poids que supporte le muscle ou lors de la recherche d'un réflexe ostéo-tendineux au moyen d'un marteau réflexe), l'étirement de la région centrale du fuseau neuromusculaire entraîne la dépolarisation des axones des fibres Ia et II par ouverture des canaux ioniques mécanosensibles. Cet étirement entraîne une décharge de potentiels d'action dans les fibres sensorielles de fréquence proportionnelle à l'allongement (codage statique) et à la vitesse de l'élongation du muscle (codage dynamique).

Les messages issus des fuseaux neuromusculaires de l'extenseur parviennent directement aux motoneurones α de l'extenseur par l'intermédiaire d'une seule synapse, il s'agit d'un réflexe monosynaptique. Cette synapse est excitatrice et la libération synaptique de neurotransmetteur active les motoneurones α de l'extenseur. Cette excitation augmente l'activité des motoneurones α : elle augmente la fréquence des potentiels d'action et par conséquent contracte le muscle extenseur.

La synapse de la fibre Ia sur l'interneurone Ia est elle aussi excitatrice alors que la synapse de l'interneurone sur le motoneurone α est inhibitrice. La libération de neurotransmetteur sur les récepteurs post-synaptiques provoque ici l'hyperpolarisation du motoneurone et par conséquent diminue son activité. L'interposition de l'interneurone a donc un effet opposé sur le muscle fléchisseur par rapport au muscle extenseur : le muscle fléchisseur se relâche.

Les deux muscles présentent ainsi un comportement antagoniste au cours du réflexe myotatique. La contraction du muscle activé (extenseur) corrige son étirement et le relâchement du muscle antagoniste (fléchisseur) permet la contraction et donc le mouvement induit par le muscle extenseur. Cette balance contraction/décontraction musculaire permet le mouvement réflexe et participe au maintien de la posture lorsqu'il s'agit des muscles antigravitaires.

L'arc réflexe est également sous la dépendance des motoneurones γ :

- En conditions physiologiques, les motoneurones γ maintiennent la sensibilité de l'arc réflexe lors des raccourcissements musculaires. L'activation de la boucle γ raccourcit les fibres intrafusales "détendues" par la contraction involontaire du muscle (ici par réflexe spinal). Le raccourcissement du fuseau, sans effet mécanique sur l'articulation, permet de maintenir l'excitabilité du fuseau et la décharge au sein des fibres sensorielles afférentes.
- En cas de lésion des voies motrices descendantes, il apparaît secondairement, après la phase de paralysie hypotonique, un déséquilibre des influences supraspinales entraînant l'hyperactivité des motoneurones γ , et par conséquent les phénomènes de spasticité et d'hypertonie.

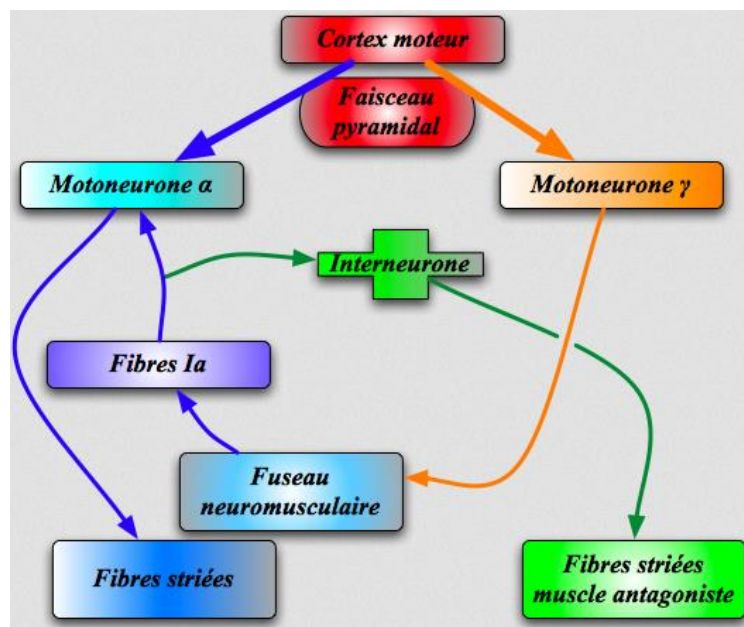


FIGURE 21 : ORGANISATION DU REFLEXE MYOTATIQUE

Le réflexe myotatique inverse

Le réflexe myotatique inverse prend son origine dans l'activation des récepteurs tendineux de Golgi. Les fibres sensorielles afférentes se projettent sur des interneurons médullaires inhibiteurs qui inhibent les motoneurons α du muscle concerné et sur des interneurons excitateurs qui excitent les motoneurons alpha des muscles antagonistes. L'organisation de cet arc réflexe est donc opposée à celle de l'arc réflexe myotatique (d'où son nom). La fonction du réflexe myotatique inverse est cependant complémentaire de celle du réflexe myotatique d'étirement.

L'organe tendineux de Golgi informe le système nerveux de la tension exercée sur le muscle. Dans le cas du maintien prolongé d'une posture, le muscle (par exemple le droit antérieur de la cuisse) fatiguera progressivement et la force qu'il développe diminuera. La diminution de force diminuera donc l'activité des récepteurs de Golgi. Ceux-ci inhibant l'activité des motoneurons du muscle (le droit antérieur ici), la diminution d'activité des récepteurs de Golgi augmentera l'activité des motoneurons alpha et augmentera en conséquence la contraction du muscle. Un réflexe coordonné impliquant les récepteurs de Golgi et les fuseaux neuromusculaires permet donc de majorer la contraction des muscles antigravitaires et de maintenir la posture.

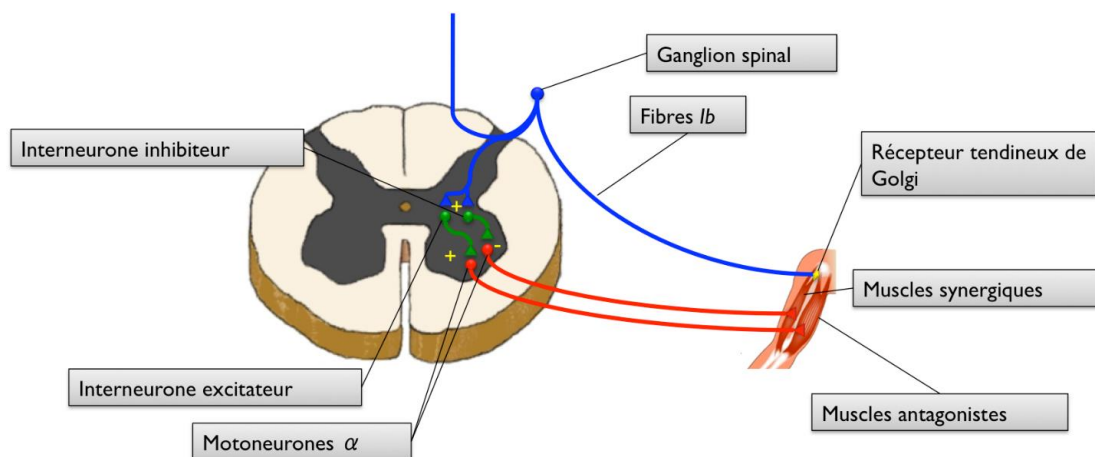


FIGURE 22 : FONCTIONNEMENT DU REFLEXE MYOTATIQUE INVERSE

Les réflexes de flexion

Ces réflexes ont pour but de provoquer des réactions de retrait, par exemple pour éloigner un membre d'un stimulus douloureux (piqûre d'aiguille, chaleur de flamme...) mais également pour adapter la position du membre lors de la locomotion.

Les récepteurs sensoriels à l'origine de ce réflexe incluent de multiples récepteurs sensoriels situés sur la peau, les muscles, les articulations et les viscères.

Le réflexe de flexion comporte plusieurs synapses. Cette organisation permet la mise en place de réponses plus complexes que le réflexe myotatique.

La stimulation des fibres sensibles nociceptives provoque l'excitation des muscles fléchisseurs et l'inhibition des muscles extenseurs du membre stimulé et des réponses opposées dans le membre controlatéral: les muscles extenseurs y sont excités et les muscles fléchisseurs inhibés.

Les afférences nociceptives provoquent ainsi l'excitation d'interneurones excitateurs des motoneurones α des muscles fléchisseurs ipsilatéraux et l'excitation d'interneurones inhibiteurs des motoneurones α des muscles extenseurs ipsilatéraux. L'excitation des interneurones commissuraux (qui croisent la ligne médiane de la moelle) provoquent la réponse inverse sur le membre controlatéral. Il existe donc ici une double innervation réciproque.

De chaque côté, plusieurs groupes musculaires sont impliqués dans la réponse : le mouvement de flexion va en pratique concerner la majorité des articulations du membre. Ceci tient à la divergence des afférences sensorielles nociceptives qui s'étendent à plusieurs groupes de motoneurones.

Le réflexe d'extension croisée améliore le support postural durant le retrait par rapport au stimulus douloureux.

Par rapport au réflexe d'étirement, le réflexe de flexion présente certaines particularités:

- il est évoqué par des récepteurs multiples et non spécifiques: la réponse varie pour des modifications de la nature et de la position du stimulus
- il est polysynaptique: sa réponse est de latence allongée par rapport au réflexe d'extension monosynaptique
- il présente un fort niveau de divergence au sein de l'arc réflexe: il concerne plusieurs articulations du membre ipsilatéral mais également controlatéral
- il est non linéaire: de faibles stimuli sont sans effet mais au-delà d'un seuil d'intensité, une réponse intense apparaît, prédominant sur toutes les autres modalités réflexes
- sa réponse peut perdurer longtemps après la fin du stimulus du fait de la persistance de post-décharges des interneurons impliqués dans l'arc réflexe.

Comme les autres voies réflexes, les interneurons du réflexe de flexion reçoit des influences convergentes de différentes sources: récepteurs cutanés, autres interneurons spinaux, voies descendantes.

Dans les conditions normales, il faut un stimulus nociceptif appliqué sur le membre pour provoquer le réflexe de flexion. Après lésion des voies descendantes, des stimulations non nociceptives (comme une pression modérée du membre) peuvent entraîner une réponse réflexe en flexion. Les projections descendantes que reçoit la moelle ont donc pour fonction, au moins en partie, de filtrer les afférences sensorielles susceptibles de provoquer la réponse des interneurons du réflexe de flexion.

5) Théorie et méthodes numériques du contrôle du mouvement humain

Le contrôle du mouvement humain est une tâche très complexe. Cette complexité vient notamment de la non-linéarité du système musculo-squelettique mais surtout de la redondance du système moteur : plusieurs mouvements possibles permettent de réaliser une seule et même tâche. Ce problème de redondance a été évoqué pour la première fois par Bernstein (1967) comme étant « the degree-of-freedom problem ». Cette redondance ne doit pas être vue comme un problème mais plutôt comme un atout permettant de réaliser une infinie variété de mouvements et d'en assurer la stabilité.

5.1) Un mouvement optimal

Malgré le nombre infini de mouvement possibles, il a été observé expérimentalement une certaine régularité dans ces mouvements. Par exemple, Morasso (1981) a observé que les mouvements d'un point à un autre sont similaires quel que soit l'individu, la direction ou l'amplitude. Il est admis dans la littérature que ce choix de mouvement est la conséquence de la recherche d'optimalité du mouvement. Ce mouvement peut être optimal soit par sa douceur, soit par la minimisation des efforts nécessaires au mouvement, voire par une combinaison des deux. Afin d'optimiser par une approche numérique le mouvement, une fonction coût doit être minimisée. Les mouvements caractérisés par la douceur ont dans un premier temps été évoqués par Flash et Hogan (1985) comme la minimisation des saccades. Pour cela la fonction de coût revient à la somme des carrés des dérivées des accélérations :

$$J = \int_0^T |\ddot{x}_t|^2 dt \quad (1)$$

Uno et al. (1989) proposent une alternative à cette fonction de coût en utilisant la variation de couple aux articulations :

$$J = \int_0^T |\dot{\tau}_t|^2 dt \quad (2)$$

On remarque que ces 2 fonctions de coût sont similaires car liées par la loi de Newton.

Todorov et Jordan (2002) ont introduit un coût énergétique prenant en compte l'activation musculaire et donc indirectement les efforts musculaires :

$$J = \int_0^T |u_t|^2 dt \quad (3)$$

Un autre critère a également été proposé par Harris et Wolpert (1998), le critère de « minimum endpoint variance ». Ce critère permet d'augmenter la précision du mouvement.

Une publication plus récente met en évidence l'aspect temporel du mouvement, permettant ainsi de déterminer la durée d'un mouvement. En effet Shadmehr et al. (2010) ont ajouté leur fonction de coût temporel aux coûts d'activation musculaire et de « minimum endpoint variance » :

$$J = \alpha \left(1 - \frac{1}{1 + \beta t} \right) \quad (4)$$

En résumé, alors que certains travaux sont basés sur un seul critère de coût (énergétique, temporel, douceur) d'autres préfèrent utiliser une combinaison linéaire de ces derniers. Seule une approche cognitive permettrait de déterminer ces critères d'optimalité du mouvement qui dépendent de l'individu, de sa perception et de son interprétation du contexte dans lequel il évolue. En effet, dans l'ensemble des critères évoqués ci-dessus, un objectif bien précis est fixé (par exemple : déplacement d'un point à un autre) dans un contexte bien précis également (un laboratoire). Or selon l'objectif et le contexte, la réalisation du mouvement pourra être totalement différente.

Prenons l'exemple d'un individu qui souhaite déplacer un objet d'un point A vers un point B dans différents contextes :

- Si la zone B où l'objet doit être déposé est étroite l'individu prendra soin de le poser précisément au point B, dans ce cas il favorisera le critère de « minimum endpoint variance ».
- Si l'objet en question est un verre rempli d'eau l'individu fera en sorte de renverser le moins possible d'eau, pour cela il favorisera le critère de douceur.
- Si l'objet est brûlant, l'individu voudra éviter de se brûler, il favorisera donc le critère de temps.
- Si l'objet ne présente aucune particularité mais que la tâche doit être répétée un nombre important de fois, dans ce cas se sera le critère énergétique qui sera favorisé afin de diminuer la fatigue.

On remarque donc que pour un même objectif chaque contexte possède sa propre stratégie de mouvement. La stratégie du mouvement doit donc être déterminée par un modèle cognitif qui est capable d'analyser le contexte et donc de déterminer la combinaison optimale des différents coûts (énergétique, temporel, douceur).

5.2) Des modèles internes

Une fois la stratégie du mouvement choisie, il faut le générer et le contrôler. Pour cela plusieurs théories sont disponibles dans la littérature. La génération et le contrôle du mouvement étant des tâches complexes il est nécessaire de décomposer en plusieurs modules ayant chacun une fonction propre, ces modules sont appelés des modèles internes.

Le modèle « Forward »

Un modèle « Forward » est un modèle capable de prédire les conséquences sensorielles d'une action. C'est en quelque sorte une représentation du système neuromusculo-squelettique. Cette représentation est le fruit d'un long apprentissage.

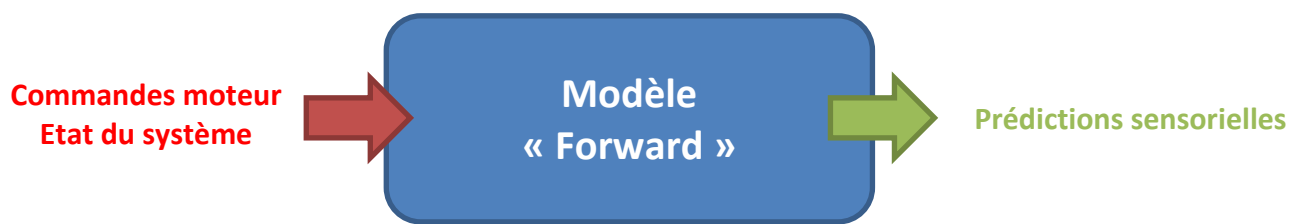


FIGURE 23 : LE MODELE "FORWARD"

Le modèle Inverse

Ce modèle est dit inverse car il détermine l'activation musculaire nécessaire pour atteindre l'objectif souhaité. Cette relation objectif-activation musculaire est à la fois déterminée par le système neuromusculo-squelettique et par la fonction de coût définissant l'optimalité du mouvement. Pour obtenir ce modèle inverse, on peut utiliser un modèle « Forward » en appliquant les fonctions de coût précédemment choisies.



FIGURE 24 : LE MODELE INVERSE

Le modèle d'estimation de l'état du système

Le corps humain est composé de nombreux capteurs sensoriels présents au niveau des muscles, de la peau, des articulations... Ces capteurs sensoriels donnent de nombreuses informations mais ces informations sont souvent bruitées. C'est pour cela qu'un filtre de Kalman associé à un modèle Forward a été proposé par Wolpert et al. (1995). Ce modèle permet d'estimer l'état actuel du système à partir des informations sensorielles et des prédictions dépendant de l'état précédent.

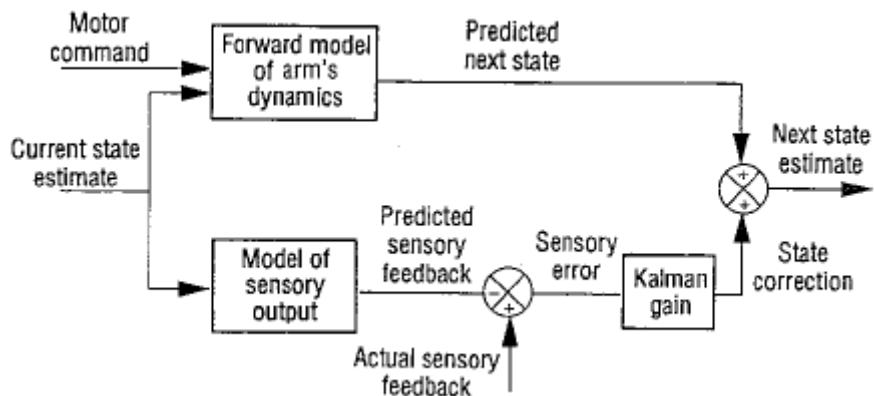


FIGURE 25 : ESTIMATION DE L'ETAT DU SYSTEME (WOLPERT ET AL. , 1995)

5.3) Différentes méthodes de contrôle

Pour le contrôle du mouvement, il existe différentes méthodes dont voici un inventaire.

Le contrôle « Feedforward »

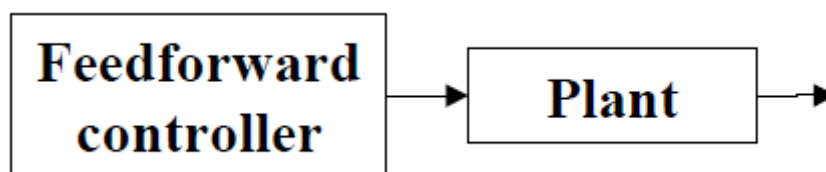


FIGURE 26 : CONTROLE « FEEDFORWARD »

Le contrôle « Feedforward » est un contrôle en boucle ouverte, c'est-à-dire que le contrôleur envoie les données d'entrée au système mais n'analyse pas les conséquences pour les adapter. Ce type de contrôleur correspond à des tâches motrices rapides (saccades oculaires par exemple) et non perturbées car son principal défaut est l'instabilité. Ce type de contrôleur est souvent un modèle inverse (Rasmussen et al. , 2001).

Le contrôle « Feedback »

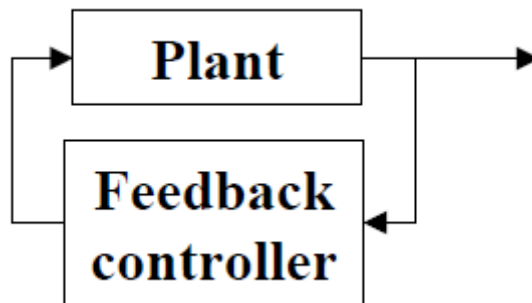


FIGURE 27 : CONTROLE "FEEDBACK"

Le contrôleur « Feedback » est un contrôleur qui utilise les données de sortie du système pour ajuster les données d'entrée. La plupart du temps, des contrôleurs de type « PID » (« Proportional-Integral-Derivative) sont utilisés comme Östth et al. (2012) l'ont fait afin de modéliser le contrôle de la posture. Ce type de contrôleur est adapté pour le maintien de la posture mais pas pour la stabilité des mouvements.

Le contrôle « Feedforward-Feedback »

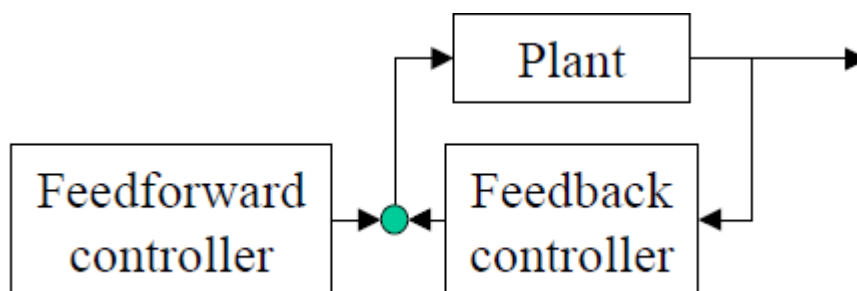


FIGURE 28 : CONTROLE "FEEDFORWARD-FEEDBACK"

Le contrôleur « Feedforward-Feedback » est la combinaison d'un contrôleur « Feedforward » avec un contrôleur « Feedback ». Il permet donc à la fois le maintien de la posture et la stabilité d'un mouvement.

Cependant ce type de contrôle ne permet pas de respecter le « minimum intervention principe » de Todorov et Jordan (2002) qui dit que la correction d'une perturbation n'a lieu que si celle-ci a un effet négatif sur l'atteinte de l'objectif, car le contrôleur « Feedback » intervient contre toutes les perturbations et ne prend pas en considération l'objectif.

Le contrôle « MPC » (Model Predictive control)

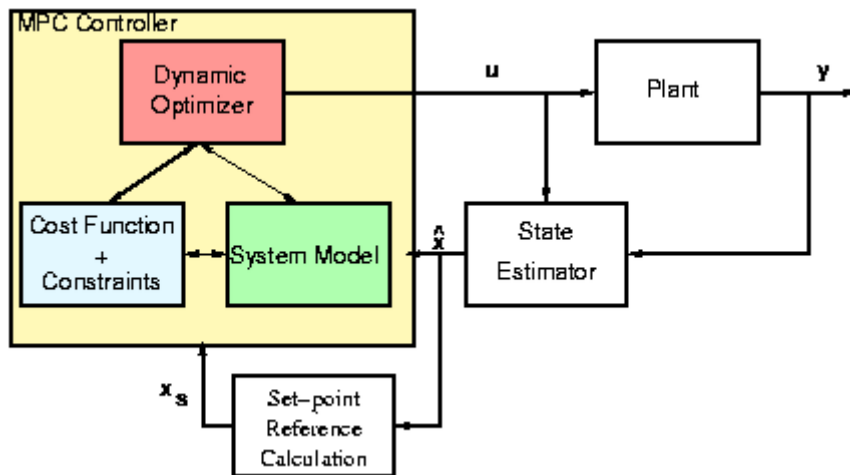


FIGURE 29 : CONTROLE "MPC"

Le contrôleur « MPC » utilise un modèle du système afin d'optimiser les données d'entrée en fonction de l'objectif et de l'état actuel du système. L'objectif est une valeur de consigne (set-point reference) et la réalisation de ce dernier est définie par l'optimisation d'une fonction de coût et des contraintes. Un modèle d'estimation de l'état du système est utilisé pour déterminer l'état actuel du système. Ce type de contrôle correspond exactement à la théorie du contrôle optimal évoquée par Todorov et Jordan (2002) et Scott (2004). Cependant les critères de coût, des contraintes et de la valeur de consigne doivent être établis au préalable par l'utilisateur ou un modèle cognitif.

5.5) En résumé...

Le fonctionnement du mouvement humain peut être qualifié de pyramidal :

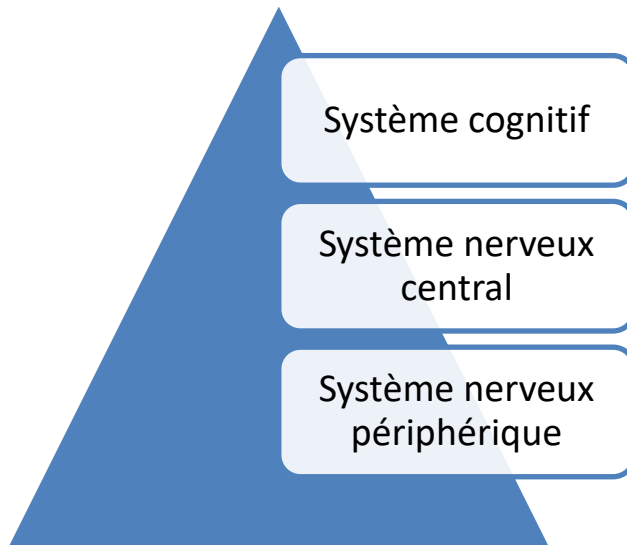


FIGURE 30 : SYSTEME PYRAMIDAL DU SYSTEME NERVEUX

La base de cette pyramide est le système nerveux périphérique composé des organes sensoriels (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi, corpuscules de Ruffini) des motoneurones ainsi que de nerfs. Le système nerveux périphérique permet donc de transmettre les informations sensorielles provenant des différents organes sensoriels vers le SNC et de transmettre les commandes motrices provenant du SNC vers les muscles. Le système nerveux périphérique a donc un rôle primordial dans le contrôle du mouvement car il est essentiel à la perception et à la motricité. De plus il intègre des réflexes (reflexe myotatique et myotatique inverse) grâce à des synapses situées au niveau des racines nerveuses situées dans la moelle épinière.

Le système nerveux central est composé de la moelle épinière et du cervelet. Il permet en fonction d'objectifs, d'établir une stratégie de contractions musculaires en adéquation avec l'état actuel du système musculosquelettique grâce aux informations provenant du système nerveux périphérique. Cette stratégie de contractions musculaire est ensuite transmise aux muscles par l'intermédiaire des nerfs efférents.

Le système cognitif permet de déterminer les objectifs et contraintes du mouvement en fonction d'une perception plus globale de l'environnement.

Ces 3 systèmes sont indispensables à la réalisation de mouvements adaptés au contexte.

Partie 2 : Modélisation de boucles sensorielles et motrices

Cette partie a fait l'objet d'une publication intitulée « Implementation of reflex loops in a biomechanical finite element model. » dans le journal « Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering » (Salin et al., 2016) et d'une soumission dans le « Journal of Biomechanical Engineering » intitulée « Validation of a reactive human body model based on experimental characterization of the deep tendon stretch reflex of the biceps brachial »

Elle a également fait l'objet d'une présentation oral à l'ISB Congress (Glasgow, 2015) intitulée « Towards an autonomous reactive finite element model of the human arm » et une présentation orale au congrès SFMES-SFTS (Orléans, 2015) intitulée « Vers l'intégration de boucles sensorielles et motrices dans un modèle éléments finis (EF) du bras humain ».

1) Introduction

Dans cette partie nous allons décrire les méthodes utilisées pour intégrer les boucles sensorielles et motrices dans un modèle EF détaillé du membre supérieur. Pour intégrer ces boucles sensorielles et motrices et rendre le modèle réactif il faut dans un premier temps que le modèle soit actif, c'est-à-dire qu'il puisse générer des efforts musculaires et des mouvements. Il a été décidé de concentrer le modèle sur le membre supérieur et plus précisément sur la flexion/extension du coude, limitant ainsi le modèle à un degré de liberté et 3 principaux muscles agissant dans ce mouvement : le biceps brachial, le brachialis et le triceps brachial. Des capteurs sensoriels ont été intégrés au sein même du modèle afin de mesurer les divers stimuli et de les transformer en signaux. Des boucles de type « réflexe » permettent d'établir le lien entre ces signaux et le recrutement des différents muscles. Des essais de caractérisation ont ensuite été effectués permettant ainsi de valider le modèle de boucle sensorielle et motrice.

2) Le modèle biomécanique

2.1) Acquisition géométrique

Pour réaliser le modèle biomécanique, une acquisition géométrique a été réalisée dans un premier temps. Pour cette acquisition géométrique, la méthode d'imagerie choisie est le scanner car il permet une acquisition précise des os, notamment au niveau des articulations. Le sujet utilisé pour l'acquisition géométrique devait être sain, c'est-à-dire ne présenter aucun trouble

musculo-squelettique, et proche du 50^{ème} percentile. Le sujet était âgé de 24 ans, mesurait 178cm et pesait 73kg. Le sujet étant l'auteur de ces travaux, il n'a pas été demandé de consentement. La procédure rigoureuse aurait consisté à demander un consentement de la part du volontaire et de réaliser une demande éthique auprès de l'université. Lors de l'acquisition au scanner, le sujet était en position couchée, le bras en extension complète et en abduction d'environ 45°.

Les séquences d'images acquises au format DICOM ont ensuite été segmentées grâce à l'utilisation du logiciel commercial de segmentation d'images médicales MIMICS®. La segmentation d'images médicales consiste à rassembler des pixels des images entre eux selon différentes méthodes afin de permettre la reconstruction d'objets en 3D. La segmentation permettra de reconstruire les os et les muscles à partir des images acquises lors du scanner.

La segmentation des os a été réalisée semi automatiquement, c'est-à-dire dans premier temps de façon automatique et dans un second temps en réalisant des retouches manuelles.

La première étape automatique consistait à appliquer un seuillage compris entre 226 et 1759 en intensité. Ce seuillage permet de sélectionner les pixels dont le niveau de gris se rapproche le plus des os. La sélection de ces pixels permet de représenter assez fidèlement les os longs en dehors des articulations. En effet le contraste étant plus difficile au niveau des articulations il faut effectuer des retouches manuelles, c'est-à-dire sélectionner manuellement les pixels, pour différencier les os. Ce travail manuel a donc été beaucoup plus important pour les os de la main car ceux-ci sont extrêmement proches(cf figure 36).

