

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE .....	5
1.1 L'arthrose au genou .....	5
1.1.1 Anatomie .....	5
1.1.2 L'arthrose .....	6
1.2 L'analyse de la marche .....	7
1.3 Les signaux EMG .....	8
1.3.1 Généralités .....	8
1.3.2 La contraction musculaire .....	8
1.3.3 Facteurs influençant l'EMG .....	10
1.3.4 Filtrage des signaux EMG .....	11
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	15
2.1 Méthodes de traitement des signaux EMG .....	15
2.1.1 Suppression de la ligne de base .....	16
2.1.2 Rectification du signal .....	16
2.1.3 Amplification ciblée du signal .....	16
2.1.4 Définition de l'enveloppe .....	18
2.1.5 Détection des activations musculaires .....	19
2.1.5.1 Méthode ratio .....	20
2.1.5.2 Méthode de détection via un seuil fixe .....	20
2.1.5.3 Méthode de détection via un seuil variable .....	23
2.1.6 Normalisation des données .....	24
2.1.7 Résumé et conclusion .....	25
2.2 L'EMG et les patients arthrosiques .....	25
2.2.1 Intensité d'activation musculaire .....	26
2.2.2 Durée d'activation musculaire .....	27
2.2.3 Co-contraction musculaire .....	28
2.2.4 Analyse de la variabilité de l'activation musculaire .....	29
2.2.5 Résumé et conclusion .....	31
2.3 Effet de la douleur sur l'activation musculaire .....	32
CHAPITRE 3 OBJECTIFS DE RECHERCHE .....	33
3.1 Problématiques de recherche .....	33
3.1.1 Problématique clinique .....	33
3.1.2 Problématique technique .....	33
3.2 Objectifs de recherche .....	34
CHAPITRE 4 COMPARAISON DES MÉTHODES DE TRAITEMENT DE L'EMG EXISTANTES .....	35

4.1	Introduction générale et rappel des objectifs .....	35
4.2	Méthodologie .....	35
4.2.1	Recrutement et sélection des participants .....	38
4.2.2	Déroulement des expérimentations .....	39
4.2.2.1	Protocole d'acquisition .....	39
4.2.2.2	Emplacement des électrodes .....	40
4.2.2.3	Choix de la vitesse de marche .....	40
4.2.3	Suppression de la ligne de base .....	40
4.2.4	Application de la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE) .....	41
4.2.5	Définition de l'enveloppe .....	41
4.2.6	Méthodes de détection des activités .....	42
4.2.7	Définition du seuil d'activation .....	44
4.2.8	Jalons de vérification manuelle .....	45
4.3	Résultats .....	47
4.3.1	Caractéristiques démographiques des participants .....	47
4.3.2	Suppression de la ligne de base .....	48
4.3.3	Application de la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE) .....	49
4.3.4	Définition de l'enveloppe .....	52
4.3.5	Méthodes de détection des activités .....	54
4.3.6	Définition du seuil d'activation .....	55
4.4	Discussion .....	57
4.4.1	Suppression de la ligne de base .....	57
4.4.2	Application de la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE) .....	57
4.4.3	Définition de l'enveloppe .....	58
4.4.4	Méthodes de détection des activités .....	59
4.4.5	Définition du seuil d'activation .....	59
4.4.6	Jalons de vérification manuelle .....	60
4.5	Limitations et forces de l'étude .....	61
4.6	Conclusion .....	61
CHAPITRE 5 ÉTUDE DE LA RÉPÉTABILITÉ ET DE LA REPRODUCTIBILITÉ DE LA MÉTHODE DE TRAITEMENT DES SIGNAUX EMG .....		63
5.1	Introduction générale et rappel des objectifs .....	63
5.2	Étude de répétabilité intra-observateur .....	64
5.2.1	Méthodologie .....	64
5.2.1.1	Analyses statistiques .....	64
5.2.2	Résultats .....	65
5.3	Étude de reproductibilité inter-observateur (Phases 1 et 2) .....	69
5.3.1	Méthodologie .....	69
5.3.1.1	Analyses statistiques .....	70
5.3.2	Résultats .....	70
5.3.2.1	Reproductibilité observateurs/algorithmes (Phase 1) .....	70
5.3.2.2	Reproductibilité inter-observateurs (Phase 2) .....	74
5.4	Discussion .....	76
5.5	Limitations et forces de l'étude .....	77

5.6	Conclusion .....	78
<b>CHAPITRE 6 EFFET DE LA SUPPRESSION DE LA DOULEUR SUR L'EMG DE</b>		
<b>SUJETS ARTHROSIQUES .....</b>		
		<b>79</b>
6.1	Introduction générale et rappel des objectifs .....	79
6.2	Méthodologie .....	79
6.2.1	Analyses statistiques .....	80
6.2.1.1	Analyses sujet par sujet.....	80
6.2.1.2	Analyse de groupe.....	80
6.3	Résultats.....	81
6.3.1	Analyse sujet par sujet .....	82
6.3.2	Analyse de groupe.....	88
6.4	Discussion.....	90
6.4.1	Impact de la suppression de la douleur sur les intensités d'activation musculaire .....	90
6.4.2	Définition des critères quantitatifs .....	91
6.4.3	Normalisation des données .....	92
6.5	Limitations et forces de l'étude.....	93
6.6	Conclusion .....	94
<b>CHAPITRE 7 RESULTATS COMPLEMENTAIRES – IMPACT DE LA SUPPRESSION</b>		
<b>DE LA DOULEUR SUR LA PROBABILITE D'ACTIVATION.....</b>		
		<b>97</b>
7.1	Introduction générale .....	97
7.2	Méthodologie .....	98
7.2.1	Méthode de traitement des signaux EMG.....	98
7.2.2	Analyses statistiques .....	98
7.3	Étude de répétabilité intra-observateur .....	99
7.3.1	Méthodologie .....	99
7.3.2	Résultats.....	99
7.4	Études de reproductibilité inter-observateur.....	102
7.4.1	Méthodologie .....	102
7.4.2	Résultats.....	102
7.5	Résultats.....	106
7.5.1	Analyse sujet par sujet .....	106
7.5.2	Analyse globale.....	110
7.6	Discussion.....	111
7.7	Conclusion .....	112
CONCLUSION GENERALE.....		115
RECOMMANDATIONS ET AVENUES DE RECHERCHES FUTURES.....		117
ANNEXE I Fiche récapitulative – S001 .....		119
ANNEXE II Fiche récapitulative - S004 .....		121

ANNEXE III Fiche récapitulative – S005 .....	123
ANNEXE IV Fiche récapitulative – S006 .....	125
ANNEXE V Fiche récapitulative – S007 .....	127
ANNEXE VI Fiche récapitulative – S008 .....	129
ANNEXE VII Fiche récapitulative – S009 .....	131
ANNEXE VIII Échelle numérique de douleur .....	133
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	135

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1	Valeurs du facteur $j$ en fonction de la qualité du signal.....24
Tableau 4.1	Valeur du facteur $j$ en fonction de la qualité du signal .....43
Tableau 4.2	Caractéristiques démographiques des participants à l'étude .....48
Tableau 4.3	Comparaison des ratios signal-sur-bruit (SNR) avec et sans la méthode TKE.....51
Tableau 5.1	Valeur des probabilités pour l'étude de répétabilité pour l'observateur 1 .....66
Tableau 5.2	Valeur des probabilités pour l'étude de répétabilité pour l'observateur 2 .....68
Tableau 5.3	Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité observateur 1 vs l'algorithme.....71
Tableau 5.4	Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité observateur 2 vs l'algorithme.....72
Tableau 5.5	Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité inter-observateur (Observateur 1 vs Observateur 2).....75
Tableau 6.1	Récapitulatif des signaux analysables pour les 9 sujets recrutés .....81
Tableau 6.2	Récapitulatif des résultats pour les 9 sujets .....87
Tableau 6.3	Résultats du test statistique des rangs signés de Wilcoxon.....89
Tableau 7.1	Valeur des probabilités pour l'étude de répétabilité pour l'observateur 1 (probabilité d'activation) .....100
Tableau 7.2	Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité observateur 1 et algorithme (Étude 1, probabilité d'activation) .....103
Tableau 7.3	Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité inter-observateur (observateur 1 vs observateur 2, probabilité d'activation).....105

## XVIII

Tableau 7.4	Récapitulatif des résultats de probabilité d'activation pour les 9 sujets.....	108
Tableau 7.5	Récapitulatif des comportements observés après suppression de la douleur (probabilité d'activation).....	109
Tableau 7.6	Résultat du test statistique de Student pour la probabilité d'activation (Test t).....	110

## LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Muscles antérieurs de la cuisse .....	6
Figure 1.2	Muscles postérieurs de la cuisse .....	6
Figure 1.3	Le cycle de marche .....	7
Figure 1.4	Jonction neuro-musculaire .....	9
Figure 1.5	Superposition des potentiels d'actions des unités motrices .....	10
Figure 1.6	Influence de l'épaisseur du tissu sur les signaux EMG .....	11
Figure 1.7	Exemple de débruitage.....	12
Figure 1.8	Classification de la nature des filtres .....	13
Figure 1.9	Schématisation de l'effet d'un filtre passe-bas .....	14
Figure 2.1	Représentation 3D de la détection des débuts d'activation .....	22
Figure 2.2	Comparaison de l'amplitude d'activation du vaste médial chez des sujets asymptomatiques et des sujets arthrosiques .....	27
Figure 2.3	Durées d'activation chez les sujets sains et les sujets arthrosiques .....	28
Figure 2.4	Patrons d'activation du muscle VL.....	30
Figure 2.5	Patrons principaux d'activation .....	31
Figure 4.1	Organigramme des différentes options pour chaque étape de traitement ..	37
Figure 4.2	Exemple de suppression manuelle des données aberrantes, jalon 1 .....	46
Figure 4.3	Exemple de suppression manuelle des données aberrantes, jalon 2 .....	47
Figure 4.4	Suppression de la ligne de base grâce à la méthode de la médiane .....	49
Figure 4.5	Suppression de la ligne de base grâce à la méthode de filtre passe-bande 30-300 Hz .....	49
Figure 4.6	Comparaison du filtre 1 et du filtre 2.....	52

Figure 4.7	Comparaison du filtre 1 et du filtre 3.....	53
Figure 4.8	Détection des activations selon la méthode ratio.....	54
Figure 4.9	Détection des activations selon la méthode seuil, seuil fixe.....	54
Figure 4.10	Détection des activations selon la méthode seuil, seuil variable.....	55
Figure 4.11	Détection des activations lorsqu'un seuil est défini par cycle de marche.....	56
Figure 4.12	Détection des activations lorsque le seuil est défini par fenêtre.....	57
Figure 4.13	Organigramme représentant la méthode de traitement finale.....	62
Figure 5.1	Comparaison des trois essais de répétabilité pour l'observateur 1 (sujet S001-muscle VM).....	67
Figure 5.2	Exemple de non-concordance entre significativité statistique et visuelle.....	67
Figure 5.3	Exemple de concordance entre significativité statistique et visuelle.....	69
Figure 5.4	Exemple de concordance entre l'algorithme seul et les deux observateurs.....	73
Figure 5.5	Exemple de non-concordance entre les significativités statistique et visuelle.....	73
Figure 5.6	Exemple de différence d'interprétation entre l'algorithme et l'observateur 1.....	74
Figure 5.7	Exemple de concordance entre les deux observateurs. <b>Erreur ! Signet non défini.</b>	
Figure 5.8	Exemple de non-concordance entre significativité statistique et visuelle.....	76
Figure 6.1	Fiche récapitulative du sujet S003.....	83
Figure 6.2	Fiche récapitulative du sujet S002.....	85
Figure 6.3	Suppression d'activations musculaires secondaires.....	88
Figure 6.4	Comparaison des moyennes d'intensité d'activation pré-et post injection du VL.....	89
Figure 7.1	Comparaison des trois essais de répétabilité pour l'observateur 1 (probabilité d'activation du VL, S002).....	101

Figure 7.2	Comparaison des trois essais de répétabilité pour l'observateur 2 (probabilité d'activation du ST, S006).....	101
Figure 7.3	Comparaison des différences post-pré de probabilité d'activation entre l'observateur 1 et l'algorithme (ST, S006) .....	104
Figure 7.4	Fiche récapitulative du sujet S006 (probabilité d'activation).....	107
Figure 7.5	Exemple de non-concordance entre analyse visuelle et statistique (S01-VM).....	109
Figure 7.6	Exemple de non-concordance entre l'analyse visuelle et l'analyse statistique (S06-VL).....	110



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

VM	Vaste médial
VL	Vaste latéral
ST	Semi-tendineux
BF	Biceps fémoral
EMG	Électromyographie
TKE	Teager-Kaiser Energy
dB	Décibel
END	Échelle numérique de douleur
ACP	Analyse par composante principale
Hz	Hertz
SNR	Ratio signal-sur-bruit
MVIC	Contraction isométrique volontaire maximale
FC	Fréquence de coupure
OA	Arthrose
IMC	Indice de masse corporelle



## INTRODUCTION

L'arthrose est aujourd'hui une pathologie dégénérative commune qui touche près d'un quart des québécois de plus de 65 ans et qui entraîne des limitations fonctionnelles (Rutherford et al., 2011). Le premier symptôme ressenti par ces patients est la douleur. Le traitement préconisé dans les premiers stades est alors la prise de médicaments antidouleur, afin de réduire voire supprimer la douleur ressentie. Certaines études ont montré que la suppression de la douleur pourrait avoir un impact direct sur la biomécanique de l'articulation (Henriksen et al., 2006; Maly, Costigan et Olney, 2008) et cet impact pourrait être bénéfique ou nocif (Boyer, Andiracchi et Andriacchi, 2013). Par ailleurs, l'étude de Bennell (Bennell et Hinman, 2011) a montré que des exercices de physiothérapie visant à renforcer les muscles autour de l'articulation améliorait la douleur chez ces patients. Cependant, aucune étude à ce jour n'a relié l'effet isolé de la douleur sur la fonction musculaire. C'est dans ce cadre que s'inscrit la présente étude exploratoire dont l'objectif clinique est d'évaluer l'impact direct de la suppression de la douleur sur les activations musculaires de patients arthrosiques lors de la marche.

De nombreuses études (Astefan et al., 2008; Childs et al., 2004; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004b; Liikavainio et al., 2010; Mills et al., 2013; Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Rutherford et al., 2011; Schmitt et Rudolph, 2007; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) se sont concentrées sur l'évaluation de la fonction musculaire chez les patients arthrosiques. Un consensus semble exister entre ces articles qui montrent des modifications des activations musculaires, consistant principalement en des augmentations d'intensité d'activation, chez les patients arthrosiques lorsque comparés à des personnes saines. Il n'existe néanmoins aucun étalon d'or permettant de traiter les données d'électromyographiques (EMG) de ces patients. Cela est notamment dû au fait que les données de patients arthrosiques sont particulièrement bruitées. Cela peut être expliqué par la présence de graisse due au surpoids et/ou à la faiblesse musculaire présente chez ces patients. Les données EMG sont donc difficilement analysables. Afin de répondre à l'objectif clinique défini dans le paragraphe précédent, nous avons également répondu à un objectif technique qui était

de développer une méthode de traitement des données EMG qui soit spécifique aux patients arthrosiques et qui permette d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur sur les activations musculaires. Un sous-objectif de cet objectif technique était de valider la méthode de traitement développée en termes de reproductibilité inter et intra-observateur.

Dans le cadre de cette étude exploratoire, neuf sujets atteints d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse ont été recrutés. Chacun des sujets devait montrer une douleur supérieure à 3/10 sur une échelle numérique (EN) et une arthrose fémoro-patellaire avec ou sans arthrose fémoro-tibiale confirmée par rayons-X. Les expérimentations consistaient en deux essais de marche sur tapis roulant : un essai avec douleur (pré-injection) et un essai sans douleur (post-injection). Une injection d'un anesthésique local était réalisée entre les deux essais. Les activations musculaires de 4 muscles (vaste médial, vaste latéral, semi-tendineux, biceps fémoral) ont été évaluées grâce à la pose d'électrodes EMG de surface pendant les expérimentations.

Ce mémoire se divise en 7 chapitres. Le chapitre 1 permet une mise en contexte de l'étude afin d'aborder les différents sujets présentés dans ce mémoire. Le chapitre 2 présente les résultats de la revue de la littérature sur les différentes méthodes de traitement de l'EMG existantes, le lien entre l'EMG et l'arthrose ainsi que le lien entre la douleur et l'EMG. Le chapitre 3 présente les objectifs de recherche de cette étude basés sur la revue de la littérature. Le chapitre 4 est consacré à l'objectif technique et se concentre donc dans un premier temps sur le développement de la méthode de traitement de l'EMG (méthodologie, résultats, discussions). Dans ce chapitre, nous comparerons les méthodes actuelles afin de définir une méthode de traitement optimale et adaptée à notre population d'étude. Le chapitre 5 répond au second objectif technique et est consacré à l'évaluation de la répétabilité et de la reproductibilité de la méthode développée (méthodologie, résultats, discussions). Le chapitre 6 répond à l'objectif clinique en appliquant la méthode de traitement développée et validée aux 9 sujets arthrosiques recrutés afin d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur sur ces derniers (méthodologie, résultats, discussions). Le chapitre 7 présente des résultats complémentaires avec l'évaluation de l'impact de la suppression de la douleur sur un paramètre peu étudié dans la littérature qui

est la probabilité d'activation (méthodologie, résultats, discussions). Ce mémoire se termine sur une conclusion générale ainsi que des recommandations et avenues pour des recherches futures.



## CHAPITRE 1

### MISE EN CONTEXTE

#### 1.1 L'arthrose au genou

##### 1.1.1 Anatomie

Le membre inférieur est divisé en trois segments : la cuisse, la jambe et le pied. La cuisse et la jambe sont reliées par l'articulation du genou. Le genou est une articulation synoviale, c'est-à-dire une articulation présentant un cartilage constitué de tissu souple qui recouvre et protège les extrémités des os et d'une cavité articulaire contenant le liquide synovial « assurant le glissement des surfaces articulaires lors des mouvements et la nutrition du cartilage articulaire » (française, 2014). L'articulation du genou est composée de trois compartiments : le compartiment fémoro-tibial latéral, le compartiment fémoro-tibial médial et le compartiment fémoro-patellaire.

Les mouvements et le maintien de la station debout sont majoritairement dus aux muscles moteurs du membre inférieur, représentés sur la Figure 1.1 et la Figure 1.2. Parmi eux, les ischios-jambier comprennent le semi-membraneux, le semi-tendineux et le biceps fémoral qui permettent la flexion du genou. L'extension du genou est effectuée par le quadriceps, composé des vastes médial, latéral et intermédiaire ainsi que du droit fémoral.

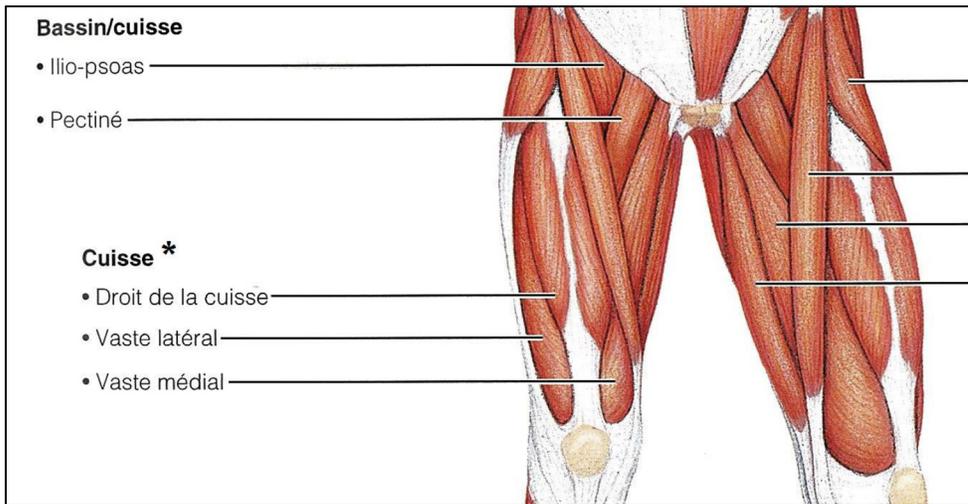


Figure 1.1 Muscles antérieurs de la cuisse  
Tirée de (Marieb et R., 2005)

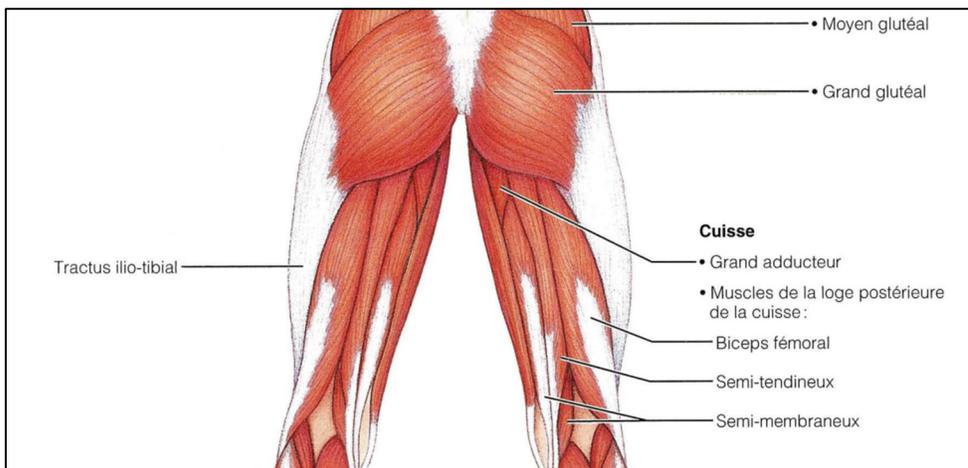


Figure 1.2 Muscles postérieurs de la cuisse  
Tirée de (Marieb et R., 2005)

### 1.1.2 L'arthrose

L'arthrose est une maladie dégénérative qui fait partie de la famille des arthrites et qui cause la dégradation du cartilage et de l'os sous-chondral. Cela a des conséquences directes sur le bon fonctionnement de l'appareil musculo-squelettique. Les articulations les plus touchées sont celles du genou, des hanches ainsi que les articulations de la main (Inserm). Parmi les

symptômes les plus fréquents, on note la douleur et des limitations fonctionnelles. (Eyles, Lucas et Hunter, 2013)

## 1.2 L'analyse de la marche

La marche est un exercice intuitif et répétitif. Elle est divisée en cycles de marche. Chaque cycle début lorsqu'un pied touche le sol et se termine lorsque le même pied retouche le sol. Comme on peut le voir sur la Figure 1.3, chaque cycle est lui-même décomposé en deux phases:

- La phase d'appui, de 0% à 60% du cycle de marche, correspondant à toute la période où le pied touche le sol
- La phase d'envol ou phase oscillante, de 60% à 100% du cycle, lorsque le pied n'est plus en contact avec le sol.

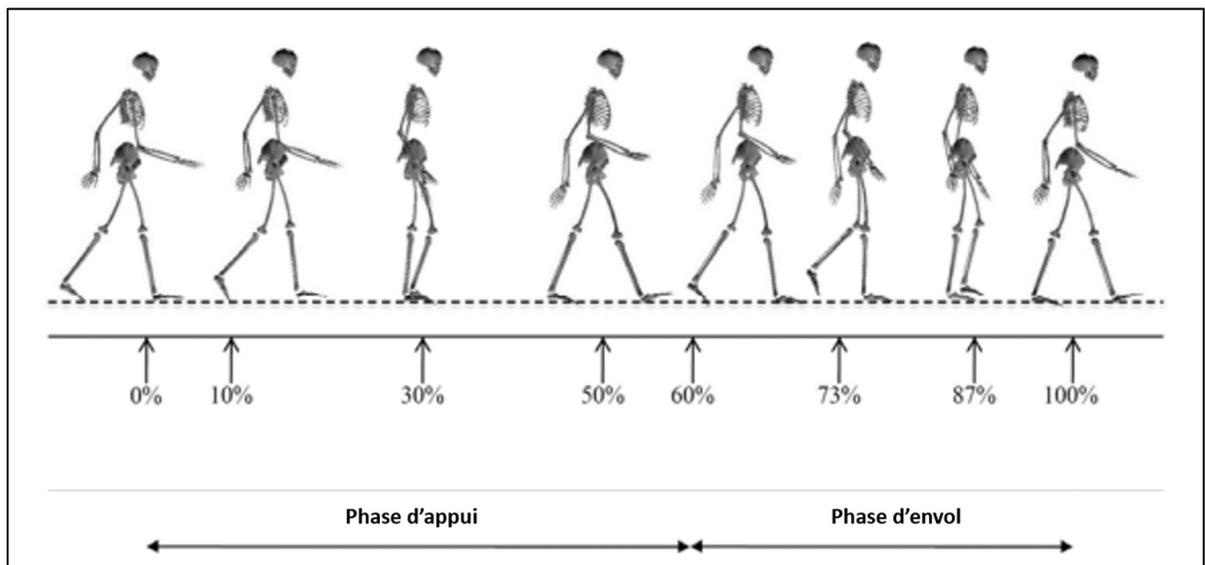


Figure 1.3 : Le cycle de marche  
Adapté et traduit de (Guise et al., 2011)

## **1.3 Les signaux EMG**

### **1.3.1 Généralités**

L'électromyographie (EMG) consiste à mesurer l'activité électrique des muscles. Elle est notamment utilisée en médecine que ce soit en prévention ou détection des pathologies d'origine nerveuse ou musculaire. Il existe trois différents types de muscles dans le corps humain : les muscles lisses (comme les viscères), le muscle cardiaque et les muscles striés ou muscles squelettiques. Ces derniers sont les seuls muscles qui se contractent volontairement. C'est grâce à la co-activation des muscles agonistes et antagonistes que les mouvements tels que la marche sont rendus possibles.

### **1.3.2 La contraction musculaire**

Chaque muscle squelettique est composé de fibres musculaires (cellules musculaires) qui ont la capacité de se contracter et de se relâcher de façon volontaire. On appelle « unité motrice » l'ensemble de fibres musculaires contrôlées par un même neurone moteur (ou motoneurone). Ceux-ci font partie du système nerveux périphérique et relient le système nerveux central au muscle effecteur.

La liaison entre la terminaison du motoneurone et la fibre musculaire est ce qu'on appelle une jonction neuromusculaire. Entre le motoneurone et la fibre musculaire apparaît une fente synaptique qui va permettre de transmettre le message du motoneurone à la fibre musculaire : c'est la synapse chimique, représentée sur la Figure 1.4. Le signal électrique est converti en signal chimique grâce à des neurotransmetteurs libérés dans la fente synaptique puis est reconverti en signal électrique lorsqu'il a atteint la fibre musculaire. Le signal électrique est un potentiel d'action, correspondant à la dépolarisation brève de la membrane, qui passe d'un potentiel de repos de -70 mV à 30 mV, puis sa repolarisation pour un retour au potentiel de repos. Ce potentiel d'action permet de transmettre le message tout au long du motoneurone puis du motoneurone à la fibre musculaire effectrice.

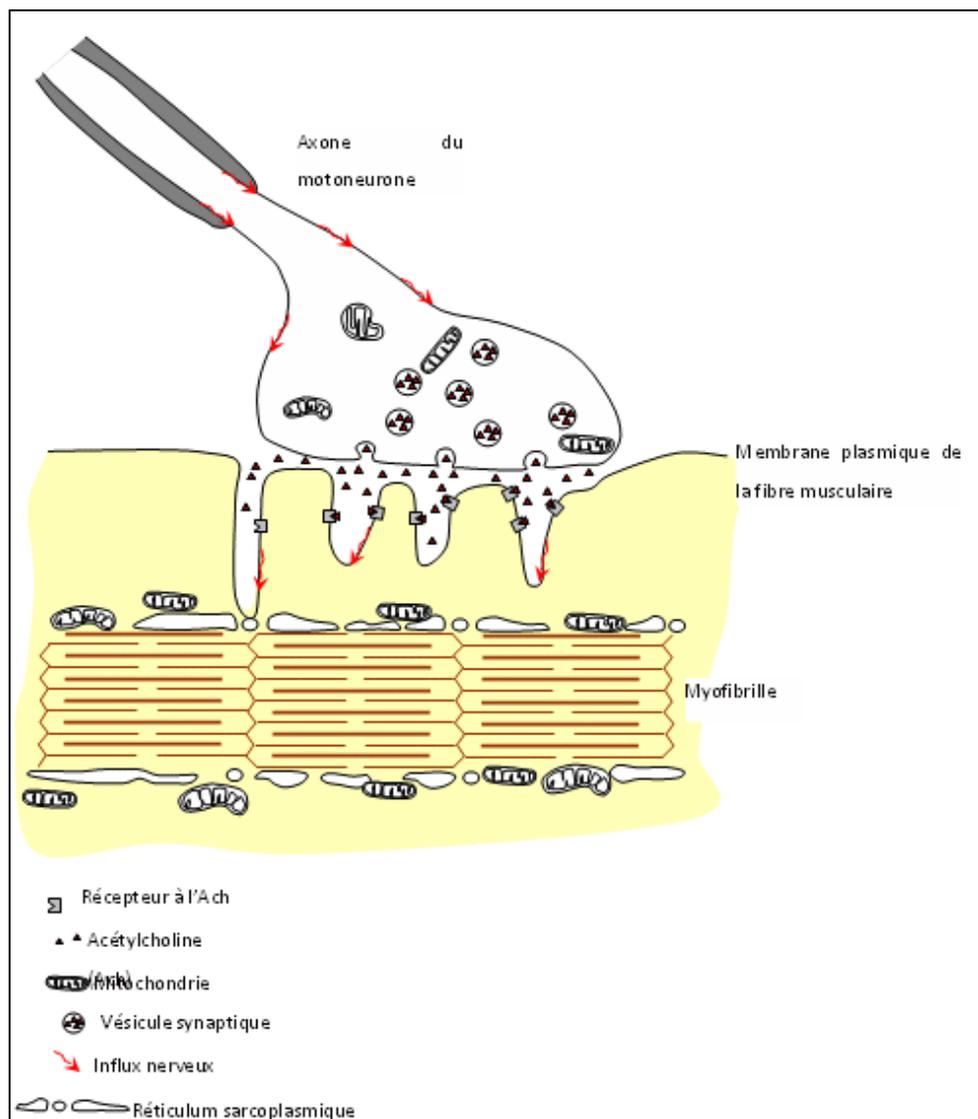


Figure 1.4 : Jonction neuro-musculaire  
Tirée de (M. Benistant, 2009)

Chaque muscle étant composé d'un très grand nombre de fibres musculaires et c'est la somme de tous les potentiels d'action des différentes unités motrices qui est enregistrée par une électrode EMG de surface. (Figure 1.5)

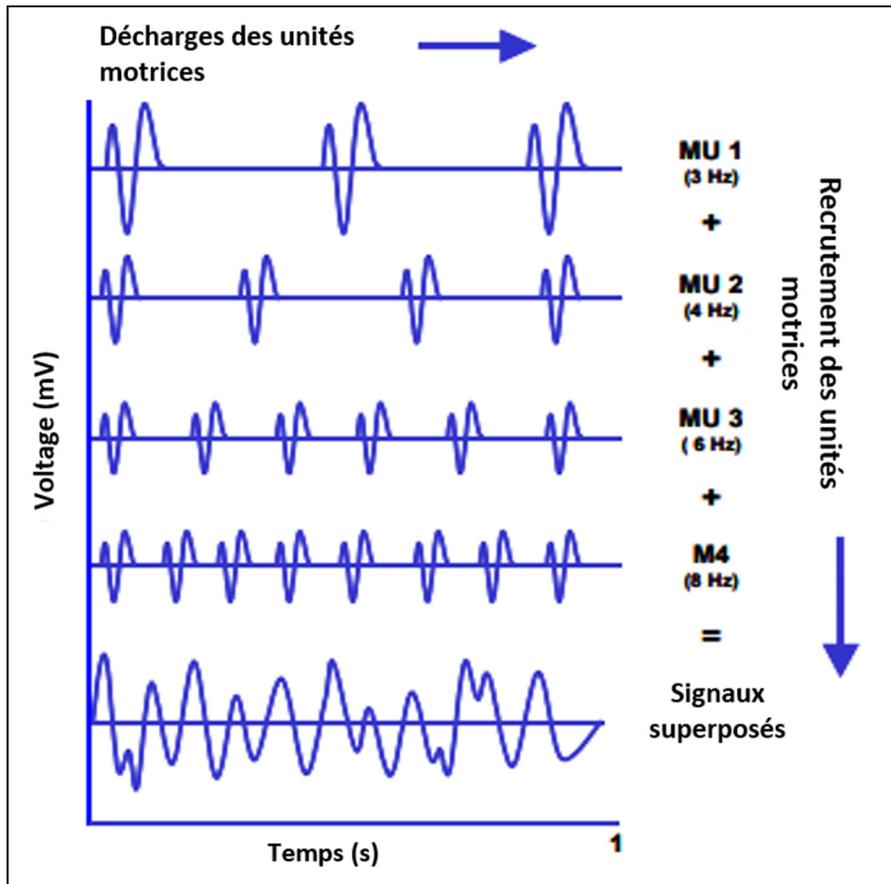


Figure 1.5 Superposition des potentiels d'actions des unités motrices  
Tirée et traduite de (Konrad, 2005)

### 1.3.3 Facteurs influençant l'EMG

Le signal EMG entre l'activation musculaire réelle des fibres et celle captée par l'électrode à la surface de la peau peut être influencé par de nombreux facteurs.

- **Caractéristiques des tissus** : La conductivité varie en fonction du type de tissu traversé mais surtout de son épaisseur. Si un sujet présente un tissu graisseux plus important, la distance à traverser entre l'électrode et l'origine du signal se voit augmentée. Ces caractéristiques peuvent être très différentes entre chacun des sujets ou patients et peuvent venir altérer les signaux, comme on peut le voir sur la Figure 1.6.
- **L'influence des muscles aux alentours** : L'électrode de surface peut détecter l'activité des autres muscles aux alentours, ce qui peut fausser les résultats. Cela est particulièrement

vrai avec les muscles faisant partie de plus gros groupes musculaires, tels que les ischio-jambiers eux-mêmes composés de trois muscles : semi-tendineux, semi-membraneux et biceps fémoral. D'après Konrad (Konrad, 2005), cela ne dépasse pas 10 à 15% du signal entier mais il est tout de même nécessaire de le prendre en compte.

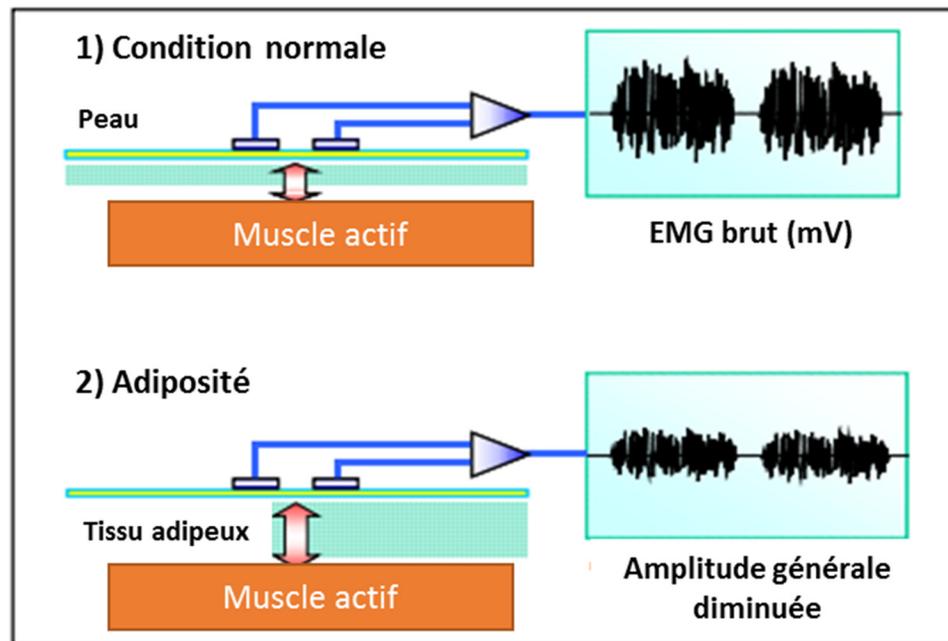


Figure 1.6 Influence de l'épaisseur du tissu sur les signaux EMG  
Tirée et traduite de (Konrad, 2005)

### 1.3.4 Filtrage des signaux EMG

Chaque signal EMG brut doit être filtré afin de pouvoir analyser ses caractéristiques en sortie. Le traitement du signal est défini comme un « ensemble de techniques permettant de créer, d'analyser, de transformer les signaux en vue de leur exploitation ». Le but est d'isoler les composantes utiles d'un signal complexe. Le filtrage d'un signal permet donc d'éliminer certaines composantes indésirables, comme on peut voir un exemple sur la Figure 1.7.

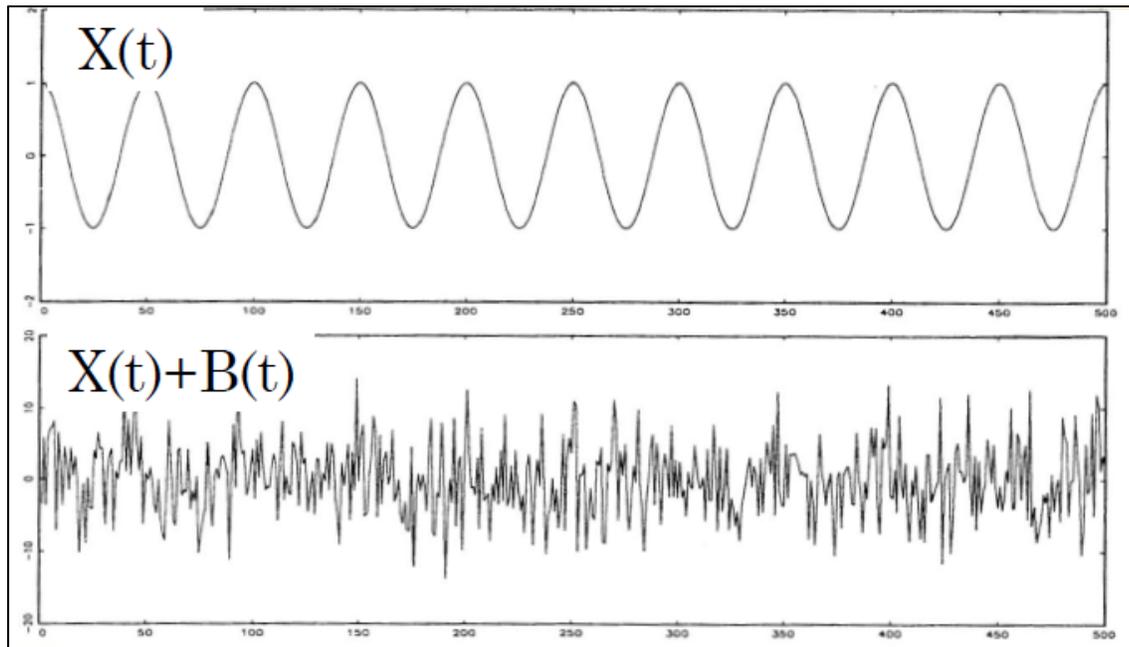


Figure 1.7 : Exemple de débruitage  
 $X(t)$  : Signal filtré  
 $X(t) + B(t)$  : Signal bruité, avant filtrage  
Tirée de (Antoni, 2007)

Les filtres sont définis selon quatre caractéristiques : sa nature, son type, sa fréquence de coupure et son ordre. (Berthome)

**La nature du filtre** est classée en quatre catégories, schématisées dans la Figure 1.8 :

- (a) Filtre passe-bas
- (b) Filtre passe-haut
- (c) Filtre passe-bande
- (d) Filtre rejet

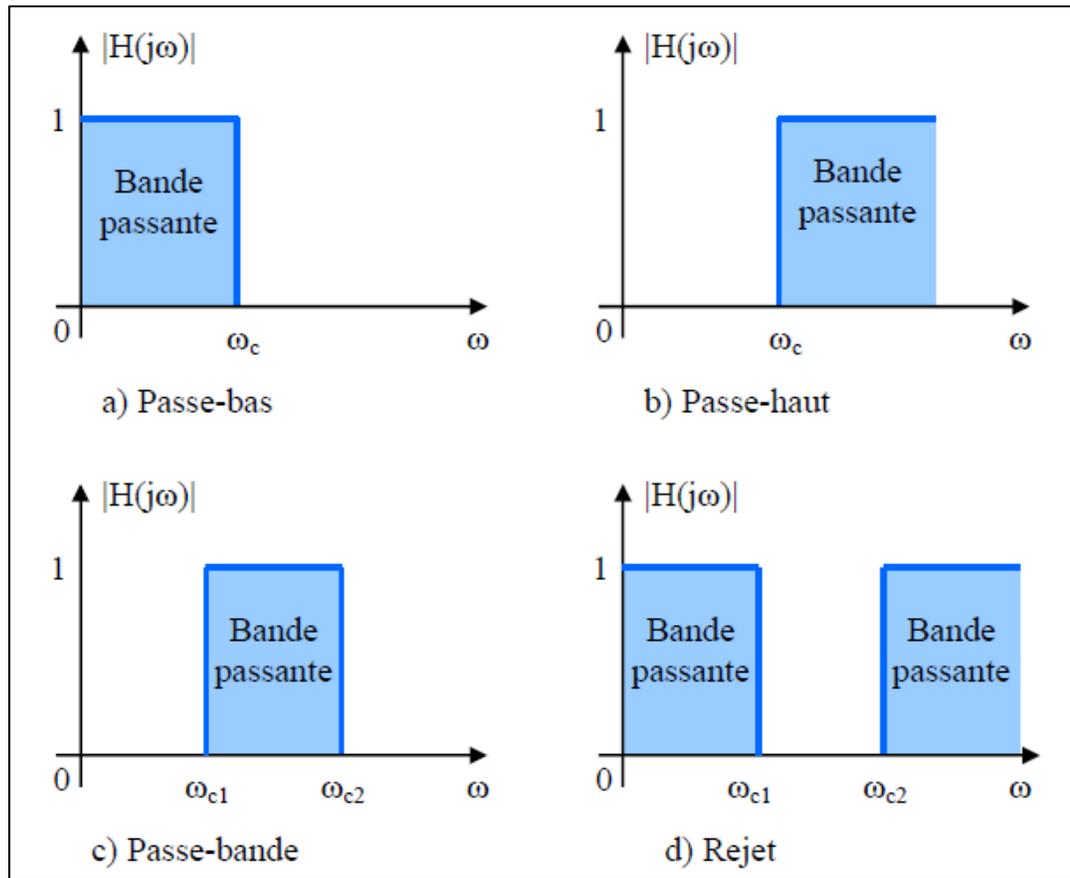


Figure 1.8 : Classification de la nature des filtres

Tirée de (Cormier)

La bande passante (en bleu) représente les fréquences conservées après filtrage alors que  $\omega_c$  représente la fréquence de coupure du filtre

Chacun de ces filtres est caractérisé par **une ou deux fréquences de coupure ( $\omega_c$ )**, en fonction du filtre. Ces fréquences représentent la/les limite(s) entre la bande passante et les fréquences touchées et donc atténuées par le filtre. L'atténuation étant presque totale, on parle souvent de suppression de ces mêmes fréquences. Les noms des filtres « haut » et « bas » ont été choisis pour correspondre à la fréquence de coupure. Le filtre passe-bas va conserver toute la bande passante située en dessous de la fréquence de coupure, alors que le filtre passe-haut va conserver toutes les fréquences supérieures à la fréquence de coupure. Une schématisation de l'effet d'un filtre passe-bas est représentée sur la Figure 1.9. Les filtres passe-bandes et rejet ont deux fréquences de coupure. Tandis que le filtre passe-bande conserve uniquement la

bande passante entre les deux fréquences de coupure, le filtre rejet conserve seulement la bande passante à l'extérieur de ces deux fréquences de coupure.

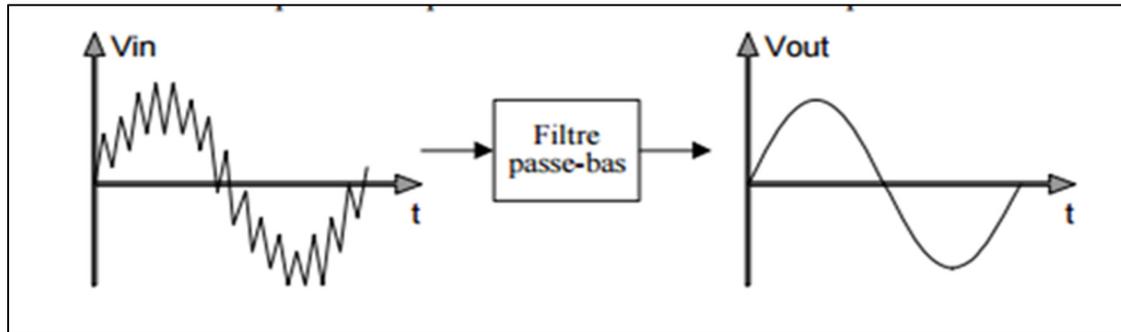


Figure 1.9 : Schématisation de l'effet d'un filtre passe-bas  
Tirée de (Marchand, 2006)

Chaque filtre est donc également caractérisé par **son type**. Il en existe plusieurs mais le plus utilisé est le filtre Butterworth. La caractéristique première de ce filtre est de posséder un gain constant pour toutes les fréquences de la bande passante. En d'autres termes, cela signifie que les fréquences conservées par le filtre ne sont ni amplifiées ni diminuées. Toutefois, les fréquences hors de la bande passante, sont, elles, diminuées jusqu'à leur suppression, plus ou moins drastiquement en fonction de l'ordre du filtre associé.

Enfin, **l'ordre du filtre** définit son efficacité à supprimer les fréquences par rapport à la fréquence de coupure. Plus l'ordre du filtre est élevé, plus il va être efficace. (Berthome)

## CHAPITRE 2

### REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente dans un premier temps les méthodes de traitement des signaux EMG les plus utilisées dans la littérature. Dans un second temps, il présente les résultats de la revue de littérature portant sur l'arthrose et l'EMG ainsi que ceux de la revue de littérature sur l'EMG et la douleur.

#### 2.1 Méthodes de traitement des signaux EMG

Chaque signal brut EMG doit être traité pour pouvoir ensuite être analysé. Il n'existe à ce jour aucun étalon d'or pour traiter ces signaux et notamment détecter les activations musculaires chez les personnes arthrosiques. De nombreuses méthodes ont été développées depuis les années 1980 dont l'objectif est d'améliorer la précision de détection, c'est-à-dire de détecter les activations musculaires le plus adéquatement possible (Fabio, 1987; Giroux, Moissenet et Dumas, 2013; Li et Aruin, 2005; Micera, Sabatini et Dario, 1998; Vasseljen et al., 2006). Les personnes arthrosiques étant souvent sujettes au surpoids et à la faiblesse musculaire, les signaux EMG présentent beaucoup de bruit. D'après Hodges et Bui (Hodges et Bui, 1996), la détermination des paramètres de traitement du signal EMG sont dépendants des signaux EMG étudiés et il est donc important que la sélection des paramètres soit optimale pour détecter le plus précisément possible les activations musculaires.

Le traitement de chaque signal brut va suivre les étapes comme suit :

- Suppression de la ligne de base (*baseline*)
- Rectification du signal
- Amplification ciblée du signal si appliquée
- Définition de l'enveloppe
- Détection des activations musculaires

### 2.1.1 Suppression de la ligne de base

La première étape de traitement de tous les signaux bruts EMG est la suppression de la ligne de base. Cette étape n'est pas toujours décrite dans les articles de la littérature mais deux méthodes principales sont utilisées : la méthode médiane et la méthode de filtrage passe-bande. La première méthode consiste à soustraire la médiane de chacune des valeurs du signal alors que la seconde consiste à filtrer le signal afin de supprimer les trop petites ou les trop grandes fréquences. La méthode de filtrage passe-bande est plus largement utilisée, notamment par des auteurs ayant étudié la population de patients arthrosiques (Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Schmitt; et Rudolph, 2007; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). La grande majorité des articles précisant cette étape s'accorde sur la méthode de filtre passe bande 30-300Hz, qui permet de « réduire le bruit de trop hautes fréquences » (Solnik et al., 2010). Celui-ci va donc supprimer les fréquences inférieures à 30 Hz ainsi que celles supérieures à 300 Hz.

### 2.1.2 Rectification du signal

Après un premier filtrage, le signal EMG passe par une étape de rectification du signal, qui permet de redresser le signal négatif. Cette étape est définie selon l'équation ci-dessous, telle qu'utilisée dans l'étude de Staude (Staude et Wolf, 1999). Tout comme l'étape précédente, cette étape est souvent uniquement mentionnée dans les études traitant des signaux EMG car considérée comme du prétraitement. Il semble avoir un consensus sur l'utilisation de cette méthode, tous les auteurs s'y accordant.

$$|y| = y \text{ si } y \geq 0, -y \text{ sinon} \quad (2.1)$$

Tirée et traduite de (Staude et Wolf, 1999)

### 2.1.3 Amplification ciblée du signal

Pour amplifier le signal de manière ciblée, une méthode a été développée par Li et Aruin (Li et Aruin, 2005), c'est la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE). Elle est basée sur le travail de Kaiser en 1910 (Kaiser, 1910) qui a développé un algorithme permettant d'extraire, pour la première fois, l'énergie d'un processus mécanique. L'algorithme permet d'évaluer de manière

efficace et précise la fréquence instantanée d'un signal et ce, en suivant les changements rapides de fréquences tels que les signaux EMG. Ce travail a ensuite été repris plus tard en 1993 dans l'étude de Maragos (Maragos, Kaiser et Quatieri, 1993) qui a confirmé l'utilité et la pertinence de cet algorithme qui est facile d'utilisation et précis de même qu'applicable à des signaux discrets et continus.

Cette méthode permet d'amplifier l'activité musculaire en prenant en compte, grâce à l'opérateur TKE (TKE operator ou TKEO), la fréquence et l'amplitude du signal EMG. L'activation musculaire est caractérisée par une augmentation de la fréquence et de l'amplitude du signal. La méthode TKE permet donc d'amplifier le « vrai » signal, c'est-à-dire les activations musculaires, et de diminuer le signal « non utile », c'est-à-dire le bruit ou quand le muscle est au repos. Cela permet d'améliorer le ratio signal-sur-bruit (SNR) et donc la qualité du signal.

Dans l'article de Li (Li et Aruin, 2005), cette méthode a été appliquée sur des signaux EMG réels ainsi que sur des signaux simulés. Tous les signaux avaient préalablement subi les étapes de rectification et de filtrage passe-bande. Le calcul de l'opérateur TKE (TKEO) est effectué selon les deux équations ci-dessous. Pour le calcul dans le domaine du temps, il est réalisé en utilisant pour chaque itération  $n$ , les valeurs du signal ( $x$ ) de l'itération suivante ( $n+1$ ) et de l'itération précédente ( $n-1$ ).

Le TKEO discret, dans le domaine du temps est décrit par l'équation :

$$\Psi [x(n)] = x^2(n) - x(n + 1)x(n - 1) \quad (2.2)$$

Tirée de (Li et Aruin, 2005)

Pour un signal avec une amplitude  $A$  et une fréquence  $\omega$  :

$$\Psi [x(n)] = A(n)^2 \sin^2(\omega(n)) \quad (2.3)$$

Tirée de (Li et Aruin, 2005)

L'étude de Solnik (Solnik et al., 2010) a montré l'importance de l'ajout de cette méthode dans les algorithmes de traitement de signal. En effet, l'erreur moyenne de détection des débuts et fins d'activation avec la méthode TKE était de 45 ms +/- 80 comparé à 157 +/- 118 sans la méthode TKE. La recommandation de cette étude est donc d'ajouter la méthode TKE à tous les algorithmes standards de détection des activations.

Cette méthode a également été reprise par Samir Mammar (Mammar, 2013) qui a comparé plusieurs méthodes utilisant le TKE sur des données de sujets arthrosiques. Il est, à notre connaissance, le seul à l'avoir utilisée sur des données de patients arthrosiques. Dans son étude, il conclut à l'importance d'ajouter cette étape au traitement de données de signaux EMG, notamment ceux qui sont très bruités car il améliore systématiquement le ratio signal-sur-bruit (SNR), quantifiant la qualité du signal.

Il est important de préciser que cette étape d'amplification ciblée est facultative et n'est donc pas utilisée par tous les auteurs qui analysent des signaux EMG.

#### **2.1.4 Définition de l'enveloppe**

Après la suppression de la ligne de base, la rectification du signal et l'amplification ciblée si utilisée, le signal est filtré pour définir son enveloppe. Le filtre utilisé diffère selon les articles de la littérature. Toutefois, tous les auteurs s'accordent à dire que le type de filtre à utiliser est le filtre Butterworth passe-bas. Le filtre passe-bas est utilisé pour réduire l'amplitude des composantes de fréquence supérieure à la fréquence de coupure. Cette étape de traitement est importante car un compromis doit être fait entre un filtrage excessif (fréquence de coupure faible) et un filtrage trop faible (fréquence de coupure élevée). Un filtrage excessif pourrait mener à une réduction du bruit présent dans le signal et à une augmentation de la distorsion du signal alors qu'un filtrage trop faible éviterait une distorsion importante du signal mais le bruit initialement présent sur le signal ne serait pas adéquatement supprimé. (Winter, 2009) Cela est confirmé par Hodges et Bui (Hodges et Bui, 1996) qui ont montré qu'un filtrage insuffisant peut faire en sorte que les activations musculaires soient détectées avec un délai, faussant les

résultats. Ils spécifient donc qu'il est nécessaire de faire attention aux études dont la fréquence de coupure est inférieure à 10 Hz, car ils ont montré qu'à cette fréquence, les erreurs de détection de début d'activité allaient de 56.44 à 144.87 ms avant le début réel d'activation. La fréquence de coupure définit le nombre limite de changement en une seconde dans le signal EMG que l'on veut considérer. La majorité des auteurs qui travaillent sur les EMG de patients arthrosiques utilisent un filtre Butterworth passe bas d'ordre 4 et de fréquence de coupure de 6 Hz (Astéphen et al., 2008; Astéphen Wilson et al., 2011; Heiden, Lloyd et Ackland, 2009; Hubley-Kozey et al., 2006). Ce filtre permet d'obtenir une enveloppe du signal très lisse et donc plus facilement interprétable. Les auteurs qui utilisent la méthode TKE dans un premier temps (Mammar, 2013; Solnik et al., 2010) doivent adapter le filtre utilisé à cause de la modification d'échelle et de forme de l'enveloppe et utilisent donc des ordres de filtre passe-bande avec une fréquence de coupure plus élevée (25 Hz dans l'étude de Samir Mammar et 50 Hz dans l'étude de Solnik (Solnik et al., 2010)). Solnik (Solnik et al., 2010) a comparé différents filtres et considère qu'un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 2 et de fréquence de coupure de 50 Hz permet d'obtenir une enveloppe lisse tout en supprimant le bruit du signal (notamment les trop hautes fréquences). Ce filtre a également été utilisé par Hodges et Bui (Hodges et Bui, 1996) qui, après comparaison de différents filtres, ont conclu que c'était le plus adapté, notamment couplé avec la méthode de détection basée sur le seuil, qui est détaillée plus bas.

### **2.1.5 Détection des activations musculaires**

Une fois l'enveloppe du signal définie, les activités musculaires à proprement parler peuvent être détectées et ce, à l'aide trois méthodes principales de détection lesquelles sont les plus largement utilisées : 1) la méthode ratio, 2) la méthode seuil avec un seuil fixe, et 3) la méthode seuil avec un seuil variable. Il est à noter que la majorité des études sur l'arthrose qui utilisent l'EMG ne détaillent pas leur méthode de traitement des données. Il existe donc peu d'informations sur l'utilisation de ces méthodes de détection chez les personnes arthrosiques. La plupart de ces méthodes dites « automatiques » sont comparées dans la littérature avec la détection visuelle par un opérateur expérimenté.

### 2.1.5.1 Méthode ratio

La méthode ratio consiste à considérer que le muscle est en activité dès que l'enveloppe atteint un certain ratio de la valeur maximale d'intensité d'activation du muscle pendant le cycle de marche. La méthode ratio a été utilisée pour la première fois dans une étude de Baum et Li en 2003, dont l'objectif était de déterminer les effets de fréquences et d'inertie sur les muscles des jambes pendant une activité de cyclisme. Un ratio de 10% ou 20 % était défini comme approprié, après inspection visuelle des résultats sur les signaux EMG. La méthode ratio a ensuite été utilisée par Howe et Rafferty (Howe et Rafferty, 2009) dont l'étude portait sur des mesures d'EMG durant les activités quotidiennes de 34 sujets arthrosiques qui étaient comparées à celles de 30 sujets asymptomatiques. Dans cette étude, les auteurs ont utilisé un ratio de 10% pour déterminer si un muscle était activé ou non. D'après les auteurs, ce ratio, défini de manière arbitraire, peut mener à des erreurs sur la classification des activations musculaires. À notre connaissance, cette étude a été la seule à appliquer cette méthode à des sujets arthrosiques. Malgré tout, ce même ratio de 10% est adopté par d'autres études comme celle de Giroux (Giroux, Moissenet et Dumas, 2013) qui ont évalué des sujets ayant de prothèses de genou.

### 2.1.5.2 Méthode de détection via un seuil fixe

La méthode seuil a été développée en 1987 par Richard Di Fabio (Fabio, 1987). Elle a été appliquée sur 154 signaux EMG, après rectification et filtrage passe-bas.

La valeur du seuil a été déterminée selon l'équation :

$$\text{Seuil} = \text{Moyenne (ligne de base)} + j * \text{Écart} - \text{type (ligne de base)} \quad (2.4)$$

Adaptée de (Fabio, 1987)

Le facteur  $j$  dans l'équation ci-dessus reflète à la distance entre la ligne de base et le seuil d'activation. Plus la distance sera petite (donc le facteur  $j$  petit), plus le seuil sera petit et donc proche de la ligne de base, ce qui pourrait engendrer une détection de "fausses activations".

Si cette distance est au contraire très grande (donc le facteur  $j$  grand), le seuil sera donc placé loin de la ligne de base, ce qui pourrait engendrer la non-considération de certaines activations musculaires. Di Fabio (1987) fixe ce facteur à 3 afin de minimiser l'erreur de type I (le fait de détecter une activation inexistante). La probabilité de type II (le fait de ne pas détecter d'activation alors qu'il y en a une) n'a pas été prise en compte au vue de la haute résolution du signal. Di Fabio (1987) a évalué l'efficacité de cette méthode seuil avec un facteur  $j$  égal à 3 en la comparant avec celle d'une analyse visuelle des signaux. Il a conclu qu'une milliseconde (début d'une activation musculaire) identifiée par cette méthode automatique n'était également identifiée que dans 30 à 36% des cas lorsqu'elle était détectée visuellement. Cela signifierait donc que la méthode seuil est plus sensible que l'indentification visuelle par un opérateur. Ces résultats ont également été confirmés par Hodges et Bui (Hodges et Bui, 1996). Ils ont conclu que la méthode seuil était plus efficace que les méthodes de détection visuelle par un opérateur en termes notamment de rapidité d'analyse. Seul un article (Hinman et al., 2002) dont l'étude portait sur l'activité des quadriceps pendant une montée ou descente d'escaliers de 25 sujets arthrosiques comparés à 33 sujets asymptotiques mentionne l'utilisation de la méthode seuil. Cette étude est, à notre connaissance, la seule détaillant sa méthode de détection des activités pour des patients arthrosiques, le seuil ayant été fixé à 3. D'après ces auteurs, cette dernière était la méthode la plus précise pour détecter les activations musculaires.

Lorsque cette méthode est utilisée avec au préalable la méthode TKE (décrite plus haut), la valeur de  $j$  se trouve modifiée, car la méthode TKE entraîne des changements dans les unités de mesure. Aucun consensus n'existe dans la littérature quant à la définition de la valeur  $j$ . Chaque auteur fixe la valeur du facteur  $j$  en fonction de la qualité de son signal. On peut citer l'article de Solnik (Solnik et al., 2010) qui ont fixé le facteur  $j$  à 15, contrairement à Li et Aruin (Li, Zhou et Aruin, 2007) qui l'ont fixé à 8 en fonction des résultats de l'étude préalable qu'ils ont effectuée sur l'effet de la valeur du seuil et du ratio signal-sur-bruit (SNR) sur la précision de la détection musculaire (Figure 2.1). Comme on peut le voir sur cette figure, quand le ratio signal-sur-bruit (SNR) est supérieur à 8 dB, l'erreur de détection est minimale avec un  $j$  plus grand que 8. De même, si le SNR est inférieur à 8dB, l'erreur est minimale avec un  $j$  proche

de 7. Dans cette étude, les auteurs préconisent donc une valeur de  $j$  entre 6 et 8 pour avoir une performance de détection optimale.

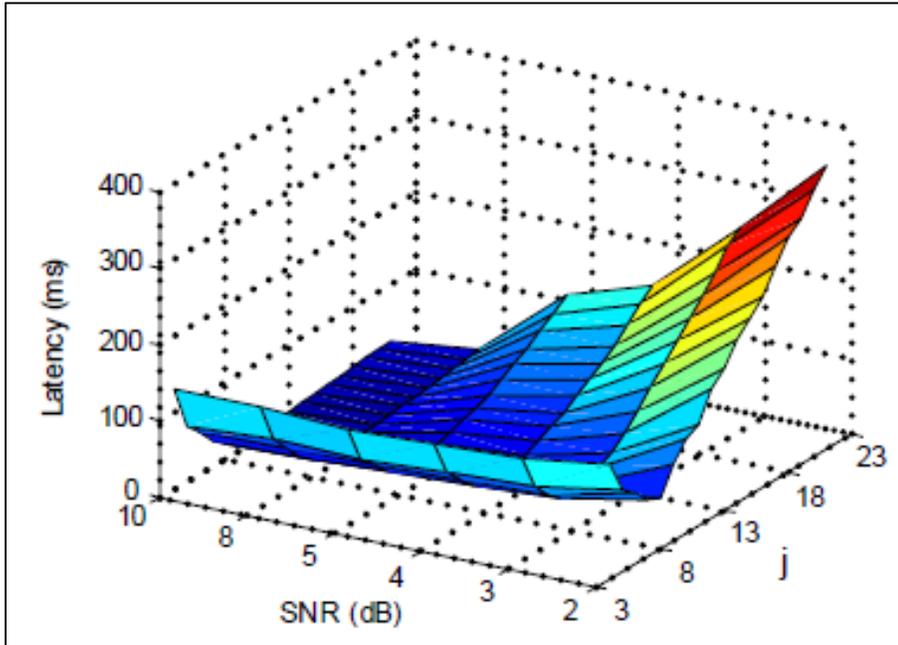


Figure 2.1 : Représentation 3D de la détection des débuts d'activation  
Tirée de (Li et Aruin, 2005)

L'amélioration de la détection des activations grâce à cette méthode a également été démontrée par Solnik (Solnik et al., 2010). Ces auteurs ont comparé deux méthodes de détection (détection visuelle, méthode seuil) avec ou sans l'opérateur TKE (TKEO). Les comparaisons ont été effectués sur des signaux expérimentaux et sur des signaux simulés ayant subi une rectification préalable ainsi qu'un filtrage passe-bas. L'utilisation de la méthode TKE a permis de diminuer de manière statistiquement significative les erreurs de détection des activations.

Une fois le seuil déterminé, un muscle était considéré en activité quand l'enveloppe était supérieure au seuil pendant un minimum de 30 ms (Perry, 1992)

### 2.1.5.3 Méthode de détection via un seuil variable

Contrairement à la méthode seuil avec un seuil fixe, dans la méthode avec seuil variable, la valeur de  $j$  dépend de la qualité du signal et varie en fonction du ratio signal-sur-bruit (SNR) calculé d'après l'équation ci-dessous. Le SNR est ensuite converti en décibels. Le seuil sera ainsi défini par :

$$\text{Seuil} = \text{moyenne (baseline)} + j * \text{écart} \quad (2.5)$$

– *type (baseline) avec  $j$  non constant*

Adaptée de (Fabio, 1987)

$$\text{SNR} = \left( \frac{\text{RMS (signal + baseline)}}{\text{RMS (baseline)}} \right)^2 \quad (2.6)$$

Tirée de (Solnik et al., 2010)

$$\text{SNR (db)} = 10 \log(\text{SNR}) \quad (2.7)$$

Tirée de (Finley, 2017)

Aucun consensus n'existe sur la valeur de  $j$ , lorsqu'utilisée avec la méthode TKE en amont. Lors de la définition de la méthode TKE, Li et Aruin (Li et Aruin, 2005) ont fait varier le facteur  $j$  de 3 à 30 en fonction du ratio signal-sur-bruit (de 10 à 2 dB). Les résultats apparaissent dans la Figure 2.1 présentée plus haut. Toutefois, le lien entre les valeurs de  $j$  et les valeurs du ratio signal-sur-bruit n'est pas détaillé dans cette étude. Il existe, à notre connaissance, une seule étude ayant relié directement les valeurs de  $j$  en fonction de la qualité du signal, représentée par le ratio signal-sur-bruit. L'étude de Samir Mammam (Mammam, 2013) a déterminé expérimentalement, basé sur ses signaux, les valeurs de  $j$  correspondant à des valeurs du ratio signal-sur-bruit (SNR). (Tableau 2.1)

Tableau 2.1 : Valeurs du facteur  $j$  en fonction de la qualité du signal  
Tiré de (Mammar, 2013)

Qualité du signal EMG : SNR_TKE (dB)	Valeur de $j$
$7 \leq \text{SNR\_TKE} \leq 23$	1.5
$24 \leq \text{SNR\_TKE} \leq 36$	3
$37 \leq \text{SNR\_TKE} \leq 49$	8
$\text{SNR\_TKE} \geq 50$	14

Cet auteur a montré que l'utilisation de la méthode TKE couplée à la méthode de détection avec un seuil variable permettait d'améliorer le SNR moyen de ses signaux EMG par rapport à d'autres méthodes de détection des activations telles que la méthode de seuil fixe, permettant ainsi une détection plus précise des activations musculaires. Cette étude est la seule à avoir appliqué la méthode TKE sur des données de patients arthrosiques et à avoir utilisé la qualité du signal pour déterminer les valeurs de  $j$ .