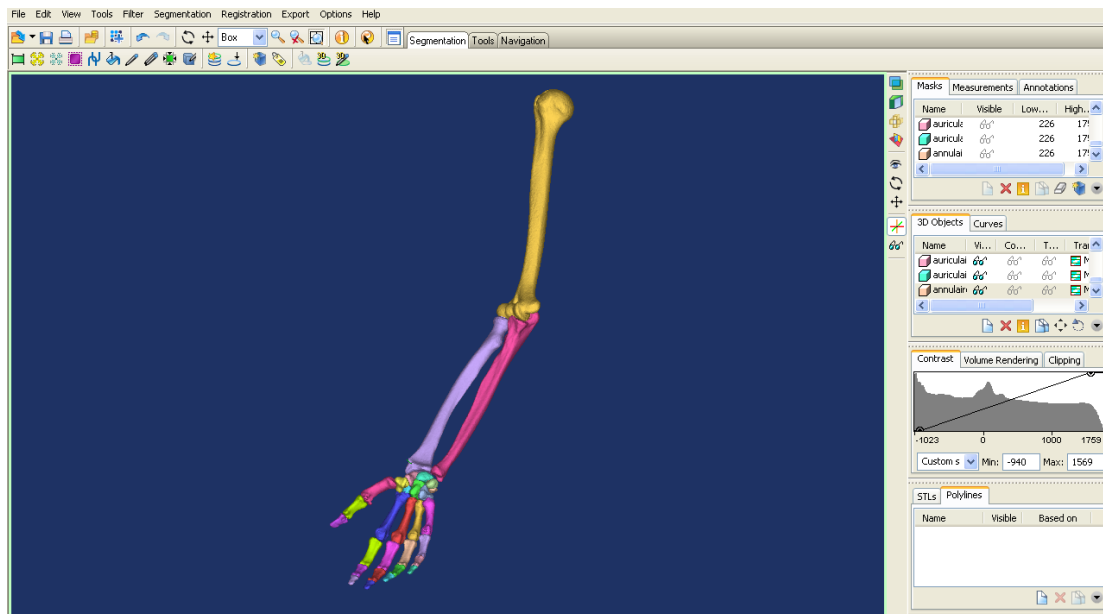


FIGURE 31 : SEGMENTATION DES OS

En ce qui concerne la segmentation des muscles et tendons, l'utilisation d'un seuillage adapté aux muscles avec une intensité comprise entre -5 et 135 ne permet pas d'obtenir des géométries musculaires satisfaisantes et de différencier les muscles entre eux. Une méthode de segmentation manuelle a donc été mise en place. Cette méthode ne requiert d'effectuer la segmentation seulement dans quelques sections des muscles (voir figure 40). En effet les muscles sont segmentés et différenciés sur quelques sections avec l'aide à la fois des images et de revues anatomiques. Ces différentes sections seront ensuite utilisées pour réaliser le maillage des muscles qui sera présenté plus loin.

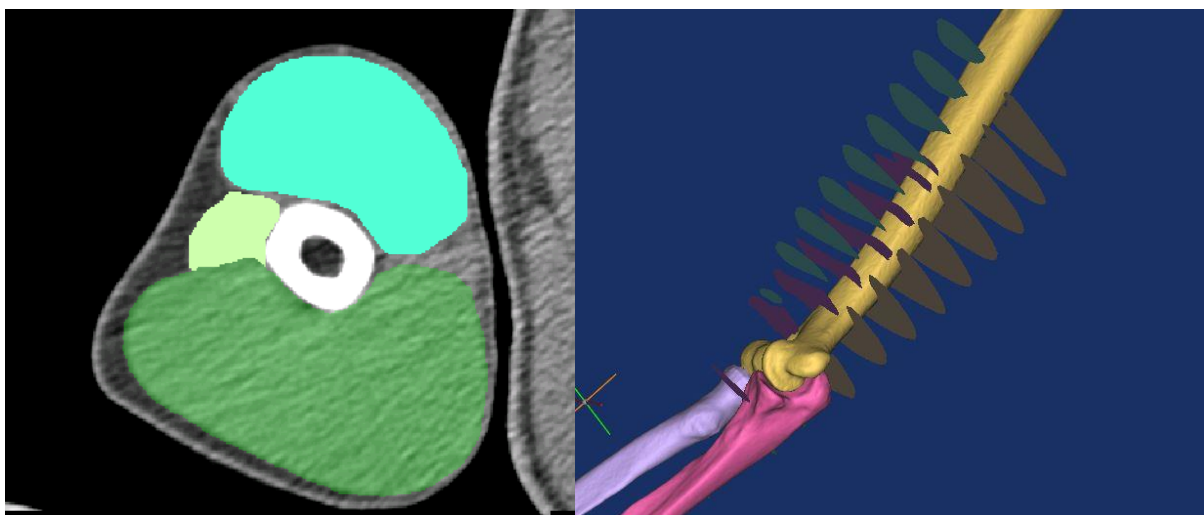


FIGURE 32 : SEGMENTATION DES MUSCLES

2.2) Maillage

Le maillage est une discrétisation spatiale d'un milieu continu. Son objectif est de décomposer un milieu continu en plusieurs éléments finis dans lesquels le comportement mécanique est connu/calculé. Un bon maillage doit donc être le plus régulier possible et les éléments doivent respecter la forme prédéfinie, c'est-à-dire ne pas être de forme « dégénérée » (aplatis ou tordus). Le logiciel Hypermesh® a été utilisé pour réaliser le maillage.

En ce qui concerne le maillage des os, il convient de différencier le maillage des os longs tels que l'humérus, le radius et l'ulna du maillage des os courts que sont les os de la main. Les os corticaux du bras et de l'avant-bras ont été maillés avec des éléments surfaciques triangulaires d'une taille moyenne d'environ 3mm. Cette taille d'éléments permet de conserver une bonne précision géométrique au niveau des articulations notamment tout en limitant le nombre d'éléments.

Le nombre d'éléments est respectivement de 6524, 2700 et 2652 pour les os corticaux de l'humérus, du radius et de l'ulna. Pour le maillage de l'os trabéculaire, comme il est essentiellement présent au niveau des épiphyses, les limites de l'os trabéculaire ont été déterminées sur les images du scanner (voir figure 38). Afin de créer le volume dans lequel sera maillé l'os trabéculaire, dans un premier temps la surface extérieure de ce volume a été obtenue en appliquant un offset de la demi-épaisseur, ensuite ce volume a été découpé au niveau de la limite déterminée sur les images du scanner.

Le volume obtenu a été ensuite maillé en éléments tétraédriques d'une taille moyenne d'environ 3mm. Cette procédure a été renouvelée pour chaque épiphyse. Le nombre d'éléments est respectivement de 9009, 1520 et 2301 pour les os trabéculaires de l'humérus, du radius et de l'ulna.



FIGURE 33 : LIMITE OS TRABECULAIRE

Les os de la main étant plus petits et sachant qu'ils allaient être utilisés en tant qu'éléments rigides dans le modèle une moindre attention a été apportée à la qualité du maillage. Les éléments sont surfaciques triangulaires et d'une taille moyenne de 1mm, il n'y a pas d'os trabéculaire modélisé.

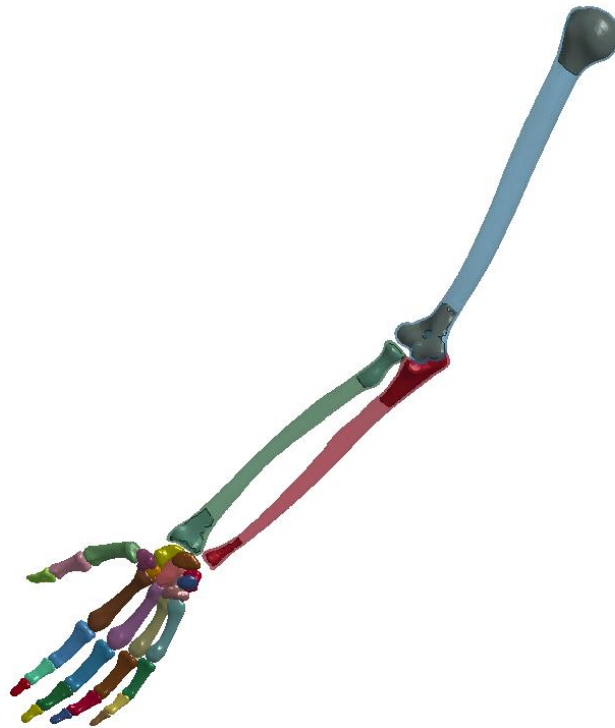


FIGURE 34 : MAILLAGE DES OS

Le maillage des muscles et des tendons doit être continu et les arrêtes des éléments doivent suivre les directions d'actions des muscles afin d'y intégrer des composantes contractiles selon la méthode de Behr et al. (2004). C'est pour cela que le nombre d'éléments présents dans l'épaisseur est impérativement conservé constant afin d'obtenir des lignes d'actions dans toute la longueur du muscle. Pour réaliser le maillage, la technique suivante a été utilisée :

- Maillage de la surface d'une section d'un muscle avec des éléments surfaciques carrés de taille 5mm.
- Transposition du maillage sur les autres sections du muscle.
- Création de ligne reliant les sections.
- Utilisation de la fonction « solid map » de Hypermesh® avec pour origine le maillage d'une section à une extrémité du muscle, pour destination le maillage de la section à l'autre extrémité du muscle et en suivant les lignes créés précédemment.

Le maillage obtenu est composé d'éléments hexaédriques.

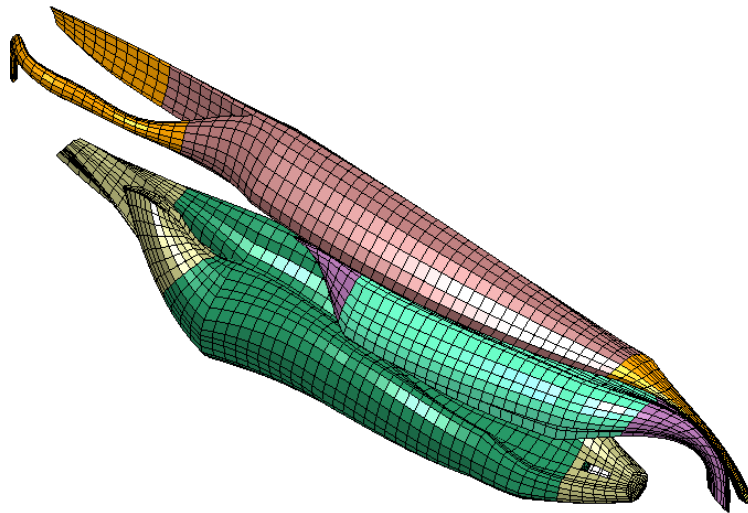


FIGURE 35 : MAILLAGE HEXAEDRIQUE MUSCLES ET TENDONS

Les composantes contractiles des muscles sont des éléments de type « discret » situés sur les arêtes des éléments qui sont dans la direction d'action des muscles, c'est-à-dire les arêtes longitudinales. Pour cela un script a été utilisé pour créer ces éléments grâce à l'ordre des nœuds dans la définition de chaque élément. Cette méthode générant des duplications, ces dernières ont ensuite été supprimées.

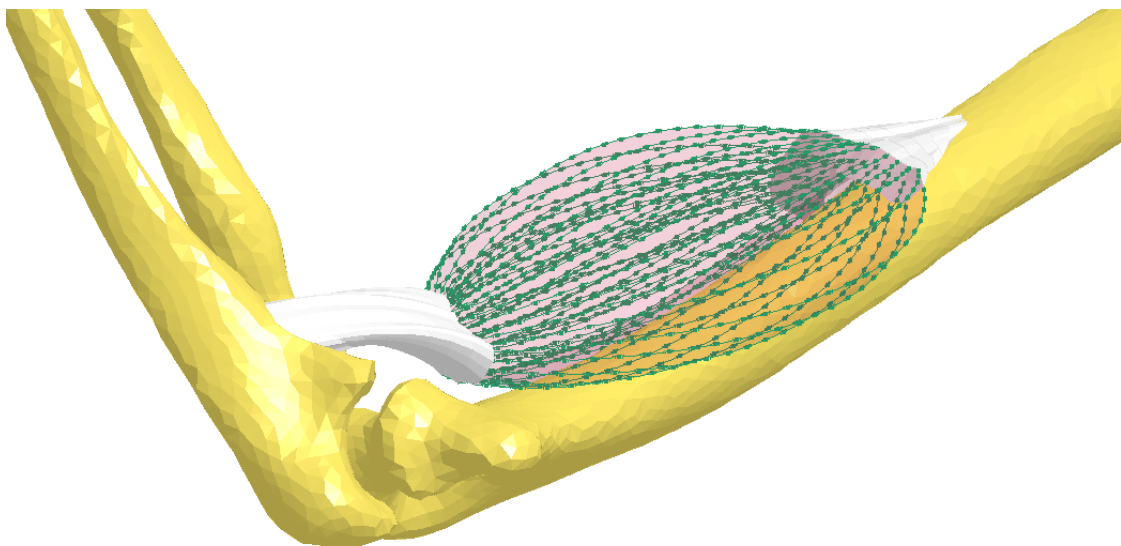


FIGURE 36 : MAILLAGE COMPOSANTES CONTRACTILES

La présence de ces éléments contractiles exerçant des forces au niveau des arêtes des éléments hexaédriques génèrent beaucoup d'énergie hourglass, c'est pour cela que ces éléments ont été transformés en éléments tétraédriques qui ne génèrent eux pas d'hourglass tout en conservant les arêtes selon la direction d'action du muscle.

Voici un tableau récapitulatif des différents maillages utilisés :

TABLEAU 1 : RECAPITULATIF MAILLAGE

	Type d'éléments	Taille d'éléments
Humérus (cortical)	Triangulaire	3mm
Radius (cortical)	Triangulaire	3mm
Ulna (cortical)	Triangulaire	3mm
Humérus (trabéculaire)	Tétraédrique	3mm
Radius (trabéculaire)	Tétraédrique	3mm
Ulna (trabéculaire)	Tétraédrique	3mm
Os de la main	Triangulaire	1mm
Corps musculaire	Tétraédrique	5mm
Composantes contractiles	Discret	5mm

2.3) Mise en données du modèle

Pour intégrer le modèle dans l'environnement du logiciel Ls-Dyna, différents paramètres ont été mis en place tels que la formulation des éléments, les matériaux choisis, la modélisation de l'articulation du coude, les contacts utilisés...

Formulations d'éléments

Les éléments triangulaires des différents os corticaux utilisent la formulation d'éléments de Bazely-Cheung-Irons-Zienkiewicz. Les éléments tétraédriques des os trabéculaires et des corps musculaires utilisent la formulation à 1 point de tétraèdre. Les éléments discrets des composantes contractiles utilisent une formulation d'éléments discrets classique. Les éléments hexaédriques des tendons utilisent quant à eux une formulation complètement intégrée spécialement conçue pour les éléments ayant un mauvais rapport hauteur/largeur et permettant une précision accrue. En effet les des tendons sont longs et fins et nécessite donc ce type de formulation.

Matériaux

Afin de réaliser d'importants gains en temps de calcul et puisque le modèle ne sera pas pour l'instant utilisé dans des situations traumatiques, les différents os, trabéculaires et corticaux, de la main et du bras ont été implémentés en matériaux rigides (MAT_RIGID(020) dans Ls-Dyna). Les tendons sont définis comme étant purement élastiques avec un module d'Young de 1200 MPa et un coefficient de poisson proche de 0.5 (0.49).

Les corps musculaires sont viscoélastiques avec un module de Bulk de 0.25 MPa, un module de cisaillement court de 0.1154 MPa et un module de cisaillement long de 0.086 MPa. Les composantes contractiles des muscles utilisent une loi matériau de muscle de Hill pour les éléments de type ressort, seule la composante active du muscle de Hill est utilisée et est pilotée par une courbe d'activation.

Les composantes passives élastiques et visqueuses du modèle de Hill sont modélisées par les corps musculaires qui possèdent une loi matériau viscoélastique. La force maximale générée par les composantes contractiles des muscles fléchisseurs et extenseurs est respectivement de 10N et 20N par fibre.

TABLEAU 2 : PROPRIETES MATERIAUX

	Carte Matériau	Masse volumique (g/mm ³)	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson	Module de Bulk (MPa)	Module de Cisaillement Court (MPa)	Module de Cisaillement Long (MPa)	Force maximale (N)
Humerus cortical	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Cubitus cortical	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Radius cortical	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Humerus trabéculaire	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Cubitus trabéculaire	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Radius trabéculaire	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Os de la main	MAT_RIGID(020)	0.002	1	0.3	-	-	-	-
Tendons	MAT_ELASTIC(001)	0.001	1200	0.49	-	-	-	-
Muscles	MAT_VISCOELASTIC(006)	0.001	-	-	0.25	0.1154	0.086	-
Fibres musculaires (biceps brachial et brachialis)	MAT_SPRING_MUSCLE(S15)	-	-	-	-	-	-	10
Fibres musculaires (triceps brachial)	MAT_SPRING_MUSCLE(S15)	-	-	-	-	-	-	20

Modélisation de l'articulation du coude

L'articulation du coude a été modélisée de façon simplifiée et de manière à limiter les libertés de l'articulation au seul mouvement de flexion/extension. Pour cela, dans un premier temps, le radius et le cubitus ont été fixés entre eux par une liaison rigide afin de supprimer les mouvements de supination/pronation de l'avant-bras. Pour réaliser la liaison rotule entre l'humérus d'un côté et le radius et cubitus de l'autre, nous avons utilisé des éléments de type « beam » à 6 degrés de liberté. Le premier élément (cf en vert sur la figure ci-dessous) relie de façon rigide un nœud du cubitus et un nœud « libre » se trouvant au centre de l'articulation. Le deuxième élément (cf en rouge sur la figure ci-dessous) relie le nœud « libre » avec un nœud de l'humérus se trouvant au même endroit en bloquant les translations et en autorisant les rotations.

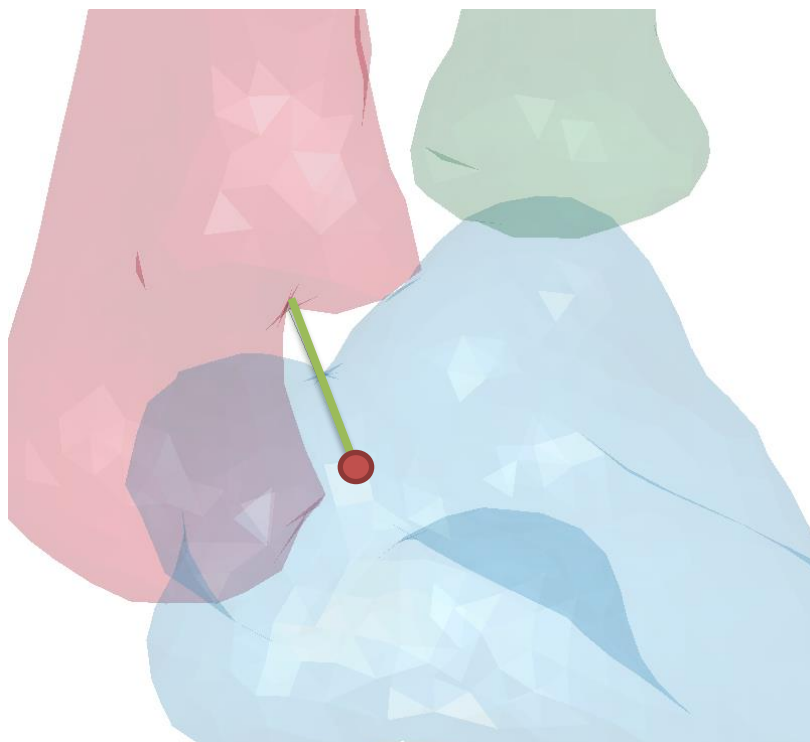


FIGURE 37: LIAISON ROTULE COUDE

Contact

Un contact automatique entre les surfaces (« AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE » dans LS-DYNA) a été utilisé. Ce contact utilise l'option SOFT = 2 qui permet de limiter les pénétrations car ces dernières sont détectées au niveau des segments entre eux et non entre les nœuds et les segments lors d'un contact classique. Cette option est mieux adaptée pour des contacts entre des tailles de mailles et des raideurs de matériau différentes comme c'est le cas entre les muscles/tendons et os.

Ajout de masse

Les tissus mous de l'avant-bras et de la main n'ayant pas été modélisés, il est donc nécessaire d'intégrer dans le modèle cette masse manquante afin d'obtenir des inerties réalistes. Des masses de 1000g et 600g ont été ajoutées respectivement au niveau des centres de gravité de l'avant-bras et de la main.

Mise en position « neutre » du modèle

L'acquisition géométrique du modèle ayant été réalisée avec le bras en extension totale pour des raisons liées aux contraintes de l'imagerie médicale, le modèle a été passé en position « neutre » c'est-à-dire avec une flexion du coude à 90°. Cette notion de position neutre est évoquée en ergonomie, notamment par Kumar (2004) comme étant la position générant le moins de contraintes dans les muscles, tendons et articulations. C'est également dans cette position que la force que peuvent générer les muscles est maximale.

Cette flexion du coude a été obtenue par le calcul en générant des efforts musculaires dans les muscles fléchisseurs (biceps brachial et brachialis). Une fois la flexion de 90° obtenue, le maillage est récupéré, nettoyé et mis à jour dans le modèle.

3) Intégration de boucles sensorielles et motrices

L'intégration de boucles sensorielles et motrices nécessite d'intégrer dans un premier temps des capteurs sensoriels au sein même du modèle éléments finis. Ces capteurs sensoriels permettent de transmettre des informations sur l'état du système musculo-squelettique (position, chargement). Dans un second temps ces informations sensorielles sont traitées afin de déterminer une réponse en terme d'activation musculaire, c'est le bouclage sensoriel et moteur. Dans cette partie le bouclage sensoriel et moteur sera limité des actions de type réflexe. Les 2 principaux types de capteurs sensoriels responsables de la proprioception (Rosenbaum, 2009), les fuseaux neuromusculaires et organes tendineux de Golgi, ainsi que leurs réflexes respectifs, les réflexes myotatique et myotatiques inverse, ont été intégrés dans le modèle.

3.1) Intégration des capteurs sensoriels

Méthode d'intégration

Comme il a été évoqué précédemment, 2 types de capteurs sensoriels ont été retenus : les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi. Les fuseaux neuromusculaires sont des fibres musculaires modifiées disposées parallèlement aux fibres du muscle, ils subissent donc les mêmes allongements et contractions que ces dernières. Les organes tendineux de golgi sont quant à eux disposés en série des tendons et sont sensibles aux efforts dans ces derniers. Les tendons ayant été modélisés avec un matériau purement élastique, les efforts sont donc proportionnels à leur élongation d'après la loi de Hooke ($\sigma = E\varepsilon$). Ces capteurs peuvent donc être disposés en parallèle des tendons.

Comme il n'est pas possible d'intégrer les modèles de capteurs sensoriels directement dans le modèle éléments finis, ces derniers sont intégrés indirectement. Cette intégration indirecte est réalisée en extrayant tout au long de la simulation les longueurs des composantes contractiles pour les fuseaux neuromusculaires, et des arrêtes longitudinales des éléments hexaédriques des tendons pour les organes tendineux de golgi. Pour extraire les longueurs des composantes musculaires, le fichier de sortie « deforc » a été utilisé. Ce fichier ASCII extrait les forces et variations de longueurs des éléments discrets sélectionnés au préalable.

Afin d'extraire les longueurs des arrêtes longitudinale la solution retenue a été d'y ajouter des éléments discrets, de la même manière que pour les composantes contractiles des muscles. Ces éléments discrets ont des caractéristiques mécanique nulle, c'est-à-dire qu'ils ne produisent aucun effort.

Le nombre d'éléments discrets dans les muscles étant très élevé (plus de 6000), l'écriture du fichier « deforc » augmente considérablement le temps de calcul, c'est pour cela qu'une simplification a été utilisée : les informations d'une seule section d'éléments discrets au milieu de chaque tendon et de chaque muscle ont été extraites dans le fichier « deforc » (cf figure 38).

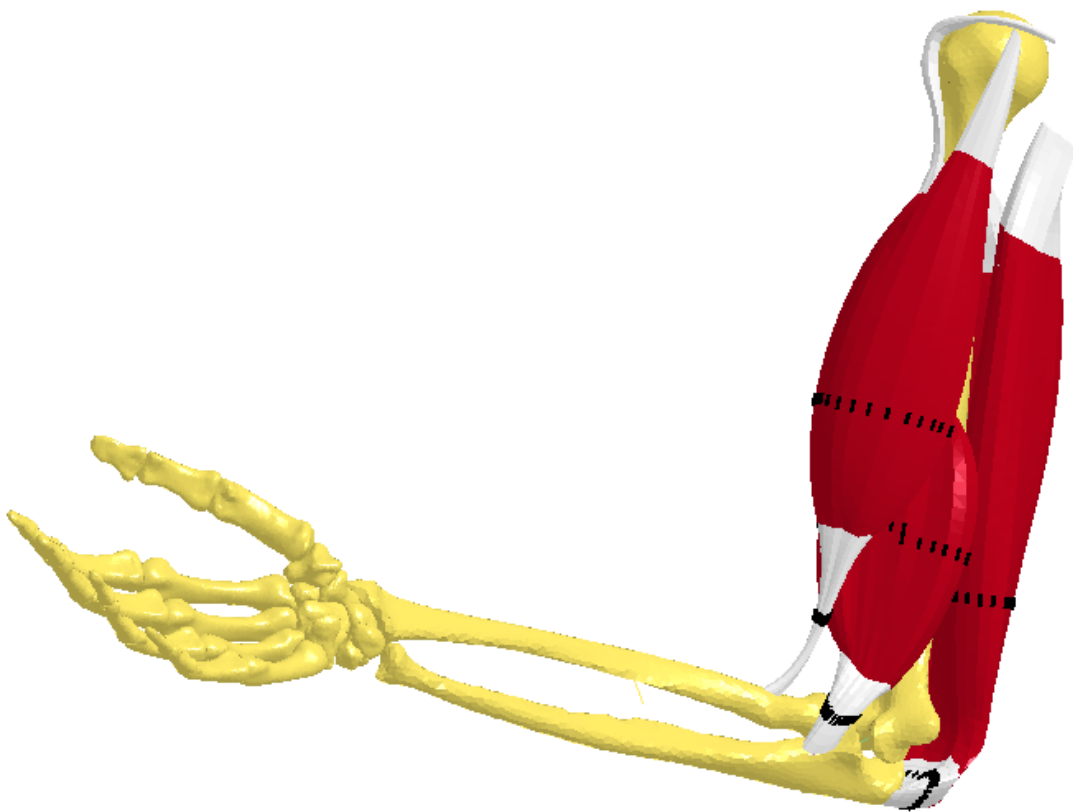


FIGURE 38 : INSERTION CAPTEURS SENSORIELS

Pour chaque section d'éléments discrets, la variation de longueur moyenne est calculée et est envoyée en donnée d'entrée vers les modèles de capteurs sensoriels.

Modèles de capteurs sensoriels

Modèle de fuseau neuromusculaire

Le modèle de fuseau neuromusculaire utilisé est basé sur le modèle de McMahon (1984). Ce modèle est similaire au modèle de muscle de Hill (1938), il est constitué d'une composante contractile (G) avec en parallèle un amortissement (B) et une composante élastique (KPE) ainsi qu'une composante élastique en série (KSE).

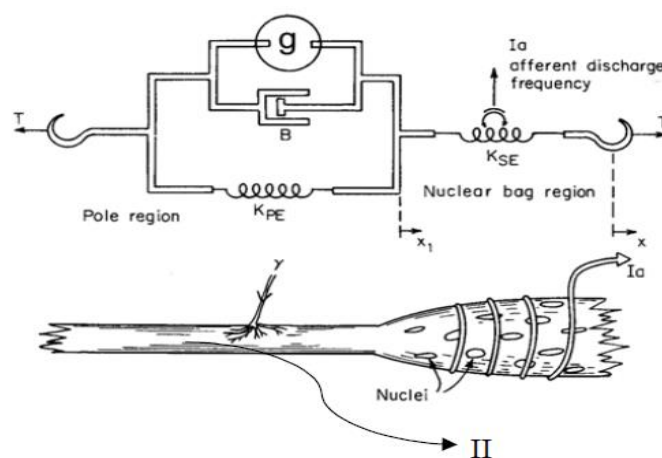


FIGURE 39 : MODELE DE FUSEAU NEUROMUSCULAIRE SELON MCMAHON (1984)

Ce modèle a été implémenté dans l'environnement de modélisation multi-corps Openmodelica en conservant les proportions des valeurs des paramètres des fibres musculaires utilisés par Shadmehr et al. (2005) :

- **B = 500 N.s/m**
- **KPE = 750 N /m**
- **KSE = 1360 N/m**
- **Damping_KSE = 0.01 N.s/m** : Cet amortissement est ajouté en parallèle de la composante élastique en série (KSE). Il est de très faible valeur et n'a pour effet que d'augmenter la stabilité du modèle.

D'autres paramètres ont été ajoutés dans le modèle :

- **F_max = 10N** : La force maximale que peut exercer la composante contractile (G).
- **Initial_length = 0.005m** : La longueur initiale du fuseau neuromusculaire. Cette longueur est répartie uniformément entre les parties en parallèles (G, KPE, B) et en série (KSE, Damping_KSE).

Les données d'entrée du modèle sont :

- **L'activation γ du fuseau neuromusculaire.** Cette activation est une valeur comprise en 0 et 1 et est multipliée par F_max pour générer la force de la composante contractile.
- **La longueur du fuseau neuromusculaire.** Cette longueur permet de piloter un allongement ou un raccourcissement du fuseau neuromusculaire.

Les données de sorties du modèle sont les 2 signaux proprioceptifs :

- **Le signal Ia** est proportionnel à la vitesse d'allongement du fuseau neuromusculaire et indirectement du muscle car il est en parallèle de ce dernier. Ce signal est calculé en multipliant la variation de longueur de la composante élastique en série (KSE) par un facteur d'amplification du signal noté a : $Ia = a * \Delta \text{longueur KSE}$ (a = 220).
- **Le signal II** est proportionnel à l'allongement du fuseau neuromusculaire et indirectement du muscle. Ce signal est calculé en multipliant la longueur de la composante élastique en parallèle (KPE) par un facteur d'amplification du signal noté a : $II = a * \text{longueur KPE}$ (a = 220).