### 2.1.6 Normalisation des données

Une grande majorité des études portant sur les sujets arthrosiques utilisent la contraction isométrique volontaire maximale (MVIC) pour normaliser les signaux EMG, ce qui permet d'exprimer tous les signaux en pourcentage du MVIC. Cette normalisation permet de pouvoir comparer les muscles entre eux et notamment de calculer des paramètres tels que les co-contractions musculaires qui sont détaillées plus bas. La majorité des auteurs (Hortobagyi et al., 2005; Howe et Rafferty, 2009; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Hubley-Kozey et al., 2006; Mills et al., 2013; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2011; 2012; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) utilisant cette méthode sont conscients des limitations associées, notamment chez les sujets arthrosiques compte tenu du fait que, souffrant de douleurs aux genoux, ils ont du mal à produire une contraction volontaire maximale. Mills et al (2013) ont en effet effectué une revue systématique sur le sujet et évoquent cette normalisation dans les limitations des études en mettant en garde contre la possibilité d'avoir des résultats erronés suite à cette normalisation. En effet, chez des sujets ayant des faiblesses musculaires, la MVIC

ne reflète pas vraiment un pourcentage d'une contraction maximale puisque le sujet n'est pas capable de forcer son muscle à cause de sa pathologie.

### **2.1.7 Résumé et conclusion**

Le but des méthodes de traitement des signaux EMG est de permettre l'évaluation précise des profils d'intensité et de détecter précisément les activations musculaires. Tous les signaux bruts passent par les mêmes étapes de traitement. La suppression de la ligne de base permettant d'agir comme premier filtre du signal brut est majoritairement effectuée à l'aide d'un filtre passe-bande. La rectification du signal, permettant de supprimer toute la partie du signal inférieure à 0, est peu détaillée mais tous les auteurs s'accordent sur la méthode. L'amplification ciblée du signal est une étape facultative qui permet d'amplifier le signal et de réduire le bruit. La définition de l'enveloppe, constituant le deuxième et dernier filtrage, est effectuée à l'aide d'un filtre passe-bas sur lequel tous les auteurs s'entendent, ce qui n'est pas le cas pour la fréquence de coupure choisie qui constitue l'avant-dernière étape. Enfin, la dernière étape est la détection des activations musculaires, c'est-à-dire, la détermination de l'état du muscle : au repos ou activé. Trois méthodes principales qui diffèrent selon la définition du seuil d'activation permettant de distinguer les deux états du muscle sont utilisées dans la littérature. Peu d'information existe sur les méthodes de détection choisies spécifiquement pour les sujets arthrosiques car la littérature spécifique à cette population ne détaille, en général, pas sa méthode de traitement des signaux EMG. La normalisation des données est un facteur important dans l'EMG et les auteurs travaillant auprès de la clientèle des sujets arthrosiques s'accordent à utiliser la contraction maximale volontaire (MVIC) tout en explicitant sa principale limitation qui est le fait que les sujets arthrosiques présentent une faiblesse musculaire et une douleur qui les empêchent de contracter au maximum leurs muscles.

## **2.2 L'EMG et les patients arthrosiques**

Il existe de nombreuses études sur l'analyse des patrons de marche de sujets arthrosiques. La majorité d'entre elle comparent ces patrons à ceux de sujets sains (Aststephen et al., 2008; Aststephen Wilson et al., 2011; Childs et al., 2004; Hortobagyi et al., 2005; Howe et Rafferty,

2009; Hubley-Kozey et al., 2006; Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004a; Liikavainio et al., 2010; Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010; 2011; 2013; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). D'autres études ont aussi étudié l'impact du grade d'arthrose sur les signaux EMG (Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Hubley-Kozey et al., 2006; Rutherford et al., 2011; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010).

Toutes ces études se concentrent sur les activations de trois groupes musculaires du côté médial et du côté latéral : gastrocnemii (gastrocnemien médial et gastrocnemien latéral), hamstrings (biceps fémoral, hamstring latéral composé du semi-membraneux et du semi-tendineux), et quadriceps (vaste médial et vaste latéral). D'autres portent également sur le droit antérieur (Hubley-Kozey et al., 2006; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010; 2012; Rutherford et al., 2011), (Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2013; Schmitt; et Rudolph, 2007). Aucune étude, à notre connaissance, n'a différencié le semi-tendineux et le semi-membraneux dans l'étude du hamstring médial.

Trois principaux paramètres sont étudiés dans les études portant sur les patrons de marche et l'activation musculaire chez les patients arthrosiques : l'intensité ou l'amplitude de l'activation, la durée de cette dernière, et l'indice de co-contraction. (Mills et al., 2013)

### **2.2.1 Intensité d'activation musculaire**

Les études portant sur l'intensité d'activation (Aststephen et al., 2008; Hubley-Kozey et al., 2006; Liikavainio et al., 2010; Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010; Rutherford et al., 2011; Schmitt; et Rudolph, 2007; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) concluent pour la majorité à une augmentation de l'intensité d'activation musculaire chez les patients arthrosiques par rapport aux personnes asymptomatiques et , notamment pour les muscles vastes médial et latéral ainsi que le biceps fémoral (hamstring latéral) et les hamstrings médiaux. L'augmentation d'intensité du vaste médial est illustrée dans la figure ci-dessous.

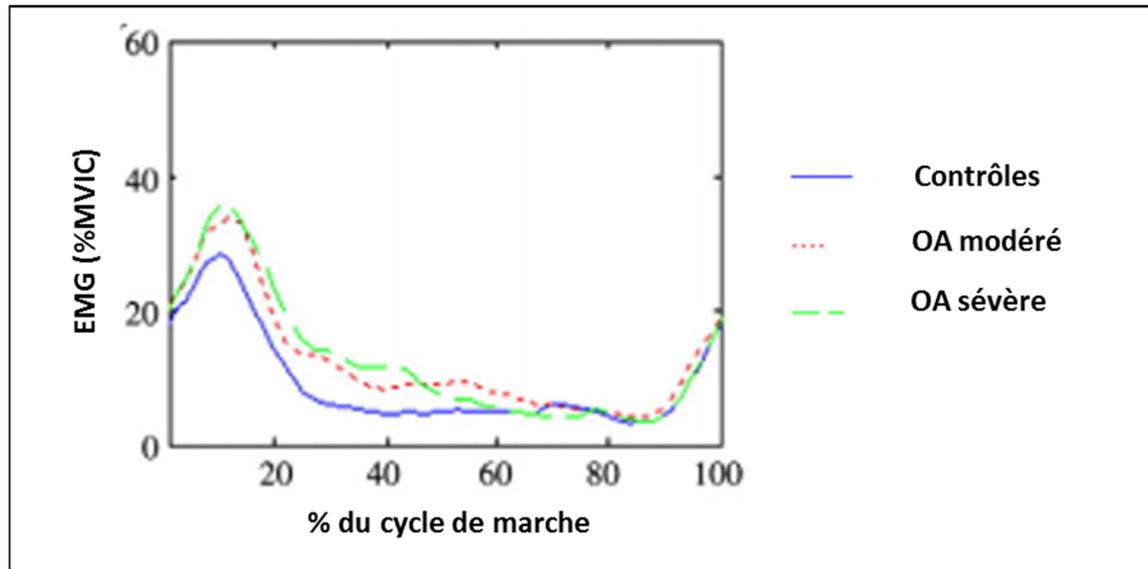


Figure 2.2 : Comparaison de l'amplitude d'activation du vaste médial chez des sujets asymptomatiques et des sujets arthrosiques  
Tirée et traduit de (Rutherford et al., 2011)

### 2.2.2 Durée d'activation musculaire

Sauf pour l'étude de Rutherford (Rutherford et al., 2011), toutes celles qui ont analysé la durée d'activation des muscles (Astephen et al., 2008; Childs et al., 2004; Hubley-Kozey et al., 2006; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2011; Rutherford et al., 2011; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) ont montré une activité prolongée du vaste latéral ainsi que des hamstrings chez les sujets arthrosiques par rapport à des sujets sains. La durée d'activité du vaste médial se trouvait cependant inchangée. La Figure 2.3, tirée de l'étude de Childs (Childs et al., 2004), compare les durées d'activation musculaire de quatre muscles entre les personnes arthrosiques et les sujets sains.

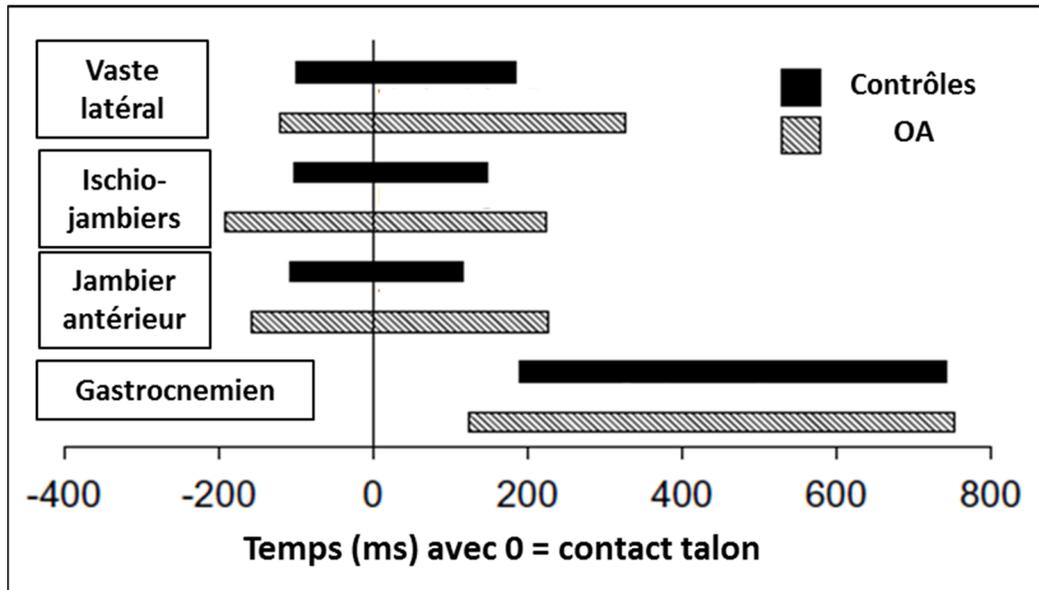


Figure 2.3 : Durées d'activation chez les sujets sains et les sujets arthrosiques  
Adapté et traduit de (Childs et al., 2004)

### 2.2.3 Co-contraction musculaire

Des études ont également examiné la co-activation musculaire entre les muscles cités ci-haut. (Childs et al., 2004; Hortobagyi et al., 2005; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Lewek et al., 2006; Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004b; Schmitt; et Rudolph, 2007; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). Trois types de co-contraction ont été identifiés :

- **Co-contraction médiale cuisse/tibia** : Vaste médial : Semi-membraneux ; Vaste latéral : Gastrocnémien médial
- **Co-contraction latérale cuisse/tibia** : Vaste latéral : Biceps Fémoral ; Vaste latéral : Gastrocnémien latéral; Jambier antérieur : Gastrocnémien latéral
- **Co-contraction médiale/latérale cuisse** : Vaste médial : Biceps Fémoral ; Vaste latéral : Semi-membraneux

Toutes les études ayant comparé les patrons de marche de sujets arthrosiques et de sujets sains (Childs et al., 2004; Hortobagyi et al., 2005; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004b; Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Schmitt; et Rudolph, 2007) montrent une augmentation significative de la co-contraction latérale et ce, qu'importe

le grade d'arthrose, excepté deux études (Liikavainio et al., 2010; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) où le ratio de co-contraction était comparable chez les deux groupes. Deux études relatent une augmentation de la co-contraction médiale (Lewek et al., 2006; Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004b) lors de la préparation à l'attaque talon.

Les résultats des études ayant comparé les personnes arthrosiques avec différents grades de sévérité sont pour leur part divergents. Hubley-Kozey (Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008) ont trouvé une augmentation de la co-contraction autant médiale que latérale chez les personnes atteintes d'arthrose sévère comparé aux personnes atteintes d'arthrose modérée. Zeni et al. (2010), qui ont également comparé des personnes atteintes d'arthrose modérée et sévère n'ont pour leur part trouvé aucune différence.

Toutefois, il est important de noter que différentes formules existent pour calculer les ratios de co-contraction et une utilisation différente de ces formules et ratio pourrait être la raison pour laquelle tous les auteurs n'obtiennent pas les mêmes résultats. (Mills et al., 2013)

#### **2.2.4 Analyse de la variabilité de l'activation musculaire**

Certains auteurs ont également étudié la variabilité de l'activation musculaire dans les patrons de marche de personnes arthrosiques. Grâce à des analyses en composante principale (ACP), ils ont déterminé les différents paramètres évoqués ci-dessus (intensité d'activation, durée d'activation et co-contraction) en prenant en compte leur variabilité. Ils ont émis l'hypothèse que ces paramètres étaient variables en fonction des cycles de marche (Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Hubley-Kozey et al., 2006; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2012; 2013; Rutherford et al., 2011). Les patrons d'activation ont commencé à être étudiés en 1981 (Shiavi et P.Griffin, 1981). Dans cette étude, les auteurs montrent que chaque muscle a des patrons d'activations différents et que ces patrons n'apparaissent pas systématiquement dans chaque cycle de marche (voir Figure 2.4). Ces différences d'apparition sont alors quantifiées par une fréquence d'apparition représentée sur la Figure 2.4. La majorité des articles qui utilisent ce type d'analyse conclut la même chose : trois patrons différents sont suffisants pour

expliquer les variabilités des profils d'activation musculaire, appelés « patrons d'activation ». Un exemple de ces patrons est illustré à la Figure 2.5. Dans les études citées, le premier patron, représentant les différences en amplitude explique entre 80 et 95 % la variance des enveloppes des muscles étudiés. Samir Mammar, dans son mémoire de maîtrise (Mammar, 2013) a également étudié la variabilité des patrons d'activation entre les cycles de marche considérant que le fait de prendre la moyenne des activations diminue la précision des débuts et fin d'activation.

Bien que cela s'en rapproche, à notre connaissance, aucune étude n'a étudié la probabilité d'activation des muscles dans un cycle de marche et l'impact de la suppression de la douleur sur ce paramètre.

GRP#	PATTERNS FOR	VL:	%SUB
1	!***	**!	41
2	!**** * *	*!	25
3	!*****	*!	16
4	!***** * * * *	*!	8
5	!***** * * *	!	8

Figure 2.4 : Patrons d'activation du muscle VL  
Tirée de (Shiavi et P.Griffin, 1981)

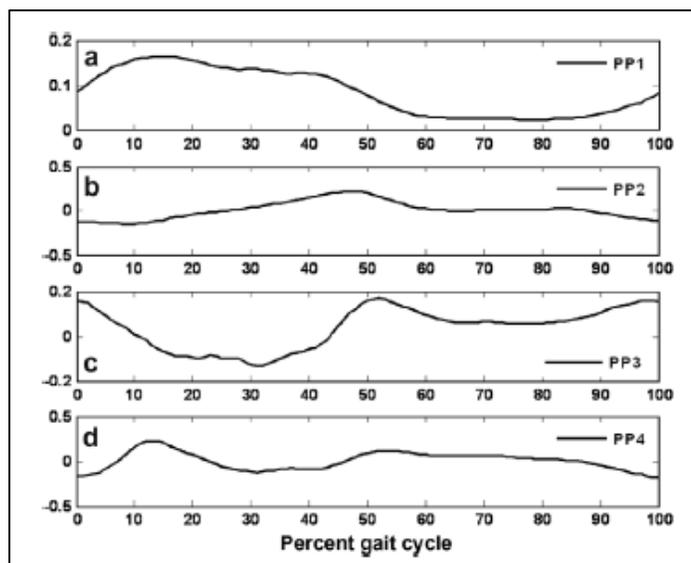


Figure 2.5 : Patrons principaux d'activation  
Tiré de (Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008)

### 2.2.5 Résumé et conclusion

La majorité des études évaluant les sujets arthrosiques font la comparaison avec des sujets sains. Trois paramètres sont majoritairement évalués dans ces études : l'intensité d'activation, la durée d'activation et la co-contraction des muscles. La majorité des auteurs en viennent aux mêmes conclusions : l'intensité d'activation semble être augmentée en présence d'arthrose, tout comme la durée d'activation (excepté pour le vaste médial). La co-contraction est définie par différents indices dans la littérature mais les auteurs ayant comparé les sujets arthrosiques aux sujets sains s'entendent pour dire qu'il y a une augmentation de la co-contraction latérale en présence d'arthrose. Certains auteurs ont également étudié la variabilité de l'activité musculaire avec la notion de « patrons d'activation » amenée par Shiavi (Shiavi et P.Griffin, 1981). Ces derniers ont montré que les profils d'activation différaient en fonction des cycles de marche. La majorité de articles ayant repris cette notion utilisent l'analyse par composante principale (ACP) pour montrer que la variabilité d'activation musculaire peut, dans la majorité des cas, être expliquée par trois patrons d'activations principaux, dont la fréquence d'apparition diffère en fonction des sujets et des muscles.

### **2.3 Effet de la douleur sur l'activation musculaire**

À notre connaissance, il n'existe aucune étude ayant examiné le lien entre la suppression de la douleur et des données EMG chez les arthrosiques. Seulement un article (Henriksen et al., 2011) fait le lien entre les muscles et la réduction de la douleur. Cependant, ils n'utilisent pas de données EMG mais un dynamomètre mesurant la force musculaire.

Il existe toutefois des études portant sur l'effet de la douleur sur la biomécanique du genou et notamment sur l'activité musculaire de sujets sains. (Bank et al., 2013; Falla, Arendt-Nielsen et Farina, 2009; Graven-Nielsen, Svensson et Arendt-Nielsen, 1997; Henriksen et al., 2007; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1999; Nashner et Cordo, 1981; Torry et al., 2000) Cette douleur est alors induite par l'injection d'une solution saline hypertonique dans l'articulation. Généralement, ces études démontrent qu'une induction de la douleur entraîne une augmentation de l'activité du muscle antagoniste et une diminution de l'activité du muscle agoniste. (Graven-Nielsen, Svensson et Arendt-Nielsen, 1997; Henriksen et al., 2007; Madeleine, Voigt et Arendt-Nielsen, 1999)

## **CHAPITRE 3**

### **OBJECTIFS DE RECHERCHE**

#### **3.1 Problématiques de recherche**

##### **3.1.1 Problématique clinique**

Dans la littérature, il existe de nombreuses études qui se sont concentrées sur l'impact de l'arthrose sur l'activation musculaire, en comparant une population saine (contrôle) avec une population pathologique (arthrosique). Toutefois, il n'existe, à notre connaissance, aucune étude ayant relié la douleur avec l'activation musculaire. Néanmoins, la douleur est le symptôme principal de l'arthrose et les traitements conservateurs consistent principalement en l'administration de médicaments analgésiques. Certaines études ont montré que ce type de médicament pouvait avoir un effet sur la cinématique articulaire. Aucune étude ne s'est cependant intéressée aux activités musculaires dans un tel contexte. Il apparaît pertinent d'étudier l'impact de la suppression de la douleur sur les activations musculaires chez cette population spécifique. Ce genre d'étude pourrait, à long terme, permettre d'évaluer l'impact des médicaments analgésiques sur les patrons de marche des patients arthrosiques.

##### **3.1.2 Problématique technique**

Pour répondre à cette problématique clinique, il est nécessaire de définir la méthode de traitement des signaux EMG bruts récoltés durant l'acquisition. La revue de littérature présentée précédemment montre certaines failles quant à la détection des activations musculaires chez les personnes arthrosiques. Bien que l'EMG soit couramment utilisé dans les études portant sur l'arthrose, à ce jour, aucun étalon d'or n'existe pour le traitement des signaux EMG qui sont particulièrement bruités chez cette population. La majorité des études portant sur des patients arthrosiques ne détaillent pas entièrement leur méthode de traitement des données et il n'y a pas de consensus entre les auteurs sur les étapes à suivre. Il apparaît alors

nécessaire de développer une méthode de traitement des signaux EMG qui soit spécifique aux patients arthrosiques.

### **3.2 Objectifs de recherche**

L'objectif de cette étude exploratoire est de proposer une méthode de traitement des signaux EMG permettant d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur sur les activations musculaires de patients qui souffrent d'arthrose du genou. Pour ce faire, cette maîtrise répond à trois objectifs spécifiques.

Le premier objectif est de démontrer la faisabilité de développer une méthode de traitement des signaux EMG spécifique aux sujets arthrosiques capable de détecter les activations musculaires et ce, de manière automatique ou semi-automatique. Cette méthode doit en effet être aussi automatique que possible pour éviter le biais introduit par un observateur.

Dans un second temps, il s'agit de démontrer la robustesse de cette méthode de traitement afin de pouvoir l'appliquer aux données de sujets arthrosiques et ce, en évaluant sa reproductibilité inter- et intra-observateur.

Enfin, il s'agit d'évaluer grâce à la méthode de traitement définie au préalable, l'effet de la suppression de la douleur sur les activations musculaires de patients arthrosiques.

L'ensemble de ce projet permettra d'obtenir des données préliminaires sur lesquelles pourront s'appuyer une étude de plus grande envergure.

## CHAPITRE 4

### COMPARAISON DES MÉTHODES DE TRAITEMENT DE L'EMG EXISTANTES

Ce chapitre rappelle les objectifs de la première sous-étude. La méthodologie et les résultats sont par la suite décrits par la suite. S'en suit la discussion des résultats.

#### 4.1 Introduction générale et rappel des objectifs

Tel que discuté précédemment, les données EMG de patients qui souffrent d'arthrose du genou sont problématiques car elles comportent beaucoup de bruit dû notamment à la faiblesse musculaire ainsi qu'au surpoids souvent présents chez ce type de patients. C'est pour ces raisons qu'aucun étalon d'or n'existe afin de pouvoir transformer les signaux bruts en des signaux analysables. L'objectif du premier volet de cette maîtrise est donc de développer une **méthode de traitement des signaux EMG permettant d'analyser des données EMG de personnes arthrosiques lors de la marche.**

#### 4.2 Méthodologie

Chaque signal EMG brut est traité suivant quatre grandes étapes :

- La suppression de la ligne de base
- La définition de l'enveloppe

Ces deux premières étapes de traitement permettent de définir l'enveloppe du signal brut. Celle-ci permet l'analyse des profils d'intensité d'activation des différents muscles, qui seront étudiés dans les deux prochains chapitres. Les deux étapes suivantes permettent la détection précise des activations musculaires et sont utilisées notamment dans l'analyse de la variabilité de l'activation musculaire, également appelée probabilité d'activation dans la suite de ce mémoire. Ce paramètre sera étudié dans un chapitre de résultats complémentaires.

- La détection des activations musculaires
- La définition du seuil d'activation

Chacune de ces étapes de traitement peut être effectuée selon différentes méthodes. Pour chaque étape de traitement, nous avons comparé les différentes options présentées dans la littérature. Nous les avons appliquées à des signaux EMG acquis lors de la marche en présence ou absence de douleur. Les comparaisons ont été effectuées sur les signaux EMG parmi les neuf sujets recrutés dans le but de choisir une méthode permettant de détecter avec précision les activations musculaires sur des signaux de caractéristiques différentes. La Figure 4.1 ci-dessous présente les étapes et les différentes options s’y référant. Au total, neuf sujets souffrant d’arthrose fémoro-patellaire douloureuse ont été recrutés.

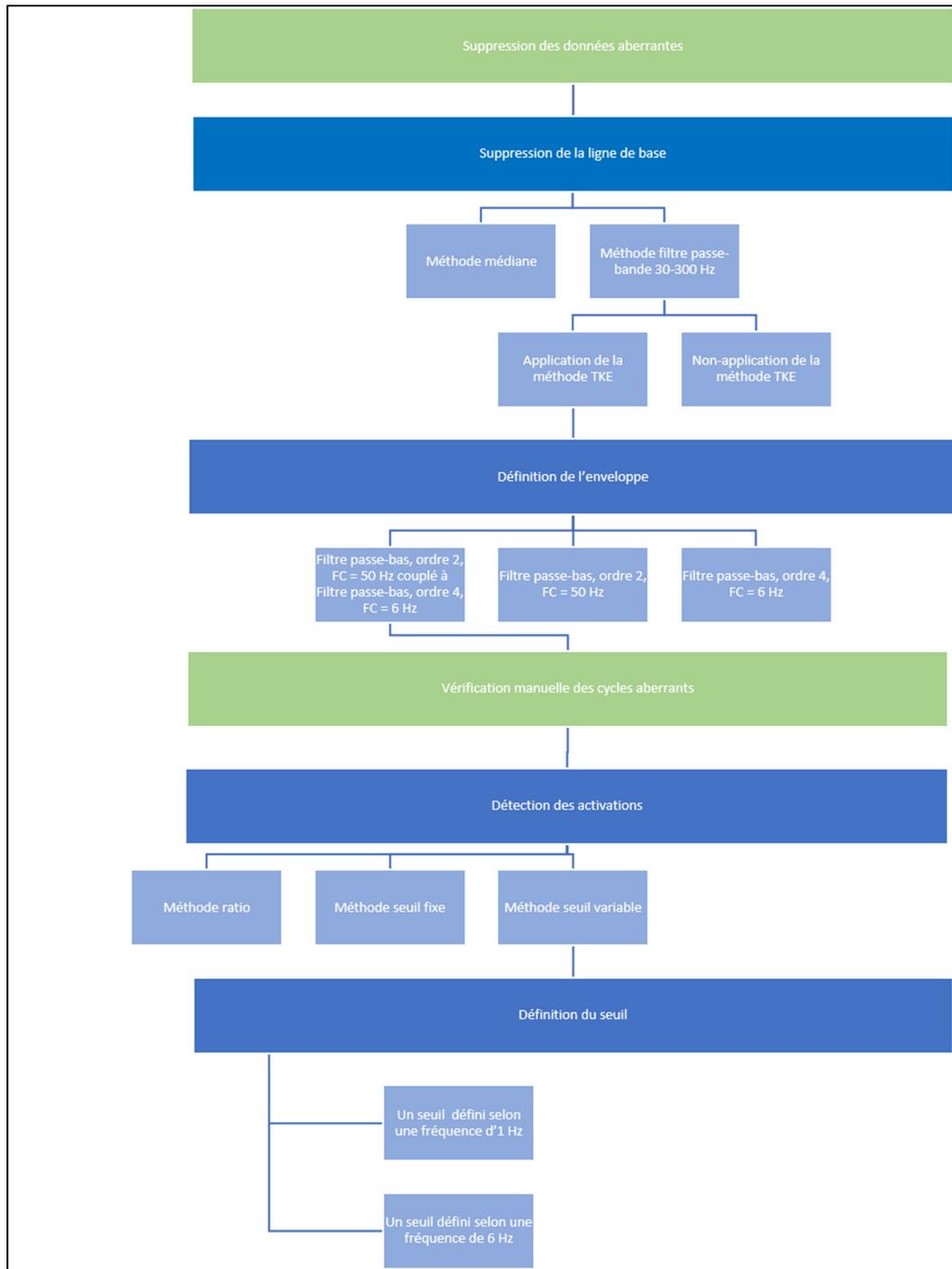


Figure 4.1 : Organigramme des différentes options pour chaque étape de traitement

#### 4.2.1 Recrutement et sélection des participants

Le projet a reçu les approbations des comités d'éthiques de l'École de Technologie Supérieure (Projet H20151101) et du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) (Projet CE16.001).

Différents modes de recrutement ont été utilisés dans ce projet :

- Ce projet était en partenariat avec le Dr Robert Pontbriand, médecin sportif, qui nous identifiait des patients potentiellement éligibles à notre étude dans sa clinique de médecine sportive à Laval, lesquels patients avaient accepté que leurs coordonnées nous soient transmises. Tous les critères d'inclusion et d'exclusion étaient vérifiés dans un second temps par téléphone.
- Nous avons aussi recruté les patients non éligibles au projet "Mieux traiter et diagnostiquer l'arthrose du genou : un impératif clinique et économique pour notre système de santé", lesquels avaient également consenti à ce que leurs coordonnées nous soient transmises.

Enfin, nous avons procédé par sollicitation indirecte grâce à des affiches placées sur les babillards et l'intranet du Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM).

Les patients étaient sélectionnés pour participer à la présente étude s'ils étaient âgés de plus de 18 ans et souffraient d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse avec ou sans atteinte d'arthrose tibio-fémorale. L'intensité de leur douleur au genou dans le cadre des activités quotidiennes devait être supérieure ou égale à 3/10 sur une échelle numérique (EN). Enfin, les patients devaient accepter de ne prendre aucun médicament analgésique dans les 24 heures précédant le rendez-vous au Centre de recherche du CHUM. Les femmes enceintes étaient exclues de l'étude tout comme l'étaient les patients ayant reçu une injection de cortisone intra articulaire ou d'acide hyaluronique dans les trois mois précédant l'expérimentation.

## 4.2.2 Déroulement des expérimentations

### 4.2.2.1 Protocole d'acquisition

Les expérimentations se sont déroulées au Laboratoire de biomécanique situé au 7<sup>e</sup> étage du Centre de Recherche du CHUM.

À l'arrivée du participant au laboratoire, le responsable clinique s'assurait que son intensité de douleur était bel et bien plus grande ou égale à 3/10. Par la suite, des électrodes de surface EMG étaient placées sur 4 groupes musculaires du membre inférieur (cf section 4.2.2.2). Le participant était ensuite invité à marcher sur un tapis roulant instrumenté pourvu de plateformes de forces. Une période de 10 minutes d'échauffement était prévue afin que le participant s'habitue à la marche sur tapis roulant.

L'expérimentation était divisée en deux phases :

- La première phase correspondait à la phase avec douleur, pré-injection. Le participant devait effectuer un essai de marche sur le tapis roulant de 60 secondes à une vitesse auto-sélectionnée.
- Le patient recevait ensuite une injection intra-articulaire de 5cc de Xylocaïne 1% sans épinéphrine dans le(s) genou(x) douloureux(x).
- Après une pause de 15 minutes, suivait la phase sans douleur—i.e., post-injection avec le même essai et à la même vitesse.

Lors de chaque phase, l'intensité de douleur du participant était mesurée sur une échelle numérique de 0 à 10 où 0 = aucune douleur et 10 = la pire douleur possible (ANNEXE VIII). Les qualités psychométriques de ce type d'échelle (validité, fidélité) sont reconnues et amplement documentées (Dworkin et al., 2005). A la fin d'une expérimentation, nous avons donc 2 signaux EMG enregistrés :

- Marche pré-injection
- Marche post-injection

#### **4.2.2.2 Emplacement des électrodes**

Quatre groupes musculaires étaient étudiés. Un nombre total de 8 électrodes (4 par jambe) étaient donc placées sur chaque participant pour les muscles vaste médial (VM), vaste latéral (VL), semi-tendineux (ST) et biceps fémoral (BF). Pour placer les électrodes, des marques au stylo étaient faites lorsque le participant était couché suivant les instructions de placement du Projet SENIAM (Seniam). Des tests pour vérifier l'adéquation du placement des électrodes étaient ensuite faits grâce à des contractions musculaires spécifiques de chaque muscle selon les recommandations du SENIAM.

#### **4.2.2.3 Choix de la vitesse de marche**

Le choix de la vitesse de chaque patient est primordial car c'est un facteur connu dans la littérature pour influencer l'EMG. Plus la vitesse est faible, moins l'activité musculaire est importante, ce qui rend la détection des activations musculaires plus compliquée, car le signal est moins important par rapport au bruit (Murray et al., 1984). Lors de la période l'échauffement et d'habitué au tapis roulant d'une durée d'environ 10 minutes, les patients devaient marcher sur le tapis roulant à une vitesse qu'il jugeait confortable (Van de Putte et al., 2006). La vitesse était augmentée petit à petit jusqu'au moment où le participant la jugeait trop rapide. Celle-ci était alors diminuée de 0.1 m/s jusqu'à ce qu'elle soit considérée comme n'étant pas trop rapide. Cette approche permettait d'avoir une marche certes confortable mais assez rapide pour être représentative.

#### **4.2.3 Suppression de la ligne de base**

Pour supprimer la ligne de base du signal brut, nous avons testé deux méthodes :

- La suppression de la médiane
- Un filtre passe-bande 30-300 Hz

Le premier filtre appliqué sur le signal brut a pour objectif de supprimer les fréquences trop élevées ou trop basses. Le choix du filtre le plus approprié s'est fait par analyse visuelle par un opérateur expérimenté dans le but d'évaluer son efficacité à supprimer les trop hautes ou trop basses fréquences qui ne sont pas du signal d'activations musculaires.

#### 4.2.4 Application de la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE)

Sur les signaux bruts, filtrés avec un filtre passe-bande 30-300 Hz, nous avons testé l'application ou non de la méthode TKE, définie par :

$$Y [x(n)] \approx A(n)^2 \sin^2(w(n)) \quad (4.1)$$

Tirée de (Li et Aruin, 2005)

L'objectif de la méthode TKE est de permettre une meilleure visualisation des données. Le choix le plus approprié s'est fait en regard de l'amélioration de la qualité du signal quantifiée par l'augmentation du ratio signal-sur-bruit (SNR).

#### 4.2.5 Définition de l'enveloppe

Pour définir l'enveloppe du signal EMG, nous avons comparé 3 filtres différents :

- **Filtre 1** : Filtre passe-bas, ordre 2, fréquence de coupure 50 Hz
- **Filtre 2** : Filtre passe-bas, ordre 4, fréquence de coupure 6 Hz
- **Filtre 3** : Filtre passe-bas, ordre 2, fréquence de coupure 50 Hz couplé à un filtre passe-bas, ordre 4, fréquence de coupure 6 Hz

L'objectif de cette étape était de filtrer le signal pour en obtenir son enveloppe qui soit le plus proche possible du signal initial. L'enjeu était de trouver le filtre adapté pour éviter de perdre des informations tout en permettant l'interprétation et la détection des activités musculaires de la manière la plus précise possible. Le filtre 3 (Filtre passe-bas, ordre 2, fréquence de coupure 50 Hz couplé à un filtre passe-bas localisé, d'ordre 4 et de fréquence de coupure 6 Hz) couple

deux filtres rapportés dans la littérature. Le filtre à fréquence de coupure de 50 Hz a été appliqué sur le signal dans un premier temps et a servi à définir l'enveloppe du signal. Une fois l'enveloppe définie, un second filtre à fréquence de coupure 6 Hz a été appliqué de manière localisée uniquement sur les activations musculaires (lorsque l'enveloppe du signal dépassait le seuil d'activation). Le choix du filtre le plus approprié a été fait par analyse visuelle par un opérateur expérimenté sur l'adéquation entre le signal et l'enveloppe filtrée ainsi que l'absence d'activation/inactivation systématique au cours d'un cycle de marche (0-100%).

#### 4.2.6 Méthodes de détection des phases d'activité musculaire

Pour détecter les activations musculaires, nous avons comparé 3 méthodes différentes :

- **Méthode ratio**, définissant un ratio de 10 % du maximum d'amplitude pour déterminer si un muscle est activé.

$$\text{Muscle activé} = \text{Enveloppe} > 0.1 \times \text{Maximum (Enveloppe)} \quad (4.2)$$

Adaptée de (Giroux, Moissenet et Dumas, 2013)

- **Méthode seuil** utilisant un seuil fixe basée sur l'équation ci-dessous.

$$\text{Seuil} = \text{moyenne (baseline)} + j * \text{écart - type (baseline)} \text{ avec } j = 3 \quad (4.3)$$

Adaptée de (Fabio, 1987)

La valeur de  $j = 3$  a été fixée par Di Fabio (1987) car cette valeur permet d'avoir une probabilité d'erreur de type I (c'est-à-dire la détection d'une activation alors que le muscle n'est pas activé) minimale avec à un intervalle de confiance fixé à 97%.

- **Méthode seuil utilisant un seuil variable**, basée sur la même équation mais avec une valeur de  $j$  variant en fonction du ratio signal-sur-bruit (SNR), calculé selon l'équation (2.6) puis converti en décibels selon l'équation (2.7).

$$\text{Seuil} = \text{moyenne (baseline)} + j * \text{écart} \quad (4.4)$$

– type (baseline) avec  $j$  non constant

Adaptée de (Fabio, 1987)

Les valeurs de  $j$  ont été définies de manière empirique sur des signaux EMG simulés dans le mémoire de maîtrise de Samir Mammam (Mammam, 2013) comme on peut lire dans le tableau ci-dessous.

Tableau 4.1 : Valeur du facteur  $j$  en fonction de la qualité du signal  
Tiré de (Mammam, 2013)

Qualité du signal EMG : SNR_TKE (dB)	Valeur de $j$
$7 \leq \text{SNR\_TKE} \leq 23$	1.5
$24 \leq \text{SNR\_TKE} \leq 36$	3
$37 \leq \text{SNR\_TKE} \leq 49$	8
$\text{SNR\_TKE} \geq 50$	14

De plus, l'enveloppe doit ensuite être supérieure au seuil pendant 30 ms pour considérer le muscle comme étant en activité.

Pour faire le choix de la méthode, une fonction binaire d'activation a été définie selon le principe suivant :

$$\begin{aligned} \text{Activation} &= 1 \text{ si muscle activé} \\ \text{Activation} &= 0 \text{ si muscle non activé} \end{aligned} \quad (4.5)$$

Le choix de la méthode la plus appropriée a été fait par analyse visuelle par un opérateur expérimenté sur la concordance entre la fonction binaire d'activation et les salves de l'enveloppe du signal.

#### 4.2.7 Définition du seuil d'activation

Une fois la méthode de détection des activités choisie, permettant de définir la valeur du facteur  $j$ , nous avons testé deux méthodes de définition de ce seuil d'activation :

- **Définition du seuil par cycle de marche** selon :

$$\begin{aligned} \text{Seuil}(i) = & \text{moyenne}(\text{baseline du cycle de marche } i) + j * \text{écart} & (4.6) \\ & - \text{type}(\text{baseline du cycle de marche } i) \end{aligned}$$

Adaptée de (Fabio, 1987)

Un seuil est donc calculé par cycle de marche.

- **Définition du seuil par fenêtre de 166 ms** (correspondant à l'équivalent d'une fréquence de 6Hz, donc 6 variations de l'enveloppe par seconde) selon :

$$\begin{aligned} \text{Seuil}(f) = & \text{moyenne}(\text{baseline de la fenêtre } f) + j * \text{écart} & (4.7) \\ & - \text{type}(\text{baseline de la fenêtre } f) \end{aligned}$$

Adaptée de (Li et Aruin, 2005)

Le choix de 6 Hz a été défini d'après les données rapportées dans la littérature. Winter (2009) a en effet montré, après une analyse harmonique chez 20 sujets arthrosiques, que 99.7% de la puissance du signal était contenue en deçà de 6 Hz pendant la marche. Cette largeur de fenêtre permet d'éviter d'importantes fluctuations du signal à l'intérieur de cette dernière et permet d'identifier uniquement la ligne de base lorsqu'il n'y a aucune activité musculaire et que le muscle est donc au repos, tel que préconisé par Li et Aruin (Li, Zhou et Aruin, 2007; Li et Aruin, 2005)

Un seuil était calculé pour chacune des fenêtres qui se déplaçaient tout au long du cycle, de manière itérative.

Il est important de noter que, dans le cas où la méthode de détection des activations choisie était la méthode seuil avec un seuil variable, la valeur de  $j$  définie était calculée selon le ratio signal-sur-bruit (SNR) tel que défini précédemment. Le ratio signal-sur-bruit était calculé quant à lui, sur une fenêtre d'une seconde, ce qui correspond à l'approximation de la durée d'un cycle de marche. Cette largeur de fenêtre permettait de s'assurer d'y trouver à la fois des phases de repos du muscle (ligne de base) et des phases d'activation musculaire permettant ainsi de calculer un ratio signal-sur-bruit.

Le choix de la méthode la plus appropriée a été fait par analyse visuelle par un opérateur expérimenté en tenant compte de l'adéquation entre l'évolution du seuil d'activation et les salves de l'enveloppe du signal : chaque activation a été définie par un seul seuil d'activation.

#### 4.2.8 Jalons de vérification manuelle

L'organigramme (Figure 4.1) présente les différentes options de traitement des signaux EMG. On peut voir en vert l'ajout de deux étapes de vérification manuelle à différents niveaux de traitement du signal. Pour chacun des sujets et chacun des muscles, l'utilisateur passait par ces deux étapes de vérification afin de supprimer certaines parties du signal s'il jugeait que les données étaient aberrantes et/ou erronées.

- **Le jalon 1** correspondait à la suppression des signaux bruts aberrants. Cette dernière se faisait avant même le début du traitement des signaux bruts. L'utilisateur, comme on peut le voir sur la Figure 4.2, supprimait les parties du signal brut qu'il considérait être aberrantes (en rouge) en les sélectionnant directement avec le curseur sur le signal. Le signal était considéré comme aberrant lorsqu'il dépassait 1 volt.

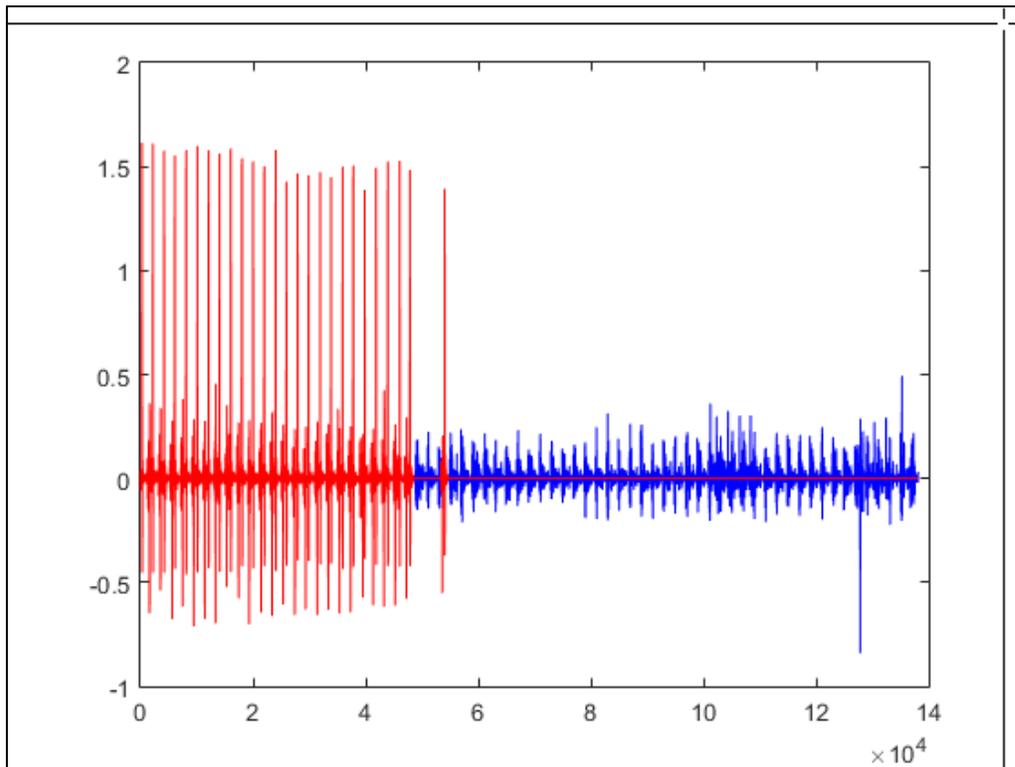


Figure 4.2 : Exemple de suppression manuelle des données aberrantes, jalon 1  
Rouge : Partie du signal supprimée pour l'analyse

- **Le jalon 2** correspondait à la suppression des cycles de marche considérés comme aberrants. Cette étape se faisait après que l'enveloppe ait été définie et la normalisation par rapport au cycle de marche faite (0-100%) mais avant que la détection des activités ait été fait (Voir Figure 4.3). L'utilisateur utilisait l'outil pour sélectionner le cycle en question, lequel n'était plus être pris en compte dans le traitement. Un cycle était considéré comme aberrant lorsqu'il était visuellement éloigné de la moyenne (représentée en rouge) ou lorsqu'il présentait des fluctuations anormales. La Figure 4.3 montre un exemple de suppression d'un cycle de marche aberrant (en noir).

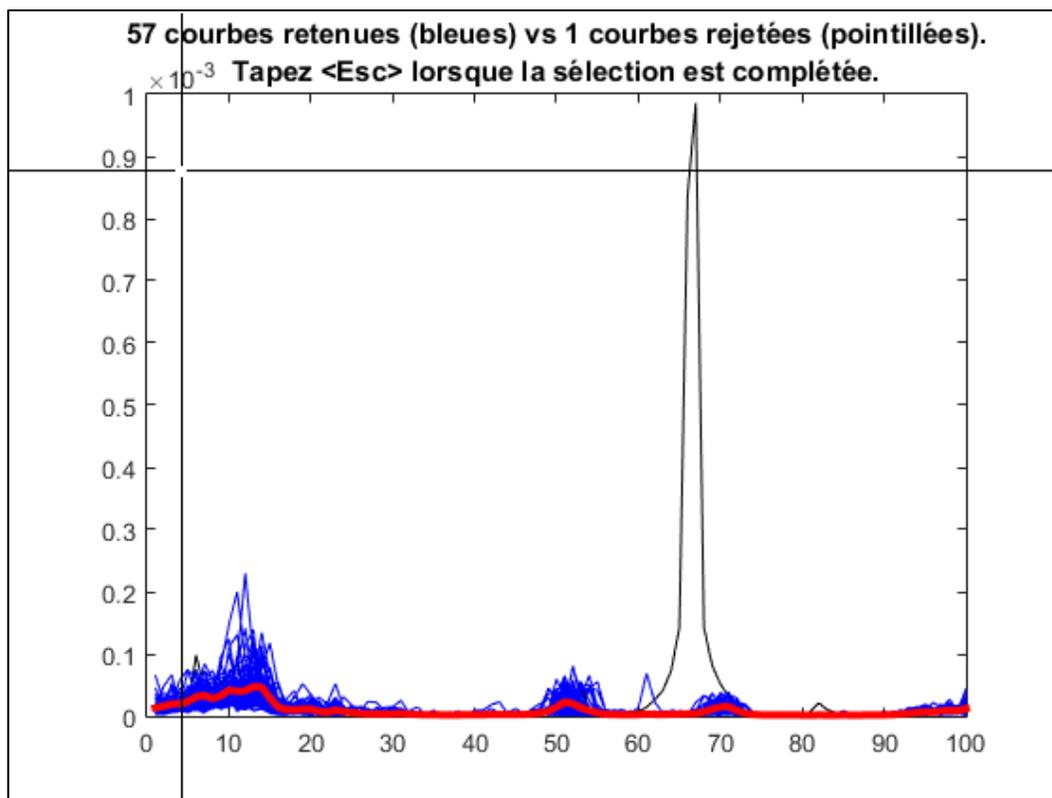


Figure 4.3 : Exemple de suppression manuelle des données aberrantes, jalon 2  
 Noir : cycle de marche supprimé pour l'analyse  
 Rouge : Intensité moyenne des cycles de marche

## 4.3 Résultats

### 4.3.1 Caractéristiques démographiques des participants

Pour rappel, les comparaisons des différentes méthodes présentées plus haut ont été effectuées chez neuf sujets atteints d'arthrose du genou, dont les critères d'inclusion et d'exclusion ont été détaillés plus haut. Sept femmes et deux hommes ont participé à et leurs caractéristiques sociodémographiques sont récapitulées dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.2 : Caractéristiques démographiques des participants à l'étude  
Tiré du mémoire de maîtrise de Maria Célia Bazan (2018)

<b>Caractéristiques démographiques</b>	<b>Participants gonarthrosiques</b>
Taille de l'échantillon (n)	9
Âge moyen (année)	59 ± 8
Taille (m)	1,59 ± 0,07
Poids corporel moyen (Kg)	74,5 ± 13,5
Indice de masse corporelle [IMC] (Kg/m <sup>2</sup> )	29,3 ± 5,8
Vitesse de marche (m/s)	1.1 ± 0,3
Degré de scolarité	
Secondaire	11.1% (1)
CEGEP	55.6% (5)
Universitaire	33.3% (3)
Statut d'activité	
En emploi	66.7% (6)
Sans emploi	11.1% (1)
À la retraite	22.2% (2)
Activité sportive présente	66.7% (6)

#### 4.3.2 Suppression de la ligne de base

Les résultats obtenus avec les deux méthodes de suppression de la ligne de base sont comparés dans les figures ci-dessous. Le signal brut est représenté en bleu, tandis que le signal filtré est représenté en vert. On remarque que le signal filtré grâce au filtre passe-bande (Figure 4.5) différait davantage du signal brut que lorsque la méthode médiane était utilisée (Figure 4.4). Ainsi, le filtre passe-bande permettait de supprimer davantage de signaux de haute et basse fréquences. C'est donc ce filtre qui a été choisi.

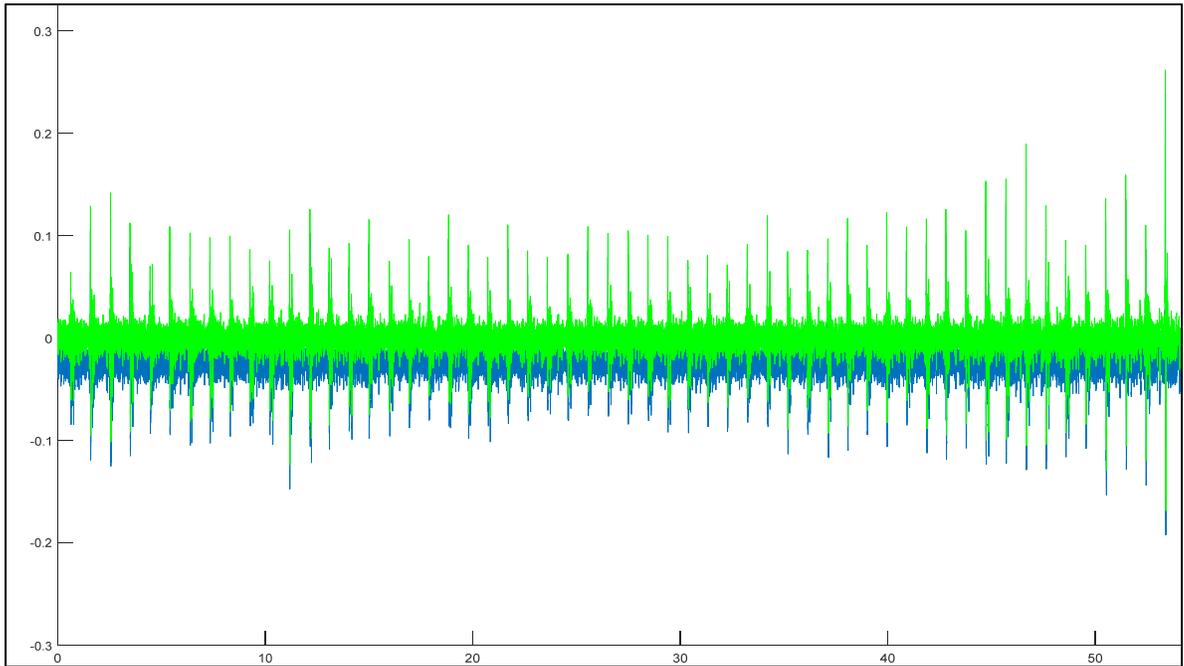


Figure 4.4 : Suppression de la ligne de base grâce à la méthode de la médiane

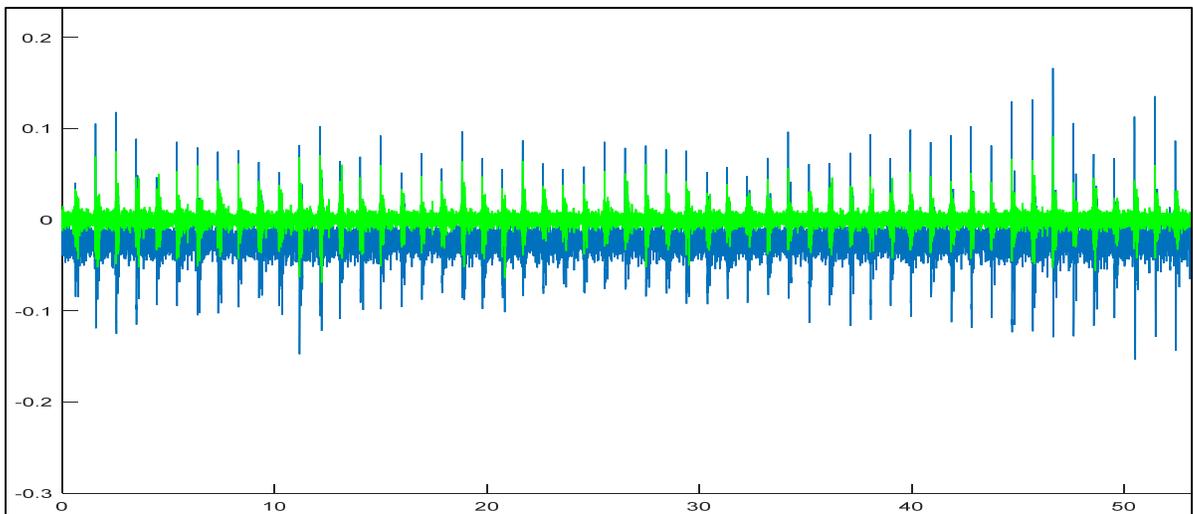


Figure 4.5 : Suppression de la ligne de base grâce à la méthode de filtre passe-bande 30-300Hz

### 4.3.3 Application de la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE)

L'application de la méthode TKE avait pour objectif d'améliorer la qualité du signal quantifié par le ratio signal-sur-bruit. Le Tableau 4.3 compare les ratios signal-sur-bruit (SNR) des EMG

des quatre muscles étudiés chez les 9 sujets avec et sans l'utilisation de la méthode TKE. Ces ratios ont été comparés dans les deux conditions étudiées : avec douleur (pré-injection) versus sans douleur (post-injection). On note une amélioration systématique du ratio signal-sur-bruit pour tous les muscles des 9 sujets lorsqu'on utilise la méthode TKE ( $SNR_{TKE}$ ). Le calcul des coefficients de variation s'est fait selon l'équation ci-dessous:

$$CV(\%) = \frac{(SNR_{TKE}(db) - SNR(db))}{SNR(db)} \times 100 \quad (4.8)$$

Les coefficients de variation allaient de 80 à 200% selon les sujets et les muscles étudiés. En d'autres mots, l'application de la méthode TKE induisait une augmentation du ratio signal-sur-bruit ( $SNR_{TKE}$ ) de 80 à 200% de la valeur initiale du ratio signal-sur-bruit initiale ( $SNR$ ). Nous avons donc choisi d'utiliser la méthode TKE.

Tableau 4.3 : Comparaison des ratios signal-sur-bruit (SNR) avec et sans la méthode TKE  
 Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable donc non considérés pour l'analyse

VM : Vaste médial; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux, BF : Biceps fémoral

Sujet	Muscle	Avec douleur			Sans douleur		
		SNR_TKE (db)	SNR (db)	Coefficient de variation (%)	SNR_TKE (db)	SNR (db)	Coefficient de variation (%)
S001	VM	16	8	111	22	11	106
	VL	33	14	142	21	9	123
	ST	22	8	162	27	11	143
	BF	15	7	105	20	8	144
S002	VM	12	6	102	12	6	111
	VL	20	10	100	18	9	107
	ST	48	21	132	48	22	123
	BF	38	16	140	37	15	144
S003	VM	8	4	91	12	6	84
	VL	28	14	107	33	17	94
	ST	21	8	165	25	10	135
	BF	38	16	141	36	15	134
S004	VM	32	14	126	39	19	106
	VL	38	14	179	45	17	162
	ST						
	BF	40	16	157	47	20	134
S005	VM						
	VL						
	ST	16	8	103	28	12	138
	BF	34	15	131	35	16	125
S006	VM						
	VL	34	16	120	42	21	100
	ST	41	18	131	47	20	136
	BF	42	19	121	49	23	114
S007	VM						
	VL	17	10	80	19	9	111
	ST	18	7	149	20	9	131
	BF	13	6	136	18	8	137
S008	VM						
	VL	49	24	108	46	22	109
	ST						
	BF						
S009	VM	19	6	229	18	6	187
	VL	26	9	200	34	14	134
	ST	43	19	130	47	21	130
	BF	30	10	192	36	15	140

#### 4.3.4 Définition de l'enveloppe

La Figure 4.6 illustre la comparaison entre le filtre passe-bas, ordre 2, fréquence de coupure 50 Hz, appelé filtre 1 (en vert) et le filtre passe-bas, ordre 2, fréquence de coupure 6 Hz, appelé filtre 2 (en bleu). La ligne de base est représentée en magenta et le seuil d'activation en rouge. Les lignes pointillées schématisent les débuts et fin d'activation pour les deux méthodes (couleurs respectives). La fréquence de coupure plus faible du filtre 2 (6 Hz vs 50 Hz) entraîne un lissage du signal plus important et donc une plus forte distorsion du signal, le signal étant moins fluctuant. On note que le filtre 2 (bleu) allongeait beaucoup la durée d'activation par rapport au filtre 1 (vert), alors que le signal avant filtrage était plus proche de l'enveloppe filtrée à l'aide du filtre 1.

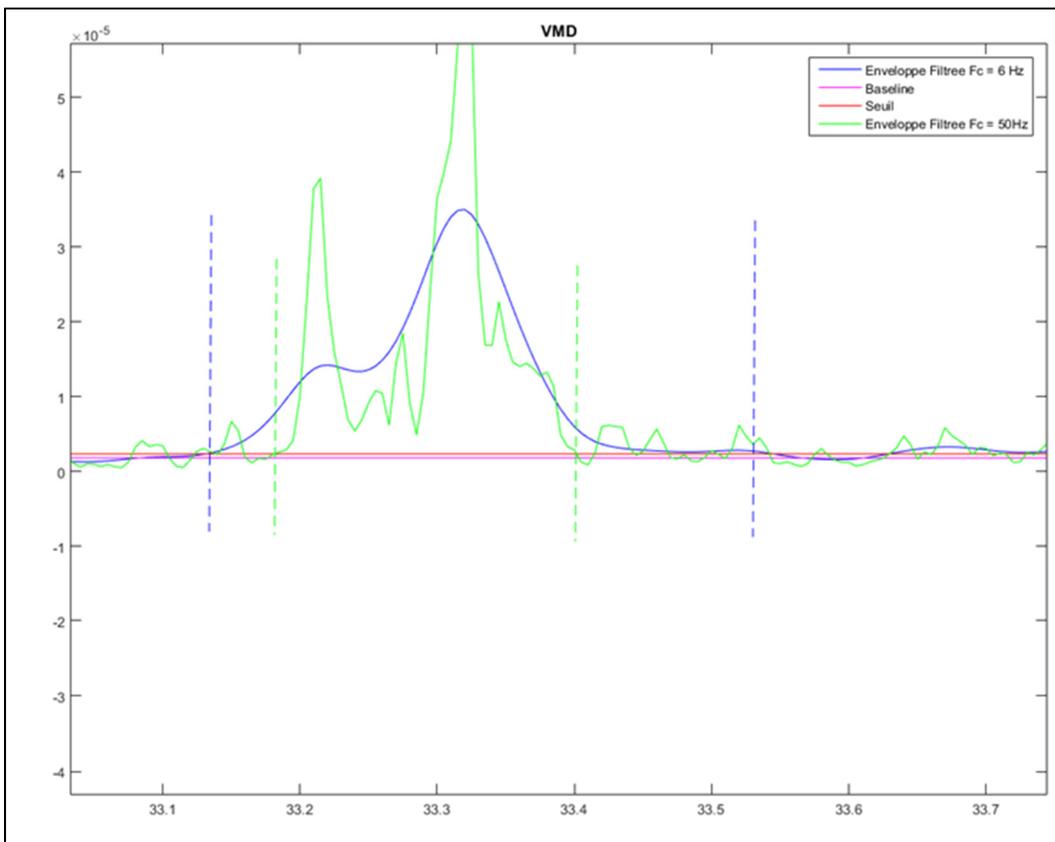


Figure 4.6 : Comparaison du filtre 1 et du filtre 2

Bleu : enveloppe filtrée à fréquence de coupure 6Hz; magenta : ligne de base ;  
rouge : seuil d'activation; vert : enveloppe filtrée à fréquence de coupure 50 Hz

La Figure 4.7 compare le couplage avec filtre passe-bas, fréquence de coupure 50 Hz/ filtre passe-bas localisé, fréquence de coupure 6Hz, appelé filtre 3 (en bleu) avec filtre passe-bas, fréquence de coupure 50 Hz seul, appelé filtre 1 (en vert). La ligne de base est représentée en magenta et le seuil d'activation en rouge. On remarque que le filtre 3 permettait d'éviter de détecter des activations rapides et successives de faible amplitude lorsque l'enveloppe (en vert) passait au-dessus du seuil. Ce genre de petites activations fluctuantes n'était pas considéré comme représentatif d'une activation musculaire réelle. C'est pour cette raison que nous avons décidé d'utiliser le filtre 3 (filtre passe bas à fréquence de coupure 50 Hz couplé à un filtre localisé à fréquence de coupure 6 Hz)

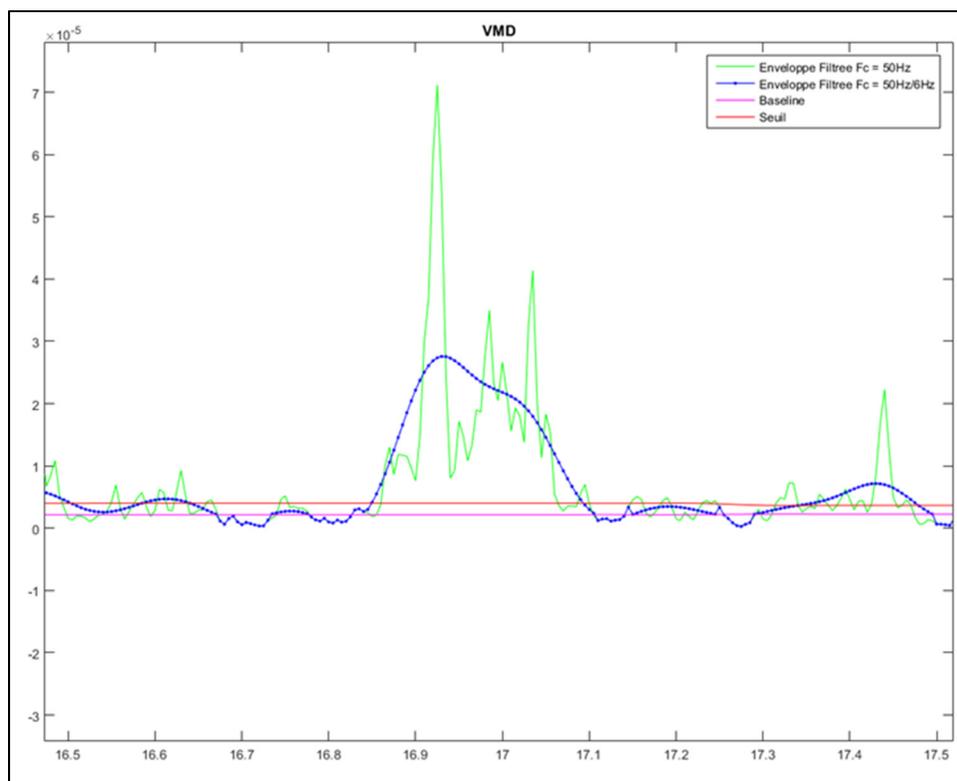


Figure 4.7 : Comparaison du filtre 1 et du filtre 3  
 Bleu : enveloppe filtrée à fréquence de coupure 50Hz  
 couplé à un filtre localisé à 6Hz;  
 magenta : ligne de base ;  
 rouge : seuil d'activation;  
 vert : enveloppe filtrée à fréquence de coupure 50 Hz

### 4.3.5 Méthodes de détection des activités

Dans les figures qui suivent, la fonction binaire d'activation est représentée en orange alors que l'enveloppe l'est en bleu. Pour rappel, cette fonction est égale à 1 si le muscle est considéré en activation et égale à 0 si le muscle est au repos. Les Figures 4.8, 4.9 et 4.10, montrent les activations détectées pour chacune des méthodes utilisées. La méthode de détection des activations de seuil, avec un seuil variable en fonction du SNR permettait de détecter adéquatement l'entièreté des activations (Figure 4.10). En revanche, la méthode ratio (Figure 4.8) ne semblait pas détecter toutes les activations alors que la méthode seuil, seuil fixe (Figure 4.9) semblait détecter des activations qui n'en étaient pas.