Le comportement de ce modèle de fuseau neuromusculaire a été étudié pour 4 cas différents :

- Activation $\gamma = 0$ et allongement linéaire de 30% en 0.1s

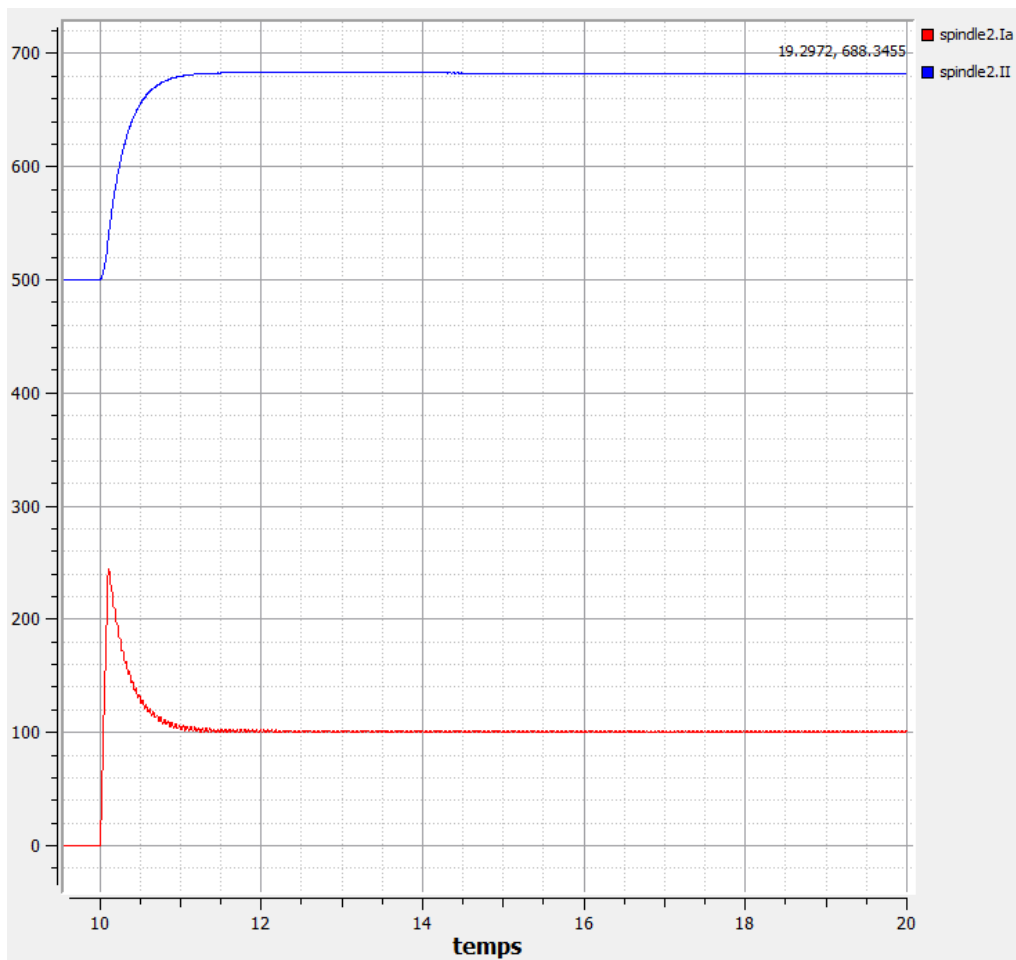


FIGURE 40 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (BLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0$ ET ALLONGEMENT

L'allongement du fuseau neuromusculaire de 30% entraîne une augmentation progressive du signal II qui se stabilise ensuite. Ce signal permet d'enregistrer l'allongement du fuseau, cependant son adaptation est plutôt lente. Le signal Ia quant à lui augmente de façon brusque lors de l'allongement puis redescend et se stabilise lors du maintien de l'allongement. Ce signal est donc sensible à la vitesse d'allongement et à l'allongement lui-même dans une moindre mesure. Son adaptation est plus rapide en termes de vitesse que d'allongement.

➤ Activation $\gamma = 0$ et raccourcissement linéaire de 30% en 0.1s

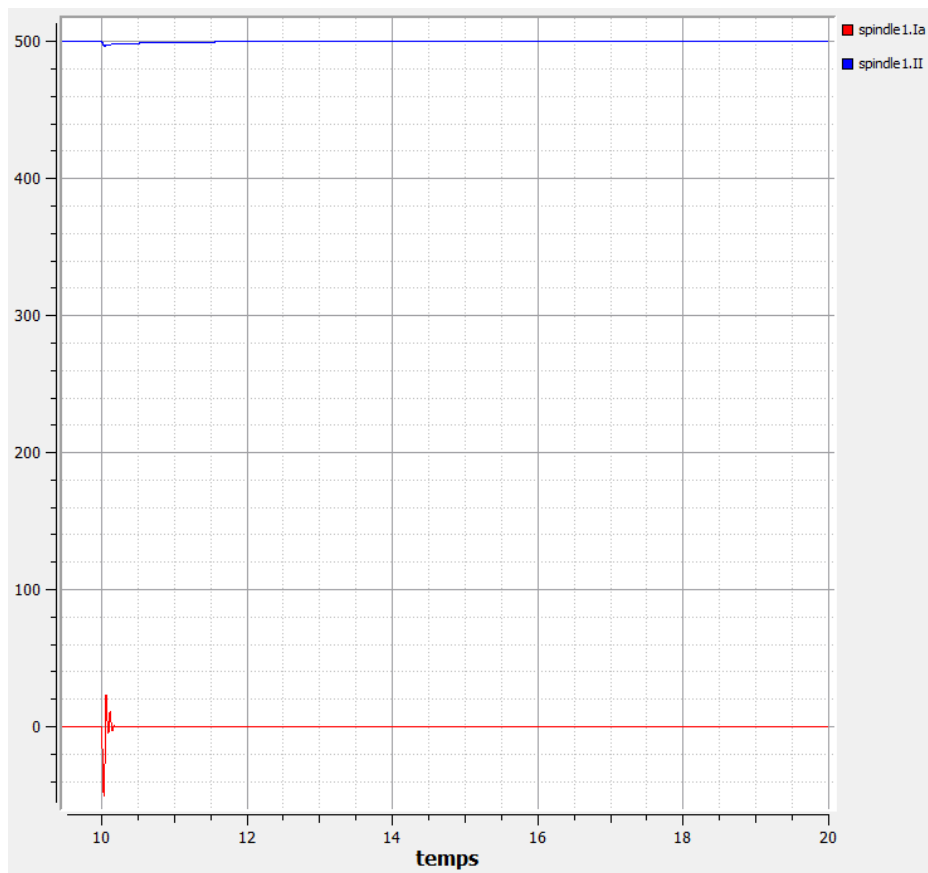


FIGURE 41 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (BLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0$ ET RACOURCISSEMENT

Les signaux Ia et II ne sont pas sensibles au raccourcissement du fuseau lorsque l'activation γ est nulle.

➤ Activation $\gamma = 0.2$ et allongement linéaire de 30% en 0.1s

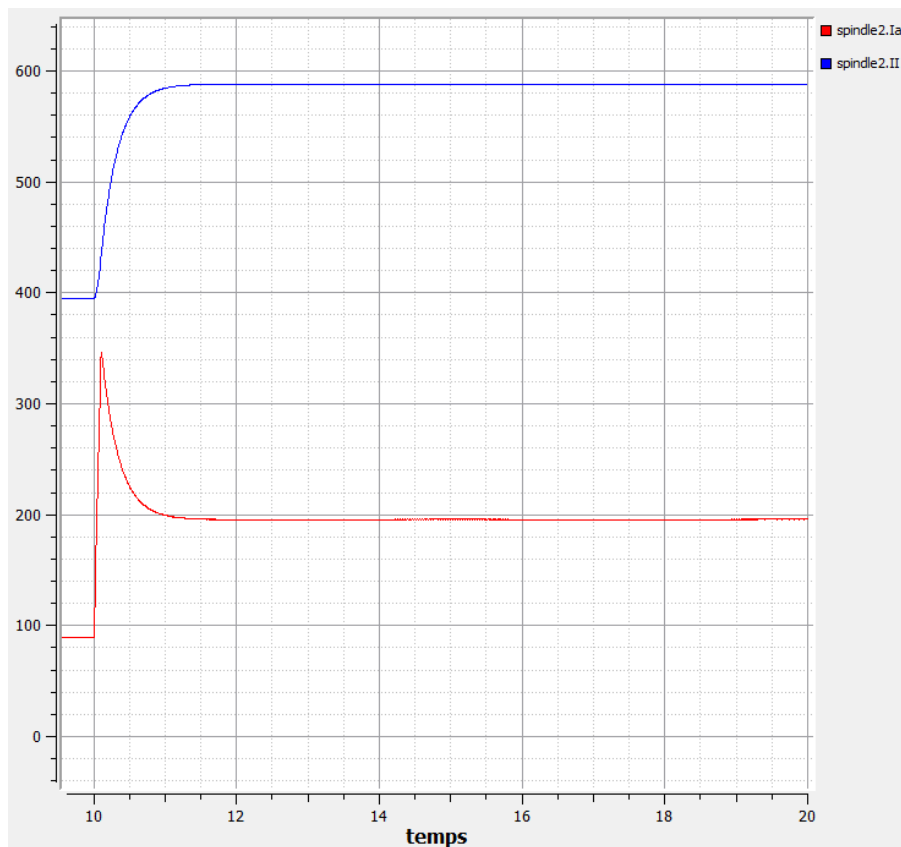


FIGURE 42 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (BLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0.2$ ET ALLONGEMENT

L'activation γ rend le signal Ia plus sensible, il est initialement plus élevé mais son amplitude est identique à celle sans activation γ . Par contre le signal II est initialement plus faible et son amplitude ne varie pas non plus.

- Activation $\gamma = 0.2$ et raccourcissement linéaire de 30% en 0.1s

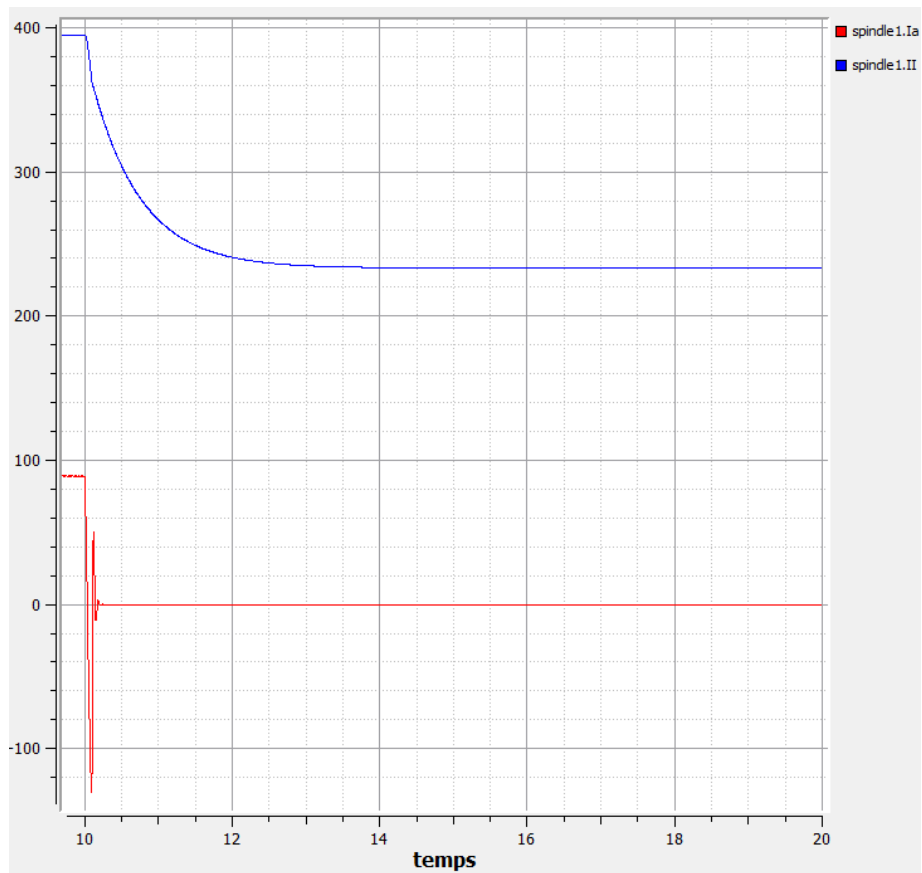


FIGURE 43 : SIGNAUX IA (ROUGE) ET II (BLEU) : ACTIVATION $\Gamma = 0$ ET RACOURCISSEMENT

L'activation γ rend les signaux Ia et II sensibles au raccourcissement du fuseau.

Modèle de l'organe tendineux de Golgi

L'organe tendineux de Golgi renvoie un signal proportionnel aux efforts exercés au niveau des tendons. Ce signal est appelé Ib. Dans cette étude la modélisation de l'organe tendineux de Golgi est simplifiée, le signal Ib est égal au produit de l'allongement et de la section du tendon. En effet le matériau des tendons étant élastique la loi de Hooke donne :

$$\sigma = E\varepsilon \quad (5)$$

Or :

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (6)$$

Donc :

$$F = E\varepsilon S \quad (7)$$

Comme le module d'Young est constant et identique pour tous les tendons du modèle, la force exercée au niveau des tendons est bien proportionnelle au produit de l'allongement et de la section du tendon.

4) Modélisation des boucles sensorielles et motrices

La modélisation des boucles sensorielles et motrices nécessite de collecter des informations dans la simulation, de les traiter et d'appliquer les forces musculaires dans le modèle éléments finis. Le fonctionnement des boucles sensorielles et motrices est le suivant :

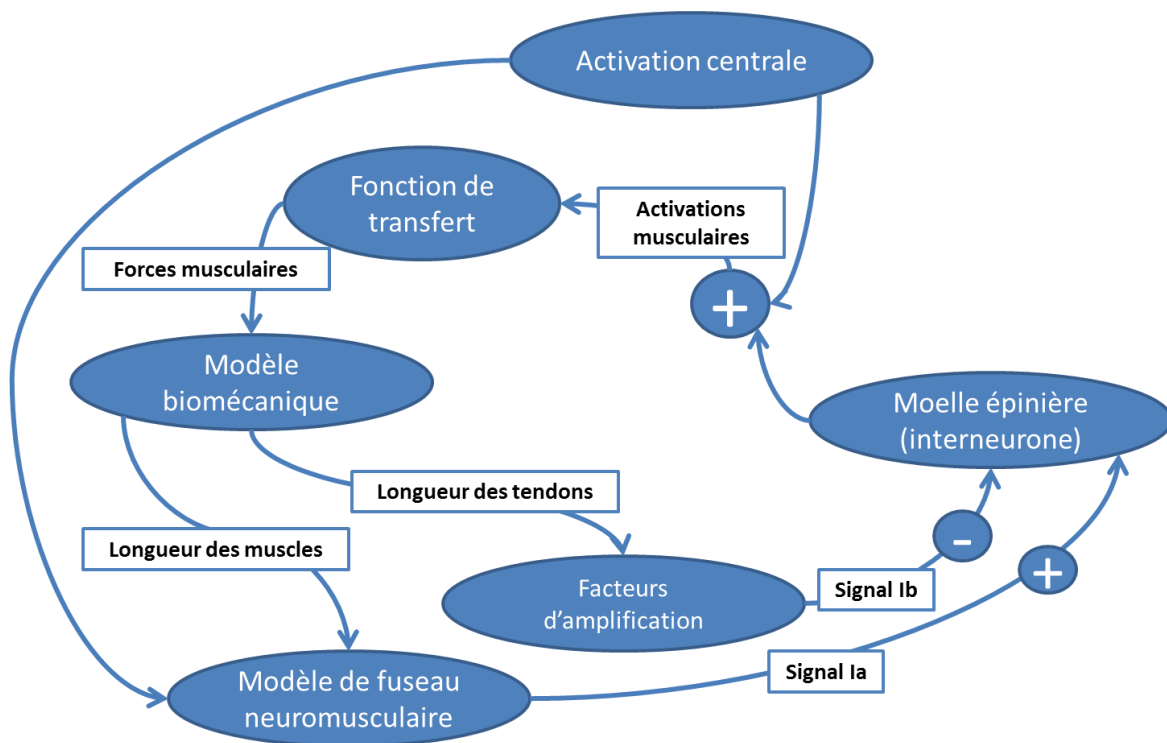


FIGURE 44 : SCHEMA DE FONCTIONNEMENT DE LA BOUCLE SENSORIELLE ET MOTRICE

1. L'activation centrale correspond à la commande motrice provenant du système nerveux central, c'est une commande volontaire. Elle est tout d'abord fixée par l'utilisateur du modèle et est comprise entre 0 et 1.
2. L'activation centrale et la commande motrice provenant de l'interneurone (réflexe) sont additionnées. Cette addition est plafonnée entre 0 et 1 et correspond à l'activation musculaire. Cette activation musculaire correspond à l'activité électrique mesurée par les dispositifs EMG.
3. L'activation musculaire est transformée en force musculaire grâce à une fonction de transfert. Cette force musculaire est normalisée par rapport à la force maximale de chaque muscle et comprise entre 0 et 1. La fonction de transfert est la suivante avec une constante de temps différente en cas d'activation (5ms) et de désactivation (30ms), x étant l'activation musculaire et y la force musculaire:

$$y(t) = (x(t) - y(t - 1)) * \frac{1}{\tau} + y(t - 1) \quad (8)$$

Ce phénomène correspond au délai de libération de calcium lors de l'activation musculaire et de réabsorption pendant la désactivation musculaire. Ce délai est plus long lors de la désactivation musculaire.

4. Lancement de la simulation du modèle biomécanique éléments finis pour une durée de 10ms avec une extraction du fichier « deforc ».
5. Récupération des variations de longueurs dans les tendons et les muscles grâce au fichier « deforc ». Les variations de longueurs sont moyennées pour chaque tendon et chaque muscle.
6. Le modèle de fuseau neuromusculaire utilise les variations de longueurs moyennées et les activations centrales de chaque muscle pour déterminer les signaux sensoriels Ia et II correspondants. Pour obtenir le signal Ib des organes tendineux de golgi, les variations de longueurs moyennées sont multipliées par les sections des tendons.
7. L'interneurone traite les signaux sensoriels Ia et Ib pour les transformer en activation musculaire de la façon suivante :
 - Les signaux Ia augmentent la contraction musculaire des muscles agonistes et diminuent la contraction musculaire des muscles antagonistes.
 - Les signaux Ib diminuent la contraction musculaire des muscles agonistes et augmentent la contraction musculaire des muscles antagonistes.

Les contractions musculaires obtenues sont plafonnées entre 0 et 1.

Cet enchaînement d'actions est réalisé en boucle jusqu'à la fin de la simulation et permet d'actualiser toutes les 10ms les activations musculaires des muscles en fonctions de données sensorielles obtenues à partir du modèle éléments finis.

5) Essais expérimentaux

Dans le cadre du développement de boucles sensorielles et motrices intégrées à un modèle biomécanique éléments finis, des essais expérimentaux de caractérisation du réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial ont été réalisés afin de valider le comportement neuromécanique du modèle. L'objectif de cette caractérisation est de quantifier le réflexe d'étirement du biceps brachial de sujets non pathologique grâce à un système d'acquisition EMG de surface. Pour cela, il est nécessaire de limiter les différentes variabilités liées au dispositif de stimulation et au système d'acquisition de l'EMG :

- Les variabilités liées au système de stimulation ont été étudiées par plusieurs auteurs. En effet, Keles et al. (2004) ont rapporté que le réflexe d'étirement du biceps brachial décroît avec l'angle du coude. Tandis que Stam et al. (1987) n'ont identifiés aucune différence entre l'utilisation d'un marteau à réflexe monté sur un pendule ou un marteau à réflexe instrumenté et tenu à la main. Leur mesure sont basées sur l'amplitude pic-à-pic du signal EMG filtré ce qui est une approche commune dans les études du réflexe d'étirement du biceps brachial (Keles et al., 2004; Stam et al., 1987; Stam et al., 1989).
- Il a été également rapporté de nombreuses sources de variabilité qui peuvent affecter le processus d'acquisition EMG (Loeb et al., 1986). Le signal EMG dépend fortement de la position des électrodes, de la qualité de l'interface peau-électrode et parce que l'impédance entre le muscle et l'électrode n'es pas constante dans le temps ni identique d'une zone à l'autre (Gerdle et al., 1999). Afin de réduire cette variabilité, la normalisation est une approche communément utilisée dans l'étude de mouvements (Burden et al. 1999).

C'est dans le but de quantifier le réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial que la variabilité du processus de stimulation et de l'acquisition EMG ont été réduits :

- Dans le but de réduire la variabilité provenant du processus de stimulation, un dispositif expérimental a été conçu pour réduire l'intervention humaine et pour obtenir des essais reproductibles.
- En ce qui concerne la variabilité d'acquisition de l'EMG, un processus de traitement du signal utilisant la moyenne RMS et la normalisation a été utilisé pour contourner le problème de variabilité d'impédance de l'interface peau-électrode.

5.1) Matériel et méthodes

Conception du dispositif expérimental

Afin que les essais expérimentaux soient reproductibles et que la variabilité soit réduite, le dispositif expérimental suivant (cf figure 45) a été conçu. Dans ce dispositif expérimental, le volontaire est assis contre le mur et maintenu par une ceinture passant sur le thorax et les épaules. L'objectif de cette ceinture est d'isoler le bras des mouvements du reste du corps. Le bras est quant à lui posé sur un support réglable avec un angle de flexion défini. Un marteau à réflexe de Babinski, couramment utilisé lors de l'examen du réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial, a été fixé à un pendule. Ce pendule est ajustable en hauteur, profondeur, latéralité et possède une butée pour régler l'angle de chute. Une poignée reliée par une corde à un capteur de force fixé au sol a également été ajouté pour mesurer la force maximale volontaire.

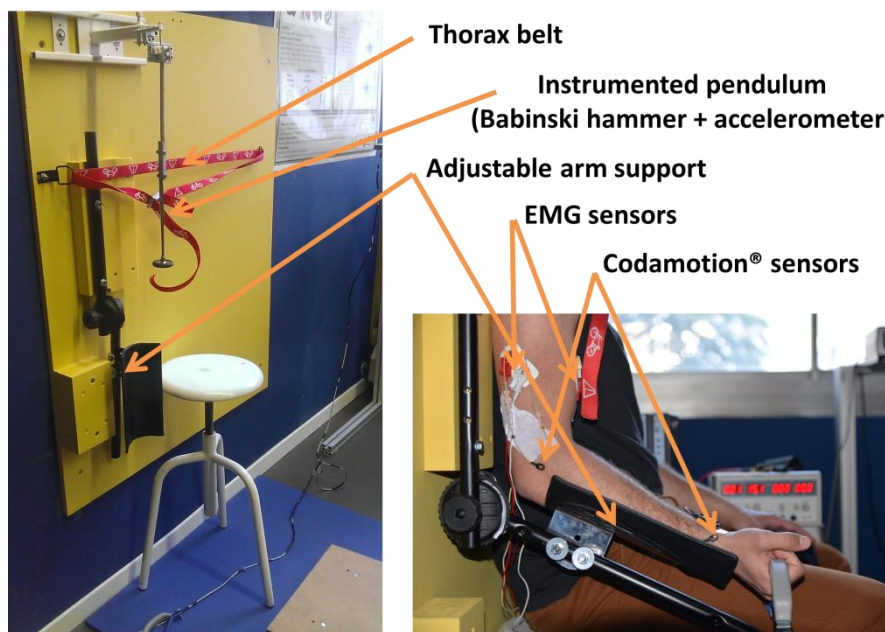


FIGURE 45 : DISPOSITIF EXPERIMENTAL

Acquisition des données

Les données physiologiques du biceps brachial et du triceps brachial ont été enregistrées à l'aide de l'appareil d'acquisition de l'EMG de surface. La cinématique du bras et plus précisément l'angle du coude a été enregistrée avec un dispositif de capture du mouvement (Codamotion®, UK). Les capteurs du dispositif de capture de mouvement sont positionnés de la manière suivante : 2 capteurs sur l'épaule (acromion et crête sous-trochienne de l'humérus) car ces derniers sont temporairement cachés par le pendule pendant les essais, l'utilisation de 2 capteurs permet d'en avoir toujours un de visible; un capteur sur l'épicondyle latéral de l'humérus qui est approximativement sur l'axe de flexion/extension du coude ; un capteur sur l'apophyse styloïde du radius qui se trouve à l'extrémité de l'avant-bras ; un dernier capteur sur l'anneau en caoutchouc du marteau pour mesurer la vitesse d'impact. La synchronisation entre le dispositif de capture de mouvement et le dispositif d'acquisition EMG est réalisé avec un accéléromètre fixé au marteau et branché au dispositif d'acquisition EMG. Le signal de synchronisation correspond au début de l'impact (pic d'accélération du marteau) mesuré simultanément avec le capteur situé sur le marteau du dispositif de capture du mouvement et l'accéléromètre branché au dispositif d'acquisition EMG. La dernière donnée acquise a été la force maximale volontaire grâce au capteur de force fixé au sol et relié à une poignée par une corde.

Protocole expérimental

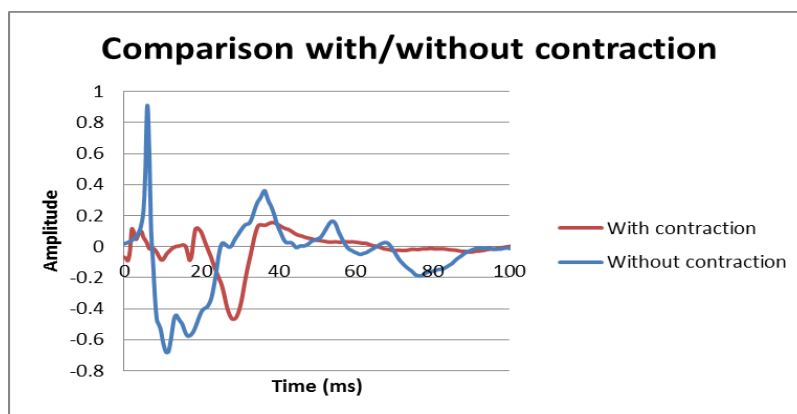
Chaque essai était reproduit de la façon suivante :

- Dans un premier temps, un questionnaire a été posé à chaque volontaire. Ce questionnaire consistait à recueillir des informations sur la taille, le poids, l'âge et si le volontaire était droitier ou gaucher. La présence de blessure ou d'acte chirurgical sur le bras testé (bras droit) lors de l'année écoulée a été vérifiée. La prise de médicaments pouvant influencer le réflexe (anti-inflammatoire, anxiolytiques, antidépresseur) a également été vérifiée.
- Les électrodes EMG ont été placées sur le biceps brachial et le triceps brachial dont la peau a été préalablement rasée et nettoyée à l'alcool. Deux électrodes sont disposées à une distance de 20mm l'une de l'autre et sur chaque muscle selon les recommandations internationales (SENIAM).
- Le volontaire est assis contre le mur, la hauteur du siège est ensuite réglée. Les capteurs de mouvements sont collés sur le volontaire sur les positions décrites précédemment.

- Un test de force maximale volontaire est effectué. Ce test est réalisé 3 fois d'affilé avec un temps de repos d'une minute entre chaque. La force maximale est notée et les signaux EMG enregistrés.
- L'essai du réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial est réalisé pour 2 angles de flexion du coude (90° et 110°). Les essais sont réalisés pour chaque angle de flexion du coude jusqu'à ce qu'il soit répétable 3 fois. Le volontaire a les yeux bandés et un casque audio avec de la musique sur les oreilles pour ne pas être conscient du lancement du pendule et ainsi ne pas influencer le réflexe.

Etude préliminaire

Une étude préliminaire a été conduite dans le but d'élucider la variabilité du réflexe d'étirement du biceps brachial induite par la contraction initiale du muscle. C'est dans cette perspective des essais ont été réalisés avec les muscles du bras totalement relâchés, c'est-à-dire le bras placé sur un support réglable, et avec une légère contraction initiale du biceps brachial, c'est-à-dire sans support placé sous le bras. Une comparaison des signaux EMG du biceps brachial selon ces 2 configurations est illustrée dans la figure 46.



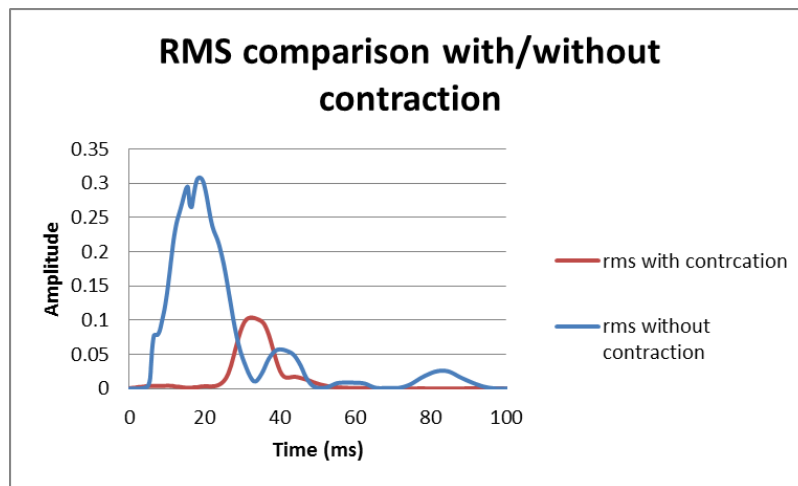


FIGURE 46 SIGNAUX EMG DE L'ETUDE PRELIMINAIRE

Les signaux EMG du biceps brachial sont plus bruités sans la contraction initiale qu'avec la contraction initiale. Ce bruitage est dû aux artefacts de mouvements provenant des vibrations générées par l'impacteur. Ce type d'artefacts est moins présent lorsque le biceps brachial est initialement contracté, c'est-à-dire lorsqu'il n'y a pas de support sous le bras, et n'influence pas les résultats. En effet, sans la contraction initiale du biceps brachial, les artefacts de mouvement sont à la fois plus élevés en amplitude et plus longs en durée et donc interfèrent avec le signal EMG du réflexe. La contraction initiale du muscle semble être la raison de cette différence à cause du raidissement du muscle. C'est pour cette raison que pour la suite des essais, le support de bras sera supprimé afin de générer une légère contraction initiale du biceps brachial et ainsi réduire les artefacts de mouvements sur les signaux EMG.

Traitement des données

Pendant ces essais, 2 types de données ont été enregistrés : Les données de mouvement provenant du système de capture de mouvements et des données physiologiques provenant des EMG de surface.

Les données de mouvements incluent l'évolution dans le temps des positions des 4 marqueurs situés sur le bras et du marqueur situé sur le pendule. Les 4 marqueurs sur le bras permettent d'obtenir l'angle du coude en fonction du temps et le signal du marqueur sur le pendule est dérivé afin d'obtenir la vitesse d'impact du pendule.

Les données des EMG de surface sont exploitées en utilisant une moyenne RMS appliquée au signal filtré (passe-bande 5-500Hz) sur une fenêtre de 10ms. Ensuite une normalisation est

effectuée à partir de la valeur maximale de la moyenne RMS relevée lors des essais de force maximale volontaire.

5.2) Résultats

Les résultats suivants sont basés sur des essais réalisés sur 6 volontaires. Ces volontaires ont consenti participer à ces essais, ils ont été informés de leurs objectifs et de l'utilisation des résultats. Leurs données personnelles sont stockées sur un serveur sécurisé. Sur ces 6 volontaires, 5 étaient droitiers, l'âge moyen était de 39 ans (écart-type = 5.8 ans), la taille moyenne était de 181 cm (écart-type = 5.7cm) et le poids moyen était de 81kg (écart-type = 5.5kg). Tous les volontaires n'ont subi aucune intervention chirurgicale ni n'ont été sujets à une blessure ou intervention à leur bras droit lors de la dernière année écoulée. Ils n'ont pas non plus pris de médicaments pouvant influencer le réflexe (anti-inflammatoire, anxiolytique, antidépresseur).