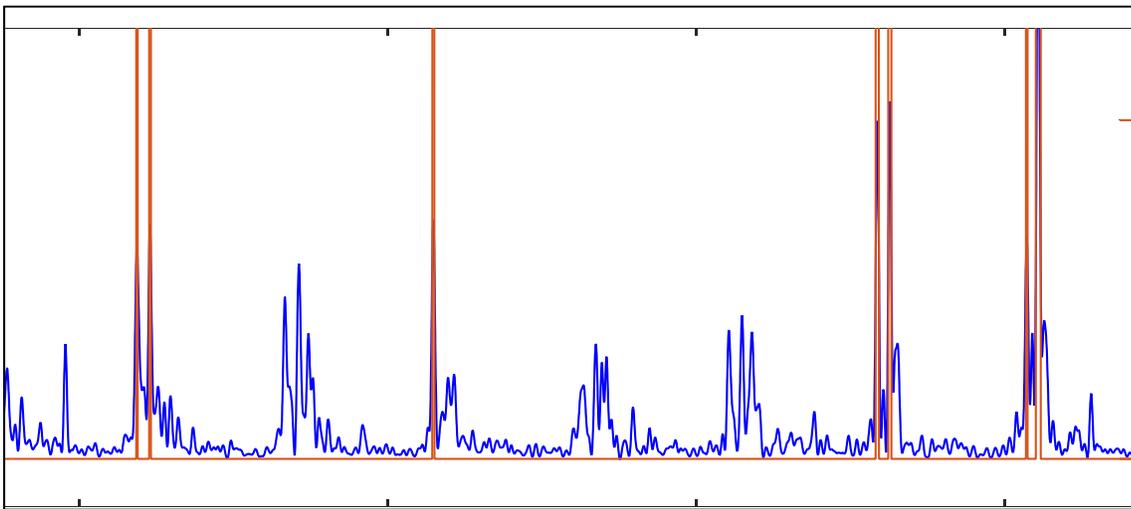


Figure 4.8 : Détection des activations selon la méthode ratio

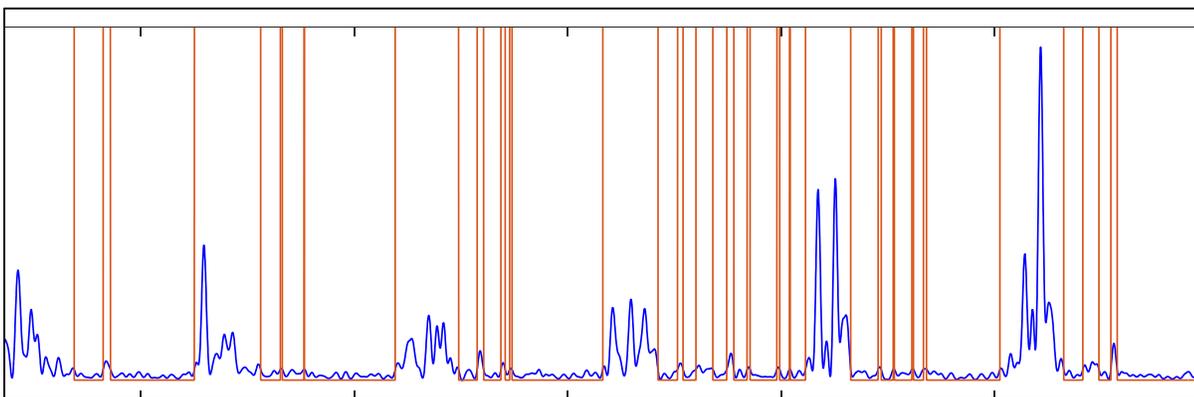


Figure 4.9 : Détection des activations selon la méthode seuil, seuil fixe

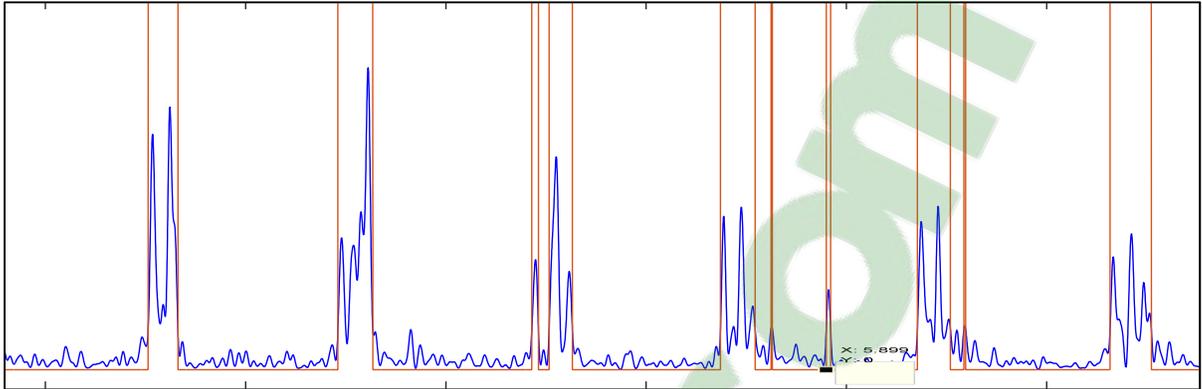


Figure 4.10 : Détection des activations selon la méthode seuil, seuil variable

#### 4.3.6 Définition du seuil d'activation

La figure 4.11 représente les courbes de détection des activations en utilisant un seuil pour chaque cycle de marche individuellement et ce, pour quatre périodes d'activation. L'enveloppe est représentée en bleu, la fonction d'activation en vert et le seuil en rouge. Nous remarquons que si la détection du seuil se faisait pour chaque cycle de marche individuellement, il arrivait qu'une activation corresponde à deux seuils différents (deuxième, troisième et quatrième activations)

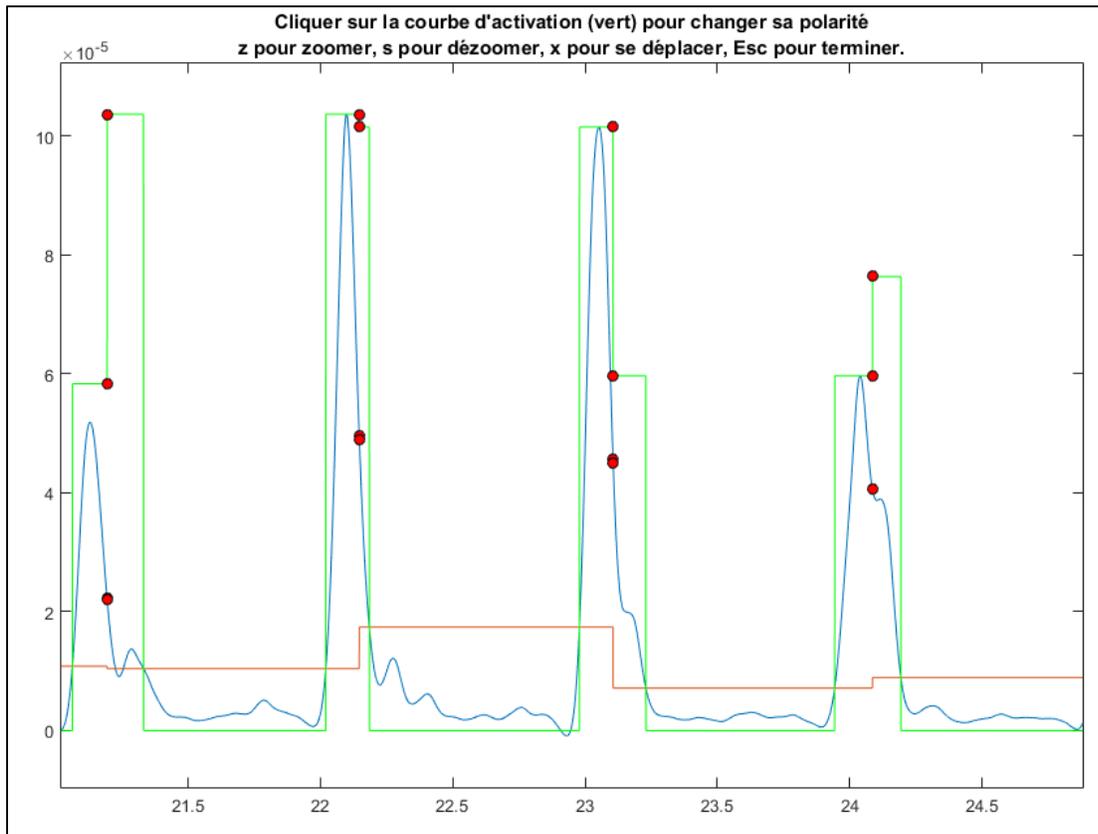


Figure 4.11 : Détection des activations lorsqu'un seuil est défini par cycle de marche

La figure 4.12 représente la détection des activations lorsqu'un seuil était défini pour chaque fenêtre de 166 ms. On remarque que la méthode par fenêtre permettait d'avoir un seuil continu par activation (Figure 4.12).

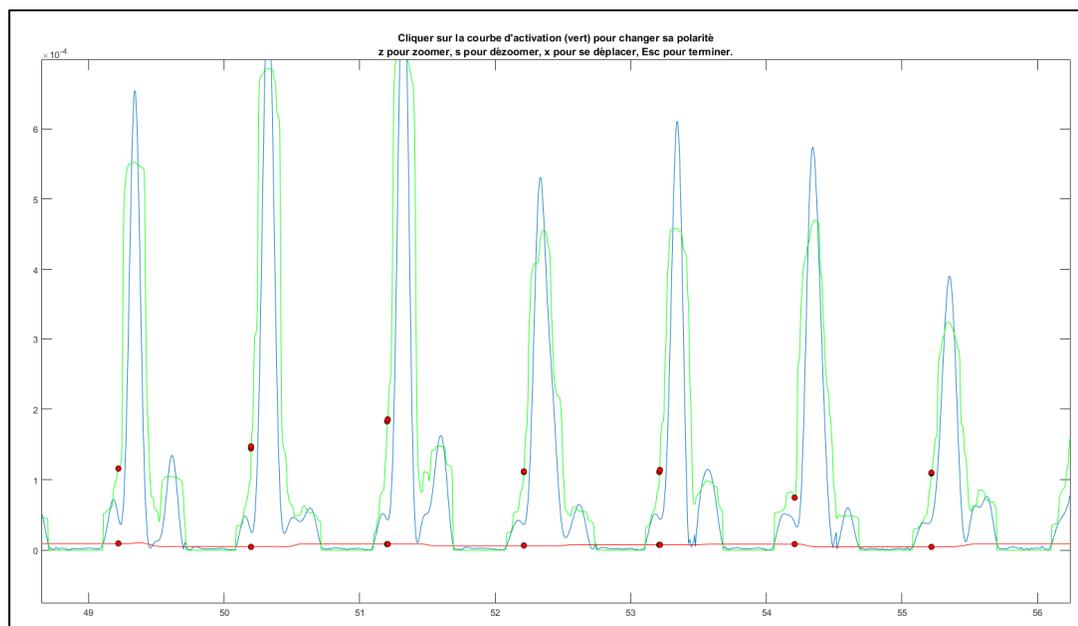


Figure 4.12 : Détection des activations lorsque le seuil est défini par fenêtre

## 4.4 Discussion

### 4.4.1 Suppression de la ligne de base

Un bon nombre d'études dans la littérature ont utilisé la méthode du filtre passe-bande 30-300 Hz (Lewek, Rudolph et Snyder-Mackler, 2004a; Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). Au vue des difficultés engendrées pour l'analyse des signaux EMG de sujets arthrosiques, nous avons tout de même voulu confirmer que cette méthode était la plus adaptée et ce, en la comparant avec la méthode de suppression de la médiane. Les résultats ont montré que la méthode du filtre passe-bande 30-300 Hz était appropriée car elle permettait de faire un premier filtre sur le signal brut en supprimant les trop hautes et trop basses fréquences du signal.

### 4.4.2 Application de la méthode Teager-Kaiser Energy (TKE)

La méthode TKE a été introduite dans les années 1990 mais généralisée pour les signaux continus par Li et Aruin en 2005 (Li et Aruin, 2005). On vante dans la littérature ses propriétés

d'améliorer le signal et donc la détection des activations musculaires (Roetenberg et al., 2003; Solnik et al., 2010). À notre connaissance, une seule étude (Mammar, 2013) a utilisé cette méthode pour l'analyse de signaux EMG chez des sujets souffrant d'arthrose du genou. Ces signaux étant plus bruités (ratio signal-sur-bruit faible) dans un tel contexte, il est intéressant d'utiliser ce type de méthode d'amélioration du signal, dont l'efficacité est reconnue également pour les ratios signal-sur-bruit (SNR) peu élevés (Li et Aruin, 2005). Notre étude montre en effet une augmentation du ratio signal-sur-bruit témoignant d'une amélioration de la qualité du signal lorsque la méthode TKE est utilisée.

#### **4.4.3 Définition de l'enveloppe**

Au vu des comparaisons des différentes méthodes qui ont été effectuées dans la présente sous-étude celle de l'enveloppe filtrée semblait être plus proche du signal avec le filtre passe-bas, ordre 2, fréquence de coupure 50 Hz couplé à un filtre passe-bas localisé, ordre 4, fréquence de coupure 6 Hz (filtre 3). Celui-ci évitait en effet, la présence de fluctuations non représentatives des activations musculaires tout au long du cycle de marche et permettait de rester proche du signal non filtré tout en évitant la distorsion du signal. L'utilisation du filtre 1 (fréquence de coupure 50 Hz) a également été rapportée dans la littérature, notamment dans l'article de Solnik (Solnik et al., 2010) qui ont employé la méthode TKE au préalable dans l'analyse de leurs signaux. Le filtre 2 (fréquence de coupure 6 Hz) est couramment utilisé seul dans les études portant chez des sujets arthrosiques (Astphen et al., 2008; Astphen Wilson et al., 2011; Heiden, Lloyd et Ackland, 2009; Hubley-Kozey et al., 2006). Toutefois, aucun de ces auteurs n'appliquait en amont la méthode TKE pour analyser leurs signaux. TKE. L'utilisation de ce filtre dans notre étude permettait de raffiner davantage la détection des activations. En effet, une fois le changement brusque détecté grâce au filtre à fréquence de coupure 50 Hz, il apparaissait que, pendant l'activation musculaire, les changements étaient moins fréquents et que le signal pouvait donc être filtré à une fréquence de coupure plus faible de 6 Hz. Cet ajout permettait d'éviter les activations non réelles détectées autour des véritables activations musculaires. À notre connaissance, aucune autre étude que la présente n'a couplé

chez des patients arthrosiques un filtre couramment utilisé pour analyser les signaux EMG de sujets arthrosiques avec un filtre adapté spécifiquement à la méthode TKE.

#### **4.4.4 Méthodes de détection des activités**

Un bon nombre d'articles traitant des données EMG de patients arthrosiques se basent sur la méthode seuil avec un seuil fixe (Astephen et al., 2008; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Hubley-Kozey et al., 2006). Toutefois, nous voyons que sur nos données, le fait d'adapter le seuil en fonction du ratio signal-sur-bruit est plus adapté qu'un seuil fixe. La qualité du signal EMG étant variable à cause de la présence de nombreux artefacts chez les patients arthrosiques, il apparait plus adapté à cette population d'utiliser un seuil variable en fonction de la qualité du signal, laquelle est quantifié par le rapport signal-sur-bruit (SNR). Il n'y a pas de consensus dans la littérature pour déterminer la valeur du facteur  $j$  défini dans la formule (4.4). Nous nous sommes donc basés sur les valeurs empiriques définies dans le mémoire de maîtrise de Samir Sidi Mamar (Mammar, 2013) qui a été le seul à traiter de données EMG chez des patients arthrosiques en utilisant la méthode TKE en amont de la méthode de détection seuil avec un seuil variable. Dans cette étude, la valeur de  $j$  a été définie en fonction de la qualité du signal quantifiée par le ratio signal-sur-bruit en se basant sur les valeurs fixées dans la littérature (Li, Zhou et Aruin, 2007; Li et Aruin, 2005; Roetenberg et al., 2003; Solnik et al., 2010; Solnik et al., 2008).

#### **4.4.5 Définition du seuil d'activation**

Les activations musculaires des quatre muscles étudiés pendant la marche chez des patients arthrosiques sont majoritairement présentes lors du contact-talon, tel que rapporté dans la littérature et également dans nos données. Lorsque nous avons testé la détection des activations par cycle de marche individuellement, nous avons pu constater que, dans certains cas, une activation était définie par deux seuils différents. Cela peut mener à des erreurs où le signal est considéré comme une activation avec le premier seuil mais pas avec le second. Une véritable activation peut alors se voir coupée en deux. Ces raisons nous ont donc poussés à utiliser la méthode de définition du seuil par fenêtre. Cette méthode a été couramment utilisée dans la

littérature spécialisée dans l'EMG où les détections des activations musculaires étaient effectuées à l'aide d'une méthode seuil (Fabio, 1987; Hodges et Bui, 1996; Li, Zhou et Aruin, 2007; Li et Aruin, 2005). Samir Mammam (Mammam, 2013) n'évoque pas cette scission en deux des activations musculaires lorsqu'il définit ses activations par cycle de marche.

#### **4.4.6 Jalons de vérification manuelle**

L'ajout de jalons de vérification nous a permis de supprimer certaines données aberrantes qui sont courantes chez les patients arthrosiques. Cette étape a été ajoutée à la méthode de traitement automatique afin de s'assurer de ne traiter que les données qui étaient cohérentes. Cet ajout fait de cette méthode une méthode semi-automatique dont la répétabilité et reproductibilité ont été validées dans la seconde sous-étude du présent mémoire dont les résultats sont décrits dans le prochain chapitre. L'ajout de vérifications manuelles du signal a déjà été préconisé dans la littérature (Fabio, 1987; Hodges et Bui, 1996; Mammam, 2013; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010). L'étude de Di Fabio (Fabio, 1987) qui a comparé une méthode automatique (méthode seuil, seuil fixe définie plus haut) avec trois opérateurs conclut que, malgré le fait que la méthode automatique soit plus fiable, des inspections manuelles des données sont nécessaires afin de s'assurer d'avoir des détections d'activité musculaire qui soient valides. L'étude de Rutherford (Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010) ainsi que le mémoire de maîtrise de Samir Mammam (Mammam, 2013) sont les seuls auteurs à avoir appliqué leur méthode de traitement aux patients arthrosiques. Dans son étude, Rutherford (Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010) a d'abord vérifié visuellement les données EMG et ce, avant la détection des activités musculaires (après la définition de l'enveloppe), ce qui correspond à notre deuxième jalon de vérification. La vérification manuelle des données est recommandée mais non effectuée dans l'étude de Hodges et Bui (Hodges et Bui, 1996) et dans le mémoire de maîtrise de Samir Mammam (Mammam, 2013). Ces auteurs concluant que malgré le fait que l'algorithme soit automatique, il est important de vérifier les données. Cela permet d'identifier les données aberrantes car les méthodes automatiques peuvent être facilement influencées par des vitesses de marche plus lentes. Cela pourrait alors mener à un retard dans la détection des activités (Hodges et Bui, 1996). Cela est

d'autant plus intéressant chez les patients arthrosiques dont la vitesse de marche peut être ralentie.

#### **4.5 Limitations et forces de l'étude**

La présente étude a certaines limitations. Il convient en effet de rappeler que cette étude était d'abord et avant tout de nature exploratoire, l'objectif étant d'obtenir des données préliminaires de faisabilité pouvant justifier la tenue d'une étude sur une plus grande échelle. La méthode de traitement présentée a donc été testée sur un nombre restreint de patients souffrant d'arthrose du genou qui n'étaient pas forcément représentatifs de l'entièreté de cette population. Par contre, ils présentaient une certaine hétérogénéité au niveau notamment de l'indice de masse corporelle (IMC) et de la vitesse de marche, ce qui permet d'être confiant que notre méthode est applicable à des signaux de qualité différente.

L'ajout de jalons de vérification manuelle fait de cette méthode une méthode semi-automatique plutôt qu'entièrement automatique. Toutefois, il serait possible de le faire en sélectionnant les cycles les plus répétables, lesquels permettraient de supprimer automatiquement les données aberrantes. Néanmoins, nous considérons qu'il est tout de même important qu'un observateur s'assure d'effectuer une vérification des données de sortie. Notons que l'étape de vérification manuelle ne prend que quelques minutes.

#### **4.6 Conclusion**

Nous avons effectué différentes comparaisons basées sur les résultats de la revue de la littérature pour chacune des étapes de traitement de l'EMG. Cela a été fait dans le but de développer une méthode de traitement des signaux EMG qui soit spécifique aux patients arthrosiques. La répétabilité et la reproductibilité de cette méthode a ensuite été évaluée et les résultats sont présentés dans le prochain chapitre. En conclusion, les différentes étapes de la méthode de traitement des signaux EMG que nous avons développées pour des sujets arthrosiques se présentent comme suit :

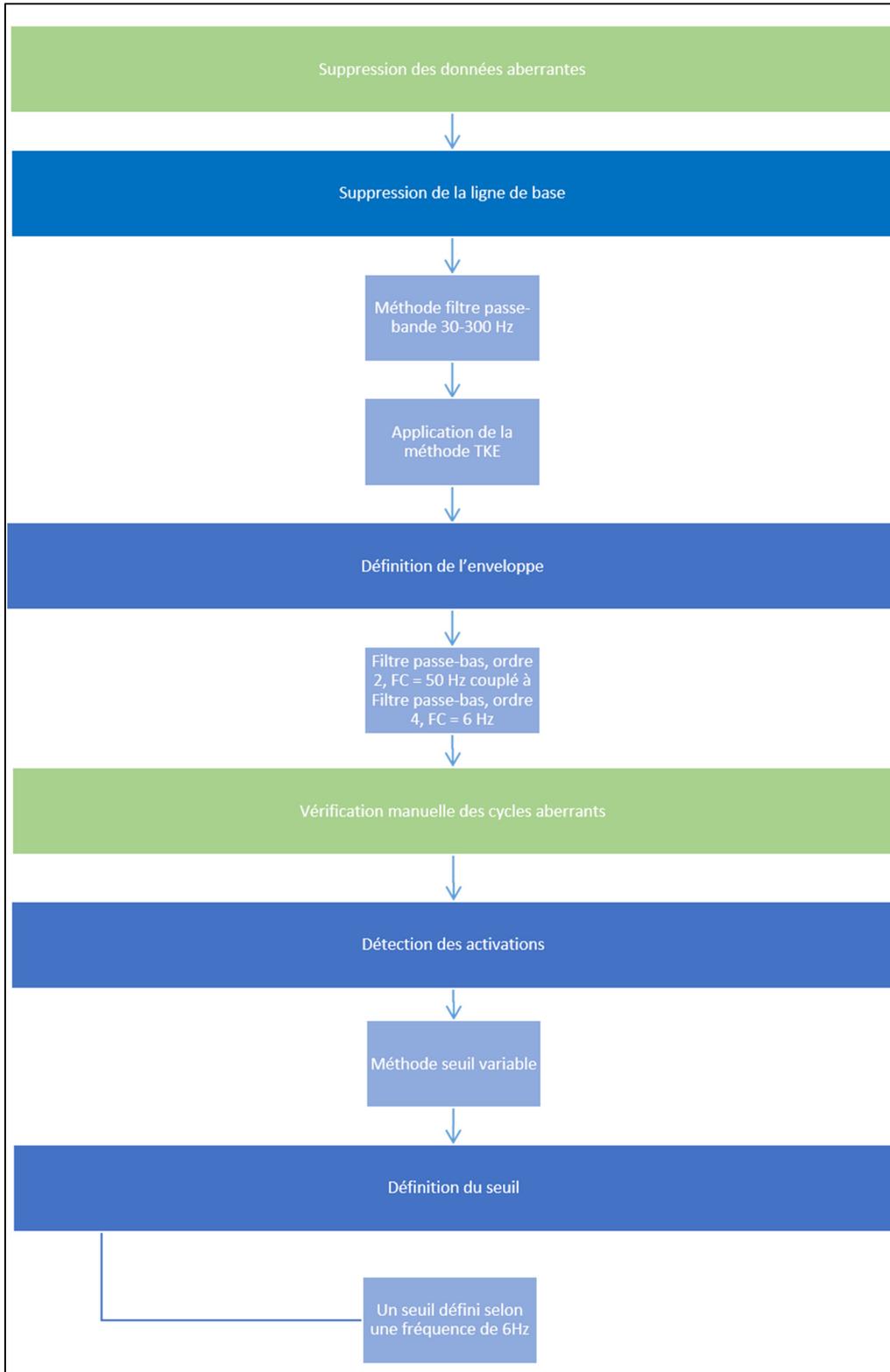


Figure 4.13 : Organigramme représentant la méthode de traitement finale

## CHAPITRE 5

### ÉTUDE DE LA RÉPÉTABILITÉ ET DE LA REPRODUCTIBILITÉ DE LA MÉTHODE DE TRAITEMENT DES SIGNAUX EMG

#### 5.1 Introduction générale et rappel des objectifs

Le chapitre précédent a présenté la méthode de traitement du signal EMG semi-automatique que nous avons développée, laquelle méthode se voulait spécifique à l'analyse des signaux EMG chez des patients arthrosiques. Puisque la méthode nécessite l'intervention d'un utilisateur, nous avons mené des études de répétabilité et de reproductibilité pour nous assurer que l'impact de celui-ci était minimal et n'influçait pas le résultat final. En d'autres termes, la méthode de traitement proposée ici ne devait pas être utilisateur-dépendante.

Le premier objectif était donc d'évaluer la répétabilité intra-observateur chez deux observateurs, c'est-à-dire la capacité à ce que les résultats soient similaires si l'utilisateur utilise trois fois la même méthode de traitement développée. Le second objectif était de vérifier la nécessité d'ajouter des jalons de vérification manuelle (algorithme semi-automatique) en évaluant la reproductibilité des résultats selon que le mode est purement automatique (algorithme seul) et ou semi-automatique et ce, chez chacun des observateurs (Phase 1). Enfin, le dernier objectif était d'évaluer l'impact de l'expérience de l'observateur sur les résultats en effectuant une étude de reproductibilité inter-observateur (Phase 2).

Les études de répétabilité et reproductibilité ont porté sur les signaux EMG traités de 4 muscles des 5 premiers sujets qui ont été recrutés dans le présent projet. Pour chacun des muscles, les données ont été traitées et deux séries de signaux ont été recueillies en sortie : ceux correspondant à l'essai pré-injection (avec douleur) et ceux correspondant à l'essai post-injection (sans douleur). Nous avons ensuite calculé la différence entre ces deux séries de signaux (différence post-pré), qui sont les données de sortie de notre méthode de traitement de signal. L'analyse de répétabilité et reproductibilité a été faite sur ces données de sortie.

Il est important de noter que nous avons, dans un premier temps, validé la méthode sur le paramètre d'intensité d'activation, plus présent dans la littérature (présent chapitre) et dans un deuxième temps sur le paramètre de probabilité d'activation (chapitre 7). La méthodologie utilisée afin de mener ces études de répétabilité et reproductibilité a été identique pour les deux paramètres (intensité et probabilité d'activation).

## **5.2 Étude de répétabilité intra-observateur**

### **5.2.1 Méthodologie**

L'étude intra-opérateur a été effectuée à l'aide de deux observateurs qui ont traité les signaux EMG de 4 groupes de muscles chez les 5 premiers sujets recrutés dans le présent projet et ce, en pré- et post-injection (douleur versus sans douleur). Un premier observateur considéré comme expert (observateur 1)—i.e., ayant l'habitude d'analyser des signaux EMG et un deuxième observateur considéré comme novice (observateur 2)—i.e., car n'ayant aucune expérience dans ce type d'analyse ont participé à cette étude. Ce choix a été fait afin d'évaluer l'impact de l'expérience de l'observateur sur ses résultats. Chaque opérateur a analysé les mêmes données à trois reprises, avec un minimum de 24 heures entre chaque analyse.

#### **5.2.1.1 Analyses statistiques**

Les analyses visaient à comparer les différences des courbes de signaux EMG en pré- et post-injection (delta) afin d'évaluer s'il existait des différences significatives entre les trois essais chez l'un ou l'autre des 2 observateurs. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel Statgraphic <sup>TM</sup>.

Dans un premier temps, la normalité des données a été vérifiée grâce au calcul des coefficients d'aplatissement standardisé et d'asymétrie standardisée. Les valeurs de ces coefficients se situant en dehors de la plage -2 à +2, l'écart à la normalité était significatif. Les données n'étant pas distribuées de façon normale, nous avons utilisé le test statistique non paramétrique des rangs signés de Wilcoxon pour des échantillons appariés afin de comparer les résultats

inter-essais (essai 1 versus 2, essai 1 versus 3, essai 2 versus 3) et ce, pour les observateurs 1 et 2 séparément de même que selon les muscles évalués. Le seuil de signification statistique a été fixé à 0,05 mais la correction de Bonferroni a été appliquée pour corriger la probabilité du résultat compte tenu de la multiplicité des tests.

### 5.2.2 Résultats

Le Tableau 5.1 et le Tableau 5.2 présentent les valeurs de probabilité du test des rangs signés pour échantillons appariés de Wilcoxon pour les observateurs 1 et 2 respectivement. Le Tableau 5.1 montre qu'il existait des différences inter-essais statistiquement significatives pour 45% des muscles évalués par l'observateur 1. Ce pourcentage a été calculé de la façon suivante:

$$\begin{aligned} \text{Pourcentage (\%) muscles statistiquement significatifs} & \quad (5.1) \\ = \frac{\text{Nombre de muscles statistiquement significatifs}}{\text{nombre de muscles total}} \times 100 \end{aligned}$$

Après inspection visuelle de ces différences, dont un exemple est représenté sur la Figure 5.2 il s'est avéré que les différences statistiquement significatives entre les trois essais pour l'observateur 1 n'avaient pas d'impact réel sur l'interprétation finale des résultats. La Figure 5.1 est un exemple typique de résultats de l'étude de répétabilité avec aucune différence statistiquement significative toujours chez l'observateur 1. Le Tableau 5.2 montre qu'il y avait également des différences statistiquement significatives pour l'observateur 2 et ce, dans 55% des muscles évalués. Toutefois, après inspection visuelle, tout comme l'observateur 1, il s'est avéré que l'interprétation finale des résultats n'était pas altérée par ces différences et ce, pour la majorité des muscles. Pour deux muscles, les différences statistiquement significatives apparaissaient également lors de l'inspection visuelle (identifiées par un « X » dans le Tableau 5.2. La Figure 5.3 représente un exemple de différence statistiquement significative visible lors de l'inspection visuelle. On remarque que la moyenne des trois essais, représentée en rouge, est peu impactée par l'essai 1, qui diffère des deux autres essais (essais 2 et 3).