Les résultats sans support sous le bras (avec une légère contraction initiale du biceps brachial) sont présentés ci-dessous. Le temps 0 correspond au début du réflexe. Comme il y a des artefacts liés à l'impact, le début du réflexe est considéré comme étant l'instant à partir duquel il y a le début d'un deuxième pic d'activité EMG.

Avant le réflexe, on peut observer une augmentation de la valeur RMS ce qui était prévisible à cause des artefacts de mouvements que nous avons évoqués plus tôt. Cependant, ces artefacts de mouvement disparaissent au début du réflexe et donc n'influencent pas les mesures. L'impact du marteau à réflexe était régulier avec une vitesse moyenne de 4m/s et une masse équivalente de 145g, soit une énergie d'impact de 1.16J.

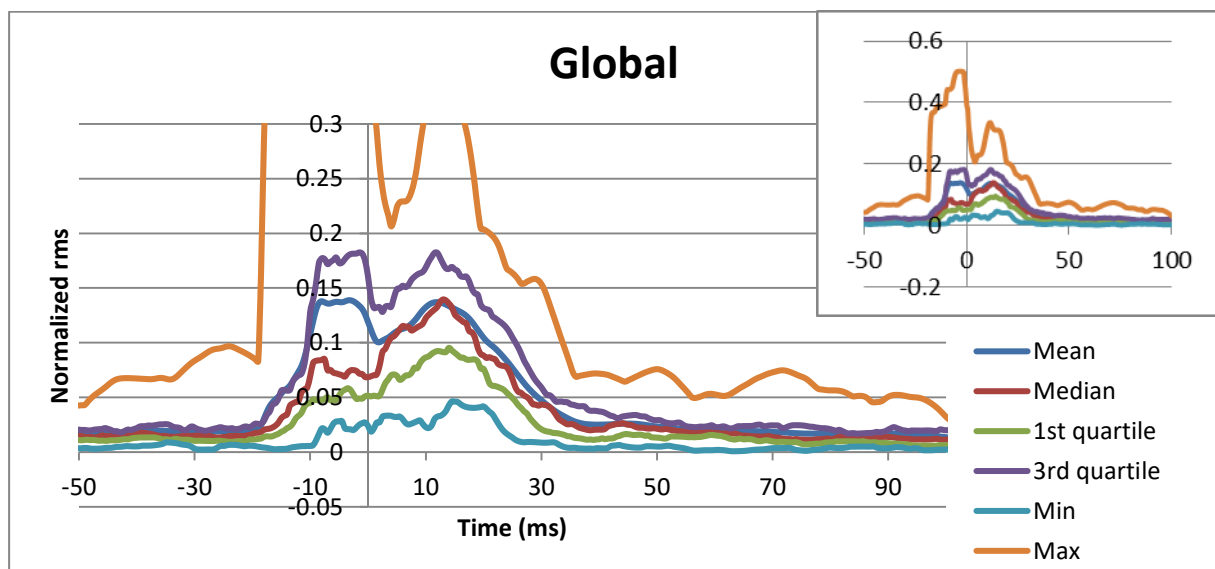


FIGURE 47 : RESULTATS GLOBAUX DES VALEURS RMS DU SIGNAL EMG DU BICEPS BRACHIAL

Une différence entre les résultats pour un angle de flexion du coude de 90° et 110° a également été observée. L'amplitude du réflexe tend à être supérieure pour un angle de flexion de 110° que pour un angle de 90°. Cette tendance est identique pour les courbes moyennes, médianes, quartiles, minimum et maximum.

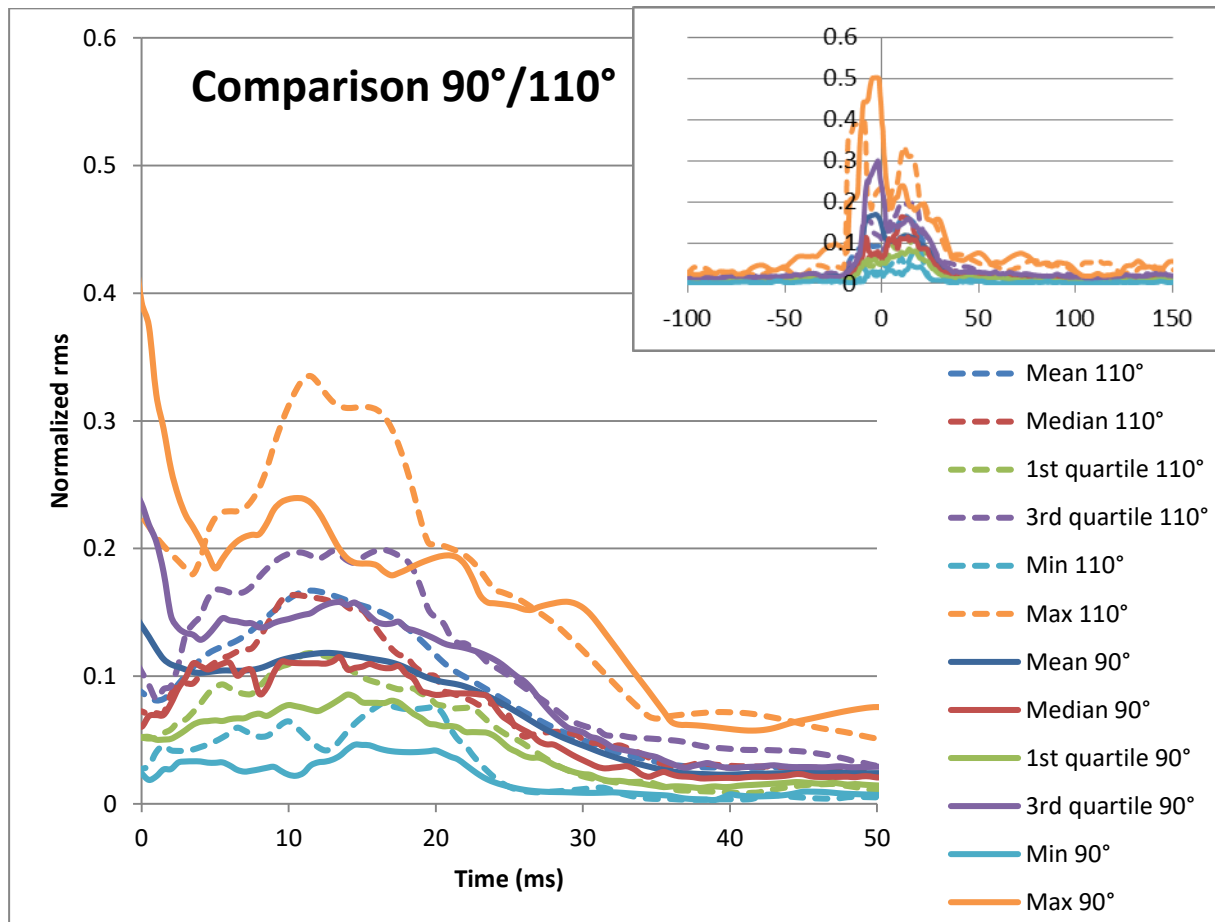


FIGURE 48 : COMPARAISON DES SIGNAUX RMS POUR LES ANGLES DE FLEXION DU COUDE DE 90° ET 110°

Les données acquises par le dispositif de capture du mouvement ne mettent en évidence aucun mouvement significatif du bras des volontaires.

6) Validation du modèle

Les essais expérimentaux permettant de caractériser le réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial ayant été effectués, les boucles sensoriellles et motrices intégrées au modèle biomécanique peuvent maintenant être évaluées. Pour cela le réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial a été simulé en partant de l'impact du marteau jusqu'aux contractions musculaires générées par le réflexe. Après avoir ajusté les paramètres de la boucle sensorielle et motrice les résultats obtenus après application d'une moyenne RMS sur le signal d'activation (compris entre 0 et 1) du biceps brachial sont les suivants.

C'est plus précisément l'amplification du signal du fuseau neuromusculaire qui a été rehaussé de 220 à 900. Le choix de ne modifier que le facteur d'amplification relève du fait que ceci permet de ne pas modifier le comportement global du fuseau neuromusculaire établi par McMahon, mais de modifier seulement l'amplitude de la réponse. Les paramètres du modèle de fuseau neuromusculaire sont donc les suivants :

Paramètre	Valeur
Amplification signal (a)	900
Amortissement (b)	500
Raideur parallèle (KPE)	750
Raideur série (KSE)	1360
Amortissement série (Damping_KSE)	0.01

FIGURE 49 : TABLEAU RECAPITULATIF PARAMETRES FUSEAUX NEUROMUSCULAIRES

Le modèle donne une réponse en amplitude conforme aux essais expérimentaux, par contre son étendue est plus faible. De plus un « rebond » est observé 50 ms après le début du réflexe.

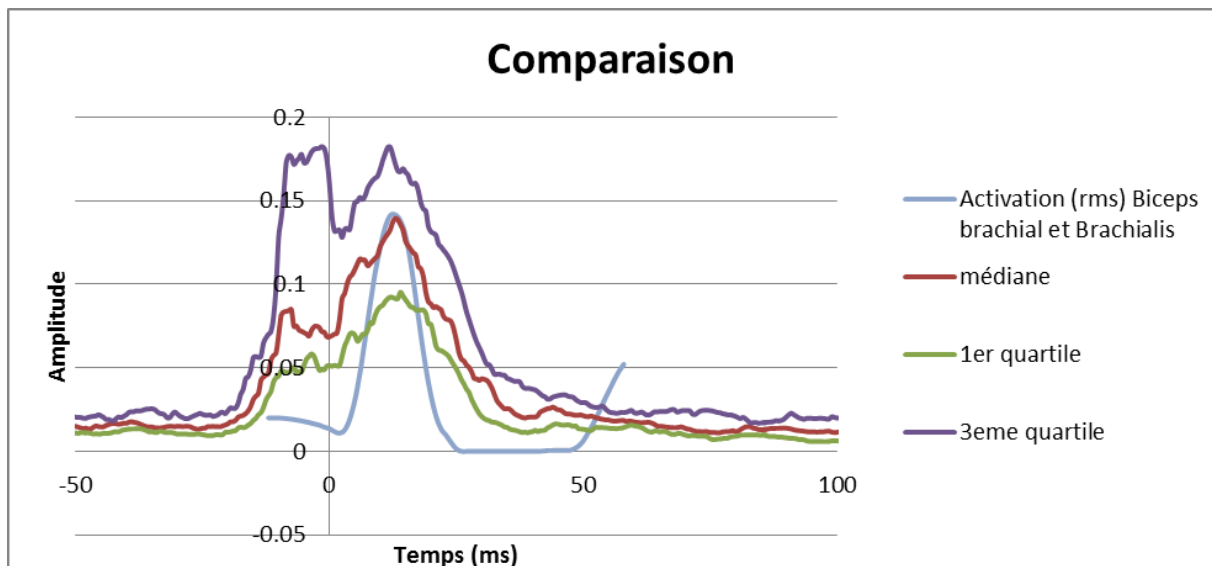


FIGURE 50: COMPARAISON ESSAIS EXPERIMENTAUX/SIMULATION

7) Discussion

Le modèle biomécanique

Un modèle biomécanique éléments finis du membre supérieur a été développé. Ce modèle est réalisé à partir d'une acquisition géométrique basée sur des images scanner d'un sujet proche du 50^{ème} percentile. La géométrie du modèle est précise et permet la flexion/extension du coude alors que la supination/pronation a été bloquée. Ce modèle est limité par l'intégration des 3 principaux muscles générant la flexion/extension du coude, les autres muscles n'ont pas été modélisés. L'absence de tissus mous, dont la peau et les muscles environnants, peut avoir une influence sur le comportement mécanique qui reste à définir. Cependant l'intérêt de ce modèle réside surtout dans l'étude de la capacité à intégrer des boucles sensorielles et motrices biofidèles dans un modèle biomécanique éléments finis déformable.

Intégration de boucles sensorielles et motrices

L'intégration de boucles sensorielles et motrices a été réalisée grâce à l'intégration de modèles de capteurs sensoriels au sein même du modèle éléments finis et plus précisément dans les tissus mous concernés : les muscles et tendons. Les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi ont donc été intégrés dans le modèle. Ces capteurs sensoriels sont responsables de la proprioception avec d'autres mécanorécepteurs cutanés et articulaires. Ces derniers n'ont pas été intégrés au modèle car leur rôle est moindre dans la proprioception

(Rosenbaum, 2009). Le fonctionnement de ces capteurs sensoriels repose sur l'extraction de longueur d'éléments discrets situés sur les arrêtes longitudinales, cependant le fichier extrait devient très volumineux si toutes les arrêtes sont extraites. C'est pour cela que seule une section d'arrêtes a été extraite pour chaque muscle et chaque tendon. La pertinence de cette simplification reste à évaluer en terme de perte d'informations par rapport à une extraction de toutes les arrêtes et en comparaison avec d'autres méthodes de simplification.

Les réflexes associés à ces capteurs sensoriels, c'est-à-dire les réflexes myotatiques et myotatiques inverses, ont également été modélisés et permettent le bouclage sensoriel. La modélisation intègre les effets inhibiteurs et activateurs des différents signaux sensoriels appliqués au muscle agonistes et antagonistes, cependant elle ne permet pas la réalisation de mouvements volontaires.

Essais expérimentaux

Un dispositif expérimental pour quantifier le réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial a été développé. Ce dispositif permet des essais répétitifs avec des énergies d'impact du marteau à réflexes (vitesse et masse), la position du bras et l'emplacement de l'impact constants. Il y n'y a aucune intervention humaine lors de l'impact, c'est-à-dire sans marteau manuel ou avec le pouce sur le tendon. Les volontaires ont été positionnés et maintenus au niveau des épaules afin d'isoler le bras de mouvements du reste du corps. Toutes ces mesures ont été prises afin de réduire la variabilité inter-essais.

Une étude préliminaire a été réalisée afin d'élucider la variabilité induite par une contraction initiale du biceps brachial. Malgré le fait qu'il est recommandé pour les examens cliniques d'avoir le bras détendu (Walker, 1990), on ignore si la contraction initiale du muscle a une influence sur le réflexe et sa mesure avec le dispositif sEMG. Cette étude préliminaire a montré la nécessité d'une contraction initiale du biceps brachial afin de réduire les artefacts de mouvement pour un certain niveau d'énergie d'impact. Les enregistrements sEMG de l'étude sans contraction initiale étaient plus bruyants que l'étude avec la contraction initiale en raison de la présence d'artefacts de mouvement.

Ces artefacts étaient moins présents au cours de l'étude avec une contraction initiale du biceps brachial c'est-à-dire inférieur en amplitude et de courte durée et les enregistrements étaient exploitables. Cette différence peut être due à l'augmentation de la rigidité des muscles en raison de leur contraction. Cette rigidité réduit les vibrations et ainsi les artefacts de mouvement.

Le signal sEMG a été normalisé afin de réduire la variabilité énoncée par Loeb et al., (1986). Afin de réduire le bruit, le signal est filtré (Passe-bande 5-500Hz) et une moyenne RMS d'une fenêtre de 10ms a été appliquée. La normalisation combinée à la moyenne RMS modifie l'approche de l'étude du réflexe, cette combinaison représente plus une puissance musculaire normalisée, soit une proportion de fibres musculaires recrutées dans le muscle, plutôt qu'une amplitude du signal neurologique. Ce point de vue est intéressant pour l'étude des effets des réflexes lors de mouvements ou de contrôles posturaux en termes de puissance et de recrutement des fibres musculaires.

Les résultats indiquent, pour la médiane, la moyenne et les quartiles, que l'amplitude du réflexe est supérieure pour un angle de coude de 110° par rapport à 90°. L'amplitude des courbes moyenne et médiane passe de 0,12 à 90° à 0,17 pour 110°. Ces résultats sont en contradiction avec les résultats de Keles et al., (2004), qui affirme que le réflexe diminue lorsque l'angle du coude augmente. Cette différence peut être due aux différences dans les processus de stimulation. Si Stam et al. (1987) a montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre l'utilisation d'un marteau manuel ou un stimulateur instrumental, il n'a pas étudié l'effet du pouce sur le tendon.

En effet, le pouce sur le tendon pourrait être une cause de la différence avec les résultats de Keles et al. (2004), la pression du pouce par l'examineur peut être une source de variabilité et, surtout, modifier l'absorption de choc des tissus mous. La quantité de tissu mou entre la surface de la peau et le tendon est supérieure à un angle de coude de 90° à 110°, ce qui peut être une explication de l'augmentation de l'amplitude du réflexe avec l'angle du coude au cours de nos expériences en raison de la diminution de l'absorption de choc des tissus mous. Une étude plus approfondie est nécessaire afin d'élucider l'effet du pouce et de sa pression sur le réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial.

La quantification du réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial a été menée sans le support de bras afin d'obtenir une petite contraction initiale du bras et de réduire les artefacts de mouvement énoncés dans l'étude préliminaire. Deux angles de bras (90° et 110° de flexion) ont été examinés. L'amplitude des courbes moyenne et médiane du réflexe de pour les 2 angles réunis étaient approximativement de 0,13 soit 13 % de l'activation musculaire volontaire maximale. L'amplitude du 1^{er} quartile était de 0,1 et de 0,18 pour le 3^{ème} quartile. Cela signifie

que le réflexe de biceps brachial recrute environ 13 % de ses fibres musculaires ou que le biceps brachial utilise environ 13 % de sa puissance maximale lors du réflexe. Cette puissance est relativement faible et extrêmement rapide, ce qui explique l'absence de mouvement significatif de l'avant-bras.

Validation du modèle

Le modèle biomécanique intégrant des capteurs sensoriels et des boucles réflexives a été validé par rapport au réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial. La réponse du modèle en termes d'activation du biceps brachial est identique à la moyenne et médiane des essais en amplitude. Cependant l'étendue de l'activation musculaire est plus faible dans le modèle que lors des essais expérimentaux, c'est-à-dire que l'activation musculaire est plus brusque dans le modèle. On observe également un « rebond » de l'activation musculaire environ 50 ms après le début du réflex. Ces deux phénomènes sont sûrement la conséquence de l'absence de tissus mous autour des muscles et tendons car ces tissus ont un rôle d'absorbeurs de chocs. De plus la validation du modèle est partielle, seule le réflexe myotatique du biceps brachial est validé, le réflexe myotatique inverse et les autres muscles ne sont pas validés.

Partie 3 : Contrôle du mouvement

Cette partie a fait l'objet d'une présentation orale à la conférence SIMBIO-M (Paris, 2016) intitulée « Integration of Sensory and Motor Loops in a Finite Element Biomechanical Model for Movement Control Application ».

1) Introduction

Lors de la précédente partie, l'intégration de capteurs sensoriels et de boucles sensoriello-motrices ont permis d'obtenir différentes informations sensorielles et de modéliser des réflexes. Les signaux sensoriels Ia, II et Ib sont respectivement dépendants de la vitesse d'élongation du muscle, de l'élongation du muscle et de la force exercée au niveau des tendons. Les réflexes myotatique et myotatique inverse sont les réflexes présents dans le modèle. Ces réflexes assurent en partie le tonus musculaire au maintien de la posture mais ne permettent pas de générer et contrôler des mouvements.

Cette génération et contrôle de mouvements ainsi que l'essentiel du contrôle de la posture sont assurés par le système nerveux central. Pour obtenir ces capacités, le système nerveux central doit réaliser un long apprentissage du corps qu'il contrôle. Cet apprentissage est à la fois proprioceptif, c'est-à-dire connaître l'état actuel de son corps à partir des différentes informations sensorielles qui peuvent être redondantes ou contradictoires, et à la fois prédictif de la dynamique du corps qu'il contrôle pour connaître l'effet de ses actions, c'est-à-dire estimer le mouvement généré par différentes séquences motrices.

Ces apprentissages proprioceptifs et dynamiques permettent donc de connaître l'état du système musculo-squelettique et de prédire son évolution en fonction des commandes motrices appliquées à ce dernier, mais ils ne permettent pas de déterminer les commandes motrices nécessaires à l'atteinte d'un objectif, c'est-à-dire qu'ils ne permettent pas de générer le mouvement qui permet d'atteindre l'objectif souhaité selon différents critères de consommation énergétique, précision, temps et douceur.

En effet, plusieurs auteurs caractérisent le mouvement selon ces différents critères (Uno et al. (1989) ; Todorov et Jordan (2002) ; Shadmehr et al. (2010)). Pour cela ils utilisent des fonctions de coût et des algorithmes d'optimisation afin de minimiser le coût et répondre au critère du mouvement. Ces apprentissages proprioceptifs et dynamiques couplés à de l'optimisation permettraient donc de générer et contrôler le mouvement selon différents critères.

L'apprentissage nécessitant de nombreuses itérations, il a été décidé de simplifier le modèle biomécanique afin de diminuer les temps de calcul. Les éléments volumiques des muscles et des tendons, les seuls déformables dans le modèle, ont été supprimés et remplacés par d'unique éléments « poutres ». Les composantes contractiles ont été modélisées par d'unique éléments discrets qui fonctionnent de la même manière que les composantes contractiles présentes dans le modèle de base. Des éléments discrets ont également été ajoutés au niveau des tendons pour les modèles de fuseaux neuromusculaires (cf figure 51).

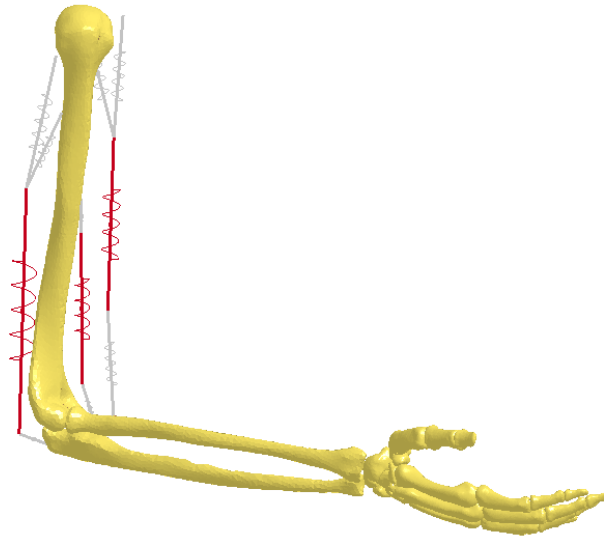


FIGURE 51 : MODELE BIOMECHANIQUE SIMPLIFIE

Les éléments « poutre » des muscles et tendons sont caractérisés par un matériau « MAT_GENERAL_SPRING_DISCRETE_BEAM » qui permet de modéliser ces éléments en ressorts à 6 degrés de liberté. Les raideurs et amortissements de ces ressorts sont les suivants pour les muscles et tendons :

TABLEAU 3 : RAIDEURS ET AMORTISSEMENTS DES RESSORT DES MUSCLES DU MODELE SIMPLIFIE

Axe	Raideur (N/mm)	Amortissement (N.ms/mm)
X	2	1000
Y	2	1000
Z	2	1000
Rx	0	1000
Ry	0	1000
Rz	0	1000

TABLEAU 4 : RAIDEURS ET AMORTISSEMENTS DES RESSORT DES TENDONS DU MODELE SIMPLIFIE

Axe	Raideur (N/mm)	Amortissement (N.ms/mm)
X	48000	1000
Y	48000	1000
Z	48000	1000
Rx	10000	1000
Ry	10000	1000
Rz	10000	1000

Dans un premier temps nous présenterons les différentes méthodes utilisées générer les modèles sensoriels et dynamiques et nous évaluerons ces méthodes. Dans un second temps la structure du contrôle du mouvement intégrant de l'optimisation. Cette structure de contrôle sera évaluée en fonction des choix d'optimisation, de modèles sensoriels et de critères de mouvements (douceur, énergie consommée).

2) Modèles sensoriels et dynamiques

2.1) Méthodes de génération des modèles dynamiques et sensoriels

Pour pouvoir générer des modèles dynamiques et sensoriels il est nécessaire de générer dans un premier temps une base de données de mouvements intégrant l'évolution en fonction du temps des commandes motrices, des informations sensorielles et de l'état du système musculo-squelettique. Sur le schéma ci-dessous est présenté le processus d'apprentissage des modèles sensoriels :

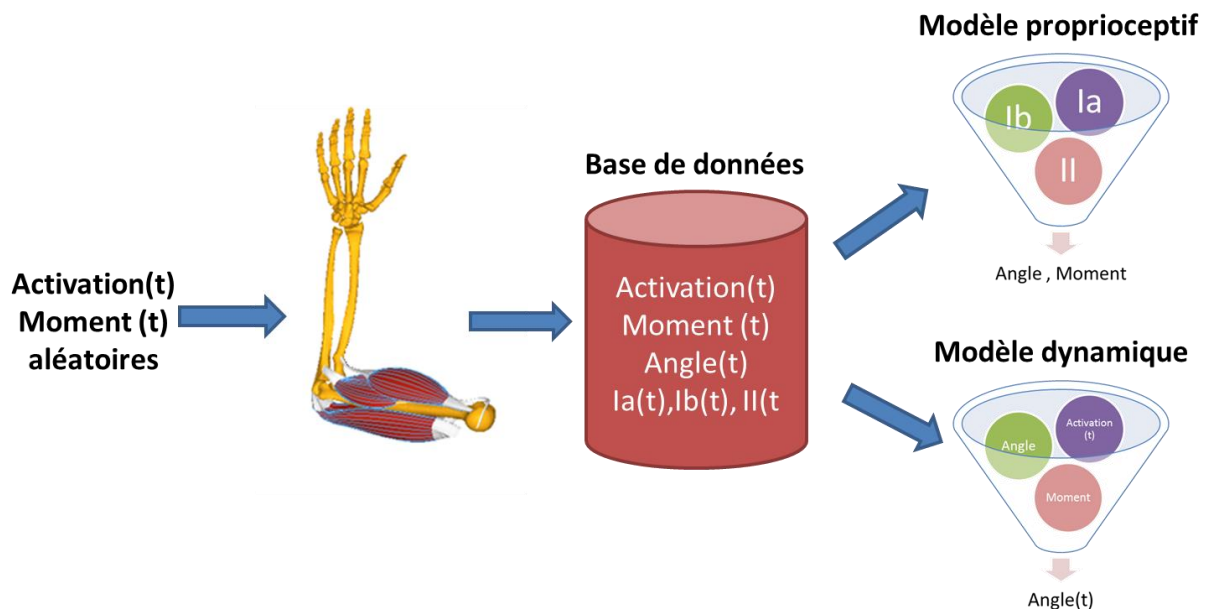


FIGURE 52 : PROCESSUS D'APPRENTISSAGE DES MODELES SENSORIELS ET DYNAMIQUES

Tout d'abord des commandes motrices aléatoires, c'est-à-dire des activations musculaires provenant du système nerveux central, et des conditions de chargement aléatoires, c'est-à-dire un moment appliqué à l'articulation du coude, sont utilisés comme données d'entrée du modèle.

La simulation du modèle intégrant les capteurs sensoriels et réflexes associés est lancée et permet d'alimenter une base de données. Cette base de données est constituée des informations suivantes : les commandes motrices, le moment de chargement appliqué à l'articulation du

coude, l'angle de flexion du coude et les signaux sensoriels provenant des fuseaux neuromusculaires (Ia, II) et des organes tendineux de Golgi (Ib). Ensuite une fois que cette base de données est assez conséquente, un algorithme d'apprentissage est utilisé afin de prédire :

- L'état du système musculo-squelettique en fonction des différentes informations sensorielles. C'est-à-dire que les signaux Ia, Ib et II provenant des capteurs sensoriels permettent de prédire l'angle de flexion du coude et le moment de chargement appliqué à cette articulation
- L'évolution de l'état du système musculo-squelettique en fonction de son état passé des commandes motrices passées et futures. C'est-à-dire que l'angle et le moment passés ainsi que les commandes motrices passées et futures permettent de prédire l'évolution future de l'angle.

2.2) Présentation des modèles utilisés

La méthode POD (« Proper Orthogonal Decomposition ») est une méthode d'analyse de données qui permet une approximation d'un système à dimension élevée par un système de dimension réduite. Le système est donc dit « réduit » en termes de dimensions. Cette méthode est une procédure linéaire qui consiste à déterminer une base de modes propres orthogonaux représentatifs des réalisations les plus probables. Ces modes propres sont obtenus par résolution d'une équation intégrale de Fredholm dont le noyau est construit à partir d'un ensemble de données provenant de simulations numériques et/ou expériences. La régression linéaire quant à elle est une méthode qui permet d'expliquer une variable de sortie par rapport à une combinaison linéaire des variables d'entrée.

Modèle sensoriel

Les modèles sensoriels (POD et régression linéaire) utilisent les données sensorielles (Ia, Ib, II) des 3 muscles ainsi que les activations musculaires provenant du système nerveux central des 3 muscles à un instant donné pour prédire l'angle du coude et le moment appliqué à cette articulation à ce même instant. Les activations provenant du système nerveux central des 3 muscles sont ajoutées à la prédiction car ces dernières modulent l'activité sensorielle des fuseaux neuromusculaires par l'intermédiaire de l'activation γ . C'est la co-activation α/γ .

Modèle dynamique

Les modèles dynamiques (POD et régression linéaire) utilisent l'angle du coude, le moment appliqué au coude ainsi que les activations musculaires provenant du système nerveux central

pour prédire l'évolution future de l'angle du coude. En données d'entrée des modèles dynamiques, nous avons l'angle du coude, le moment appliqué au coude et les activations musculaires sur les 100 millisecondes passées ainsi que les activations musculaires et un moment estimé sur les 100 millisecondes futures pour le POD et 1 milliseconde future pour la régression linéaire. En données de sortie nous avons l'angle du coude sur les 100 millisecondes futures pour le POD et 1 milliseconde future pour la régression linéaire. Il est à noter que le POD permet de prédire plusieurs variables ou l'évolution d'une variable dans le temps, ce que ne peut faire la régression linéaire qui ne prédit qu'une seule variable à un instant donné.

2.3) Comparatif et choix des méthodes

Modèle sensoriel

En ce qui concerne les modèles sensoriels utilisant la régression linéaire, un calcul aléatoire a été lancé afin de vérifier la précision de la prédiction de l'estimation de l'angle et du moment (cf figure 53).

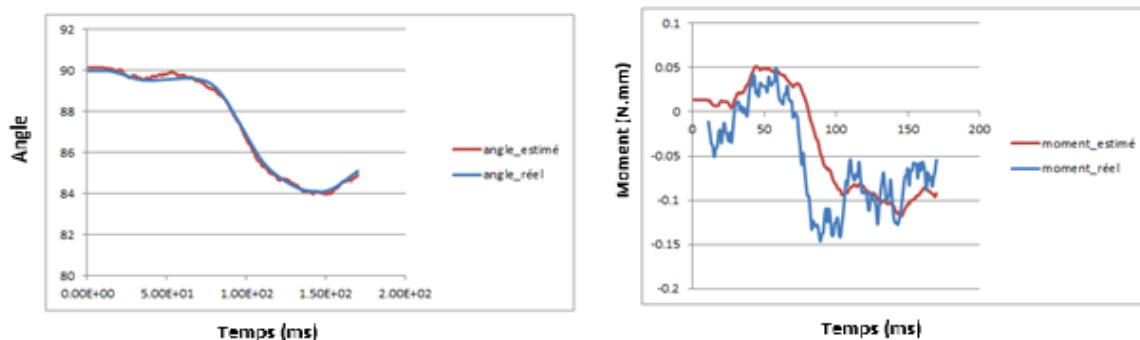


FIGURE 53 : PRECISION DE LA REGRESSION LINEAIRE POUR LA PROPRIOCEPTION

On remarque que l'estimation de l'angle par régression linéaire est assez précise malgré le fait qu'elle soit bruitée. Concernant la prédiction du moment, cette dernière est moins bruitée mais surtout beaucoup moins précise. Cependant ce modèle permet quand même de bien détecter la tendance de l'évolution du moment.

En ce qui concerne la méthode utilisant le POD, nous avons dû réaliser une réduction de la base de données utilisée pour l'apprentissage. En effet, cette dernière représente un nombre de données (environ 9000 observations) et un temps d'apprentissage trop importants pour le POD.

La base de données a donc été réduite tout en conservant un maximum d'informations. Dans un premier temps, 50 observations parmi les 11000 ont été sélectionnées aléatoirement, cette sélection est faite à titre de comparaison. Dans un second temps, la méthode statistique de classification « k-means » a été appliquée et les données utilisées pour le POD sont les centres de ces « k-means ». L'utilisation des centres des « k-means » permet d'avoir un échantillon d'observations qui représente toute l'étendue et la répartition de ces observations. Des tests ont été effectués avec des échantillons de 50, 100 et 200 centres de « k-means ». Les résultats obtenus pour la prédiction de l'angle sont présentés sur la figure ci-dessous :

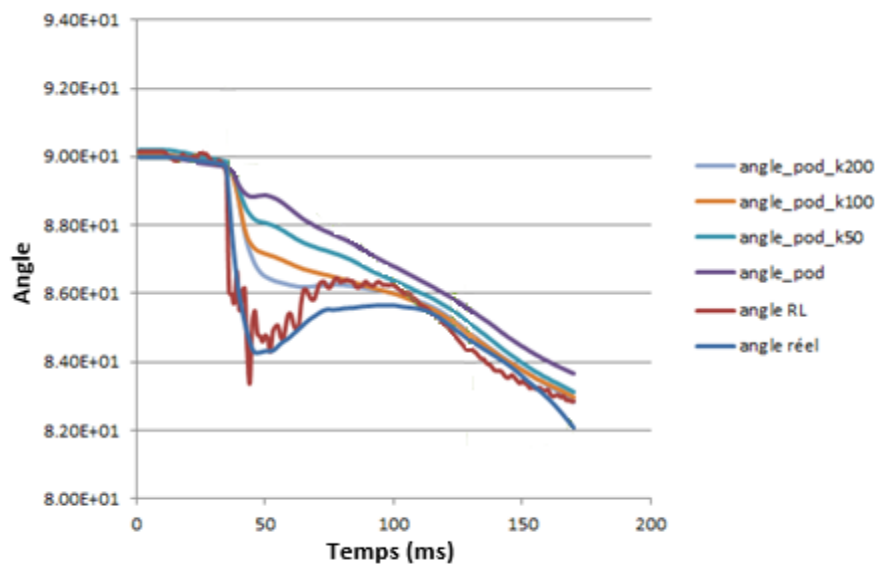


FIGURE 54 : PRECISION DU POD POUR LA PROPRICEPTION

Les résultats montrent que le POD avec un échantillon aléatoire de 50 observations est beaucoup moins précis que la régression linéaire malgré qu'ils soient plus linéaires (moins de saccades). Lorsque le POD est utilisé avec les centres des 50 « k-means » la précision est améliorée mais toujours inférieure à la régression linéaire. En augmentant le nombre de « k-means » la précision est améliorée mais n'atteint toujours pas celle de la régression linéaire. De plus comme le temps de calcul est du POD devient trop long (plusieurs minutes) il a été décidé de retenir la méthode de régression linéaire pour la proprioception.

Modèle dynamique

Les modèles dynamiques ont été testés sur la prédiction à un horizon de 900ms de l'évolution de l'angle du coude en fonction d'une évolution temporelle donnée des activations musculaires

provenant du système nerveux central des 3 muscles. Le moment appliqué au niveau de l'articulation est nul.

Il y a 4 modèles dynamiques différents qui ont été testés :

- RL_s : Régression linéaire en utilisant l'angle et le moment estimés grâce aux informations sensorielles.
- RL_r : Régression linéaire en utilisant l'angle et le moment réels.
- POD_s : POD en utilisant l'angle et le moment estimés grâce aux informations sensorielles.
- POD_r : POD en utilisant l'angle et le moment réels.

Les résultats obtenus sont les suivants :

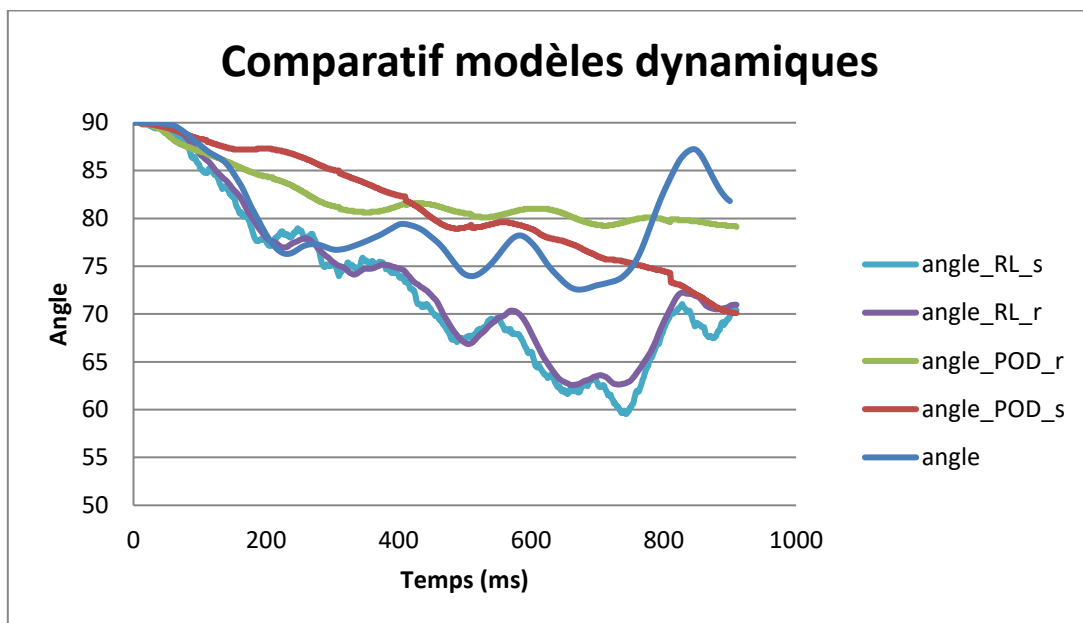


FIGURE 55 : COMPARATIF MODELES DYNAMIQUES (RL ET POD)

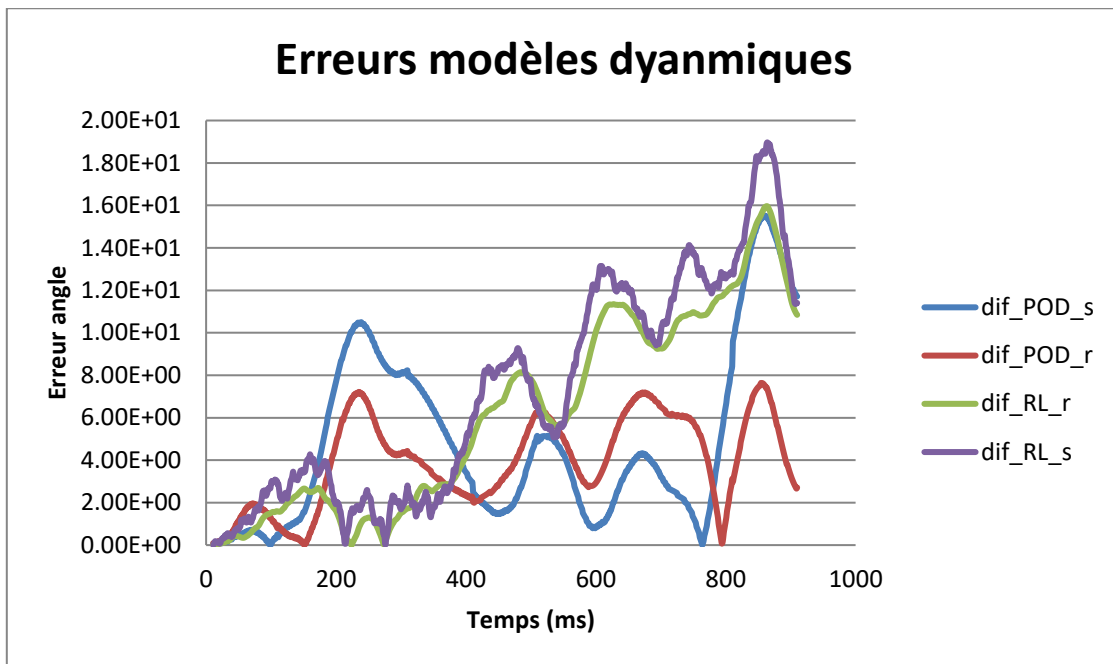


FIGURE 56 : ERREURS MODELES DYNAMIQUES

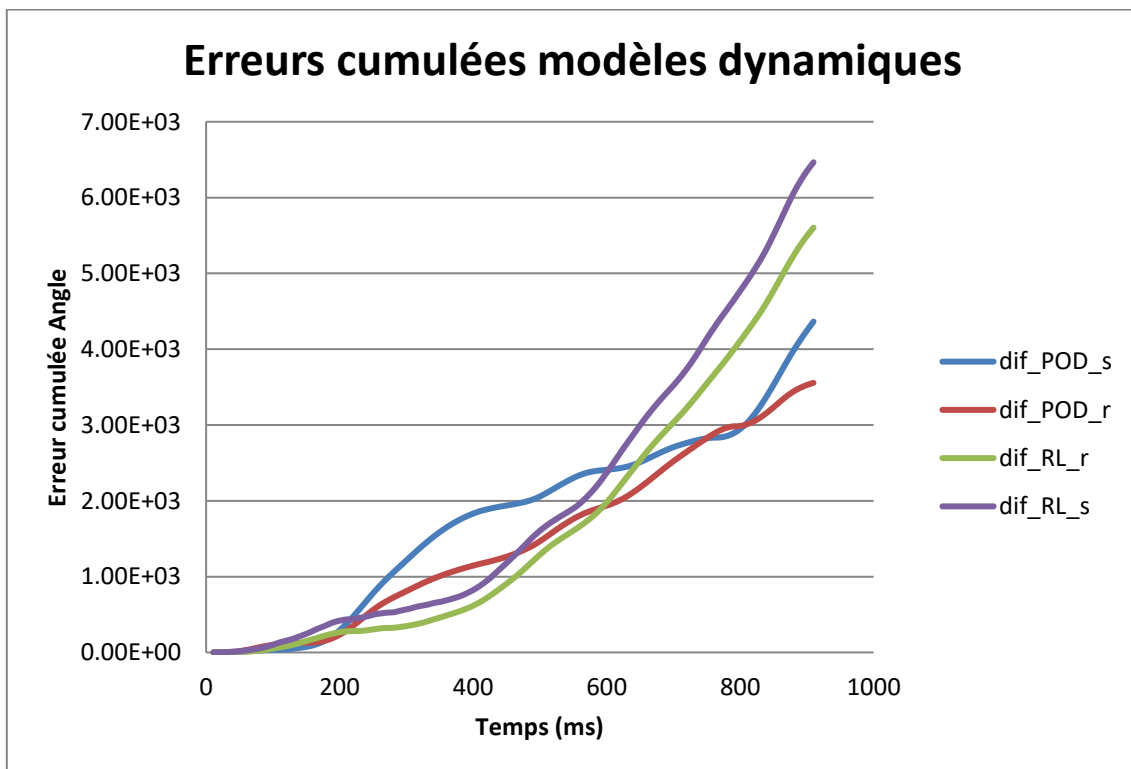


FIGURE 57 : ERREURS CUMULEES MODELES DYNAMIQUES

On remarque que de manière générale les modèles utilisant les données réelles et non les données estimées sont plus fiables car ils ne sont pas basés sur des données approximatives. La méthode RL reproduit de façon plus fidèle les variations d'angle mais l'écart avec l'angle réel a tendance à augmenter avec le temps (accumulation de l'erreur). La méthode POD suit mieux la tendance générale mais ne reproduit pas aussi bien les variations. Cette différence peut

s'expliquer par le fait que le POD fonctionne sur un horizon de 100ms alors que la RL sur un horizon de 1ms et donc il y a moins d'accumulation de l'erreur. Par contre le POD est construit à partir d'une base de données réduite, les centres des 100 « k-means » de la base de données initiale (environ 9000 observations) et donc lisse l'estimation de l'évolution de l'angle. La méthode RL a donc été choisie pour le modèle dynamique car ce dernier sera utilisé en optimisation lors de la phase de contrôle du mouvement, son temps de calcul étant largement inférieur au POD.

3) Contrôle continu

3.1) Structure du contrôle du mouvement

Le contrôle du mouvement est réalisé par le système nerveux central et agit en parallèle des réflexes. Il se déroule en 2 étapes : la première consiste à générer une séquence d'activations musculaires afin de générer le mouvement souhaité, la deuxième consiste à contrôler le mouvement en mettant à jour cette séquence d'activations musculaires en fonction de l'évolution de l'état du système musculo-squelettique (cf figure 58).

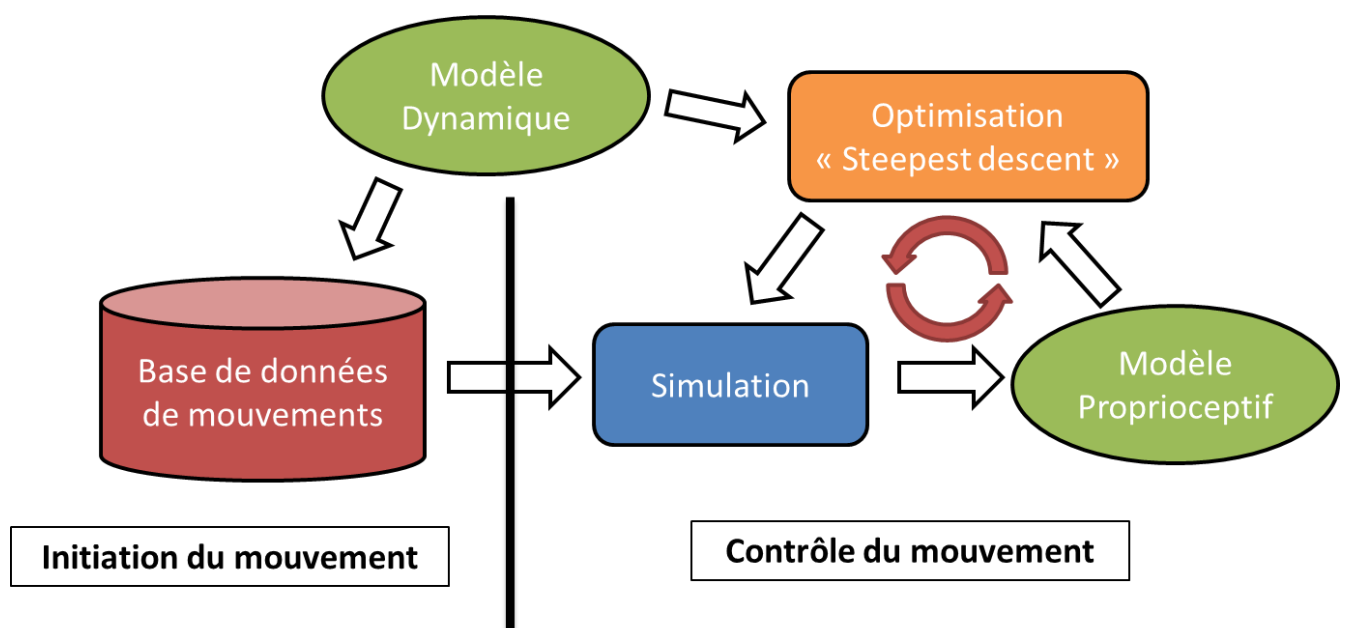


FIGURE 58 : STRUCTURE DU CONTROLE DU MOUVEMENT

L'étape d'initiation du mouvement utilise une base de données de mouvements générée par le modèle dynamique. C'est dans cette base de données qu'est sélectionnée la séquence d'activations musculaires générant le mouvement optimal par rapport à l'objectif et différents critères tels que la consommation énergétique, la précision, la douceur et la durée du mouvement. L'étape de contrôle du mouvement se déroule pendant la simulation. Toutes les 10ms, lorsque les activations musculaires sont mises à jour par les réflexes, le modèle proprioceptif détermine l'état du système musculo-squelettique (angle, moment) à partir des différentes informations sensorielles (Ia, Ib, II). Ensuite en fonction de cet état, la séquence d'activations musculaires précédemment sélectionnée est ajustée par le biais d'une optimisation de type « steepest descent » toujours en respectant l'objectif et les différents critères du mouvement. Cette étape permet de contrôler le mouvement et de l'ajuster en fonction de son avancement. Ensuite la simulation est relancée pour 10ms et ainsi de suite. La première optimisation (à partir de la base de données de mouvements) permet de déterminer un optimum global, la deuxième optimisation (« steepest descent ») va quant à elle permettre d'ajuster les séquences d'activations musculaires pour tendre vers un nouvel optimum local dérivé de l'optimum global.

Dans ces 2 cas d'optimisation, il faut une fonction de coût à minimiser. Cette fonction de coût doit permettre de caractériser le mouvement en fonction de son objectif, ici un angle de flexion du coude, et de critères tels que la consommation énergétique, la précision, la douceur et la durée du mouvement. Plusieurs fonctions de coût ont été évoquées dans la littérature pour caractériser les mouvements (Uno et al. (1989) ; Todorov et Jordan (2002) ; Shadmehr et al. (2010)). Cependant ces fonctions de coût permettent seulement de prendre en compte 1 voire 2 critères, c'est pour cela qu'une fonction de coût résultant d'une combinaison linéaire de ces coûts a été mise en place. Elle doit être minimisée par l'optimisation :

$$J = \underbrace{\alpha_{energy} \cdot \sum_0^k \sum_t^{t_{fin}} a_i(t)}_{\text{Energie}} + \underbrace{\alpha_{jerk} \cdot \sum_0^k \sum_t^{t_{fin}} \dot{a}_i(t)}_{\text{Douceur}} \\
 + \underbrace{\alpha_{obj_temp} \cdot \sum_t^{t_{fin}} (\theta(t) - obj)^2}_{\text{Précision}} \cdot \underbrace{\left(1 - \frac{1}{1 + \beta_{temp} * t}\right)}_{\text{Rapidité}}$$

La consommation d'énergie est calculée en faisant la somme des intégrales des activations musculaires provenant du système nerveux central pour les 3 muscles présents dans le modèle. Cette consommation d'énergie est pondérée par un facteur α_{energy} .

La douceur du mouvement, ou plutôt son opposée la rugosité, est calculée en faisant la somme des intégrales des dérivées des activations musculaires provenant du système nerveux central pour les 3 muscles présents dans le modèle. Cette rugosité est pondérée par un facteur α_{jerk} .

La précision du mouvement, ou plutôt l'imprécision du mouvement, est calculée en faisant l'intégrale du carré de la différence en l'angle du coude et l'objectif d'angle du coude. Cette imprécision est pondérée par un facteur $\alpha_{\text{obj_temp}}$.

La rapidité du mouvement, ou plutôt sa lenteur, est calculée en multipliant l'imprécision par un facteur qui augmente en fonction du temps. Ce facteur est modulé par le paramètre β_{temp} .

Les paramètres α et β de cette fonction de coût doivent être ajustés par un système cognitif en fonction de l'objectif du mouvement. Par exemple un mouvement qui sera répété un nombre important de fois devra d'avantage privilégier la consommation d'énergie aux autres critères.

3.2) Comparatif des optimisations

L'optimisation « steepest descent » est limitée à un certain nombre d'itérations car la convergence nécessiterait un nombre trop important d'itérations, ce qui n'est pas applicable dans le cas d'un contrôle continu du mouvement. Il a donc été nécessaire d'étudier l'effet du nombre d'itérations de l'optimisation sur le mouvement. Pour cela, une comparaison de l'évolution de l'angle du coude dans le cadre d'un mouvement dont l'objectif est d'atteindre une flexion de 70° a été effectuée (cf figure 59).

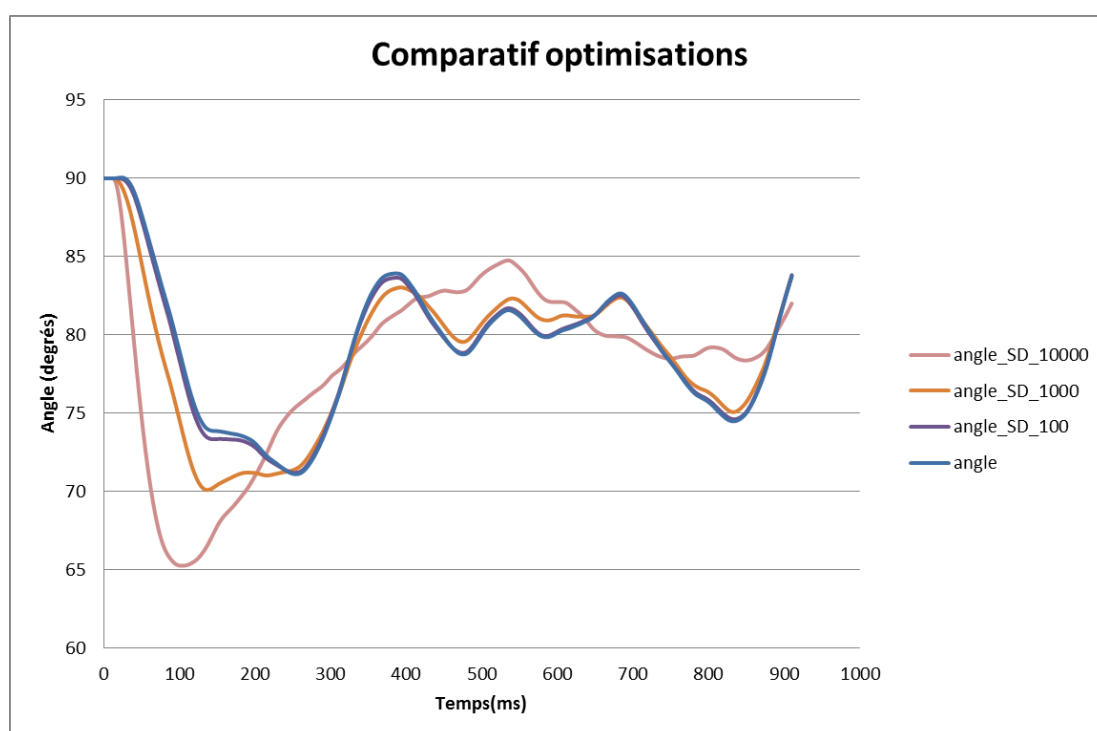


FIGURE 59 : COMPARATIF OPTIMISATIONS

La courbe « angle » (bleue) représente l'évolution de l'angle selon des séquences d'activations musculaires choisies dans la base de données de mouvement. Ces séquences d'activations ont été optimisées sur 100, 1000, et 10000 itérations par la méthode « steepest descent ». On remarque que plus le nombre d'itérations est important, plus le mouvement atteint son objectif rapidement, par contre pour un horizon supérieur à 200ms, le mouvement s'éloigne de l'objectif et le nombre d'itérations n'a pas d'effet significatif sur la précision du mouvement.

Ce phénomène est principalement dû au manque de précision du modèle dynamique pour estimer l'évolution de l'angle sur un horizon de plusieurs centaines de millisecondes, c'est

l'accumulation de l'erreur évoquée précédemment. Ce manque de précision pour un horizon lointain est présenté dans la figure ci-dessous, la prédiction de l'angle après 10000 itérations de « steepest descent » se situe proche de 70° de 100 à 900ms alors que l'angle réel augmente rapidement après avoir atteint les 70° pour osciller aux alentours de 80° de 300 à 900ms.

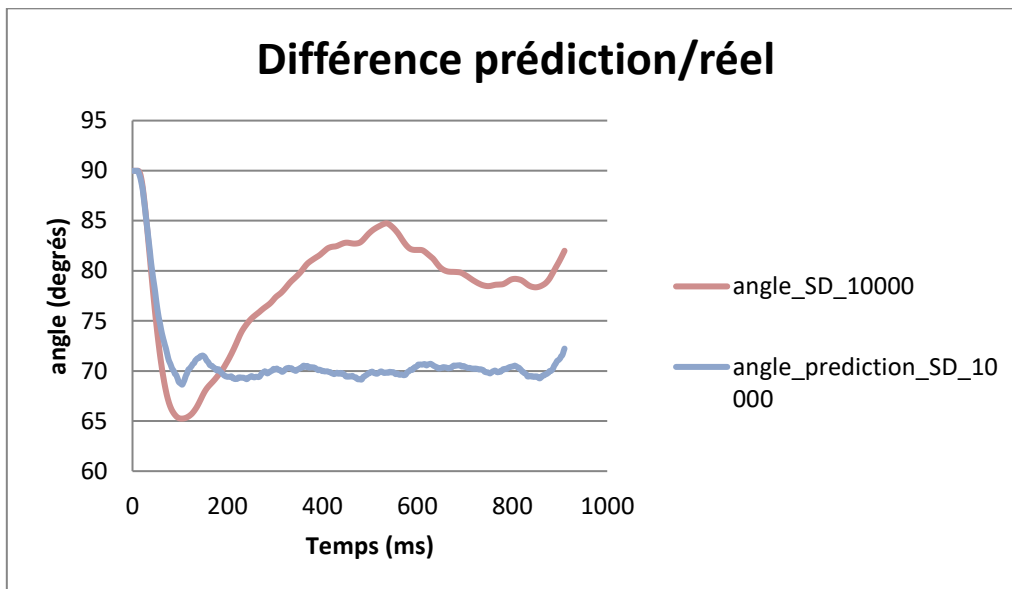


FIGURE 60 : DIFFERENCE PREDICTION/REEL APRES OPTIMISATION

Le fait que la prédiction du modèle dynamique ne permette pas d'établir une stratégie de mouvement sur un horizon supérieur à 200ms n'empêche pas de contrôler le mouvement de façon précise car une optimisation « steepest descent » est réalisée toutes les 10ms de simulation.

Cette optimisation permettra de corriger le mouvement sur un horizon proche même si la précision manquera sur un horizon plus lointain. Il a été décidé de fixer le nombre d'itérations de l'optimisation « steepest descent » à 100 afin de ne pas trop ralentir le calcul et cela semble suffisant car cette optimisation est effectuée toutes les 10ms de simulation.

3.3) Comparatif en fonction des modèles sensoriels

Comme nous avons pu le voir précédemment, la précision du modèle dynamique a une grande influence sur la stratégie du mouvement, c'est également le cas pour les modèles sensoriels. Afin d'étudier leurs effets sur le contrôle du mouvement, une étude de sensibilité sur l'utilisation des informations réelles ou estimées de l'angle du coude et du moment appliqué au coude a été réalisée. Lors de ces simulations, 100 itérations de l'optimisation de type « steepest descent » sont réalisées toutes les 10ms de simulation. Quatre configurations ont été testées :

- avec l'angle et le moment estimés par les modèles sensoriels (« angle_s_moment_s »)
- avec l'angle estimé par le modèle sensoriel et le moment réel (« angle_s_moment_r »)
- avec l'angle réel et le moment estimés par le modèle sensoriel (« angle_r_moment_s »)
- avec l'angle et le moment réels (« angle_r_moment_r »)

Les évolutions de l'angle du coude obtenus pour un mouvement avec un objectif de flexion du coude à 70° sont présentés dans la figure ci-dessous :

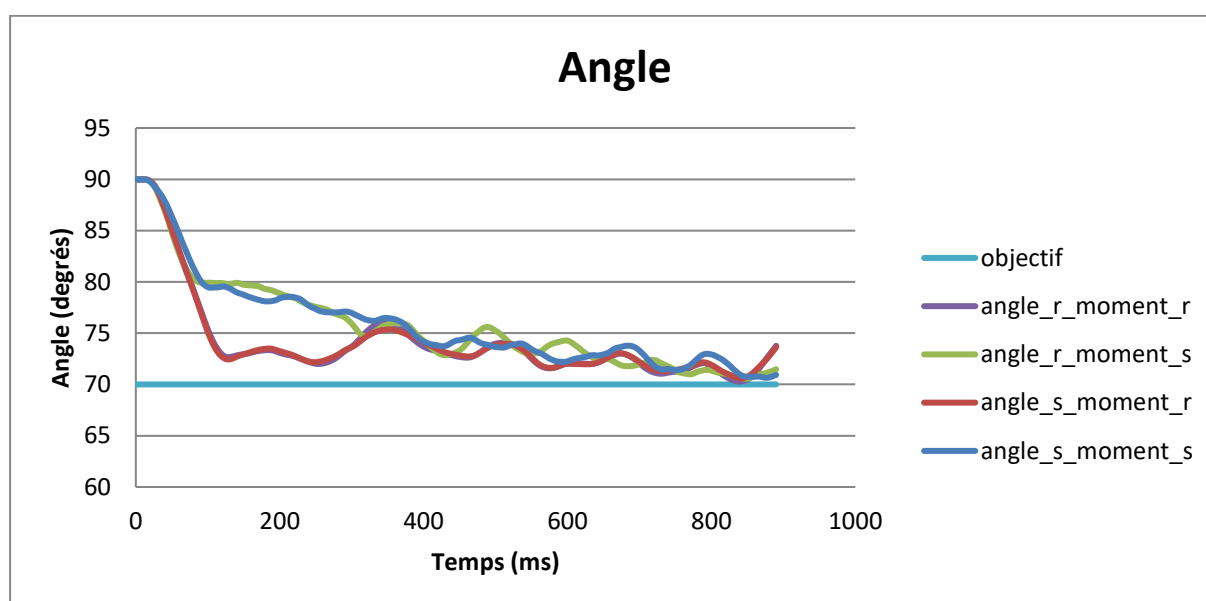


FIGURE 61 : COMPARATIF DE L'ANGLE EN FONCTION DE L'UTILISATION DES MODELES SENSORIELS

On remarque que les 2 configurations dont le moment est estimé par les modèles sensoriels ont une évolution de l'angle qui s'approche plus tard de son objectif de flexion du coude à 70° que

pour les 2 configurations dont le moment est réel. De plus l'utilisation de l'angle réel ou estimé par le modèle sensoriel n'a pas d'influence significative sur l'évolution de l'angle du coude quel que soit le moment.