Tableau 5.1 : Valeur des probabilités pour l'étude de répétabilité pour l'observateur 1  
Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

X : Différences d'interprétation selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon avec correction de Bonferonni Essai 1 vs Essai 2	Test des rangs signés de Wilcoxon avec correction de Bonferonni Essai 1 vs Essai 3	Test des rangs signés de Wilcoxon avec correction de Bonferonni Essai 2 vs Essai 3	Inspection visuelle
S001	VM	0,912	0,172	2,147	N/A
	VL	1,527	2,877	1,010	N/A
	ST *	0,014 *	0,675	0,293	/
	BF *	0,075	0,000 *	0,002 *	/
S002	VM *	0,423	1,373	0,000 *	/
	VL *	1,833	1,627	0,003	/
	ST	0,259	3,000	0,096	N/A
	BF	0,351	0,821	1,425	N/A
S003	VM	1,012	2,506	1,722	N/A
	VL	0,612	2,291	0,201	N/A
	ST	3,000	0,964	2,554	N/A
	BF	2,291	0,763	0,881	N/A
S004	VM *	0,000 *	0,857	0,000 *	/
	VL *	0,000 *	1,173	0,002 *	/
	ST				
	BF *	1,348	0,001 *	0,000 *	/
S006	VM				
	VL	1,062	0,881	2,358	N/A
	ST *	0,000 *	0,000 *	0,000 *	/
	BF	0,562	0,384	1,136	N/A

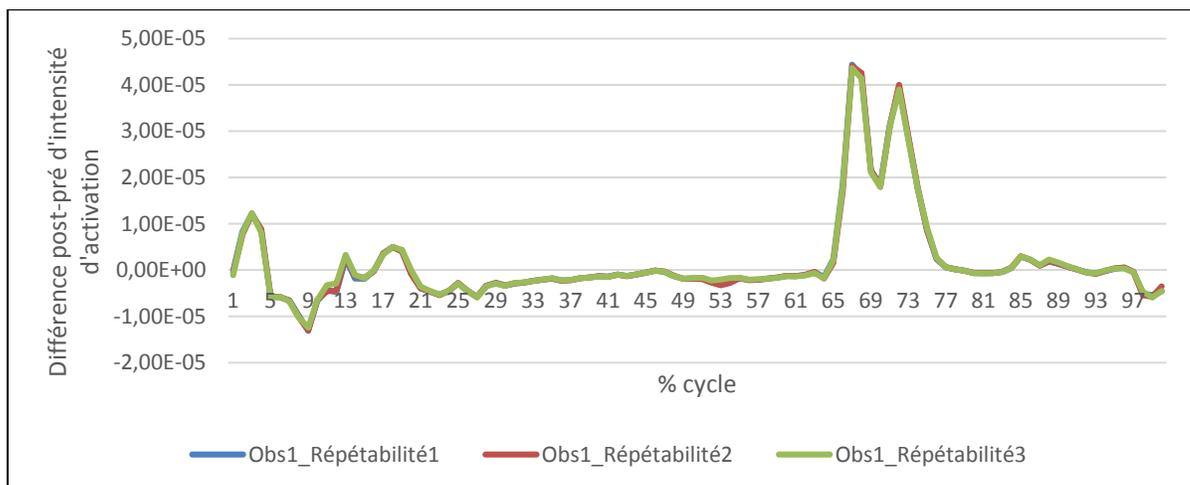


Figure 5.1 : Comparaison des trois essais de répétabilité pour l'observateur 1 (sujet S001-muscle VM)

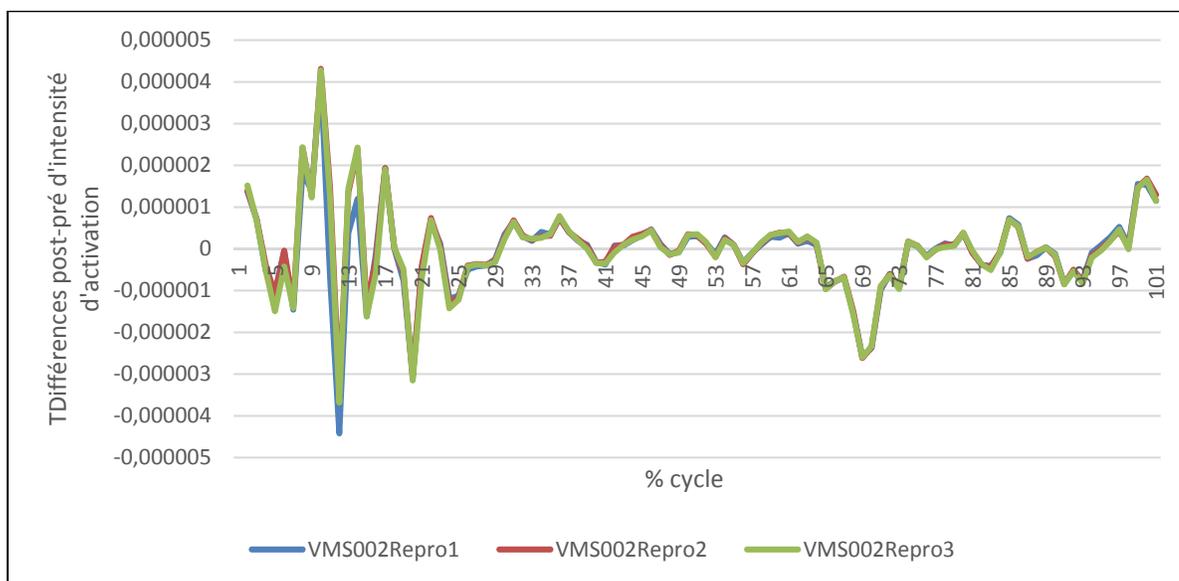


Figure 5.2 : Exemple de non-concordance entre significativité statistique et visuelle

Tableau 5.2 : Valeur des probabilités pour l'étude de répétabilité pour l'observateur 2  
Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

X : Différences d'interprétation selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon avec correction de Bonferonni Essai 1 vs Essai 2	Test des rangs signés de Wilcoxon avec correction de Bonferonni Essai 1 vs Essai 3	Test des rangs signés de Wilcoxon avec correction de Bonferonni Essai 2 vs Essai 3	Inspection visuelle
S001	VM *	0,020 *	0,057	2,330	/
	VL	0,939	0,850	0,202	N/A
	ST *	0,010 *	0,037 *	1,210	/
	BF *	0,001 *	0,649	0,171	/
S002	VM	1,327	1,351	2,354	N/A
	VL *	0,000 *	0,000 *	3,000	/
	ST *	0,001 *	3,000	0,071	/
	BF	3,000	0,961	1,181	N/A
S003	VM *	0,043 *	0,340	1,786	/
	VL *	0,065	1,278	0,020 *	/
	ST	0,871	1,242	0,283	N/A
	BF *	0,003 *	1,518	0,000 *	/
S004	VM	1,327	0,770	1,551	N/A
	VL	2,889	1,764	2,166	N/A
	ST				
	BF	0,954	1,953	0,807	N/A
S006	VM				
	VL	2,562	1,382	0,964	N/A
	ST *	<b>0,000 *</b>	<b>0,000 *</b>	<b>0,025 *</b>	<b>X</b>
	BF *	<b>0,000 *</b>	<b>0,000 *</b>	<b>0,142</b>	<b>X</b>

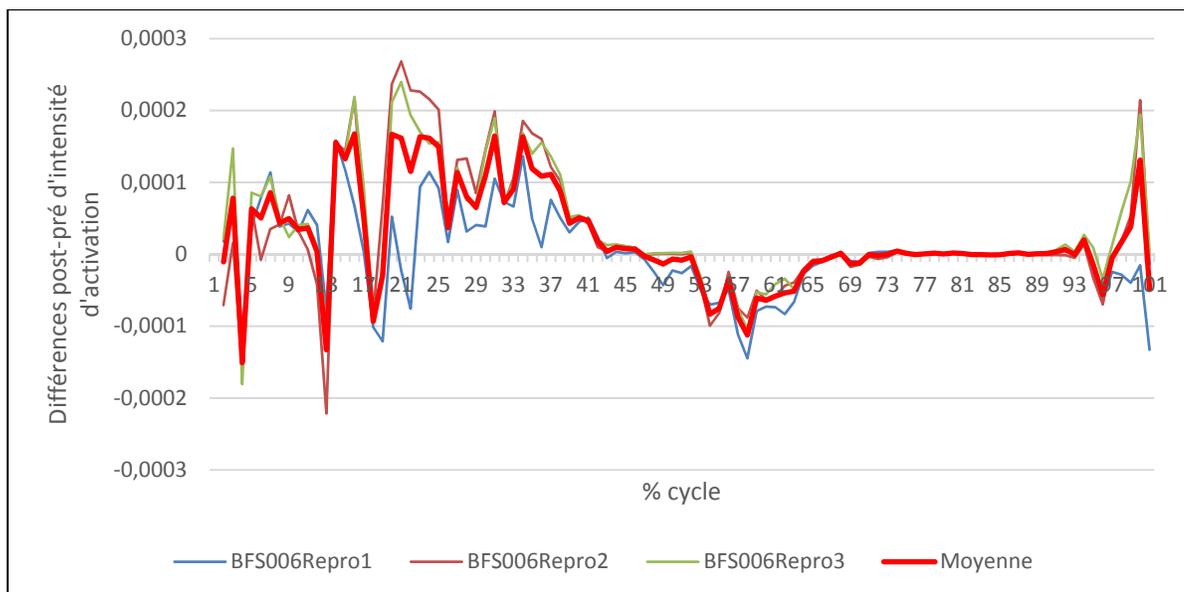


Figure 5.3 : Exemple de concordance entre significativité statistique et visuelle

### 5.3 Étude de reproductibilité inter-observateur (Phases 1 et 2)

#### 5.3.1 Méthodologie

L'étude de reproductibilité inter-observateur a été effectuée en deux temps : dans un premier temps entre les observateurs et l'algorithme seul, appelée Phase 1, et dans un second temps entre les deux observateurs, appelée Phase 2.

**La Phase 1** consistait à comparer les résultats obtenus par chacun des deux observateurs (algorithme + jalons de vérification visuelle—i.e., mode semi-automatique) à ceux obtenus avec l'algorithme seul (mode purement automatique) chez les 5 mêmes sujets arthrosiques. La moyenne des résultats obtenus des chacun des trois essais effectués pour l'étude de répétabilité a été calculée pour chaque muscle et chaque observateur. Cette phase avait pour but de déterminer si les jalons de vérification étaient nécessaires. En d'autres termes, le but était de déterminer si des différences existaient entre les observateurs et l'algorithme seul et quel en était l'impact sur l'interprétation finale des signaux.

**La Phase 2** consistait à comparer les résultats obtenus entre les deux observateurs. Tout comme dans la Phase 1, la moyenne des trois essais de l'étude de répétabilité a été calculée pour chacun des points des signaux EMG afin de comparer les résultats de l'observateur 1 à ceux de l'observateur 2 pour chacun des muscles. Le but de cette phase était de déterminer l'impact du degré d'expérience de l'observateur choisi avait un impact sur les résultats. En d'autres termes, si l'ajout de jalons de vérification est nécessaire, est-ce que le degré d'expérience de l'opérateur influence l'interprétation finale des résultats ?

### **5.3.1.1 Analyses statistiques**

Les analyses statistiques effectuées étaient les mêmes que celles décrites dans la section (5.2.1.1).

## **5.3.2 Résultats**

### **5.3.2.1 Reproductibilité observateurs/algorithme (Phase 1)**

Le Tableau 5.3 et le Tableau 5.4 présentent les valeurs de probabilité du test des rangs signés de Wilcoxon effectué pour comparer d'une part les résultats de l'observateur 1 et de l'algorithme seul et d'autre part de ceux de l'observateur 2 et de l'algorithme seul. Aucune différence statistiquement significative entre l'observateur 1 et l'algorithme ( $p > 0.05$ ) n'a été trouvée dans plus de 70% des muscles; chez l'observateur 2, ce pourcentage dépassait 60%. La Figure 5.4 montre un exemple typique de concordance où aucune différence n'apparaissait entre les deux observateurs vs l'algorithme seul. Après vérification manuelle des muscles présentant des différences statistiquement significatives, il s'est avéré que ces dernières ne modifiaient pas, dans la majorité des cas, l'interprétation finale des résultats. La Figure 5.5 montre un exemple de non-concordance entre la significativité statistique et l'interprétation visuelle. Cependant, pour deux muscles (semi-tendineux et biceps fémoral) des sujets S001 et S006, on remarque des résultats significatifs ( $p < 0.05$ ) montrant des différences d'interprétation autant entre l'observateur 1 et l'algorithme qu'entre l'observateur 2 et l'algorithme. La Figure 5.6 illustre un exemple de ces différences. On note un pic d'activation

non conservé par l'observateur mais retenu par l'algorithme seul. Après re-vérification des données, nous avons pu confirmer que le pic d'activation était effectivement aberrant et qu'il devait être supprimé.

Tableau 5.3 : Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité observateur 1 vs l'algorithme

Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

X : Différences d'interprétation selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni	Inspection visuelle
S001	VM	1,106	N/A
	VL	3,000	N/A
	ST	0,149	N/A
	<b>BF *</b>	<b>0,000</b>	<b>X</b>
S002	VM *	0,003	/
	VL	2,481	N/A
	ST	0,859	N/A
	BF	0,533	N/A
S003	VM	1,581	N/A
	VL	0,969	N/A
	ST	0,176	N/A
	BF	0,398	N/A
S004	VM *	0,003	/
	VL *	0,032	/
	ST		
	BF	0,100	N/A
S006	VM		
	VL	2,013	N/A
	<b>ST *</b>	<b>0,000</b>	<b>X</b>
	<b>BF *</b>	<b>0,000</b>	<b>X</b>

Tableau 5.4 : Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité observateur 2 vs l'algorithme

Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

X : Différences d'interprétation selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni	Inspection visuelle
S001	VM	1,670	N/A
	VL	1,117	N/A
	ST	2,586	N/A
	<b>BF *</b>	<b>0,008</b>	<b>X</b>
S002	VM *	0,015	/
	VL *	0,024	/
	ST	0,132	N/A
	BF	2,370	N/A
S003	VM	0,890	N/A
	VL	1,524	N/A
	ST *	0,003	/
	BF *	0,000	/
S004	VM	0,139	N/A
	VL	0,440	N/A
	ST		
	BF *	0,010	/
S006	VM		
	VL	2,676	N/A
	ST *	<b>0,000</b>	<b>X</b>
	BF *	<b>0,001</b>	<b>X</b>

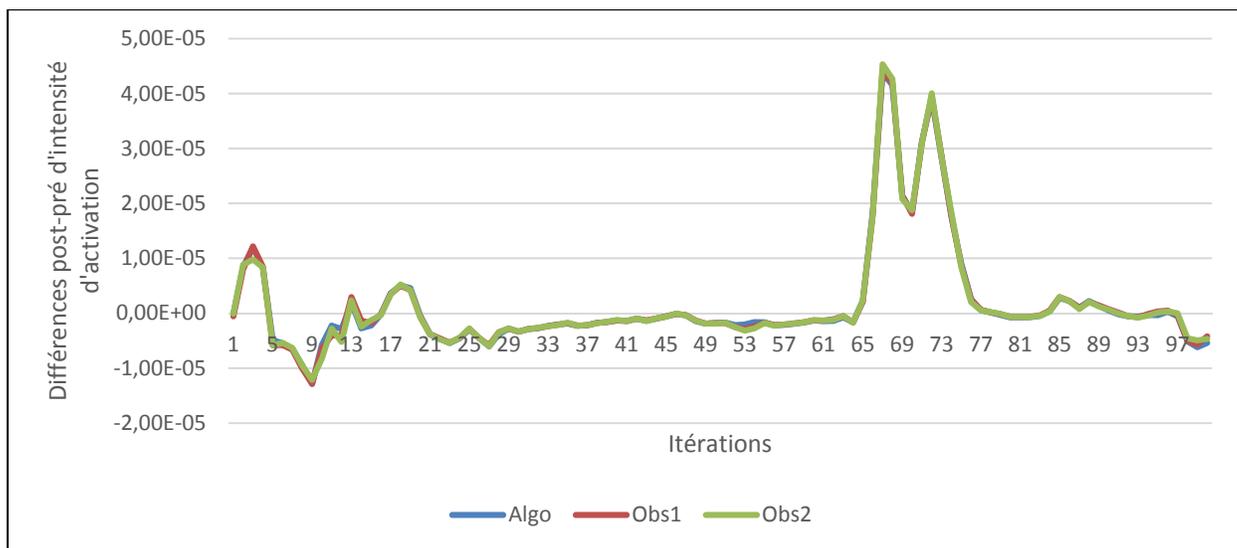


Figure 5.4 : Exemple de concordance entre l’algorithme seul (*algo*) et les deux observateurs (*Obs1 et Obs2*)

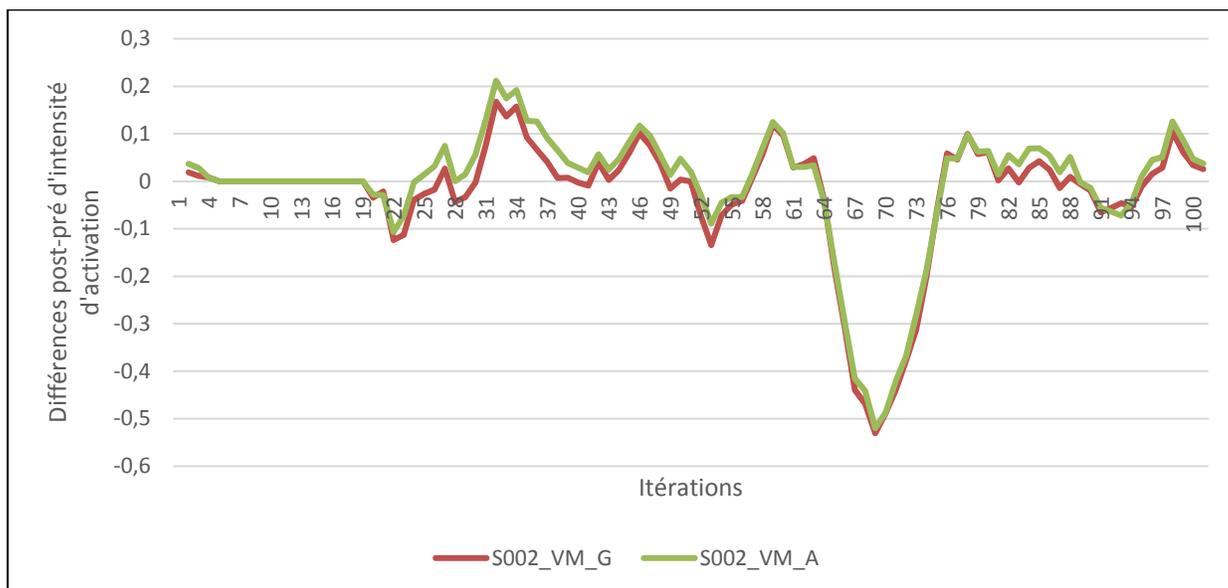


Figure 5.5 : Exemple de non-concordance entre les significativités statistique et visuelle  
 Rouge : Observateur 2 (novice)  
 Vert : Algorithme seul

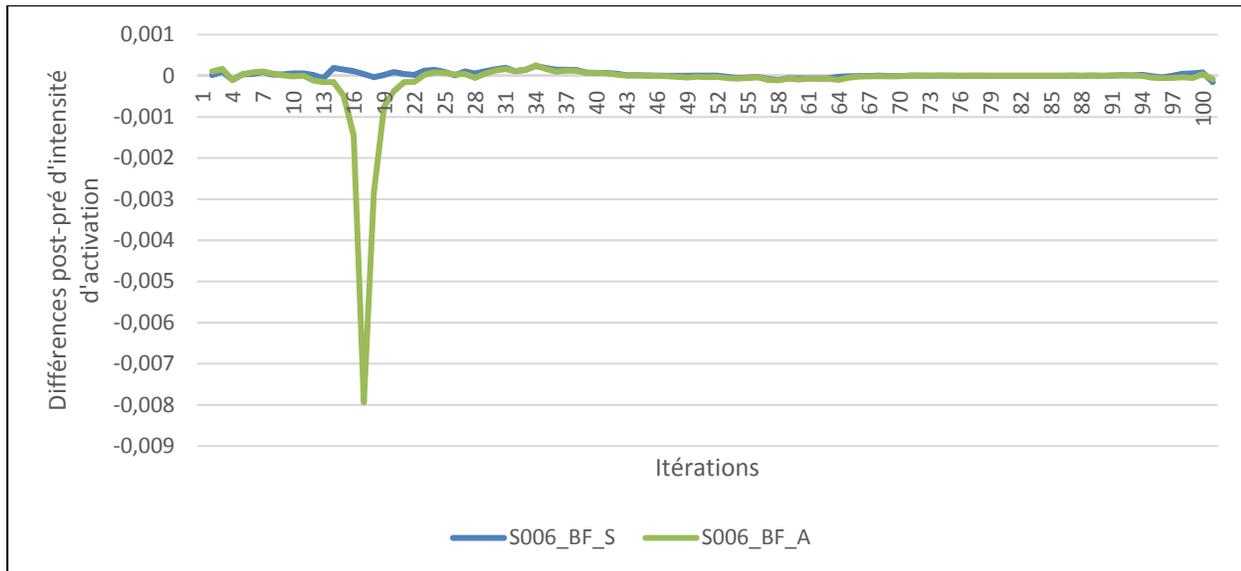


Figure 5.6 : Exemple de différence d'interprétation entre l'algorithme et l'observateur 1  
 Bleu : Observateur 1 (expérimenté)  
 Vert : Algorithme seul

### 5.3.2.2 Reproductibilité inter-observateurs (Phase 2)

Les résultats de l'étude de reproductibilité entre les deux observateurs (Phase 2) sont résumés dans le Tableau 5.5. Celui-ci présente les valeurs de probabilités du test des rangs signés de Wilcoxon effectués sur les données de différences post-pré des deux observateurs. Aucune différence significative n'apparaît entre les deux observateurs ( $p > 0.05$ ) pour la majorité des muscles (78%).

Tableau 5.5 : Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité inter-observateur  
(Observateur 1 vs Observateur 2)

Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

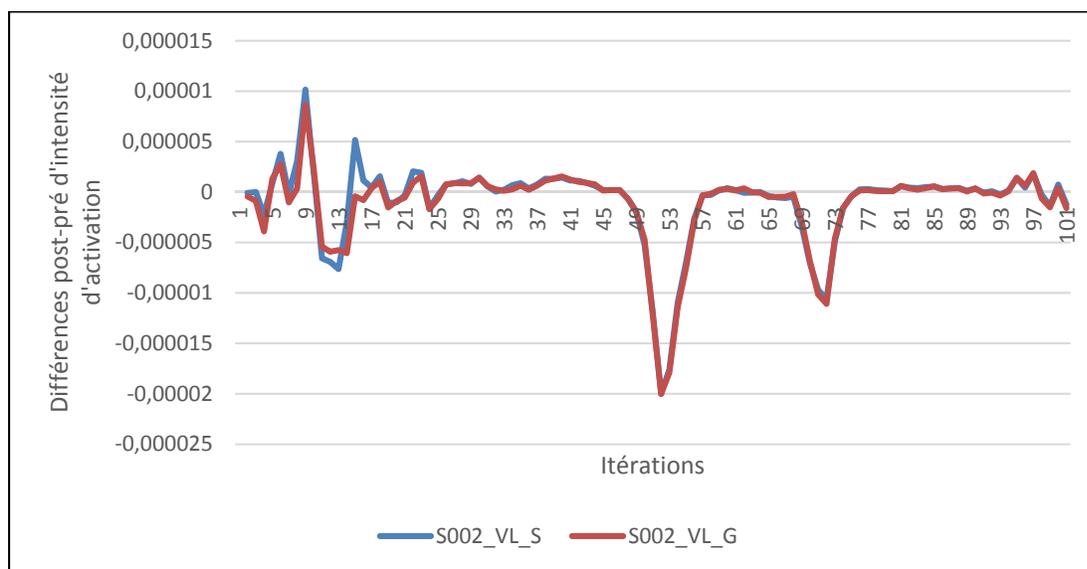
/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni	Inspection visuelle
S001	VM	2,346	N/A
	VL	1,968	N/A
	ST	0,091	N/A
	BF	0,098	N/A
S002	VM	1,237	N/A
	VL *	0,003	/
	ST	1,111	N/A
	BF	2,996	N/A
S003	VM	1,076	N/A
	VL	1,898	N/A
	ST	0,111	N/A
	BF *	0,000	/
S004	VM	1,968	N/A
	VL	0,246	N/A
	ST		
	BF	0,344	N/A
S006	VM		
	VL	0,277	N/A
	ST *	0,000	/
	BF *	0,005	/

La Figure 5.7 montre un exemple typique de résultat de cette étude en illustrant les différences post-pré des deux observateurs en fonction du temps. Pour ce qui est des autres muscles, on note après vérification visuelle que les différences significatives trouvées ne sont pas visibles sur les courbes, comme on peut le voir sur la Figure 5.7 où les courbes des deux observateurs sont presque superposées. La courbe rouge correspond à l'observateur 2 (novice) et la courbe bleue à l'observateur 1 (expérimenté). L'interprétation des résultats en aval ne semble donc pas être influencée par l'observateur.(Figure 5.7)



## 5.4 Discussion

Dans un premier temps, ces résultats montrent que la méthode de traitement développée était répétable pour la majorité des muscles. Toutes les différences statistiquement significatives trouvées n'étaient pas confirmées par l'inspection visuelle et n'avaient pas d'impact sur l'interprétation des résultats pour l'observateur expérimenté (observateur 1). De même, la majorité des différences statistiquement significatives trouvées pour l'observateur 2 (novice) n'avaient pas d'impact sur l'interprétation finale du résultat. Les quelques différences statistiquement significatives confirmées par l'inspection visuelle pour cet observateur consistaient en un essai qui différait des deux autres essais pour seulement quelques itérations.

La moyenne des trois essais, qui était utilisée ensuite pour valider la nécessité d'ajouter des jalons de vérification manuelle, était alors très peu influencée par ces différences.

Dans un second temps, l'étude de reproductibilité a montré l'importance de l'ajout de vérifications manuelles puisque des différences significatives confirmées par l'inspection visuelle ont été trouvées entre les résultats obtenus avec l'algorithme seul (mode purement automatique) et ceux avec les 2 observateurs (mode semi-automatique) donnant lieu à des différences d'interprétation des résultats dans ces cas particuliers (Phase 1). L'algorithme n'avait pas détecté certaines données aberrantes qui avaient été détectées par l'utilisateur. L'ajout de jalons de vérification manuelle prend moins de 5 minutes par sujet.

Enfin, dans un troisième temps, l'étude de reproductibilité entre les deux observateurs a montré que la méthode développée semble peu influencée par le degré d'expérience de l'opérateur puisque les différences statistiquement significatives trouvées n'étaient pas confirmées lors de l'inspection visuelle (Phase 2).

Il n'est pas évident de se comparer à la littérature parce que malgré le fait que certaines études recommandent l'ajout de vérification d'un utilisateur (Hodges et Bui, 1996; Li et Aruin, 2005; Mammar, 2013), la seule étude ayant ajouté une intervention de l'utilisateur (Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010) dans le traitement de données n'a pas effectué d'étude de répétabilité intra-observateur ou d'étude de reproductibilité inter-observateur.

## **5.5 Limitations et forces de l'étude**

Comme pour toute étude, la présente a des limitations. Le nombre de participants à cette étude était restreint. Tel que mentionné précédemment, au moment de faire les études de répétabilité et de reproductibilité, uniquement cinq sujets avaient été enrôlés dans le présent projet. Ce nombre nous est apparu suffisant compte tenu de la nature exploratoire de ces deux études et de leur objectif de faisabilité. Bien que préliminaires, les résultats obtenus sont prometteurs et justifient la tenue de ce type d'étude auprès d'un plus grand échantillon de sujets.

Par ailleurs, il aurait été intéressant d'avoir plus de deux observateurs afin de varier au maximum les profils et expériences. Les résultats ont montré certaines différences statistiquement significatives entre les résultats de nos deux observateurs (expert vs novice). Cependant, l'inspection visuelle n'a pas permis de confirmer ces différences à une exception près.

Enfin, la méthode proposée ici aurait certes à gagner à être entièrement automatisée afin de limiter au maximum la variabilité entre les mesures. L'inspection visuelle des mesures s'est toutefois avérée nécessaire pour ajouter à la précision et la justesse de ces dernières, cette inspection prenant à peine 5 minutes.

## **5.6 Conclusion**

Les résultats obtenus suggèrent que la méthode de traitement du signal EMG développée dans le présent projet est répétable en plus de permettre d'ajouter une vérification manuelle supplémentaire à l'algorithme pour détecter les données aberrantes. De plus, il apparaît que cette méthode serait peu influencée par le degré d'expérience de l'observateur effectuant les vérifications manuelles.

## **CHAPITRE 6**

### **EFFET DE LA SUPPRESSION DE LA DOULEUR SUR L'EMG DE SUJETS ARTHROSIQUES**

#### **6.1 Introduction générale et rappel des objectifs**

Le soulagement de la douleur est le principal objectif du traitement conservateur de l'arthrose du genou. Or, on peut se questionner sur l'effet de la suppression de la douleur sur la biomécanique articulaire. Ainsi, des auteurs (Henriksen et al., 2006) ont montré que la cinématique articulaire pouvait être modifiée après une prise prolongée d'analgésique et ce, pas toujours au profit de l'articulation qui pouvait être mise à risque de surcharge et donc provoquer une accélération de la dégénérescence du cartilage. Les raisons de ces modifications sont encore mal connues. Une des avenues, serait d'expliquer les modifications observées par des changements d'ordre musculaire. Or, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué à ce jour l'effet de la suppression de la douleur sur les activités musculaires via l'analyse de mesures EMG chez des patients atteints d'arthrose du genou.

L'objectif de cette sous-étude était donc d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur sur les intensités d'activation musculaire de personnes arthrosiques. Pour ce qui est de l'effet de la suppression de la douleur sur la probabilité d'activation, les résultats sont rapportés au chapitre suivant.

#### **6.2 Méthodologie**

Le recrutement et la sélection des participants à la présente étude de même que le déroulement des expérimentations et la méthode de traitement des données sont décrits au chapitre 4.

## **6.2.1 Analyses statistiques**

### **6.2.1.1 Analyses sujet par sujet**

Le but de cette analyse était d'évaluer si des différences significatives existaient entre les signaux EMG en pré-injection et post-injection pour chacun des muscles pour les 9 sujets séparément. La normalité des données a été vérifiée grâce au calcul des coefficients d'aplatissement standardisé et d'asymétrie standardisée. Les valeurs de ces coefficients se situant en dehors de la plage -2 à +2, l'écart à la normalité était confirmé. Le test de Kolmogorov-Smirnov, comparant des distributions, a été utilisé pour comparer les courbes d'intensité pré-et post-injection. Le seuil de signification statistique a été fixé à  $p < 0.05$ .

### **6.2.1.2 Analyse de groupe**

Après l'analyse individuelle faite, les données ont d'abord été normalisées par rapport au maximum d'intensité du signal pré-injection afin de permettre la comparaison entre les sujets. Les moyennes d'intensité d'activations musculaires inter-sujets pour chacun des muscles pré-injection et post-injection ont ensuite été calculées. Les moyennes pré-injections et post-injection ont ensuite été comparées statistiquement. Le but de cette analyse était d'évaluer si des différences significatives existaient entre pré-injection et post-injection pour chaque muscle en moyennant sur les neufs sujets. La normalité des données a été vérifiée grâce au calcul des coefficients d'aplatissement standardisé et d'asymétrie standardisée. Les valeurs de ces coefficients se situant en dehors de la plage -2 à +2, l'écart à la normalité était confirmé. Le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés a été utilisé pour vérifier si l'hypothèse nulle était rejetée ou non. La différence statistique significative a été fixée à  $p < 0.05$ .

### 6.3 Résultats

Les caractéristiques socio-démographiques des neuf sujets qui ont participé à la présente étude sont détaillées dans le chapitre 4. Certains signaux EMG n'étaient pas exploitables chez certains sujets, ce qui a ramené l'analyse à un total de 28 muscles (Tableau 6.1).

Tableau 6.1 : Récapitulatif des signaux analysables pour les 9 sujets recrutés  
VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

Sujets	Muscles	Signaux analysables
S001	VM	✓
	VL	✓
	ST	✓
	BF	✓
S002	VM	✓
	VL	✓
	ST	✓
	BF	✓
S003	VM	✓
	VL	✓
	ST	✓
	BF	✓
S004	VM	✓
	VL	✓
	ST	x
	BF	✓
S005	VM	x
	VL	x
	ST	✓
	BF	✓
S006	VM	x
	VL	✓
	ST	✓
	BF	✓
S007	VM	x
	VL	✓
	ST	✓
	BF	✓

Tableau 6.2 : Récapitulatif des signaux analysables pour les 9 sujets recrutés (suite)  
 VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

Sujets	Muscles	Signaux analysables
S008	VM	✗
	VL	✓
	ST	✗
	BF	✗
S009	VM	✓
	VL	✓
	ST	✓
	BF	✓

### 6.3.1 Analyse sujet par sujet

Pour chaque sujet, nous avons construit une fiche récapitulative présentant les données cliniques (IMC, grade et localisation de l'arthrose, intensité de douleur pré-injection), les données expérimentales (vitesse de marche et % de réduction de l'intensité de la douleur) ainsi que les courbes d'intensité d'activation des quatre muscles. Un exemple de fiche récapitulative (sujet S003) est reproduit ci-dessous. La Figure 6.1 présente les signaux EMG des quatre muscles de ce même sujet (S003) dont la réduction de l'intensité de la douleur en post-injection a été de 100%. Chacune des figures de la colonne de gauche représente les intensités d'activation musculaire en pré-injection (en rouge) et post-injection (en bleu) sur un cycle de marche entier (0-100%) et ce, pour chacun des muscles. Les figures dans la colonne de droite montrent les différences entre les deux séries de signaux; y est également reproduit le seuil minimal considéré (en pointillé) correspondant à l'intensité du bruit du signal (voir section 6.2.1.1) Sur cet exemple, on remarque que les différences observées pour le vaste médial sont plus petites que le bruit du signal. Comme expliqué dans la méthodologie, ces différences n'ont donc pas été considérées comme significatives car elles ne présentaient pas les deux critères quantitatifs définis au préalable (signification statistique et signification clinique). Pour ce même sujet, les différences statistiquement significatives d'intensité d'activation en pré- et post-injection pour le vaste latéral, le biceps fémoral et le semi-tendineux étaient plus élevées que le bruit du signal rencontrant ainsi le critère de signification clinique.