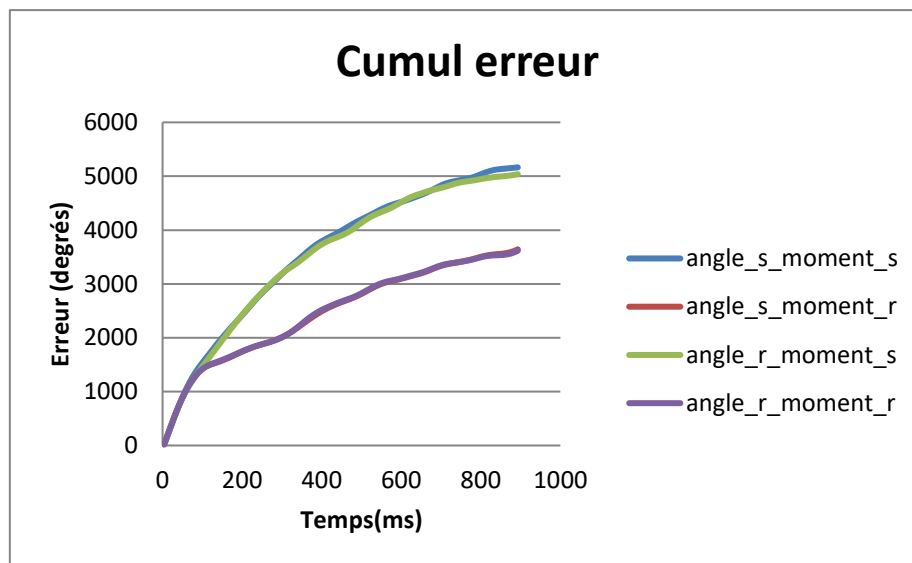


FIGURE 62 : COMPARATIF DU CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DE L'UTILISATION DES MODELES SENSORIELS

On remarque également que l'utilisation de l'angle réel ou estimé par les modèles sensoriels n'a pas d'influence sur le cumul de l'erreur, par contre l'utilisation du moment estimé par les modèles sensoriels a pour effet d'augmenter le cumul de l'erreur par rapport à l'utilisation du moment réel.

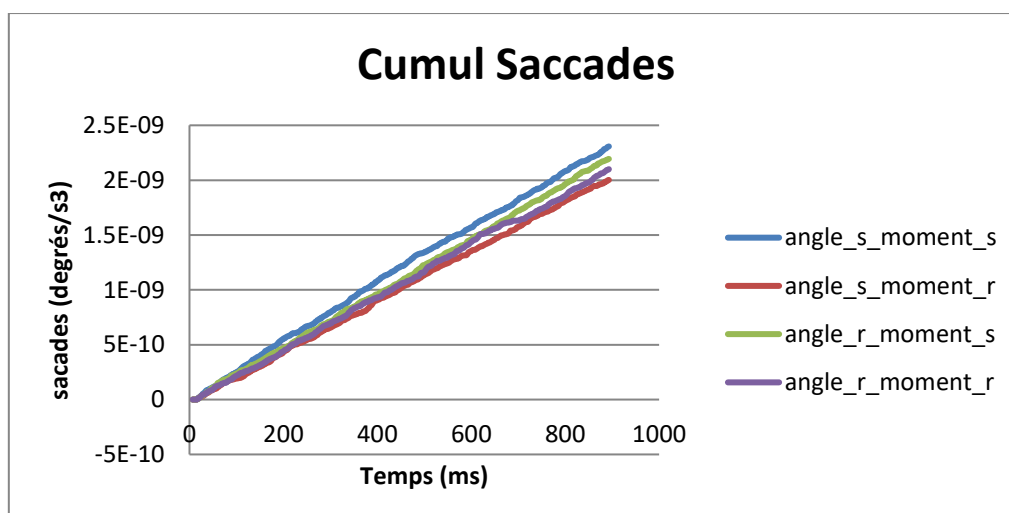


FIGURE 63 : COMPARATIF DU CUMUL DES SACCADÉS EN FONCTION DE L'UTILISATION DES MODELES SENSORIELS

Les saccades sont calculées comme étant la dérivée de l'accélération angulaire, c'est-à-dire $\ddot{\Theta}(t)$. On remarque que les saccades sont plus importantes dans les cas où les modèles sensoriels utilisent le moment estimé par rapport aux cas où les modèles sensoriels utilisent le moment réel. Par contre, l'utilisation de l'angle provenant des modèles sensoriels génère moins de saccades qu'avec l'angle réel lorsqu'il est combiné avec l'utilisation du moment réel alors que lorsqu'il est combiné avec l'utilisation de l'angle estimé par les modèles sensoriels nous obtenons l'inverse.

3.4) Comparatif en fonction de l'objectif et des critères du mouvement

Une étude de sensibilité de l'objectif et des critères du mouvement a été réalisée afin d'évaluer leurs effets sur les caractéristiques du mouvement. Dans cette partie l'angle du coude et le moment de chargement au coude utilisés dans la boucle de contrôle seront les angles et moments réels et non estimés par les modèles sensoriels. Ceci a pour objectif de limiter les sources de variabilité et d'erreur dans le processus de contrôle afin d'étudier précisément l'objectif ou le critère du mouvement choisi.

Comparatif en fonction de l'objectif (angle)

L'étude de l'objectif est réalisée en faisant varier l'angle souhaité dans la fonction de coût du mouvement (70°, 80° et 110°).

Effets sur l'évolution de l'angle du coude

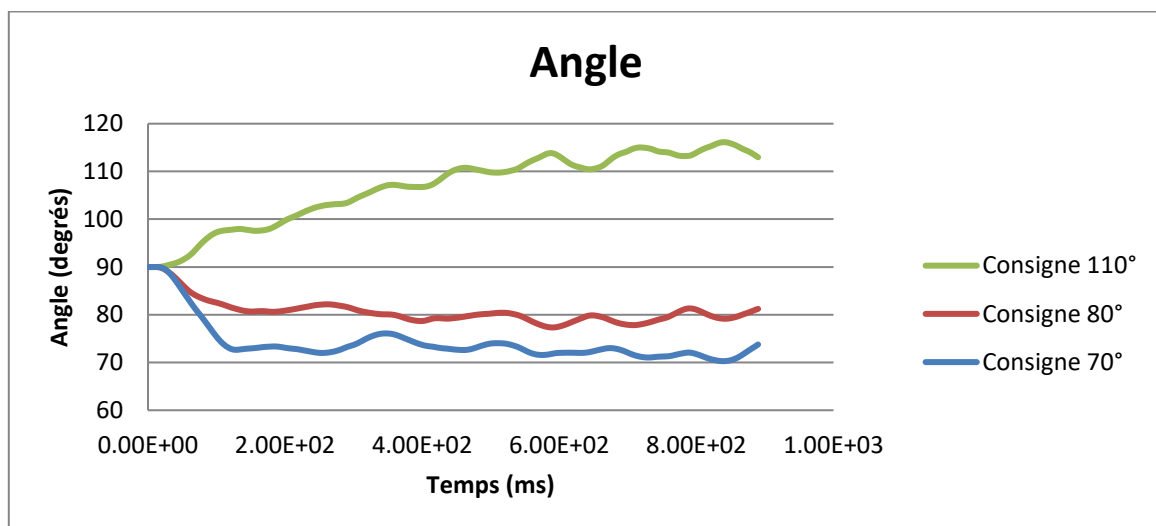


FIGURE 64 : EVOLUTION DE L'ANGLE EN FONCTION DE L'OBJECTIF (ANGLE)

L'augmentation de l'objectif a pour conséquence de diminuer la vitesse à laquelle le bras tend vers son objectif. **L'augmentation de l'objectif diminue donc la rapidité du mouvement.**

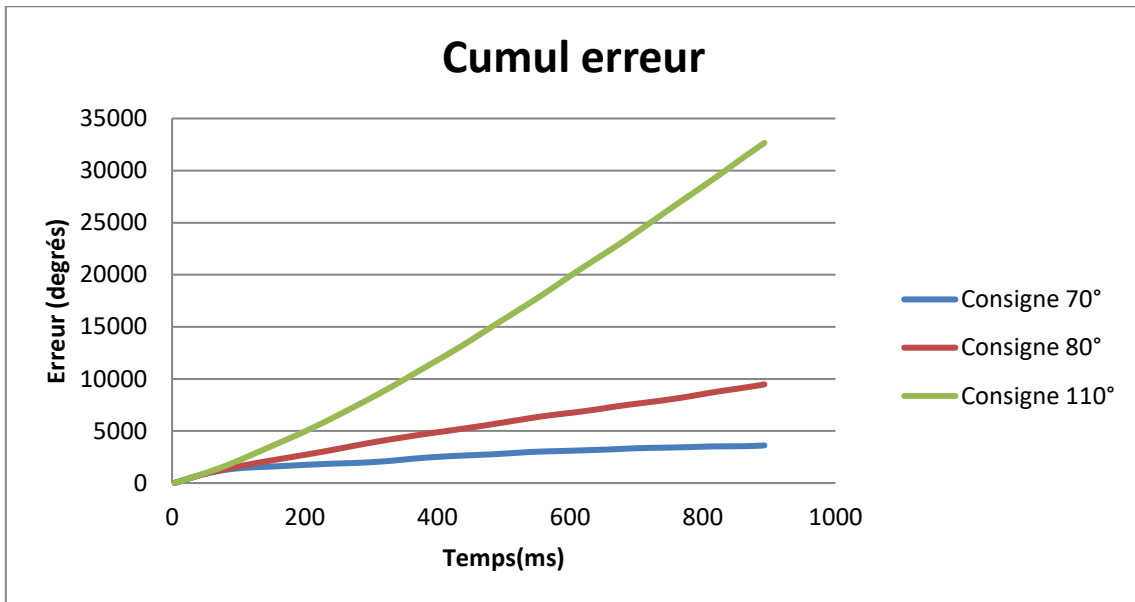


FIGURE 65 : CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DE L'OBJECTIF (ANGLE)

L'augmentation de l'objectif a pour effet d'augmenter le cumul de l'erreur. **L'augmentation de l'objectif diminue donc la précision du mouvement.**

Effets sur les saccades

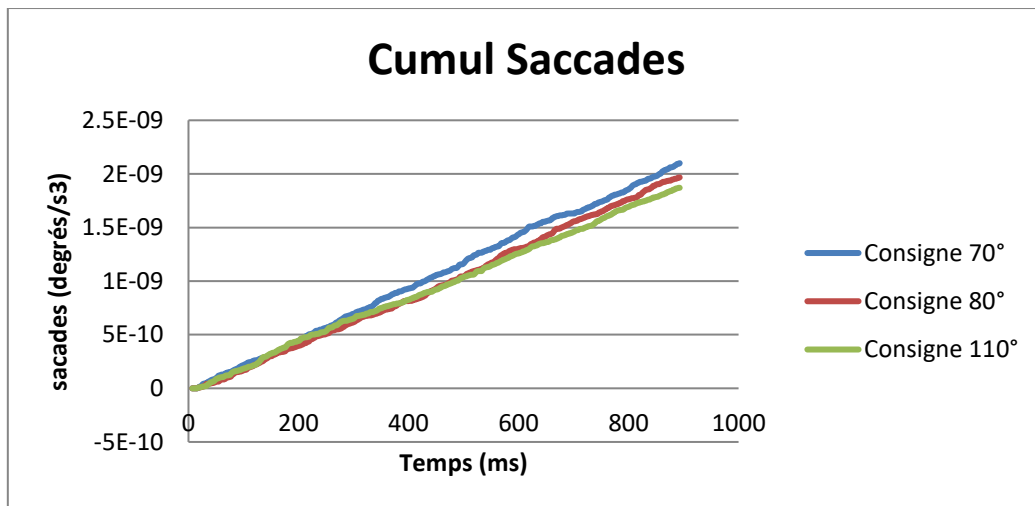


FIGURE 66 : CUMUL DES SACCADES EN FONCTION DE L'OBJECTIF (ANGLE)

Le cumul de saccades diminue avec l'augmentation de l'objectif. **L'augmentation de l'objectif augmente donc la douceur du mouvement.**

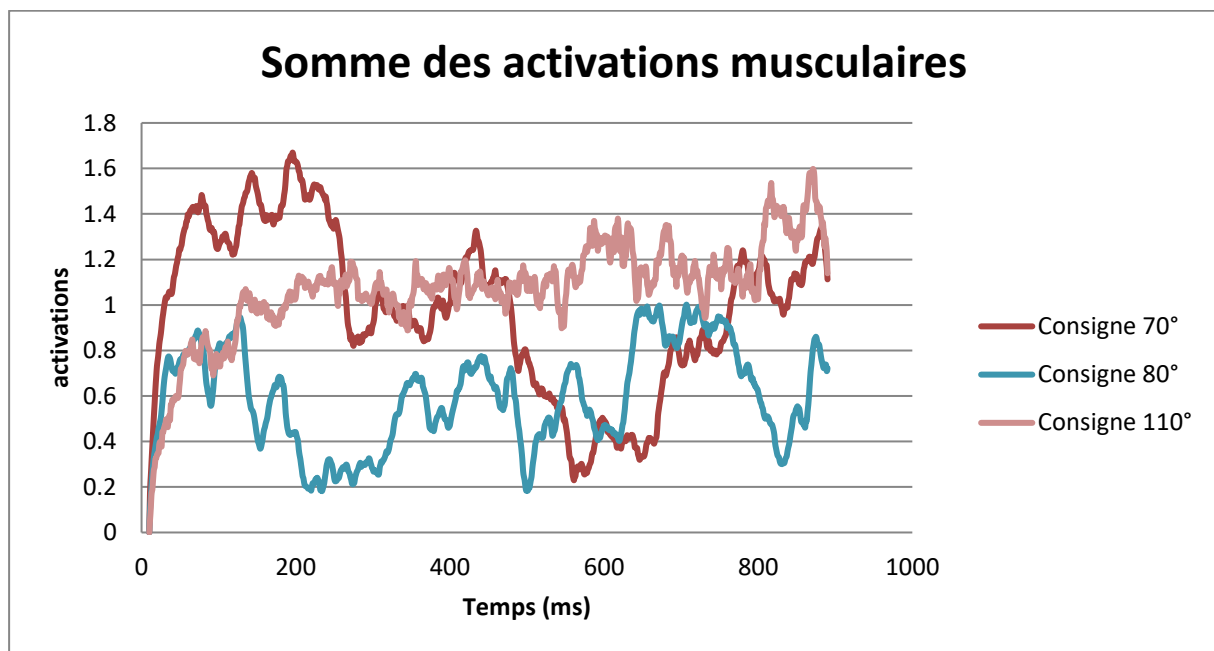


FIGURE 67 : SOMME DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES EN FONCTION DE L'OBJECTIF (ANGLE)

La somme des activations musculaires est plus faible pour une consigne de 80° que pour des consignes de 70° et 110°. **L'éloignement de l'objectif par rapport à sa position initiale (90°) a pour effet d'augmenter la consommation d'énergie lors d'un mouvement.**

Comparatif en fonction du critère de consommation d'énergie

L'étude du critère de consommation d'énergie est réalisée en faisant varier le paramètre α_{energy} de la fonction de coût du mouvement (1, 10 et 100). Plus le paramètre α_{energy} est élevé, plus la consommation d'énergie est importante dans la fonction du coût et donc plus elle est minimisée.

Effets sur l'évolution de l'angle du coude

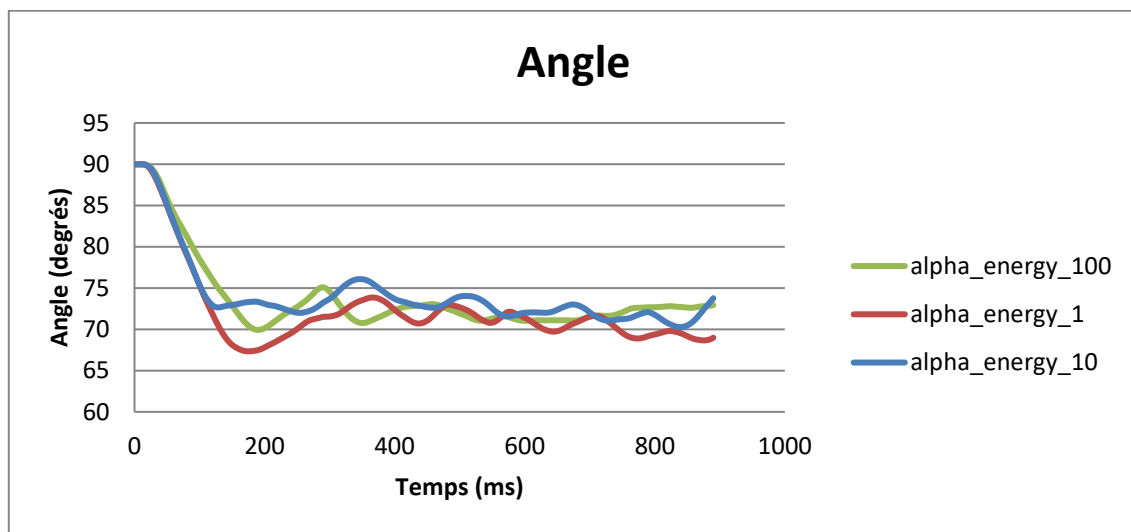


FIGURE 68 : EVOLUTION DE L'ANGLE EN FONCTION DU CRITERE DE CONSOMMATION D'ENERGIE

L'augmentation du paramètre α_{energy} a pour conséquence de diminuer la vitesse à laquelle le bras tend vers son objectif de 70° . **L'augmentation du paramètre α_{energy} diminue la rapidité du mouvement.**

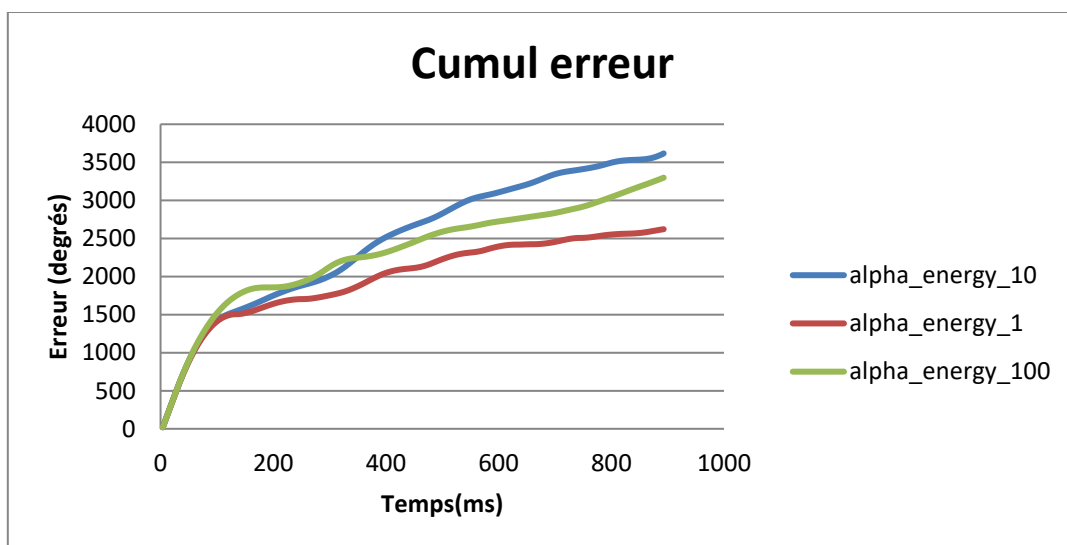


FIGURE 69 : CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DU CRITERE DE CONSOMMATION D'ENERGIE

Au début du mouvement, le cumul de l'erreur augmente avec le paramètre α_{energy} alors que dans la seconde partie du mouvement il diminue pour $\alpha_{energy}=100$ par rapport à $\alpha_{energy}=1$ mais pas pour $\alpha_{energy}=1$ par rapport à $\alpha_{energy}=1$. **Il n'est donc pas possible de tirer une conclusion de l'effet du paramètre α_{energy} sur la précision du mouvement.**

Effets sur les saccades

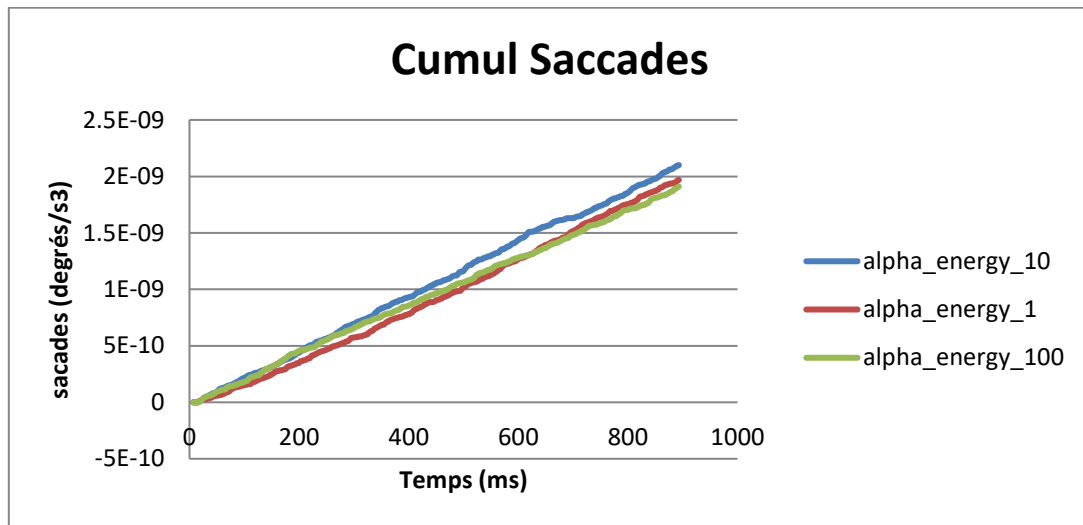


FIGURE 70 : CUMUL DES SACCADES EN FONCTION DU CRITERE DE CONSOMMATION D'ENERGIE

Au début du mouvement, le cumul de saccades augment avec le paramètre α_{energy} alors que dans la seconde partie du mouvement il diminue pour $\alpha_{\text{energy}}=100$ par rapport à $\alpha_{\text{energy}}=1$ mais pas pour $\alpha_{\text{energy}}=1$ par rapport à $\alpha_{\text{energy}}=1$. **Il n'est donc pas possible de tirer une conclusion de l'effet du paramètre α_{energy} sur la quantité de saccades lors du mouvement.**

Effets sur la consommation d'énergie

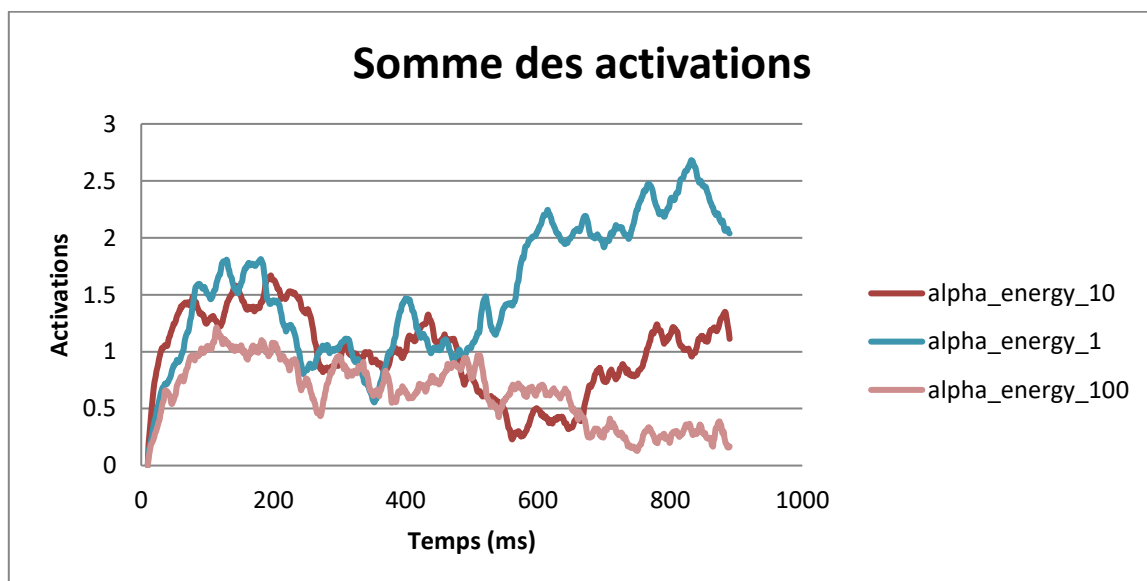


FIGURE 71 : SOMME DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES EN FONCTION DU CRITERE DE CONSOMMATION D'ENERGIE

L'augmentation du paramètre α_{energy} a pour conséquence de diminuer la somme des activations musculaires provenant du système nerveux central. **L'augmentation du paramètre α_{energy} diminue la consommation d'énergie lors d'un mouvement.**

Comparatif en fonction du critère de douceur

L'étude du critère de douceur est réalisée en faisant varier le paramètre α_{jerk} de la fonction de coût du mouvement (1, 10 et 100). Plus le paramètre α_{jerk} est élevé, plus la variation des activations est importante dans la fonction du coût et donc plus elle est minimisée.

Effets sur l'évolution de l'angle du coude

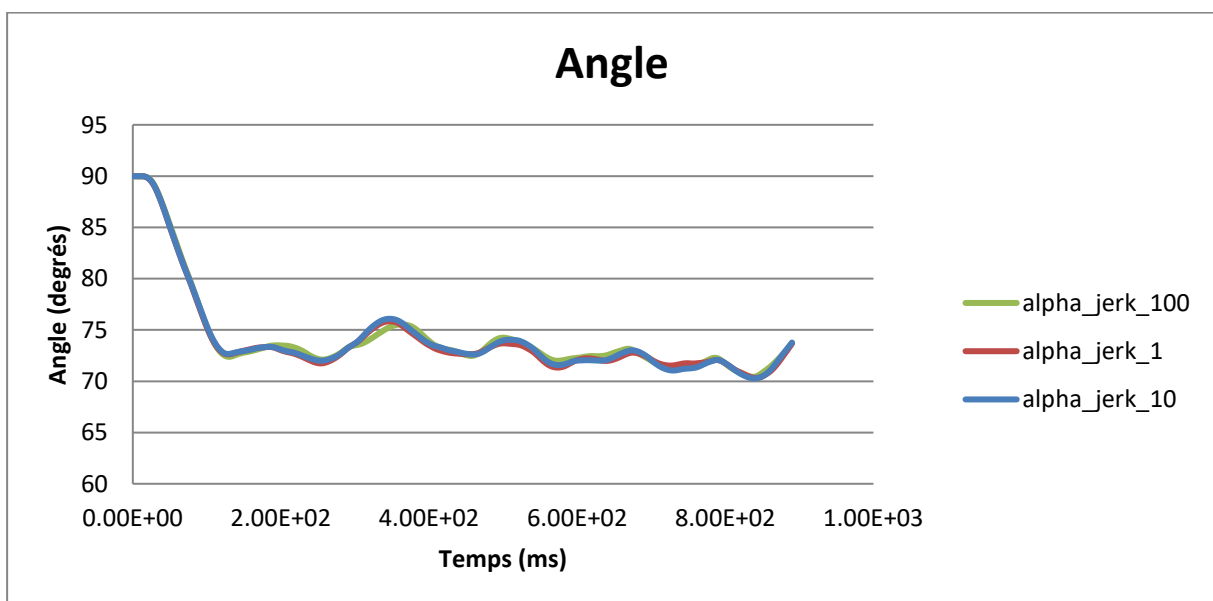


FIGURE 72 : EVOLUTION DE L'ANGLE EN FONCTION DU CRITERE DE DOUCEUR

L'augmentation du paramètre α_{jerk} n'a pas d'effet significatif sur l'évolution de l'angle du coude. **Le paramètre α_{jerk} n'a donc pas d'effet significatif sur la rapidité du mouvement.**

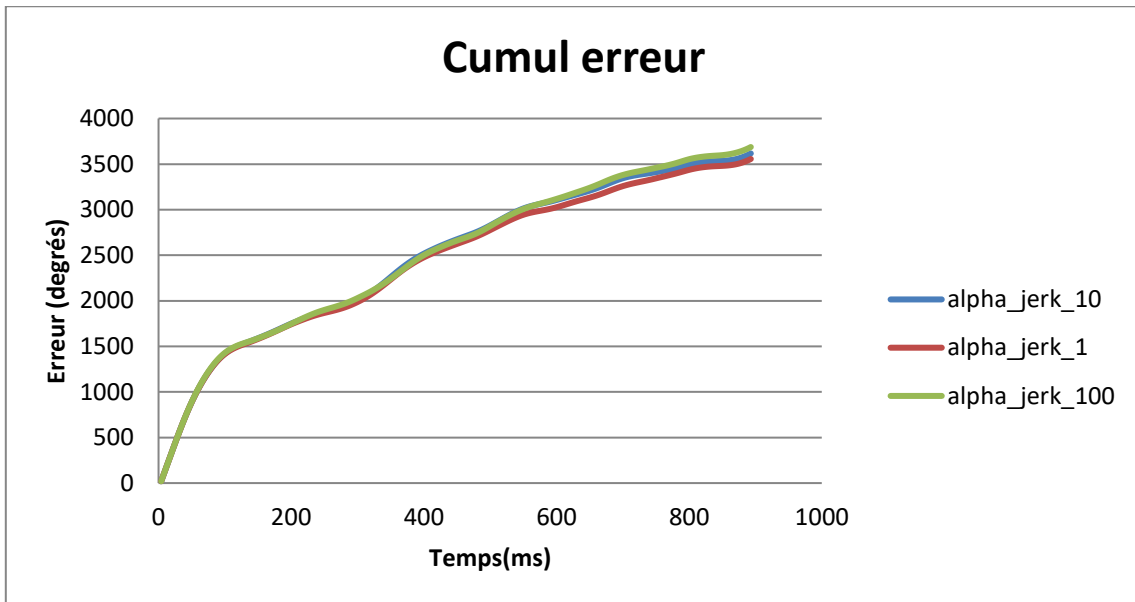


FIGURE 73 : CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DU CRITERE DE DOUCEUR

Le cumul de l'erreur augmente légèrement avec le paramètre α_{jerk} . **Le paramètre α_{jerk} diminue donc légèrement la précision du mouvement.**

Effets sur les saccades

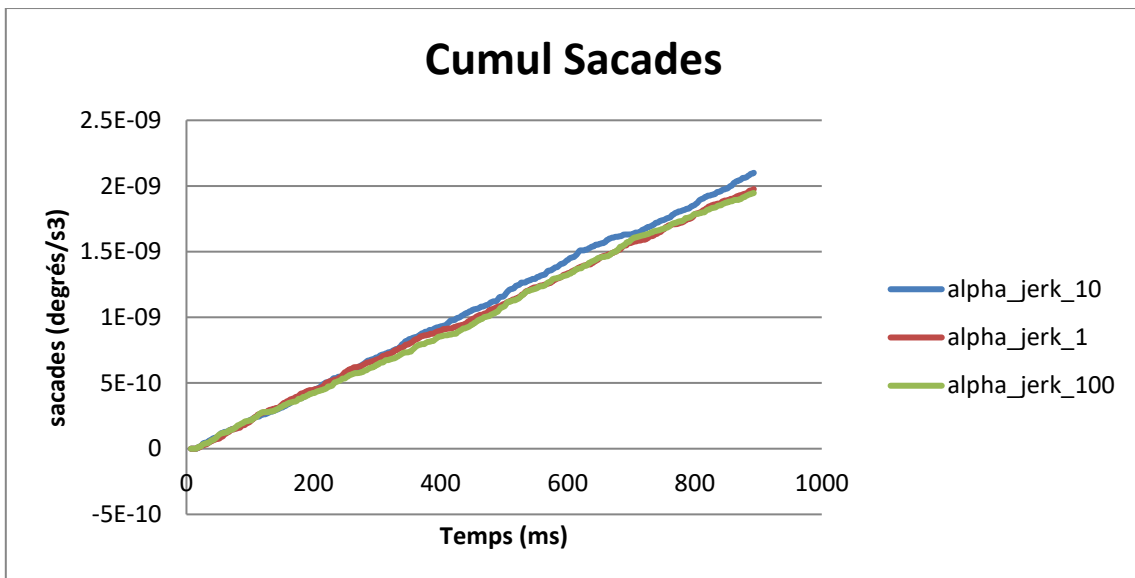


FIGURE 74 : CUMUL DES SACCADDES EN FONCTION DU CRITERE DE DOUCEUR

Le cumul de saccades est plus élevé pour $\alpha_{\text{jerk}} = 10$ que pour $\alpha_{\text{jerk}} = 1$ et $\alpha_{\text{jerk}} = 100$. Il n'est donc pas possible de tirer une conclusion de l'effet du paramètre α_{jerk} sur la quantité de saccades lors du mouvement.

Effets sur la consommation d'énergie

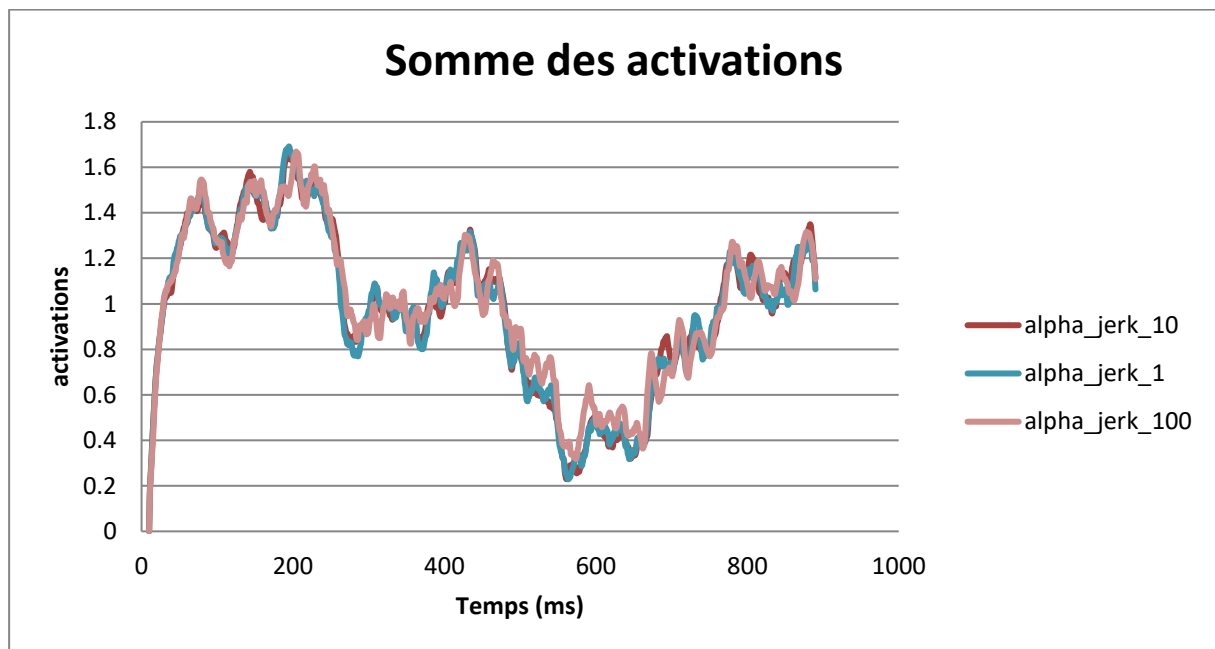


FIGURE 75 : SOMME DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES EN FONCTION DU CRITERE DE DOUCEUR

L'augmentation du paramètre α_{jerk} n'a pas d'influence significative sur la somme des activations musculaires provenant du système nerveux central. L'augmentation du paramètre α_{jerk} n'a donc pas d'influence sur la consommation d'énergie lors d'un mouvement.

Comparatif en fonction du critère de précision

L'étude du critère de précision est réalisée en faisant varier le paramètre α_{obj_temp} de la fonction de coût du mouvement (0.1, 1 et 10). Plus le paramètre α_{obj_temp} est élevé, plus l'erreur par rapport à l'objectif est importante dans la fonction du coût et donc plus elle est minimisée.

Effets sur l'évolution de l'angle du coude

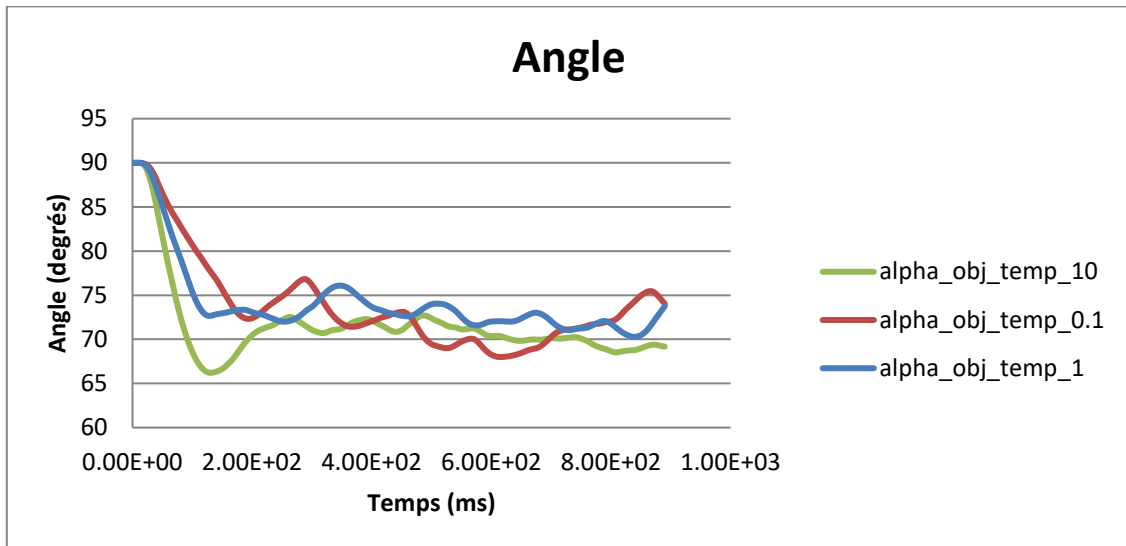


FIGURE 76 : EVOLUTION DE L'ANGLE EN FONCTION DU CRITERE DE PRECISION

L'augmentation du paramètre α_{obj_temp} a pour effet d'atteindre l'objectif plus rapidement et de rester plus proche de cet objectif une fois qu'il est atteint. **Le paramètre α_{obj_temp} permet donc d'augmenter la rapidité du mouvement.**

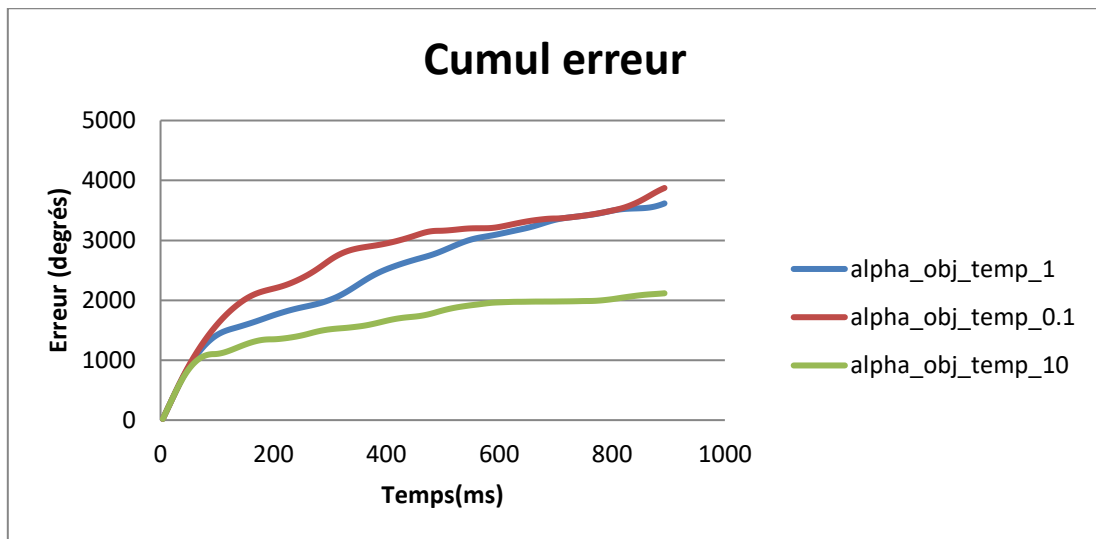


FIGURE 77 : CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DU CRITERE DE PRECISION

Le cumul de l'erreur diminue fortement avec le paramètre α_{obj_temp} . **Le paramètre α_{obj_temp} augmente donc fortement la précision du mouvement.**

Effets sur les saccades

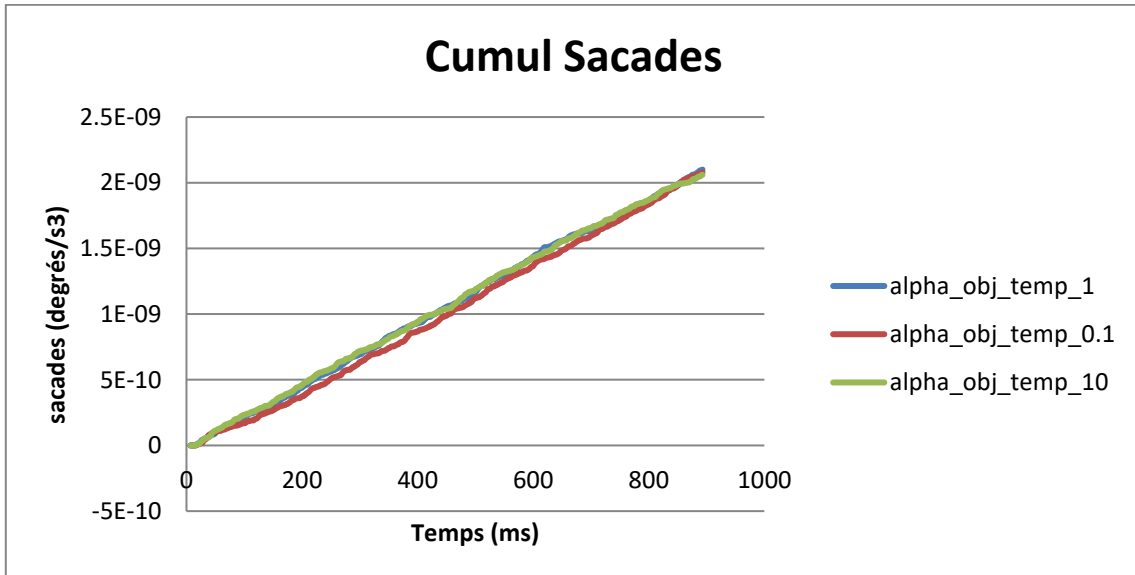


FIGURE 78 : CUMUL DES SACCADDES EN FONCTION DU CRITERE DE PRECISION

L'augmentation du paramètre α_{obj_temp} n'a pas d'effets sur le cumul de saccades. **Il n'est donc pas possible de tirer une conclusion de l'effet du paramètre α_{obj_temp} sur la quantité de saccades lors du mouvement.**

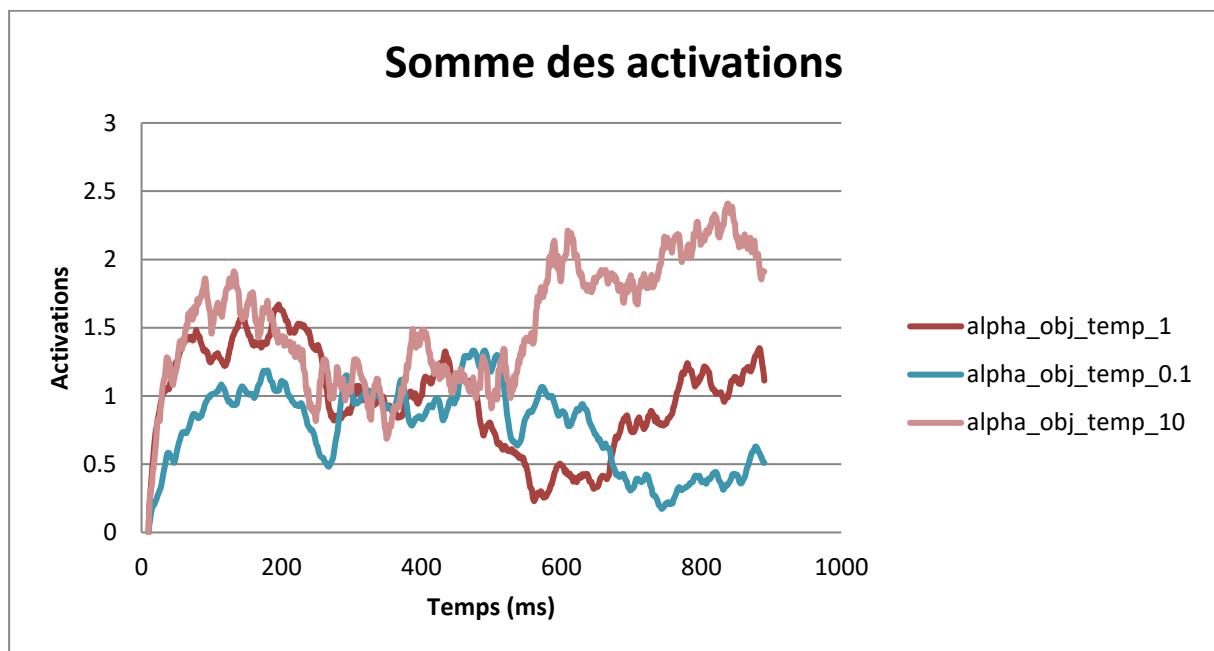


FIGURE 79 : SOMME DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES EN FONCTION DU CRITERE DE PRECISION

L'augmentation du paramètre α_{obj_temp} a pour effet d'augmenter la somme des activations musculaires provenant du système nerveux central. **L'augmentation du paramètre α_{obj_temp} augmente donc la consommation d'énergie lors d'un mouvement.**

Comparatif en fonction du critère de rapidité

L'étude du critère de rapidité est réalisée en faisant varier le paramètre β_{temp} de la fonction de coût du mouvement (1, 10 et 100). Plus le paramètre β_{temp} est élevé, plus le facteur multipliant l'erreur par rapport à l'objectif dans la fonction de coût augmente rapidement dans le temps et donc plus le mouvement est rapide.

Effets sur l'évolution de l'angle du coude

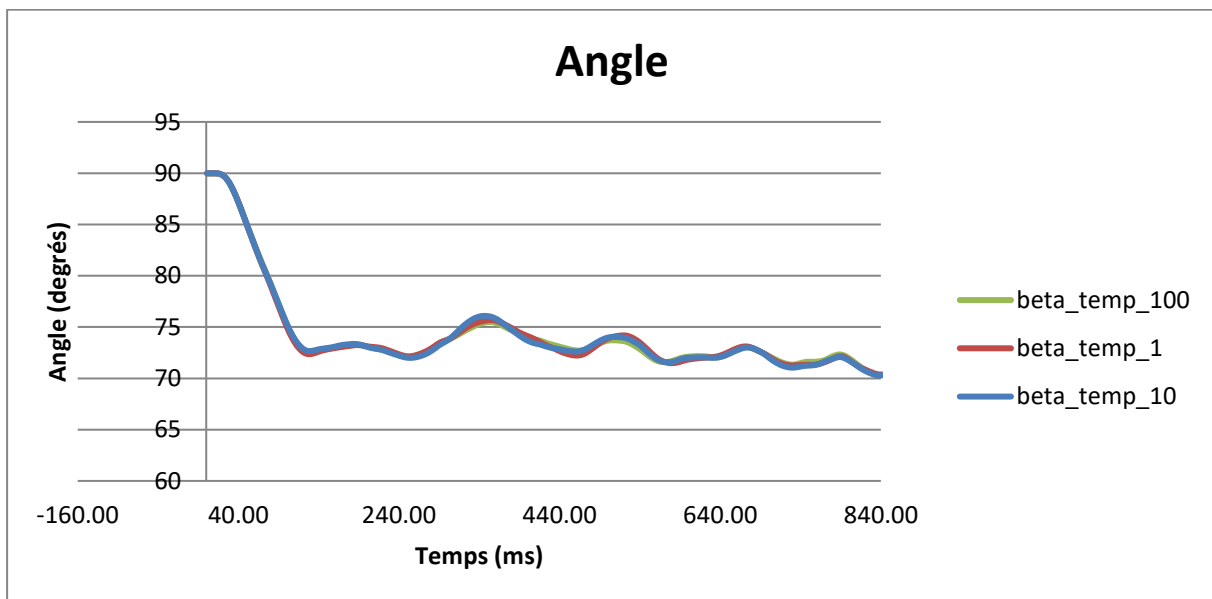


FIGURE 80 : EVOLUTION DE L'ANGLE EN FONCTION DU CRITERE DE RAPIDITE

L'augmentation du paramètre β_{temp} n'a pas d'effets significatifs sur l'évolution de l'angle. **Le paramètre β_{temp} ne permet donc pas d'augmenter la rapidité du mouvement.**

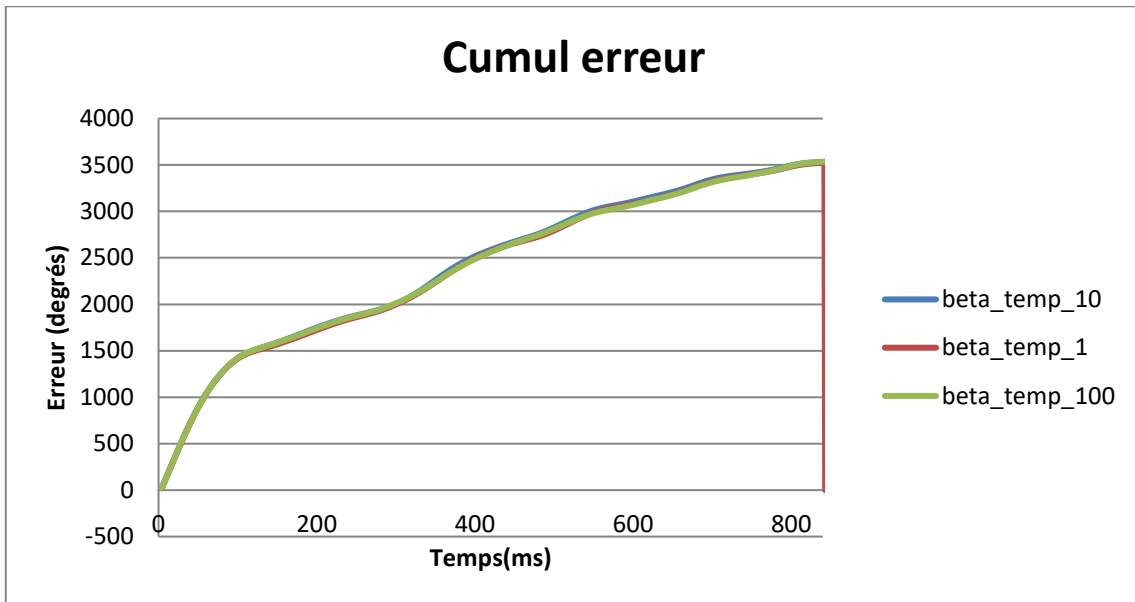


FIGURE 81 : CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DU CRITERE DE RAPIDITE

L'augmentation du paramètre β_{temp} n'a pas d'effets sur le cumul de l'erreur. **Le paramètre β_{temp} n'a donc pas d'effet significatif sur la précision du mouvement.**

Effets sur les saccades

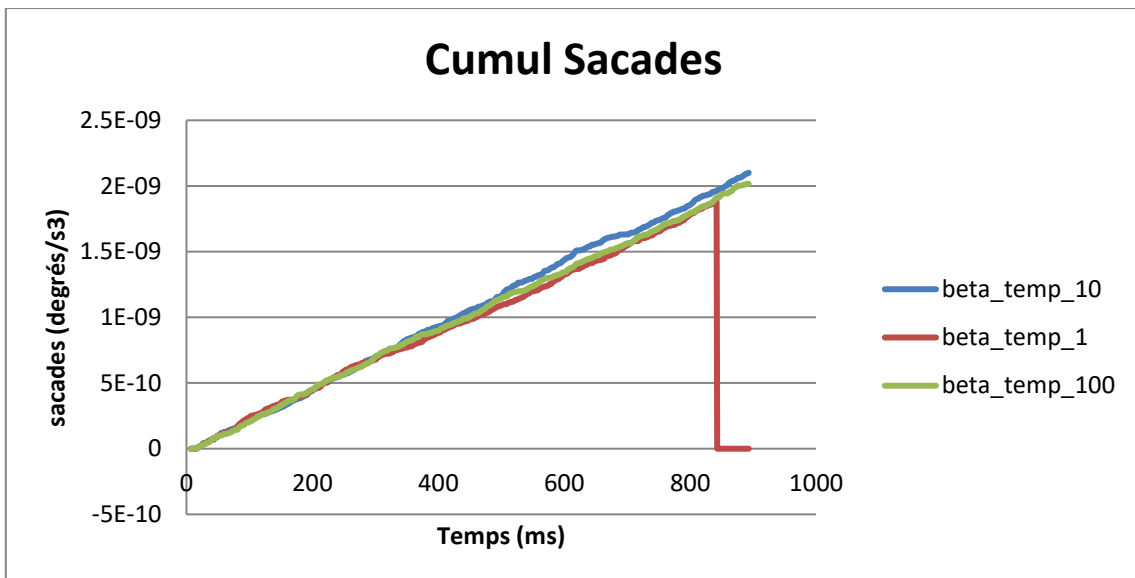


FIGURE 82 : CUMUL DES SACCADES EN FONCTION DU CRITERE DE RAPIDITE

Le cumul de saccades est plus faible pour $\beta_{temp}=1$ et $\beta_{temp}=100$ que pour $\beta_{temp}=10$. **Il n'est donc pas possible de tirer une conclusion de l'effet du paramètre β_{temp} sur la quantité de saccades lors du mouvement.**

Effets sur la consommation d'énergie

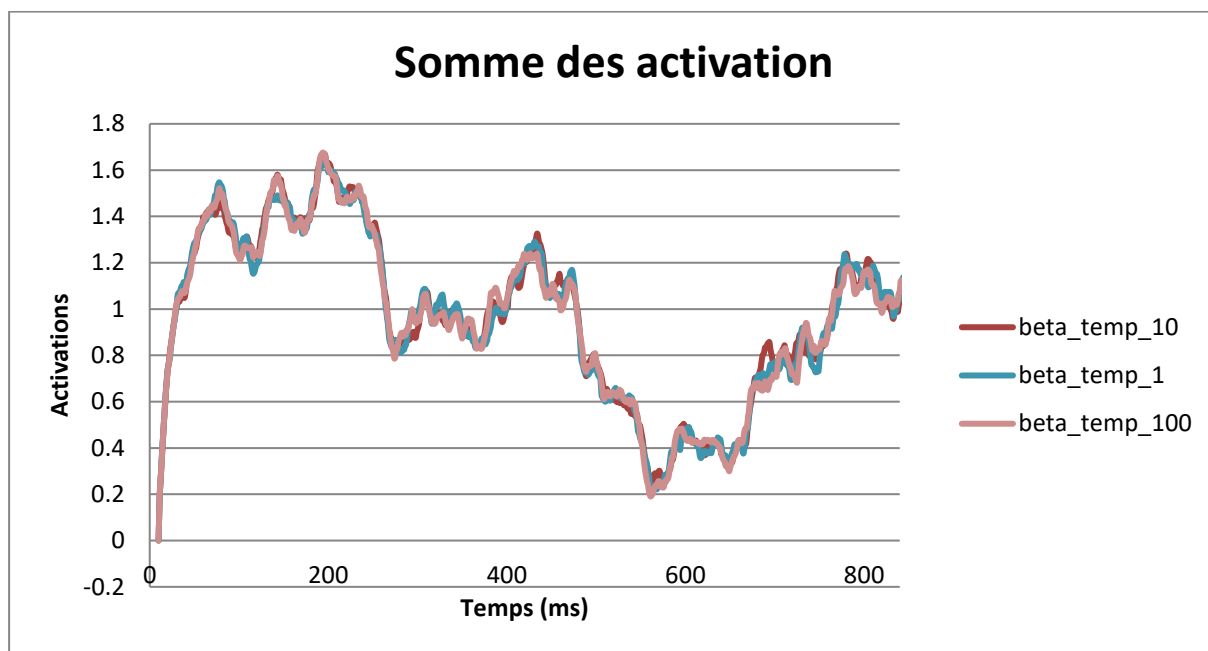


FIGURE 83 : SOMME DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES EN FONCTION DU CRITERE DE PRECISION

L'augmentation du paramètre β_{temp} n'a pas d'effets significatifs sur la somme des activations musculaires provenant du système nerveux central. **L'augmentation du paramètre β_{temp} n'a donc pas d'effets significatifs sur la consommation d'énergie lors d'un mouvement.**

Comparatif en fonction du nombre d'itération de l'optimisation « steepest descent »

L'étude de l'optimisation « steepest descent » est réalisée en faisant varier le d'itérations de l'optimisation du mouvement (10, 100 et 1000). Plus le nombre d'itérations d'optimisations est élevé, plus le mouvement est optimisé.