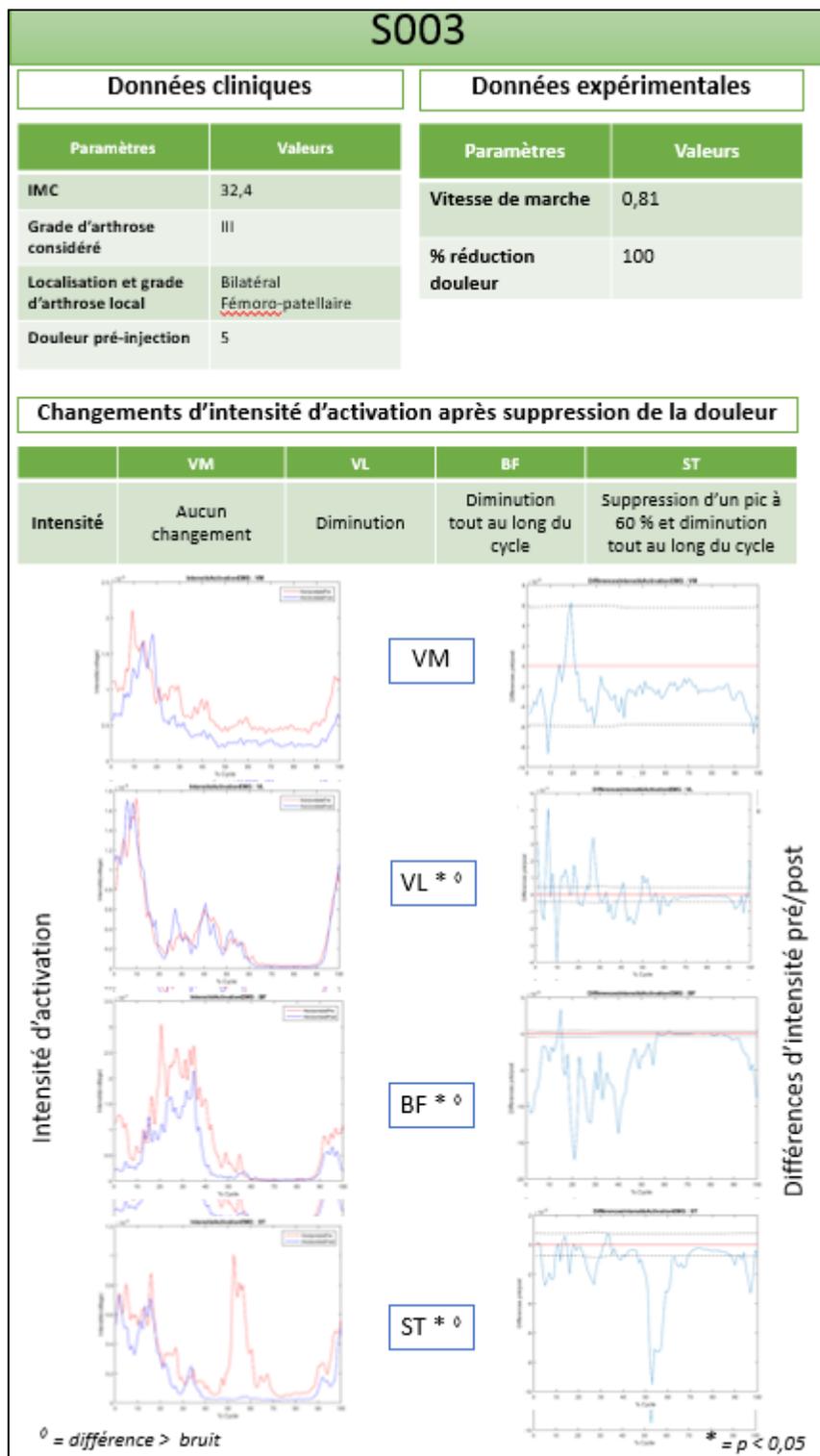


Figure 6.1 : Fiche récapitulative du sujet S003

La Figure 6.2 présente la fiche du sujet (S002) qui a été le seul dont la réduction de l'intensité de douleur en post-injection était inférieure à 50% (43%). Pour ce sujet, aucune différence significative n'a été trouvée entre les signaux pré-injection et post-injection et, quel que soit le muscle évalué.

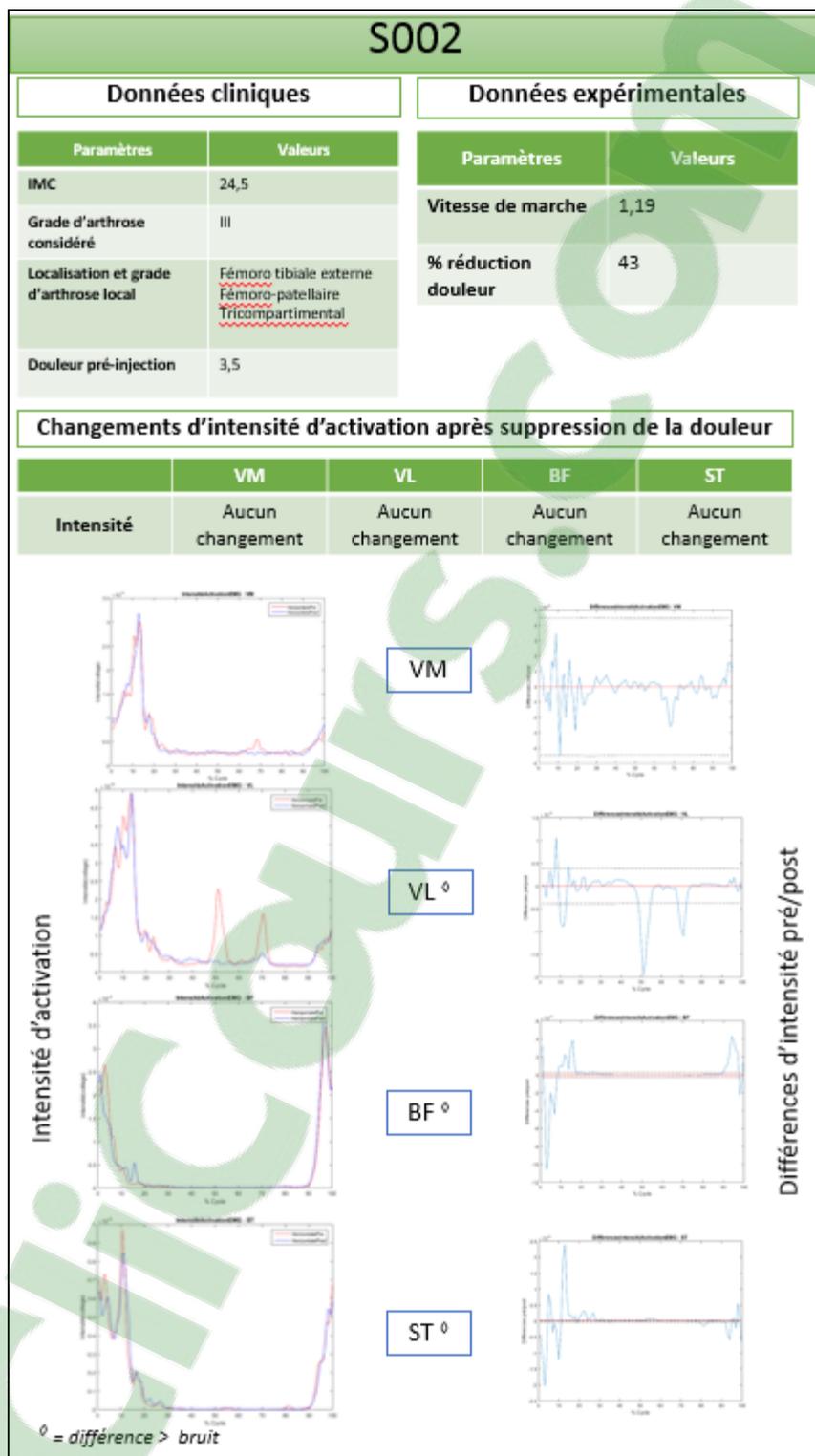


Figure 6.2 : Fiche récapitulative du sujet S002

Pour tous les muscles de chaque sujet, nous avons évalué les différences statistiques pré et post-injection grâce au test de Kolmogorov-Smirnov. Le Tableau 6.3 montre qu'il existe des différences significatives entre l'intensité d'activation musculaire pré-injection (avec douleur) et post-injection (sans douleur) dans 60% des muscles étudiés. Parmi ces modifications, plus de 70% étaient une diminution significative de l'intensité d'activation.

Il présente ces résultats pour les 4 muscles des 9 sujets. Chaque flèche représente une différence significative entre l'intensité d'activation musculaire post-injection (sans douleur) et l'intensité pré-injection (avec douleur). Pour rappel, une différence était considérée comme significative si (1) elle était statistiquement significative d'après le test de Kolmogorov-Smirnov et (2) si la valeur de cette différence était plus élevée que le bruit du signal. Lorsqu'un de ces critères n'était pas rempli, le résultat est symbolisé par le signe égal (=). Globalement, ce tableau montre qu'il y avait des différences significatives entre l'intensité d'activation musculaire en pré- et post-injection dans 60% des muscles étudiés; parmi ces modifications, plus de 70% étaient une diminution significative de l'intensité d'activation en post-injection. Plus spécifiquement, on remarque trois types de comportement pour les muscles : 1) aucun changement entre pré-injection et post-injection (39% des muscles), 2) une diminution d'intensité musculaire après suppression de la douleur (⬇️) (46% des muscles) et 3) une augmentation d'intensité musculaire après suppression de la douleur (⬆️) (14% des muscles). Certains muscles ont par ailleurs montré une diminution voire une suppression des activations apparaissant entre 40 et 80%, dites secondaires, du cycle de marche, comme on peut voir un exemple pour le vaste latéral du S004 (Figure 6.3).

Tableau 6.3 : Récapitulatif des résultats pour les 9 sujets  
 Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
 donc non considérés pour l'analyse

	S001	S002	S003	S004	S005	S006	S007	S008	S009
<b>Intensité de douleur pré-injection</b>	3,5	3,5	5	3,5	4	3	9,5	4	7,5
<b>Intensité de douleur post-injection</b>	0	2	0	1,5	1,5	0	0,5	0	0
<b>% réduction</b>	100	43	100	57	62	100	95	100	100
<b>Vitesse de marche (m/s)</b>	1,33	1,19	0,81	1,23	1,16	1,47	0,5	1,24	0,73
<b>Grade d'arthrose</b>	II	III	II						
<b>Vaste médial (VM)</b>	↗	≡	≡	↘					↘
<b>Vaste latéral (VL)</b>	↘	≡	↘	↘		↘	↘	≡	↘
<b>Biceps fémoral (BF)</b>	↗	≡	↘	↘	≡	≡	↘		↗
<b>Semi-tendineux (ST)</b>	↘	≡	↘		↗	≡	≡		≡

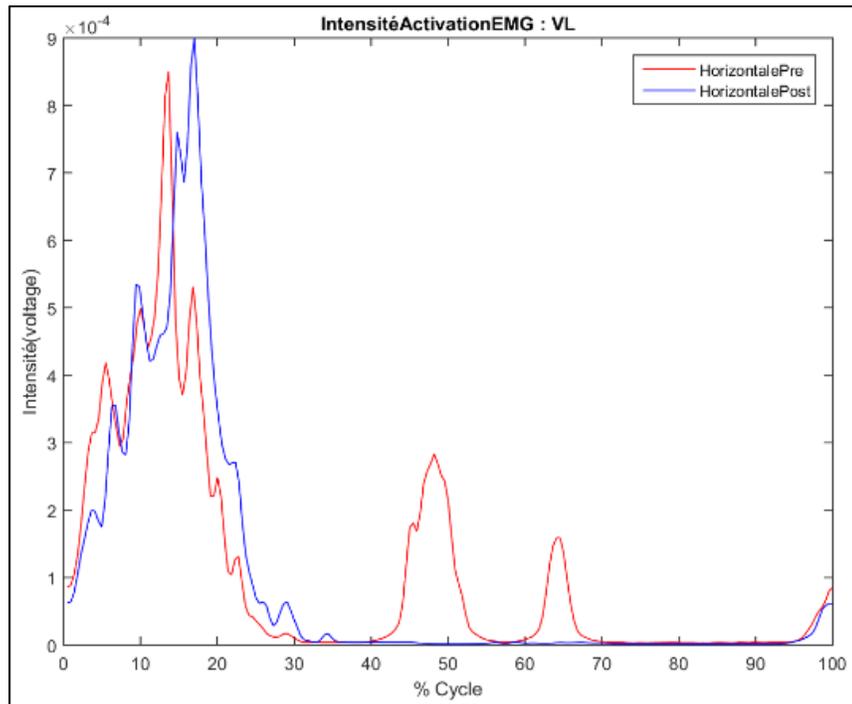


Figure 6.3 : Suppression d'activations musculaires secondaires après suppression de la douleur du vaste latéral (S004)  
 Rouge : signal d'intensité pré-injection (avec douleur)  
 Bleu : signal d'intensité post-injection (sans douleur)

### 6.3.2 Analyse de groupe

Les moyennes de ces différences inter-sujets ont ensuite été évaluées pour chacun des muscles avec le test des rangs signés de Wilcoxon. Le Tableau 6.4 montre que seule la diminution d'intensité d'activation musculaire du vaste latéral était statistiquement significative ( $p < 0.05$ ) entre post-injection et pré-injection pour le groupe pris dans son ensemble.

Tableau 6.4 : Résultats du test statistique des rangs signés de Wilcoxon  
 VM : Vaste médial; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux; BF : Biceps fémoral  
 \* : Différence statistiquement significative

Muscle étudié	Moyenne des différences post-pré des 9 sujets	Écart-type	valeur de p
VM	0,0366	0,073	0,589636
<b>VL *</b>	<b>0,023225</b>	0,024	<b>0,042315</b>
ST	-0,133286	0,441	1
BF	-0,0625	0,186	0,362725

La Figure 6.4 montre l'intensité d'activation musculaire normalisée pré-injection (en rouge) comparée à l'intensité d'activation musculaire normalisée post-injection (en bleu) pour le vaste latéral pour tous les sujets. On remarque que l'intensité d'activation est systématiquement plus faible après suppression de la douleur, excepté pour deux sujets qui ne montrent aucun changement (S002 et S008).

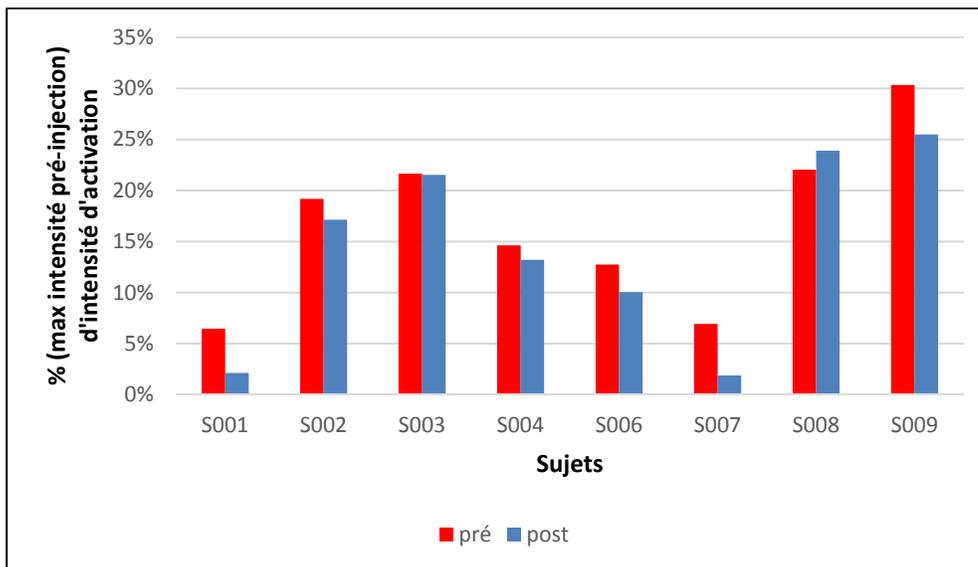


Figure 6.4 : Comparaison des moyennes d'intensité d'activation pré-et post injection du VL  
 Rouge : Intensité d'activation normalisée pré-injection (avec douleur)  
 Bleu : Intensité d'activation normalisée post-injection (sans douleur)

## **6.4 Discussion**

### **6.4.1 Impact de la suppression de la douleur sur les intensités d'activation musculaire**

Les résultats de cette étude, lorsqu'analysés sujet par sujet, montrent que la suppression de la douleur arthrosique au genou avait un effet sur les signaux EMG car on a observé une modification de l'intensité d'activation musculaire dans plus de 60% des muscles, dont 70% montraient une diminution. Lorsque moyennés sur les 9 sujets, les résultats ont montré que le vaste latéral diminuait son intensité d'activation musculaire de manière statistiquement significative après suppression de la douleur. Comme déjà mentionné précédemment, notre étude est la première à notre connaissance à tenter de caractériser l'effet de la suppression de la douleur arthrosique du genou sur les activations musculaires. En revanche, nous pouvons dire que les résultats sont en concordance avec ceux de la littérature portant sur l'EMG de personnes arthrosiques (Hubley-Kozey et al., 2006; Rudolph, Schmitt et Lewek, 2007; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2010; Rutherford et al., 2011; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). Ces auteurs ont généralement rapporté une contraction plus importante des muscles chez ces patients.

Différentes hypothèses existent dans la littérature afin d'expliquer cette contraction plus importante chez les patients arthrosiques. Certains auteurs (Hubley-Kozey et al., 2006; Liikavainio et al., 2010; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) soutiennent que cette contraction est expliquée par un mécanisme de protection compensatoire de la douleur qui mènerait à des stratégies de contrôle et de protection de l'articulation. Cela est également souvent considéré comme une stratégie interne pour maximiser et maintenir la stabilité de l'articulation qui est touchée par l'arthrose (Hortobagyi et al., 2005; Mills et al., 2013; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). Par ailleurs, certains auteurs (Hubley-Kozey et al., 2006; Mills et al., 2013) ont également documenté le fait que le côté latéral était souvent plus touché que le côté médial : l'augmentation de l'activité musculaire chez les arthrosiques était plus importante du côté latéral afin de décharger le côté médial et donc de protéger le côté de l'articulation le plus atteint par l'arthrose. Cela rejoint les résultats de la revue systématique de la littérature

effectuée par Mills (Mills et al., 2013) qui ont montré que l'augmentation de l'activité du vaste latéral était associée à l'arthrose du genou dans la majorité des études. On peut donc émettre l'hypothèse qu'une fois la douleur supprimée, le côté latéral n'a plus besoin d'être autant contracté dans le but de soulager le côté médial et de ce fait, il est donc plus relâché.

Une autre hypothèse serait que la présence d'une contraction globale plus importante autour de l'articulation pourrait avoir un effet néfaste sur l'articulation en augmentant la charge sur celle-ci et le risque de fatigue musculaire, ce qui pourrait causer un avancement précoce de la pathologie (Hortobagyi et al., 2005; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008).

Selon ces hypothèses, il est difficile d'émettre un avis final quant à la question de savoir si la suppression de la douleur est bénéfique ou nocive. Il apparaît que la suppression de la douleur peut être nocive dans le sens où elle supprimerait le mécanisme de protection de la douleur, permettant de libérer le côté médial de l'articulation. La suppression de la douleur induirait alors une remise en charge de ce côté abimé de l'articulation, pouvant mener à terme à une aggravation de la dégradation de l'articulation. Toutefois, dans un autre sens, la suppression de la douleur pourrait limiter la trop forte contraction globale autour de l'articulation et ainsi permettre le déchargement de l'articulation et la limitation de la fatigue musculaire. Les résultats de la présente étude exploratoire ne permettent malheureusement pas de confirmer ou d'infirmer l'une ou l'autre de ces hypothèses. D'autres types d'études, de plus grande envergure et impliquant un grand nombre de sujets sont nécessaires. Nos résultats supportent par contre le fait que la suppression de la douleur via l'injection d'un anesthésique local représente une avenue intéressante et prometteuse en termes de faisabilité pour évaluer l'impact de la douleur sur les activités musculaires de sujets qui souffrent d'arthrose du genou.

#### **6.4.2 Définition des critères quantitatifs**

Dans cette étude, nous avons porté un intérêt particulier à définir des critères quantitatifs et objectifs de signification statistique et clinique afin d'évaluer les différences d'activations musculaires en en pré- et post-injection. Les techniques d'analyse statistiques pour comparer

des courbes ayant de multiples mesures d'EMG échelonnées dans le temps ne sont pas simples. Cela est également un problème en analyse cinématique où il est connu qu'aucune analyse statistique ne permet totalement d'être adaptée à ce genre de mesures. La non-normalité des données que nous avons recueillies nous a amené à choisir le test de Kolmogorov-Smirnov pour effectuer les analyses statistiques. De plus, ce test permet de comparer deux distributions et non deux moyennes comme c'est le cas pour beaucoup de tests statistiques plus « classiques ». Le but des analyses étant de déterminer si les activations musculaires étaient généralement modifiées, augmentées ou diminuées après suppression de la douleur, la comparaison des distributions s'avérait une option mieux adaptée. Toutefois, la principale limite de ce test est le fait qu'il ne prenne pas en compte la temporalité et se base uniquement sur l'histogramme des effectifs. En d'autres termes, cela signifie que si une activité de même intensité que l'activité principale en début et fin de cycle, apparaît à 40% du cycle de marche, ce test statistique ne la prendra pas en compte, car il ne considère pas son moment d'apparition mais uniquement sa valeur d'intensité. Sa valeur sera alors confondue avec celle de l'activation principale et le test ne pourra pas distinguer une distribution avec ou sans apparition d'activité au milieu du cycle de marche.

Pour plus de rigueur, nous ne sommes pas limités à la signification statistique des résultats. Nous avons en effet ajouté un deuxième critère quantitatif en rapport avec le ratio signal-sur-bruit afin d'intégrer la significativité clinique dans ce type d'étude et de considérer les différences ayant un véritable impact au niveau du patient. Ce genre de critère n'avait, à notre connaissance, jamais été utilisé dans la littérature.

### **6.4.3 Normalisation des données**

Dans cette étude, nous avons choisi de normaliser les données selon la valeur maximale du signal EMG en pré-injection (avec douleur) et ce, pour chacun des muscles évalués. Cette normalisation était nécessaire pour comparer les mesures moyennées d'EMG. En effet, les muscles étudiés ayant des niveaux d'activation différents, il était primordial de normaliser les données afin de les comparer. La normalisation n'était pas nécessaire pour l'analyse sujet par

sujet car les comparaisons ont été faites par muscle pour chacun des sujets. Les niveaux d'activation comparés étaient donc similaires. Dans la littérature, la grande majorité des études portant sur l'EMG chez des sujets arthrosiques (Hortobagyi et al., 2005; Howe et Rafferty, 2009; Hubley-Kozey, Deluzio et Dunbar, 2008; Hubley-Kozey et al., 2006; Mills et al., 2013; Rutherford, Hubley-Kozey et Stanish, 2012; Rutherford et al., 2011; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010) ont normalisé leurs données en utilisant l'indice de contraction isométrique volontaire maximale (MVIC en anglais) lequel représente la contraction maximale du muscle que le sujet peut effectuer. Cette méthode présente toutefois de fortes limitations du fait de la faiblesse musculaire souvent présente chez les sujets arthrosiques. Le fait de normaliser les données selon la valeur maximale du signal EMG en pré-injection (avec douleur) nous apparaissait comme une bien meilleure option compte tenu que nous voulions comparer les activations musculaires en présence/absence de douleur.

## **6.5 Limitations et forces de l'étude**

Cette étude n'est pas sans limitation. Le choix des critères quantitatifs de significativité des différences (signification statistique + signification clinique), a été établi de manière arbitraire. Ces critères n'ayant jamais été utilisés dans la littérature, il est difficile de valider leur justesse. Dans de futures études, il serait pertinent d'évaluer différents niveaux de seuil qui correspondraient par exemple à deux ou trois fois le ratio signal-sur-bruit. Néanmoins, les critères de significativité des différences que nous avons utilisés constituent également une des forces de notre étude parce que plus conservateurs et pertinents au plan clinique.

La principale limitation de l'étude concerne le faible nombre de sujets étudiés. Un des avantages néanmoins de cette étude est le fait que chaque sujet était son propre contrôle (un essai pré-injection avec douleur et un essai post-injection sans douleur) ce qui limite l'influence de covariables telles que l'indice de masse corporelle, la vitesse de marche ou encore le niveau initial d'intensité de douleur. De plus, il convient de rappeler que l'objectif premier de cette étude exploratoire était de développer d'une part une méthode d'analyse des signaux EMG qui

soit sensible et répétable et de vérifier d'autre part s'il était possible de mesurer l'impact de la suppression de la douleur sur les activations musculaires.

Les comparaisons entre les différentes méthodes de traitement présentes dans la littérature (CHAPITRE 4) ont été effectuées sur les cinq premiers sujets recrutés dans la présente étude et dont les signaux étaient analysables. Ces derniers pouvant beaucoup varier d'un sujet à un autre en fonction des facteurs évoqués plus haut, nous ne pouvions pas assurer que la méthode serait généralisable à tous les sujets. Au vu des résultats de ce chapitre, nous pouvons toutefois affirmer que la méthode a permis de détecter les activations musculaires chez tous les sujets, qu'importe les caractéristiques de leurs signaux.

Enfin, l'utilisation d'un tapis roulant instrumenté dans cette étude peut potentiellement altérer la démarche des patients par rapport à une marche naturelle au sol. En effet, le tapis les oblige à maintenir une certaine vitesse de marche, entraînant une foulée plus régulière que naturellement. (Kadaba et al., 1989)

## **6.6 Conclusion**

À notre connaissance, aucune étude n'avait étudié l'impact de la suppression de la douleur sur l'activité musculaire chez des sujets souffrant d'arthrose du genou. D'après nos résultats, il semblerait que la suppression de la douleur entraîne un relâchement musculaire au moins pour un muscle, le vaste latéral. La question de savoir si la suppression de la douleur est bénéfique ou nocive demeure toutefois sans réponse. Par contre, nos résultats montrent que la suppression de la douleur via l'injection d'un anesthésique local représente une avenue intéressante et prometteuse en termes de faisabilité pour évaluer l'impact de la douleur sur les activités musculaires. Des études impliquant un plus grand nombre de sujets sont nécessaires car elles pourraient avoir des impacts cliniques importants notamment au chapitre de la personnalisation des traitements conservateurs pour améliorer les exercices de renforcement musculaire selon les besoins spécifiques des patients et limiter la progression de leur maladie. Enfin, il sera

intéressant d'évaluer les effets de la prise régulière de médicaments analgésiques de pouvoir tirer des conclusions sur leurs effets néfastes ou bénéfiques à long terme.

Clicours.com



## CHAPITRE 7

### RESULTATS COMPLEMENTAIRES – IMPACT DE LA SUPPRESSION DE LA DOULEUR SUR LA PROBABILITE D'ACTIVATION

#### 7.1 Introduction générale

Dans ce mémoire, l'objectif technique était le développement d'une méthode de traitement des signaux EMG de patients souffrant d'arthrose du genou qui permette d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur. (CHAPITRE 4). Cette méthode avait pour but de détecter les activations musculaires de cette population cible de manière la plus précise possible. Nous nous sommes d'abord concentrés sur les profils d'intensité d'activation. Ainsi, nous avons dans un premier temps validé notre méthode de traitement sur le paramètre d'intensité d'activation grâce à des études de répétabilité et de reproductibilité (CHAPITRE 5). Nous avons ensuite appliqué les deux premières étapes de cette méthode (détaillées dans le chapitre 4) à notre base de données composée de 9 sujets atteints d'arthrose fémoro-patellaire douloureuse afin d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur sur l'intensité d'activation (CHAPITRE 6). Les résultats complémentaires présentés dans ce chapitre se focalisent sur l'application de l'entièreté des quatre étapes de la méthode (détaillées dans le chapitre 4) sur cette même base de données afin d'étudier les effets de la suppression de la douleur sur la variabilité de l'activité musculaire, appelée probabilité d'activation. Celle-ci a peu été étudiée dans la littérature (CHAPITRE 2), mais il nous a semblé pertinent d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur sur ce paramètre également. En effet, Shiavi et Griffin (Shiavi et P.Griffin, 1981) ont montré qu'il existait différents patrons d'activation musculaire et que leur fréquence d'apparition n'était pas la même en fonction des cycles de marche. Dans ce chapitre complémentaire, nous avons dans un premier temps évalué notre méthode de traitement sur le paramètre de probabilité d'activation. Nous l'avons ensuite appliquée, dans un deuxième temps, à notre base de données afin de mesurer l'impact de la suppression de la douleur sur la probabilité d'activation.

## 7.2 Méthodologie

Le recrutement et la sélection des participants à la présente étude de même que le déroulement des expérimentations sont décrits au chapitre 4.

### 7.2.1 Méthode de traitement des signaux EMG

Les signaux EMG ont été traités selon la méthode définie dans le chapitre 4. Une fonction binaire d'activation a été ensuite définie, selon l'équation ci-dessous pour déterminer si le muscle était considéré comme activé ou non.

$$\begin{aligned} \textit{Activation} &= 1 \textit{ si muscle activé} \\ \textit{Activation} &= 0 \textit{ si muscle non activé} \end{aligned} \tag{7.1}$$

C'est la moyenne de cette fonction sur l'ensemble des cycles de marche qui sera représentée dans les résultats de ce chapitre. En d'autres termes, si la probabilité d'activation moyenne est de 100%, cela signifie que pendant l'ensemble de l'essai de marche, le muscle est activé dans 100% des cycles de marche, l'activation est donc constante. Si la probabilité d'activation à un certain moment du cycle est de 50%, cela signifie que pendant un cycle sur deux, le muscle n'est pas considéré activé.

### 7.2.2 Analyses statistiques

Les analyses statistiques effectuées étaient les mêmes que celles décrites dans le chapitre 6 (section 6.2.3) excepté pour l'analyse de groupe où un test t de Student a été utilisé, au vu de la normalité des données.

## **7.3 Étude de répétabilité intra-observateur**

### **7.3.1 Méthodologie**

L'étude de répétabilité intra-observateur a été effectuée comme décrite dans le chapitre 5 (section 5.2.1). Pour rappel, deux observateurs (un expérimenté et un novice) ont traité les signaux EMG de 4 groupes de muscles chez les 5 premiers sujets recrutés dans le présent projet.

### **7.3.2 Résultats**

Le Tableau 7.1 présente les résultats du test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés de l'observateur 1. Des différences significatives ( $p > 0.05$ ) ont été trouvées pour 77% des muscles (14 muscles sur 18 muscles étudiés). Nous avons procédé de la même manière que pour le paramètre d'intensité d'activation en effectuant une inspection visuelle des différences entre les trois essais. Un exemple est représenté sur la Figure 7.1. L'inspection visuelle a été réalisée pour tous les muscles présentant une différence statistiquement significative et a prouvé, pour tous les muscles, que cette différence n'avait aucun impact sur l'interprétation finale des résultats, comme on peut le voir dans le Tableau 7.1. De même, les résultats du test des rangs signés a également montré des différences statistiquement significatives dans près de 77% des muscles (14 muscles sur 18 muscles étudiés) pour l'observateur 2. Excepté pour un muscle représenté sur la Figure 7.2, l'inspection visuelle a également montré que ces différences n'avaient aucun impact sur l'interprétation finale des résultats. Pour le semi-tendineux du sujet S006, même si une répétition différait des deux autres, la moyenne, tout comme l'intensité d'activation, semblait peu impactée.