Effets sur l'évolution de l'angle du coude

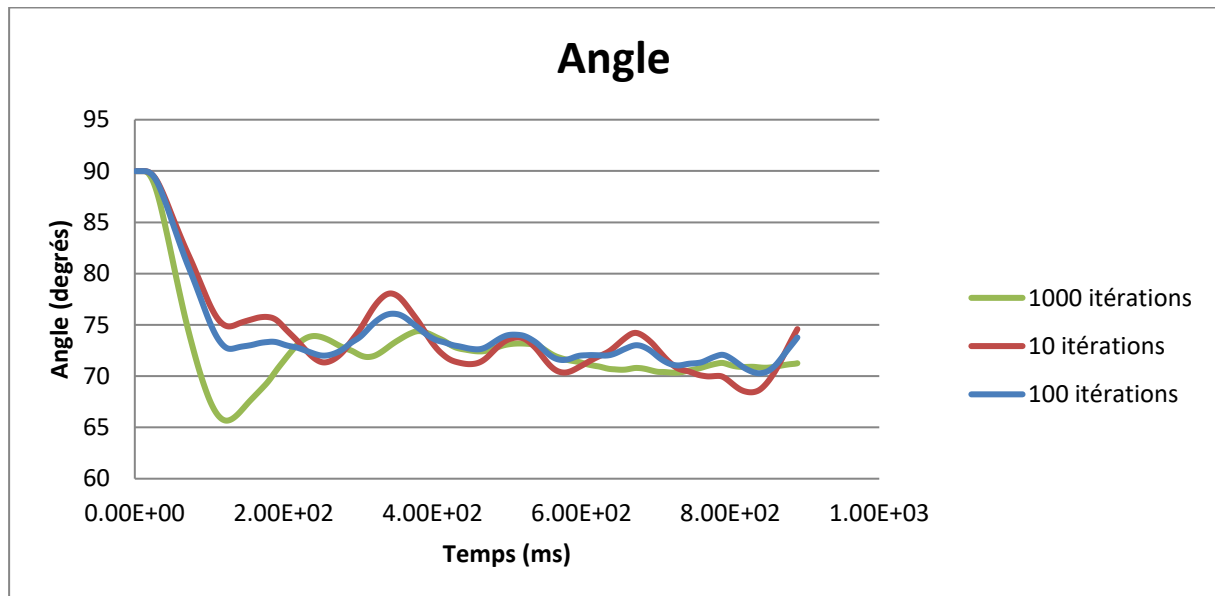


FIGURE 84 : EVOLUTION DE L'ANGLE EN FONCTION DU NOMBRE D'ITERATIONS D'OPTIMISATION

L'augmentation du nombre d'itérations d'optimisation a pour effet d'atteindre l'objectif plus rapidement et de rester plus proche de cet objectif une fois qu'il est atteint. **Le nombre d'itérations d'optimisation permet donc d'augmenter la rapidité du mouvement.**

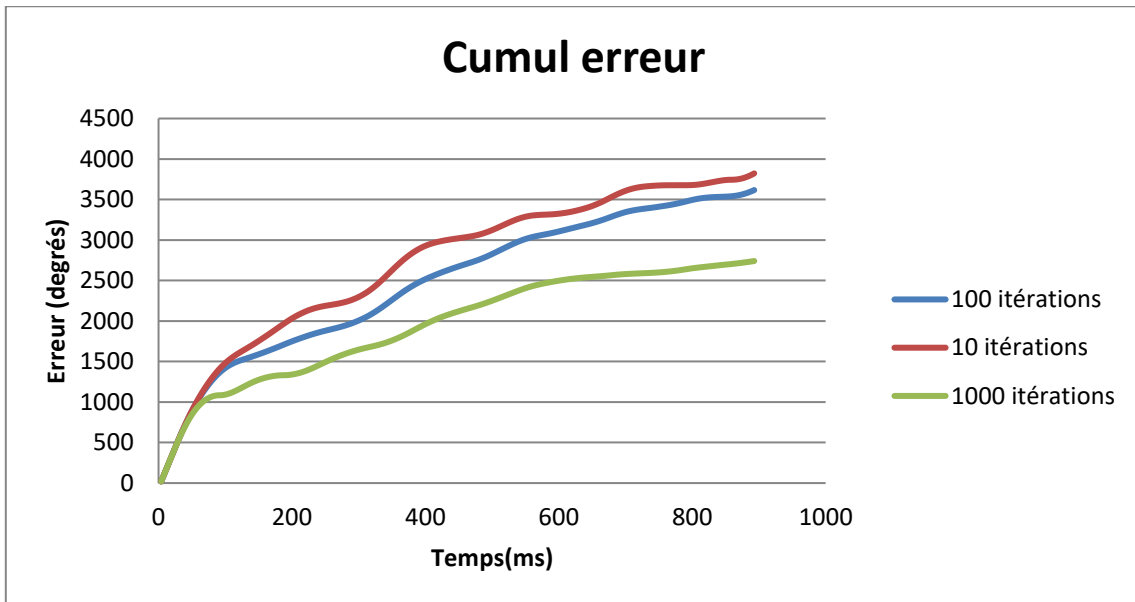


FIGURE 85 : CUMUL DE L'ERREUR EN FONCTION DU NOMBRE D'ITERATIONS D'OPTIMISATION

Le cumul de l'erreur diminue fortement avec le nombre d'itérations d'optimisation. **Le nombre d'itérations d'optimisation augmente donc fortement la précision du mouvement.**

Effets sur les saccades

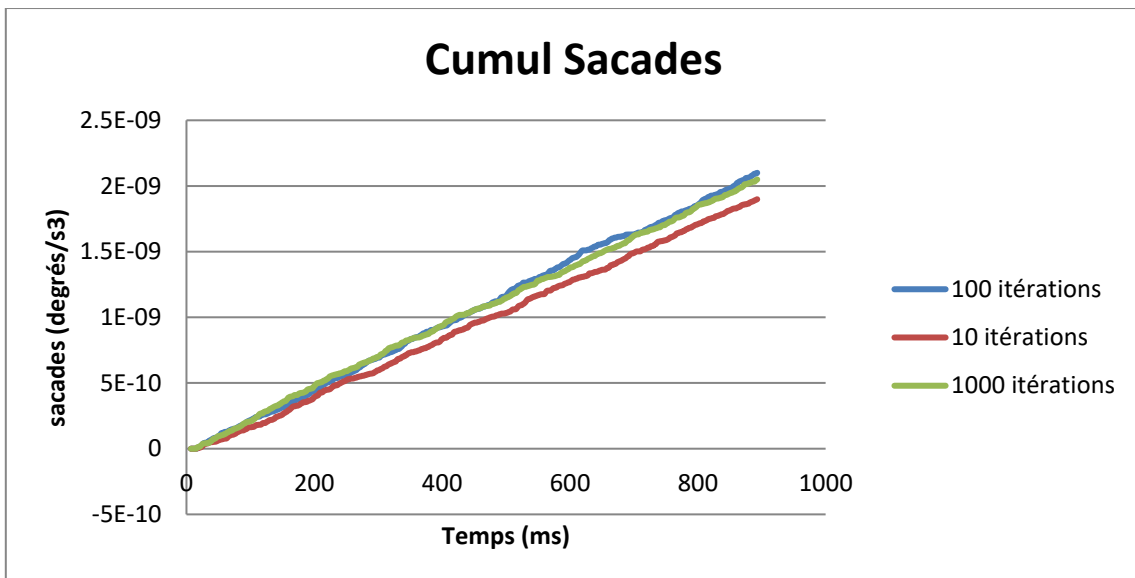


FIGURE 86 : CUMUL DES SACCADDES EN FONCTION DU NOMBRE D'ITERATIONS D'OPTIMISATION

L'augmentation du nombre d'itérations d'optimisation n'a pas d'effet significatif sur le cumul de saccades pour des valeurs de 100 et 1000 mais si ce dernier semble plus fiable pour une

valeur de 1000, par contre le cumul de saccades est plus faible pour une valeur de 10. **Il n'est donc pas possible de tirer une conclusion de l'effet du nombre d'itérations d'optimisation sur la quantité de saccades lors du mouvement.**

Effets sur la consommation d'énergie

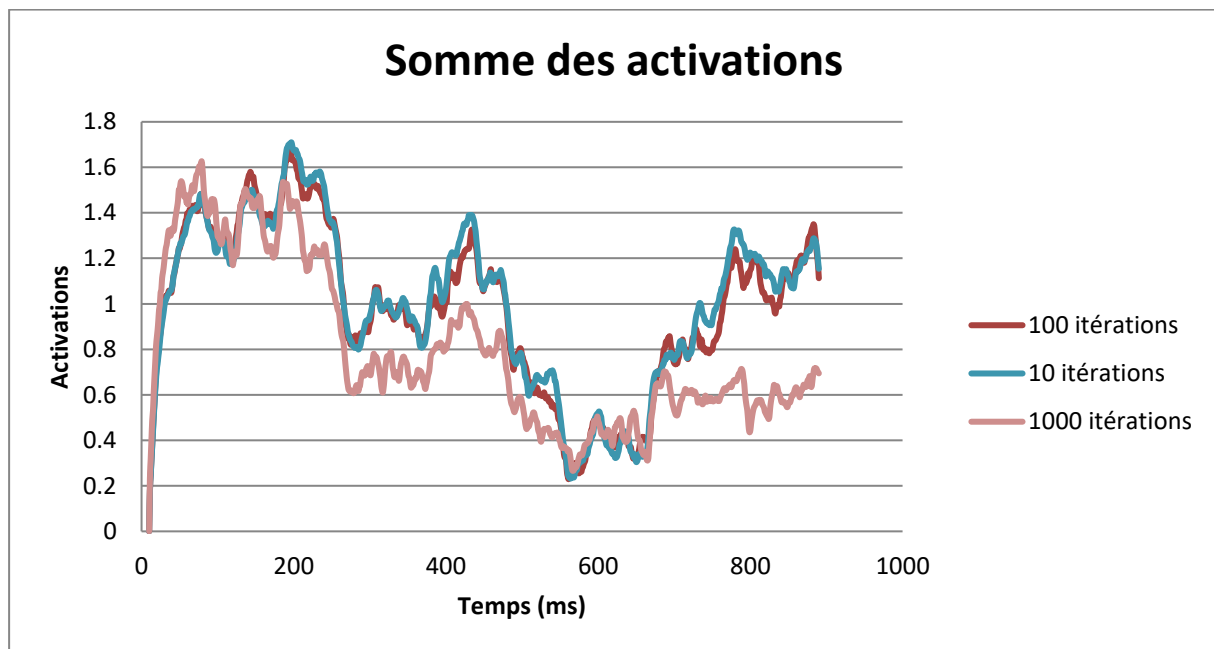


FIGURE 87 : SOMME DES ACTIVATIONS MUSCULAIRES EN FONCTION DU NOMBRE D'ITERATIONS D'OPTIMISATION

L'augmentation du nombre d'itérations d'optimisation a pour effet de diminuer la somme des activations musculaires provenant du système nerveux central. **L'augmentation du nombre d'itérations d'optimisation diminue donc la consommation d'énergie lors d'un mouvement.**

Bilan des influences de l'objectif et des critères du mouvement

Les objectifs et critères du mouvement influencent les caractéristiques du mouvement (consommation d'énergie, douceur, précision et rapidité) de la manière suivante :

TABLEAU 5 : TABLEAU RECAPITULATIF DES INFLUENCES DE L'OBJECTIF ET DES CRITERES DU MOUVEMENTS.

	Objectif (angle)	Nombre d'optimisations	α_{energy}	α_{jerk}	α_{obj_temp}	β_{temp}
Energy	N/D	-	-	N/D	+	N/D
Smoothness	+	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D
Accuracy	-	+	N/D	-	+	N/D
Speed	-	+	-	N/D	+	N/D

Légende :

+ : L'augmentation du paramètre augmente la caractéristique du mouvement.

- : L'augmentation du paramètre diminue la caractéristique du mouvement.

N/D : l'influence du paramètre sur la caractéristique du mouvement est « Non Déterminée ».

On remarque que certains paramètres n'ont pas d'influence déterminée sur les caractéristiques du mouvement comme le critère de rapidité β_{temp} . D'autres critères ont une influence plus importante comme le critère de précision α_{obj_temp} et le nombre d'itérations d'optimisation.

4) Discussion

Une méthode de contrôle du mouvement a été développée et appliquée à un modèle du bras simplifié (muscles en 1D). Cette méthode est basée sur 2 modèles : un modèle proprioceptif et un modèle dynamique. Le modèle proprioceptif permet, à partir des différents signaux sensoriels, de déterminer l'état du système musculosquelettique (angle et moment de chargement). Le modèle dynamique permet quant à lui, à partir des angles, moment de chargement passés et activations musculaires passées et future, de prédire l'évolution future de l'angle. Ces modèles sont générés à partir de l'apprentissage d'une base de données de mouvements aléatoires. La méthode d'apprentissage utilisée est linéaire (régression linéaire) mais permet quand même de prédire des phénomènes non linéaires. Cependant, l'utilisation de méthodes plus sophistiquées et non linéaires permettraient une meilleure prédiction, notamment pour l'estimation du moment de chargement et de la prédiction de l'évolution l'angle. En effet l'estimation de l'angle est plus précise que l'estimation du moment de chargement car le nombre d'informations est plus important : les signaux sensoriels Ia et II sont relatifs à l'angle et l'articulation tandis que seul le signal Ib est relatif au moment.

La précision des modèles sensoriels et du modèle dynamique est importante pour la précision du mouvement car la stratégie du mouvement (séquence d'activations musculaires) est déterminée à partir des données issues de ces modèles et donc toute erreur se répercute dans les séquences d'activations musculaires. Le modèle sensoriel de l'angle semble avoir une précision suffisante en utilisant la méthode de régression linéaire même s'il l'angle estimé et bruité par rapport à l'angle réel. L'application d'un filtre passe-bas pourrait donc être une solution pour éliminer ce bruitage. En ce qui concerne le modèle sensoriel de l'angle, la régression linéaire ne permet pas d'avoir une précision suffisante. Il faudrait donc utiliser une méthode non linéaire comme les réseaux de neurones par exemple dont le temps de calcul est quasi-instantané. Pour le modèle dynamique, une régression linéaire itérative a été utilisée, ce qui a pour effet de générer un cumul de l'erreur et donc d'avoir une prédiction de l'évolution de l'angle qui s'éloigne de l'évolution réelle à partir de quelques dizaines de millisecondes. Pour améliorer la prédiction il faudrait surement utiliser un réseau de neurones profond (« deep neural network ») qui permet de prédire une évolution temporelle d'un signal non linéaire pour un temps de calcul quasi-instantané, le POD ne permettant pas un temps de calcul assez rapide à cause des données temporelles nécessaires en entrée.

On a également pu remarquer que le nombre d'itérations d'optimisations avait une grande influence sur la qualité du mouvement, c'est-à-dire que les algorithmes utilisés ne permettent pas d'obtenir un mouvement optimal dans un délai raisonnable permettant de l'utiliser dans la boucle de contrôle. Le mouvement réalisé s'approche donc de l'optimum mais ne l'atteint pas, Il faudrait donc utiliser un algorithme d'optimisation plus puissant pour atteindre l'optimum plus rapidement. L'utilisation d'algorithmes génétiques pourrait éventuellement répondre à cette problématique pour l'optimisation de génération du mouvement et une méthode de « gradient descent » pour l'optimisation du contrôle du mouvement. En effet il est important de différencier l'optimisation de génération du mouvement qui doit permettre de trouver un optimum global et l'optimisation de contrôle du mouvement qui doit permettre seulement d'ajuster le mouvement et donc de tendre vers un optimum local.

Une fonction de coût a été utilisée pour optimiser le mouvement selon des objectifs et contraintes. Cette fonction de coût est une combinaison linéaire de plusieurs coûts observés dans la littérature pour pouvoir reproduire tous les mouvements possibles.

Une étude de sensibilité a été effectuée pour étudier les effets de chaque fonction de coût sur le mouvement.

Un objectif d'angle plus élevé augmente la douceur du mouvement et diminue la précision et la vitesse du mouvement. La précision du mouvement est meilleure pour un angle faible (flexion plus importante) car la base de données comprend plus de données avec le coude en flexion qu'en extension. En ce qui concerne la diminution de la vitesse, ceci semble être dû au fait que la vitesse intrinsèque (liée aux muscles et insertions des tendons) est plus faible en extension qu'en flexion. De plus on remarque que la consommation d'énergie est plus faible lorsque l'objectif est proche de l'angle de départ (90°).

Le critère de consommation d'énergie permet de diminuer la consommation d'énergie du mouvement mais en contrepartie, car il diminue les activations musculaires, diminue la vitesse du mouvement.

Le critère de douceur quant à lui ne permet pas d'augmenter la douceur du mouvement car il agit sur la dérivée des activations musculaires et non directement sur la dérivée de l'accélération angulaire. Ce choix avait été fait à cause du manque de précision du modèle dynamique (oscillations), il faudra donc améliorer ce modèle dynamique pour pouvoir utiliser le critère de douceur avec la dérivée de l'accélération angulaire et améliorer de façon significative la douceur du mouvement.

De plus, l'utilisation du critère de douceur avec la dérivée des activations musculaires a pour effet de diminuer la précision du mouvement en limitant la variation des activations musculaires.

Le critère de précision augmente la précision et la rapidité du mouvement car ce critère réduit l'écart par rapport à l'objectif à la fin mais également au début du mouvement, ce qui a pour effet d'augmenter la vitesse du mouvement. En contrepartie l'augmentation de la vitesse et de la précision nécessite des niveaux d'activation musculaire plus importants et entraîne donc une hausse de la consommation d'énergie.

Le critère de rapidité n'a aucune influence sur aucune des caractéristiques du mouvement, même pas la rapidité. Cette absence d'effet doit être due au fait que le mouvement soit déjà très rapide et qu'il y a du coup une prédominance du critère de précision.

Discussion générale

Contexte de la recherche

Les modèles numériques biomécaniques sont couramment utilisés dans les domaines de la sécurité routière, du sport et de la médecine. Chacun de ces domaines a développé des méthodes particulières de modélisation. En effet le domaine de la sécurité routière, dont l'intérêt porte essentiellement sur les mécanismes lésionnels, a développé des modèles EF dans lesquels la caractérisation mécanique des organes, tissus et os est un élément important. Dans le domaine du sport, on s'intéresse en priorité au mouvement, et c'est pour cette raison que les modèles multi-corps sont les plus communs dans cette discipline. Dans le domaine de la médecine, l'intérêt principal porte sur la précision géométrie nécessaire au développement de nouvelles techniques chirurgicales ou pour la planification thérapeutique par exemple. Pourtant, ces domaines très différents a priori présentent actuellement de fortes synergies. Plusieurs exemples:

- A l'heure du développement des véhicules autonomes et connectés il est important de reconsidérer le comportement des usagers à l'intérieur des véhicules et notamment leur sécurité. Les usagers du véhicule auront tendance à échanger davantage entre eux, et à utiliser des objets connectés comme les tablettes que l'on voit actuellement apparaître sur les tableaux de bord des véhicules. Ces nouveaux modes d'interaction avec les véhicules change également la façon d'assurer la sécurité de ses occupants, car cela engendrera de nombreuses situations dites de « Out-Of-Position ». C'est pour cela qu'il est important de considérer les prises de décision et les mouvements en combinant la méthodologie de modélisation du mouvement avec les prédictions lésionnelles des modèles EF.

- La pratique du sport est quant à elle devenue un élément sociétal et économique majeur. En effet, les sportifs amateurs cherchent à s'équiper de matériels de qualité dans le but d'améliorer leurs performances et leur sécurité. Or ces équipements ont en général une interaction mécanique avec le sportif et influencent donc son mouvement. Cette interaction mécanique joue un rôle dans les performances et la prévention des blessures. C'est pour cela qu'il paraît capital de coupler l'étude du mouvement avec l'étude biomécanique d'un modèle EF.

- En médecine, l'utilisation de prothèses et orthèses est de plus en plus courante. Ces dispositifs médicaux ont une influence sur la biomécanique du mouvement et donc sur le bien-être du patient qui utilise ce dispositif. Afin d'évaluer cette influence, il est nécessaire de combiner à la fois la précision géométrique des modèles utilisés en médecine, l'étude mécanique des modèles EF et l'étude des modèles de mouvement humain.

Ce projet de recherche vise à apporter une réponse à ces problématiques en proposant un modèle combinant précision géométrique, approche mécanique et approche cinématique. Le monde de la recherche actuel vise à favoriser les approches pluridisciplinaires et ce projet de recherche s'intègre pleinement de ce processus en apportant sa pierre à l'édifice dans le domaine plus spécifique de la biomécanique. L'étape suivante consistera à coupler ces modèles biomécaniques avec des modèles cognitifs pour pouvoir modéliser le processus décisionnel dans son intégralité, de l'analyse des situations à la réalisation du mouvement.

Modélisation biomécanique

Le modèle biomécanique présenté dans ce projet a été réalisé à partir d'un CT scan du membre supérieur droit d'un individu proche du 50ème percentile. Le choix de porter la modélisation sur la géométrie réelle d'un individu proche du 50ème percentile plutôt que d'utiliser une géométrie « moyenne » de 50ème percentile se justifie, outre le fait de simplifier la démarche, de par le fait qu'il n'y a jamais été prouvé que l'individu avec une géométrie moyenne de 50ème percentile existait.

Une attention particulière a été portée sur la précision géométrique des surfaces articulaires des muscles et des tendons. Cette contrainte était absolument nécessaire à la réalisation d'un modèle biomécanique capable de contractions musculaires et de mouvements. En effet les surfaces articulaires jouent un rôle dans le guidage du mouvement relatif entre 2 segments corporels. Les ligaments quant à eux permettent le maintien du contact des articulations mais ces derniers n'ont pas été modélisés par soucis de simplification. Ce maintien du contact a été modélisé par une liaison rotule entre les 2 os. Cette simplification est clairement une limitation dans la fidélité du modèle biomécanique mais ne présente pas une limite pour le développement des boucles sensorielles et motrices. Les os ont été modélisés avec un matériau de type rigide afin d'optimiser les temps de calculs et donc de développement. Il a été considéré qu'il n'était pas

nécessaire de pouvoir estimer les contraintes dans les os dans le cadre du développement de la méthodologie. Les os devront dans le futur être déformables.

Seuls les 3 principaux muscles responsables de la flexion et de l'extension du bras (biceps brachial, brachialis et triceps brachial) ont été modélisés car la modélisation des autres muscles nécessitait un temps de développement conséquent. De plus la complexité apportée au modèle aurait compliqué l'ajout de boucles sensorielles et motrices ainsi que le contrôle du mouvement. Cependant l'ajout de l'ensemble des muscles sera nécessaire par la suite et permettra ainsi de modéliser des mouvements plus complexes, par exemple la pronation/supination du radius et de l'ulna. Il est à noter que la masse manquante au modèle relative à l'absence de ces muscles a été compensée artificiellement.

Les tendons et les muscles ont par la suite été maillés en éléments volumiques, dans l'objectif de pouvoir estimer les contraintes mécaniques présentes dans ces tissus, mais également pour pouvoir générer les déformations responsables de la stimulation des capteurs sensoriels présents dans les muscles et tendons. De plus les arrêtes des éléments sont orientées dans la direction principale d'action des muscles, ceci à la fois pour pouvoir y intégrer les éléments contractiles qui génèrent une force de contraction et pour pouvoir y intégrer les capteurs sensoriels.

Modélisation des boucles sensorielles et motrices

Seuls 2 types de capteurs sensoriels ont été intégrés dans le modèle, les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi. Ces capteurs sont les principaux responsables de la proprioception mais l'ajout dans le futur de capteurs sensoriels articulaires ou cutanés permettrait de modéliser de nouveaux réflexes et ainsi de répondre à de nouveaux stimuli. L'ajout de la prise en compte d'un retour visuel serait également une avancée intéressante pour le modèle car ce sens est présent dans la plupart des situations réelles que l'on souhaite simuler.

C'est dans ces boucles sensorielles et motrices qu'ont été ajoutés les délais de transmission des signaux sensoriels et moteurs ainsi que la fonction de transfert qui caractérise la transformation du potentiel électrique appliqué au muscle en force. Ces délais temporels sont des caractéristiques essentielles des réflexes.

La validation de ces boucles sensorielles et motrices est basée sur le réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial. Cette validation est donc limitée au réflexe myotatique d'un seul des 3 muscles, le biceps brachial. Une validation plus approfondie est nécessaire. Cette validation devra concerner tous les réflexes (myotatique et myotatiques inverse) et tous les muscles. De nouvelles méthodologies devraient donc être mises en place pour la mesure de ces réflexes.

La méthode de quantification basée sur la normalisation de la valeur RMS des signaux EMG serait par contre conservée. En effet cette méthode de normalisation relative aux signaux EMG relevés lors d'un test de force volontaire maximale permet de quantifier le réflexe et de supprimer les variabilités liées aux systèmes de mesure (impédance électrode/peau par exemple). De plus la valeur d'activation normalisée peut directement être comparée avec la valeur d'activation dans le modèle. Ceci a permis de valider le modèle dans le cas du réflexe d'étirement du biceps brachial, cependant l'échantillon de volontaires est limité et devrait par la suite être augmenté pour une validation plus complète.

Contrôle du mouvement

Une méthode de contrôle combinant des méthodes d'apprentissage sensoriel et moteur couplée à des méthodes d'optimisation a permis de générer et de contrôler les mouvements d'un modèle biomécanique de façon autonome.

Les méthodes d'apprentissage utilisés sont des méthodes simples. Une investigation doit être menée avec d'autres méthodes plus complexes afin de déterminer les méthodes qui donnent les prédictions les plus précises.

L'optimisation a été réalisée à partir d'un objectif de position de la combinaison linéaire de différents critères mathématiques de mouvement rapportés dans la littérature (douceur, rapidité, efficacité énergétique...). Les objectifs et les coefficients de cette combinaison linéaire devront par la suite être déterminés par un modèle cognitif qui offrira une analyse plus détaillée de son environnement.

Cette partie de contrôle du mouvement a été réalisée avec un modèle simplifié composé de muscles 1D, cependant le comportement viscoélastique des muscles a été conservé afin de rester sur un modèle au comportement non linéaire. La méthode serait donc valide avec le modèle

détaillé utilisé dans les parties précédentes. Le test de cette méthode sur le modèle détaillé nécessiterait une puissance de calcul plus élevée.

Pour conclure, de nombreuses améliorations sont encore à réaliser dans la continuité de ce projet de recherche, mais ce dernier a permis de lever de nombreux verrous scientifiques et techniques. Ces verrous sont à la fois liés à la méthode de modélisation EF, la méthode d'intégration des capteurs sensoriels et des réflexes ainsi que leur validation, et la structure de la méthode de génération et de contrôle de mouvements volontaires. Cette nouvelle génération de modèles réactifs doit permettre d'apporter de nouvelles solutions de simulation dans les domaines de la sécurité routière, du sport et de la médecine.

Références

Behr, M., Arnoux, P. J., Serre, T., Thollon, L., & Brunet, C. (2006). Tonic finite element model of the lower limb. *Journal of biomechanical engineering*, 128(2), 223-228.

Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*.

Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical engineering & physics*, 21(4), 247-257.

Crandall, J. R., & Pilkey, W. D. (1994, January). Preservation of human surrogates for impact studies. In *Proceedings of 13th southern biomedical engineering conference*, Washington (pp. 582-585).

Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. (2007)

Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., & Claes, L. (1998). Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of biomechanics*, 31(9), 841-846.

Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of neuroscience*, 5(7), 1688-1703.

Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S., & Djupsjöbacka, M. (1999). Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram. In *Modern techniques in neuroscience research* (pp. 705-755). Springer Berlin Heidelberg.

Harris, C. M., & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695), 780-784.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 126(843), 136-195.

- Holzappel, G. A., & Weizsäcker, H. W. (1998). Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization. *Computers in biology and medicine*, 28(4), 377-392.
- King, A. I., Viano, D. C., & Mizeres, N. (1995). Humanitarian benefits of cadaver research on injury prevention. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 38(4), 564-569.
- Keles, I., Balci, N., & Beyazova, M. (2004). The effect of elbow position on biceps tendon reflex. *Neurology India*, 52(3), 350.
- LI, L., & CHENG, W. (2013). Biomechanical Simulation of Achilles Tendon during Hurdling based on OpenSim Technique. *Journal of Tianjin University of Sport*, 6, 010.
- Loeb, G. E., & Gans, C. (1986). *Electromyography for experimentalists*. University of Chicago Press.
- Maeno, T., & Hasegawa, J. (2001, June). Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts. In *Proceedings of 17th international ESV conference* (pp. 1-10).
- Meijer, R., Van Hassel, E., Broos, J., Elrofai, H., Van Rooij, L., & Van Hooijdonk, P. (2012, September). Development of a multi-body human model that predicts active and passive human behaviour. In *Proceedings of the International Conference on Biomechanics of Impact IRCOBI, Dublin-Ireland* (pp. 622-636).
- Menz, L. J. (1971). Structural changes and impairment of function associated with freezing and thawing in muscle, nerve, and leucocytes. *Cryobiology*, 8(1), 1-13.
- Messerer, O. (1880). *Über Elasticität und Festigkeit der menschlichen Knochen*. Cotta.
- Morasso, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Experimental brain research*, 42(2), 223-227.
- Nataf S. Le Tissu Musculaire Strié [en ligne]. Disponible sur : <http://histoblog.viabloga.com/texts/le-tissu-musculaire-strie> (consulté le 15.06.2016)

Östh, J., Brolin, K., & Happee, R. (2012). Active muscle response using feedback control of a finite element human arm model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(4), 347-361.

Rasmussen, J., Damsgaard, M., & Christensen, S. T. (2001, July). Optimization of human motion: to invert inverse dynamics. In *International Society of Biomechanics, XVIIIth Congress*, July 8-13, 2001, Zurich, Switzerland.

Reinbolt, J. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2011). Simulation of human movement: applications using OpenSim. *Procedia IUTAM*, 2, 186-198.

Robin, S. (2001, June). HUMOS: human model for safety—a joint effort towards the development of refined human-like car occupant models. In *17th international technical conference on the enhanced safety vehicle* (p. 297).

Rosenbaum, D. A. (2009). *Human motor control*. Academic press.

Salin, D., Arnoux, P. J., Kayvantash, K., & Behr, M. (2016). Implementation of reflex loops in a biomechanical finite element model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 19(14), 1578-1582.

Sauleau P. Aphysionado [en ligne]. Disponible sur :
<https://sites.google.com/site/aphysionado/> (consulté le 15.06.2016)

Scott, S. H. (2004). Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Reviews Neuroscience*, 5(7), 532-546.

Shadmehr, R., de Xivry, J. J. O., Xu-Wilson, M., & Shih, T. Y. (2010). Temporal discounting of reward and the cost of time in motor control. *Journal of Neuroscience*, 30(31), 10507-10516.

Stam, J., & Tan, K. M. (1987). Tendon reflex variability and method of stimulation. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 67(5), 463-467.

Stam, J., & Van Crevel, H. (1989). Measurement of tendon reflexes by surface electromyography in normal subjects. *Journal of neurology*, 236(4), 231-237.

Thompson AB, Gayzik FS, Moreno DP, Rhyne AC, Vavalle NA, Stitzel JD. A paradigm for human body finite element model integration from a set of regional models. *Biomed Sci Instrum* 2012; 48: 423-430.

Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature neuroscience*, 5(11), 1226-1235.

Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological cybernetics*, 61(2), 89-101.

Walker, H. K., Hall, W. D., & Hurst, J. W. (1990). *Clinical methods*.

Weber, C. O. (1859). *Chirurgische Erfahrungen und Untersuchungen nebst zahlreichen Beobachtungen aus der chirurgischen Klinik und dem evangelischen Krankenhause zu Bonn: Mit neun Tafeln*. Gg Reimer.

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1995). An internal model for sensorimotor integration. *Science*, 269(5232), 1880.

Modélisation de boucles sensorielles et motrices à l'échelle d'un segment musculo-squelettique articulé.

Résumé:

Les modèles biomécaniques éléments finis (EF) sont couramment utilisés dans de nombreux domaines. Ces modèles tendent depuis quelques années à être actifs, capable donc de générer des efforts musculaires et des mouvements. L'étape suivante consiste à rendre ces modèles réactifs, c'est-à-dire capable de réagir à une situation quelconque par des contractions musculaires et des mouvements. C'est dans cet optique que ce projet a été décomposé en 3 étapes.

La première consistait à réaliser un modèle biomécanique détaillé capable de contractions musculaires et de mouvements.

La seconde étape consistait à introduire des réflexes. Pour cela des modèles de capteurs sensoriels (fuseaux neuromusculaires et organes tendineux de golgi) et les réflexes associés (réflexes myotatiques et myotatiques inverses) ont ensuite été introduits au sein même du modèle. Le modèle ainsi obtenu a pu ensuite être validé grâce à une campagne expérimentale de quantification du réflexe d'étirement du tendon du biceps brachial.

La dernière étape consistait à introduire des réactions de niveau supérieur, c'est-à-dire des mouvements volontaires. Pour cela une méthode de contrôle basée sur de l'apprentissage et l'optimisation a permis de générer ces mouvements et de les contrôler.

En conclusion, l'introduction de boucles sensorielles et motrices de différents niveaux dans un modèle EF permet de rendre ce dernier réactif à son environnement. En effet, le modèle est ainsi capable de générer un mouvement selon des objectifs et des contraintes. Il est également capable d'adapter la contraction musculaire en fonction des événements intervenant lors de la réalisation du mouvement.

Mots-clés : modèle musculo-squelettique, contrôle moteur, boucle sensorielle

Modelling of sensory and motor loops on the scale of a musculoskeletal articulated segment

Overview:

Biomechanical finite elements (FE) models are commonly used in the field of road safety, sport and medicine. These models tended in recent years to be active, i.e. able to generate muscular efforts or movements. The next step is to make these models reactive, i.e. able to react to a situation with muscle contractions and movement. It is in this context that this project was broken down into 3 steps.

The first step was to create a detailed biomechanical model capable of movements and muscle contractions.

The second step was to introduce reflexes. For this, physiological sensors models (neuromuscular spindles and golgi tendon organs) and the associated reflexes associated (myotatic and inverse myotatic reflexes) were then integrated into the model. The model thus obtained could then be validated thanks to an experimental campaign of characterization of the deep tendon reflex of the biceps brachial.

The last step was to introduce higher-level reactions, i.e. voluntary movements. For this purpose, a control method based on learning and optimization has made it possible to generate and control these movements.

In conclusion, the introduction of sensory and motor loops of different into an FE model makes the latter reactive to its environment. Indeed, the model is thus able to generate a movement according to objectives and constraints. He is also able to adapt the muscular contraction according to the events intervening during the realization of the movement.

Keywords : musculoskeletal model, motor control, sensory loops