Tableau 7.1 : Valeur des probabilités pour l'étude de répétabilité pour l'observateur 1  
(probabilité d'activation)

Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni Essai 1 vs Essai 2	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni Essai 1 vs Essai 3	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni Essai 2 vs Essai 3	Inspection visuelle
S001	VM *	0,006	0,028	1,091	/
	VL *	0,032	0,596	0,012	/
	ST *	0,004	2,774	0,144	/
	BF	1,848	0,780	0,666	N/A
S002	VM *	0,239	0,000	0,000	/
	VL *	0,064	0,009	0,877	/
	ST	3,000	2,585	0,067	N/A
	BF *	0,002	0,418	0,000	/
S003	VM *	0,539	0,002	0,000	/
	VL *	0,017	0,049	2,008	/
	ST	0,794	0,120	0,119	N/A
	BF *	0,000	0,000	0,000	/
S004	VM *	1,147	0,000	0,112	/
	VL	0,651	0,869	2,488	N/A
	ST				
	BF *	0,003	0,000	0,000	/
S006	VM				
	VL *	0,032	0,351	3,000	/
	ST *	0,000	0,000	0,563	/
	BF *	1,291	0,032	0,136	/

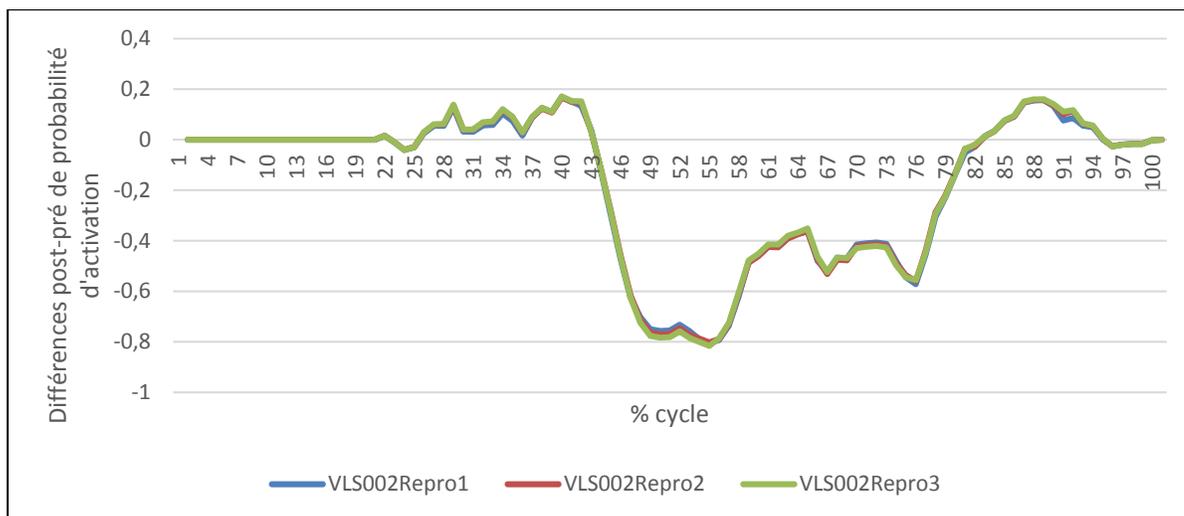


Figure 7.1 : Comparaison des trois essais de répétabilité pour l'observateur 1 (probabilité d'activation du VL, S002)

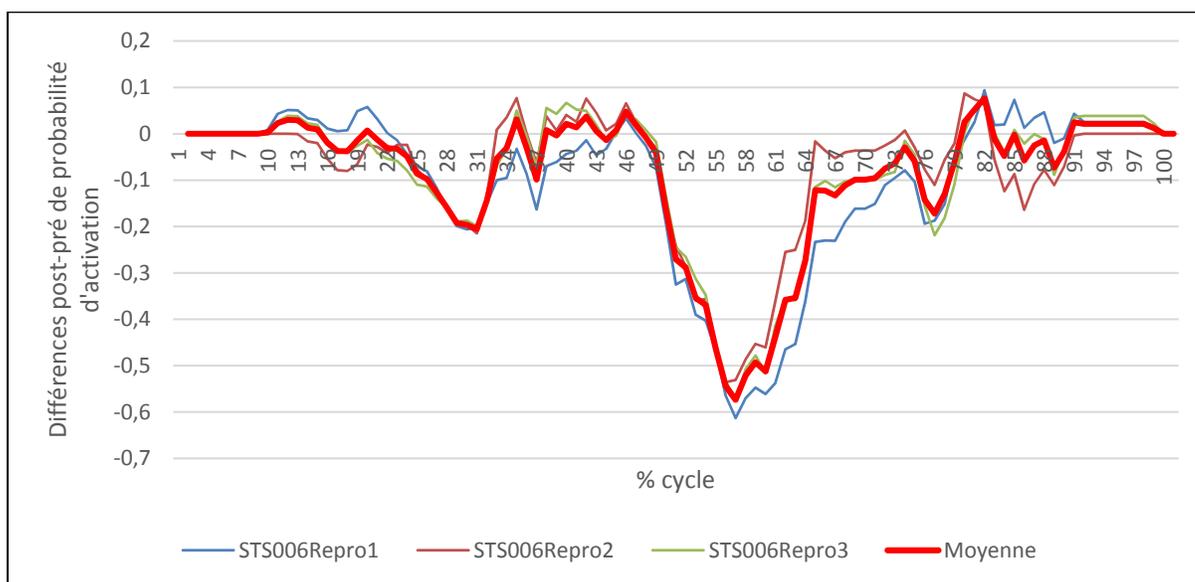


Figure 7.2 : Comparaison des trois essais de répétabilité pour l'observateur 2 (probabilité d'activation du ST, S006)

## 7.4 Études de reproductibilité inter-observateur

### 7.4.1 Méthodologie

L'étude de reproductibilité inter-observateur a été effectuée comme décrite dans le chapitre 5 (section 5.3.1). Pour rappel, l'étude était divisée en deux phases :

- **La Phase 1** consistait à comparer les résultats obtenus par chacun des deux observateurs à ceux obtenus avec l'algorithme seul
- **La phase 2** consistait à comparer les résultats obtenus entre les deux observateurs

### 7.4.2 Résultats

Le Tableau 7.2 présente les valeurs de probabilité du test des rangs signés de Wilcoxon effectué entre l'observateur 1 et l'algorithme seul (étude 1) pour le paramètre de probabilité d'activation. Des différences significatives ont été trouvées dans près de 55% des muscles. Toutefois, tout comme l'étude de répétabilité, l'inspection visuelle a montré que la majorité des différences n'influençait pas l'interprétation finale. Toutefois, le semi-tendineux du sujet S006, représenté sur la Figure 7.3 montre une différence statistiquement significative modifiant l'interprétation. Des différences statistiquement significatives ont également été trouvées dans près de 40% des muscles entre l'observateur 2 et l'algorithme. Parmi elles, deux ont un impact sur l'interprétation finale, après inspection visuelle des résultats.

Tableau 7.2 : Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité observateur 1 et algorithme (Étude 1, probabilité d'activation)

Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

X : Différence d'interprétation selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni	Inspection visuelle
S001	VM*	0,000	/
	VL*	0,000	/
	ST*	0,000	/
	BF	2,579	/
S002	VM*	0,000	/
	VL*	0,004	/
	ST	0,435	N/A
	BF	0,266	N/A
S003	VM	0,873	N/A
	VL	0,287	N/A
	ST*	0,000	/
	BF*	0,000	/
S004	VM*	0,000	/
	VL	0,060	N/A
	ST		
	BF	2,976	/
S006	VM		
	VL	0,205	N/A
	ST*	<b>0,000</b>	<b>X</b>
	BF*	0,000	/

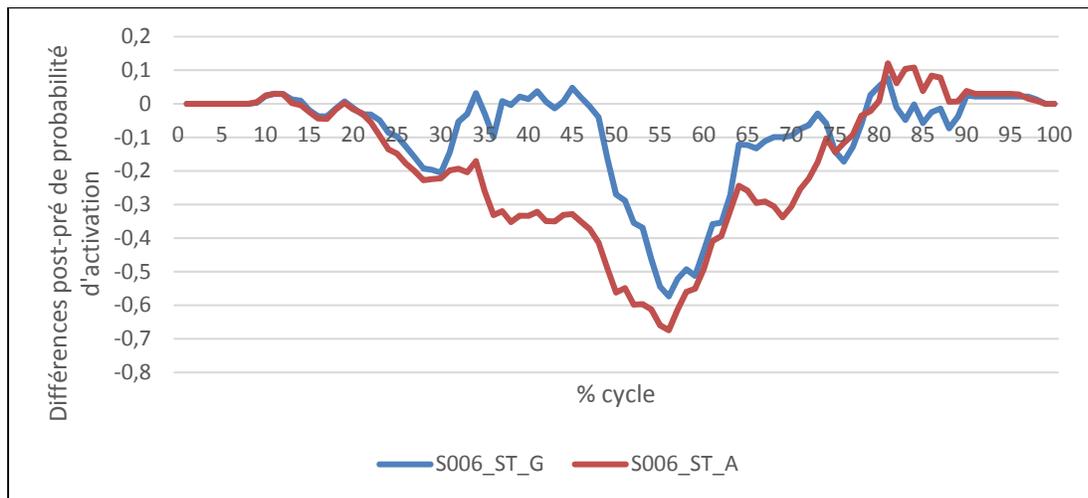


Figure 7.3 : Comparaison des différences post-pré de probabilité d'activation entre l'observateur 1 et l'algorithme (ST, S006)

Le Tableau 7.3 présente les résultats du test des rangs signés de Wilcoxon effectué entre l'observateur 1 et l'observateur 2 (Étude 2). Des différences significatives entre les deux observateurs ont été trouvées dans 50% des muscles (9 muscles sur 18 muscles étudiés). L'inspection visuelle a montré que pour tous les muscles présentant une différence significative, la différence n'avait pas d'impact sur l'interprétation finale.

Tableau 7.3 : Valeur des probabilités pour l'étude de reproductibilité inter-observateur (observateur 1 vs observateur 2, probabilité d'activation)

Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
donc non considérés pour l'analyse

N/A : Inspection visuelle non effectuée ( $p > 0.05$ )

/ : Aucune différence selon l'inspection visuelle

VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

\* : Différence statistiquement significative

Sujets	Muscles	Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, après correction de Bonferroni	Inspection visuelle
S001	VM *	0,021	/
	VL	2,527	N/A
	ST	0,067	N/A
	BF	2,638	N/A
S002	VM *	0,000	/
	VL *	0,000	/
	ST	0,067	N/A
	BF	0,077	N/A
S003	VM	1,035	N/A
	VL *	0,000	/
	ST *	0,034	/
	BF	0,081	N/A
S004	VM *	0,018	/
	VL *	0,000	/
	ST		
	BF *	0,020	N/A
S006	VM		
	VL	0,605	N/A
	ST *	0,000	/
	BF	0,087	N/A

## 7.5 Résultats

### 7.5.1 Analyse sujet par sujet

Tel que décrit dans le chapitre précédent (section 6.3.1) pour le paramètre d'intensité d'activation, nous avons d'abord analysé la probabilité d'activation sujet par sujet. Nous nous sommes basés sur le même modèle de fiche récapitulative pour chacun des sujets. Un exemple de fiche récapitulative (sujet S006) est représenté dans la Figure 7.4. Cette dernière présente les résultats de probabilités d'activation pour les trois muscles dont les signaux étaient exploitables. Le Tableau 7.5 présente le récapitulatif des différents comportements observés après suppression de la douleur au niveau de la probabilité d'activation. Près de 80% des muscles ont montré un changement statistiquement significatif dans leur distribution. Différents comportements ont été observés mais le comportement majoritaire, observé dans 43% des muscles, est la diminution de l'apparition des activités musculaires dites secondaires (apparaissent entre 40% et 80% du cycle environ). Ce comportement est représenté sur la Figure 7.4 où l'on note la diminution de l'apparition des activités secondaires pour le biceps fémoral et le semi-tendineux. Chez certains sujets, on a également observé la suppression totale de l'apparition de ces activations (0%, reflétant aucune apparition entre 40 et 80% du cycle après suppression de la douleur). On observe également une augmentation de l'apparition des activités secondaires dans 25% des muscles. Pour 10% des muscles ( $N = 3$ ), on observe autant de diminution d'apparition que d'augmentation. Enfin, aucun changement n'est observé dans 5 muscles (17.8%). Le détail des différents comportements observés pour les neufs sujets est présenté dans le Tableau 7.4. Comme expliqué dans la méthodologie, ces résultats sont basés sur la significativité statistique grâce au test de Kolmogorov-Smirnov. ( $p < 0.05$ ) Toutefois, certains résultats statistiques n'étaient pas en correspondance avec l'interprétation visuelle. Ils sont marqués d'un astérisque dans le Tableau 7.4. La Figure 7.6 montre un exemple pour le vaste médial du sujet S01 où l'on voit une différence dans l'analyse visuelle mais qu'aucune différence significative n'existe.

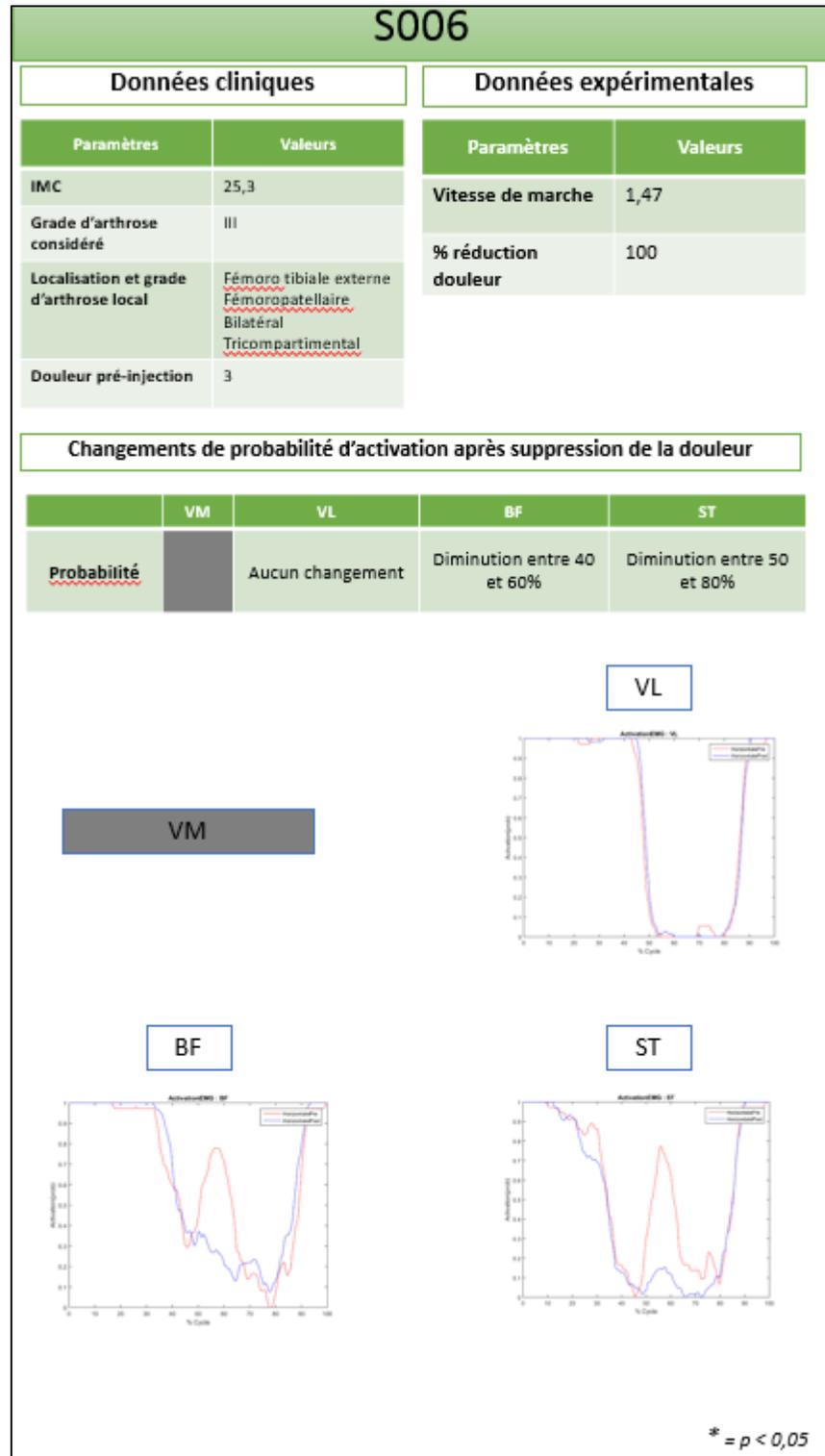


Figure 7.4 : Fiche récapitulative du sujet S006 (probabilité d'activation)

Tableau 7.4 : Récapitulatif des résultats de probabilité d'activation pour les 9 sujets  
 Les zones en gris correspondent aux signaux inexploitable  
 donc non considérés pour l'analyse

VM : Vaste médial; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux; BF : Biceps fémoral  
 ° : Significativité clinique en désaccord avec la significativité statistique

	S001	S002	S003	S004	S005	S006	S007	S008	S009
<b>Douleur initiale</b>	3,5	3,5	5	3,5	4	3	9,5	4	7,5
<b>Douleur finale</b>	0	2	0	1,5	1,5	0	0,5	0	0
<b>% réduction</b>	100	43	100	57	62	100	95	100	100
<b>Vitesse</b>	1,33	1,19	0,81	1,23	1,16	1,47	0,5	1,24	0,73
<b>Grade</b>	II	III	III	III	III	III	III	III	II
<b>VM</b>									
<b>p value</b>	0	0,21 °	0,15	0,054 °	N/A	N/A	N/A	N/A	0
<b>VL</b>									
<b>p value</b>	0	0	0,00 °	0	N/A	0,00 °	0,054 °	0	0
<b>BF</b>									
<b>p value</b>	0	0	0,11 °	0	0	0	0,28	N/A	0,054 °
<b>ST</b>									
<b>p value</b>	0,01	0	0	N/A	0	0	0,016	N/A	0,015

Tableau 7.5 : Récapitulatif des comportements observés après suppression de la douleur (probabilité d'activation)

	Nombre de muscles	%
<b>Augmentation</b>	7	25
<b>Aucun changement</b>	5	17,8
<b>Diminution</b>	12	42,8
<b>Augmentation / Diminution</b>	3	10,7
<b>Total Changements</b>	19	78,5
<b>Total</b>	28	100

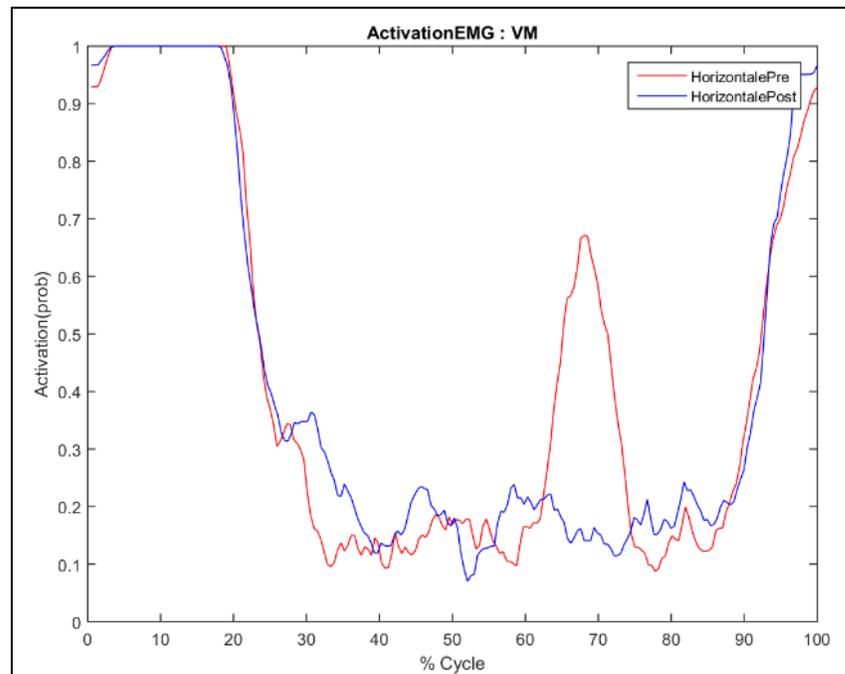


Figure 7.5 : Exemple de non-concordance entre analyse visuelle et statistique (S01-VM)

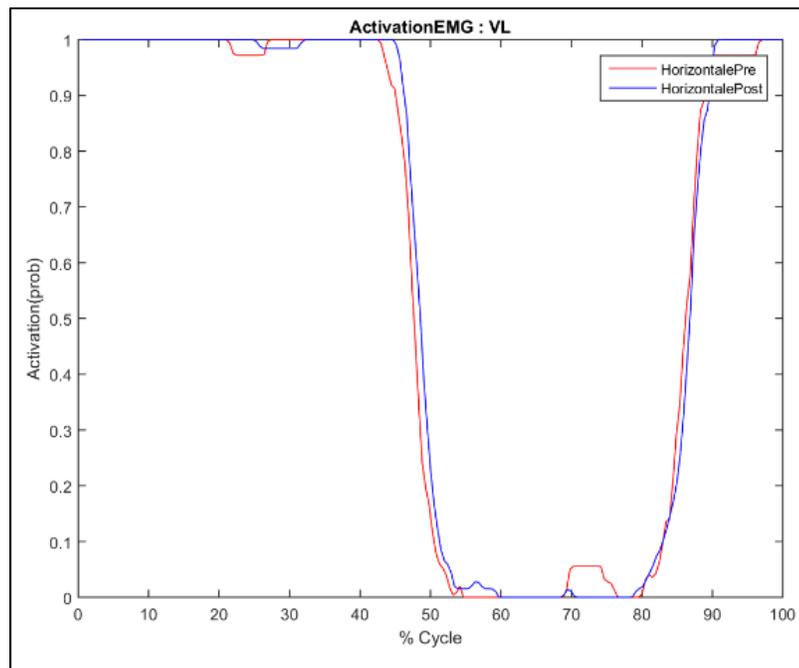


Figure 7.6 : Exemple de non-concordance entre l'analyse visuelle et l'analyse statistique (S06-VL)

### 7.5.2 Analyse globale

Le Tableau 7.6 présente les résultats du test t de Student. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les moyennes pré-injection (avec douleur) et les moyennes post-injection (sans douleur) des 9 sujets.

Tableau 7.6 : Résultat du test statistique de Student pour la probabilité d'activation (Test t)  
VM : Vaste médial ; VL : Vaste latéral; ST : Semi-tendineux ; BF : Biceps fémoral

Muscles	VM		VL		ST		BF	
	Pré	Post	Pré	Post	Pré	Post	Pré	Post
<b>Moyennes</b>	<b>0,559</b>	<b>0,587</b>	<b>0,643</b>	<b>0,593</b>	<b>0,554</b>	<b>0,520</b>	<b>0,611</b>	<b>0,603</b>
<b><i>p value</i></b> <b>(Tests t)</b>	0,27		0,33		0,23		0,27	

## 7.6 Discussion

Des différences statistiques ont été trouvées dans l'étude de répétabilité intra-observateur pour l'observateur 1 et l'observateur 2. Toutefois, l'inspection visuelle des données a montré que ces différences n'étaient pas représentatives des courbes et que l'interprétation finale des résultats n'étaient pas impactée. L'étude de reproductibilité a également soulevé des différences entre les résultats de l'algorithme et ceux des observateurs, où l'algorithme n'est pas en mesure de détecter certaines données aberrantes. Cela est en total accord avec l'intensité d'activation et vient donc confirmer l'importance de l'ajout de jalons de vérification afin de vérifier les données aberrantes, non détectées par l'algorithme. Des différences significatives entre les deux observateurs ont également été trouvées dans 50% des muscles, mais n'ont pas été confirmées par l'inspection visuelle. Toutefois, tout comme le paramètre d'intensité d'activation, une formation plus approfondie de chacun des observateurs est primordiale afin de minimiser l'impact du choix de l'observateur.

Les résultats des analyses de l'impact de la suppression de la douleur sur le paramètre de probabilité d'activation ont montré tout d'abord que des changements étaient observés après suppression de la douleur dans la majorité des muscles. Ces changements semblent converger vers une diminution de l'apparition des activités dites secondaires (apparaissant entre 40 et 80% du cycle de marche). Cela signifierait que la suppression de la douleur entraînerait une diminution de l'intensité d'activation musculaire mais également une diminution de la fréquence d'apparition de ces activations secondaires. Cela confirmerait l'hypothèse émise dans le chapitre 6 concernant le retour vers un patron de marche « normal » après suppression de la douleur

Dans les cas d'augmentation des fréquences d'apparition de certaines activations secondaires, passant par exemple d'une fréquence d'apparition de 60% à 100%, nous émettons l'hypothèse que cela pourrait refléter une augmentation de la stabilité de l'articulation. En effet, le muscle, après suppression de la douleur, serait activé pour tous les cycles de marche contrairement à une instabilité avec douleur s'illustrant par le fait que le muscle ne soit activé, dans une certaine

partie du cycle de marche, uniquement une fois sur deux. Cela pourrait être relié à la littérature ayant considéré qu'une contraction plus importante des muscles chez les arthrosiques pouvait être considéré comme une stratégie interne pour maintenir la stabilité de l'articulation.(Hortobagyi et al., 2005; Mills et al., 2013; Zeni, Rudolph et Higginson, 2010). Ainsi, on pourrait émettre l'hypothèse que la suppression de la douleur entraînerait une augmentation de la stabilité des activations musculaires afin de maintenir la stabilité de l'articulation touchée par l'arthrose.

Ce paramètre n'étant pas réellement étudié dans la littérature, il n'est pas facile de s'y comparer. De plus, aucune étude sur la douleur n'avait, à notre connaissance, fait le lien entre douleur et variabilité de l'activation musculaire chez les patients arthrosiques.

Enfin, nous avons mis un point d'honneur à quantifier nos analyses de résultats, autant pour le paramètre d'intensité d'activation que pour le paramètre de probabilité d'activation. Nous avons toutefois vu dans les résultats de ce chapitre que, dans la majorité des cas, la significativité statistique ne reflète pas la réalité clinique (inspection visuelle). Tout comme le paramètre d'intensité d'activation, le test de Kolmogorov-Smirnov, pour l'analyse sujet par sujet, nous a semblé le plus adapté mais il présente certaines limites, avec notamment le fait qu'il ne prenne pas en compte la temporalité. Il est donc, d'après nous, primordial de regarder attentivement les résultats afin d'évaluer également l'impact clinique de ces résultats.

## **7.7 Conclusion**

La variabilité de l'activation musculaire a très peu été étudiée dans la littérature, à notre connaissance. D'après ces résultats complémentaires, il semblerait qu'il soit possible de mesurer la variabilité d'activation musculaire via ce paramètre de probabilité d'activation que l'on a défini. Il semblerait alors que la suppression de la douleur ait un impact sur cette variabilité, en diminuant voire en supprimant l'apparition d'activités musculaires secondaires, menant vers un patron de marche « normal ». Ces résultats peuvent être directement reliés à la diminution de l'intensité d'activation musculaire après suppression de la douleur, démontrée dans le chapitre précédent. De plus, il semblerait que la suppression de la douleur permettrait

l'augmentation, dans certains cas, de la stabilité des activations musculaires. Les résultats de cette étude exploratoire semblent donc être intéressants à corrélés avec l'intensité d'activation musculaire dans des études de plus grande envergure.



## CONCLUSION GENERALE

L'objectif de ce mémoire était de développer une méthode de traitement des signaux EMG permettant d'évaluer l'impact de la suppression de la douleur chez des sujets souffrant spécifiquement d'arthrose du genou. Pour répondre à cet objectif, nous sommes passés par trois étapes.

La première étape consistait en la définition des différents paramètres influençant la méthode de traitement des signaux. Ainsi, nous avons défini une méthode de traitement semi-automatique adaptée aux signaux EMG des patients arthrosiques, lesquels signaux sont très bruités.

La deuxième étape consistait à obtenir des données préliminaires sur la répétabilité et de la reproductibilité de cette méthode de traitement sur le paramètre d'intensité d'activation musculaire dans un premier temps. Nos résultats suggèrent que la méthode que nous avons développée était répétable et reproductible quel que soit le muscle étudié et qu'elle semblait peu influencée par le degré d'expérience de l'observateur. Les résultats complémentaires sur le paramètre de probabilité d'activation ont montré que la méthode était également répétable et peu influencée par l'expérience de l'observateur. De même, la méthode semblait reproductible quel que soit le degré d'expérience de l'observateur.

Enfin, nous avons appliqué la méthode chez 9 sujets arthrosiques afin de répondre à la problématique clinique posée qui était « Quel est l'impact de la suppression de la douleur chez des sujets souffrant d'arthrose du genou? ». Les résultats de cette étude exploratoire suggèrent que la suppression de la douleur aurait bel et bien un impact sur les activations musculaires des quatre muscles étudiés en entraînant un relâchement musculaire. Pour ce qui est de l'impact sur la probabilité d'activation musculaire, nos résultats préliminaires suggèrent que la suppression de la douleur aurait un impact sur la variabilité des activations musculaires et permettrait de diminuer l'apparition des activités secondaires et d'augmenter, dans certains cas, la stabilité des activations musculaires. Ainsi, la suppression de la douleur semblerait avoir

un impact sur les activations musculaires en diminuant d'une part leur intensité et d'autre part la fréquence d'apparition des activités secondaires apparaissant entre 40% et 70% du cycle de marche observées notamment chez les patients arthrosiques.

À notre connaissance, cette étude exploratoire est la première à fournir une méthode semi-automatique de traitement des signaux EMG spécifique aux patients qui souffrent d'arthrose du genou et à faire un lien entre la suppression de la douleur et son impact sur l'activation musculaire. Bien que préliminaires, les résultats obtenus sont prometteurs et appuient la légitimité et la faisabilité de mener des études de plus grande envergure afin de mieux comprendre les effets potentiellement nocifs de la suppression de la douleur sur la biomécanique articulaire et d'évaluer plus précisément les effets de la prise régulière de médicaments analgésique, laquelle constitue l'un des traitements principaux de l'arthrose du genou.

## RECOMMANDATIONS ET AVENUES DE RECHERCHES FUTURES

Différentes recommandations peuvent être données afin de pouvoir améliorer et continuer ce travail exploratoire.

Concernant le développement de la méthode de traitement des signaux EMG, l'objectif était qu'elle soit la plus automatique possible. La méthode proposée, bien que rapide, est semi-automatique du fait de l'ajout de jalons de vérification manuelle par un observateur afin de détecter les données aberrantes. Il serait alors intéressant de l'automatiser entièrement en sélectionnant uniquement les cycles les plus répétables, ce qui pourrait supprimer les données aberrantes directement. Un tel type d'approche est utilisé dans les analyses cinématiques. (Kadaba et al., 1989)

Concernant la problématique clinique, l'objectif était d'explorer l'impact de la suppression de la douleur sur l'activation musculaire, ce qui a été fait chez un nombre restreint de sujets arthrosiques. Compte tenu des résultats prometteurs obtenus, cette étude mérite d'être répétée auprès d'un échantillon plus grand de patients afin de confirmer ces résultats préliminaires. De plus, il serait également pertinent d'étudier le muscle hamstring latéral (comprenant le semi-tendineux et le semi-membraneux) afin de pouvoir plus facilement se comparer aux données d'études antérieures car aucune étude sur le semi-tendineux seul n'a été répertoriée dans la littérature. Enfin, nous avons, dans notre étude, exploré l'impact immédiat de la suppression de la douleur. Comme préconisée dans l'étude de Rutherford (Rutherford, Hubble-Kozey et Stanish, 2010), il serait intéressant d'étudier l'impact à plus long terme de la suppression de la douleur afin d'évaluer si les modifications d'activation musculaire observées dans notre étude sont maintenues ou non dans le temps et influencent de manière cliniquement significative l'articulation du genou.

Les résultats complémentaires suggèrent enfin un impact potentiel de la suppression de la douleur sur la variabilité d'activation musculaire, notamment les activations dites secondaires apparaissant entre 40 et 80% du cycle de marche. Il serait intéressant dans une étude ultérieure

de développer un seul et même paramètre qui tienne en compte à la fois de l'intensité et la probabilité d'activation musculaire et d'évaluer l'impact de la suppression de douleur sur ce paramètre.

ANNEXE I

Fiche récapitulative – S001

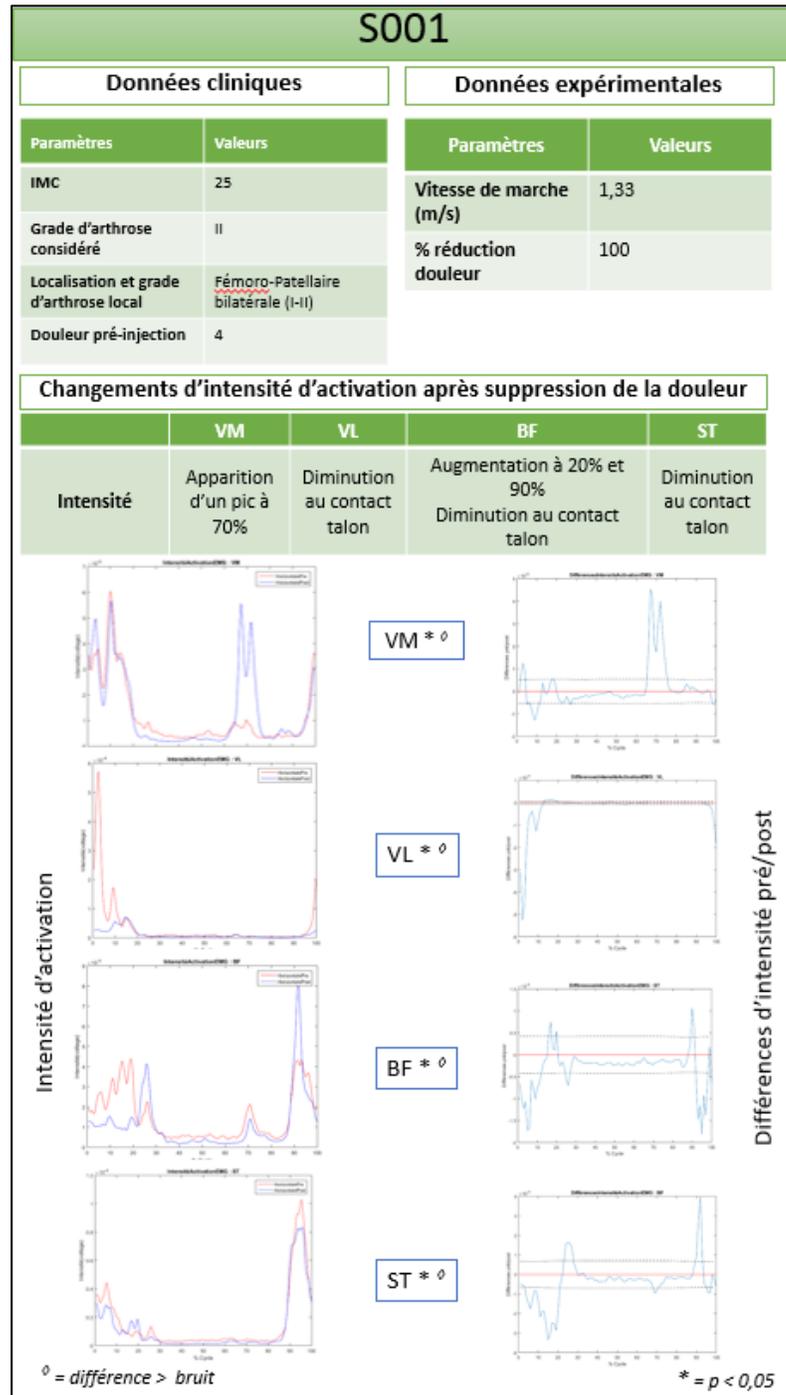


Figure-A I-1 : Fiche récapitulative du sujet 1 (S001)



ANNEXE II

Fiche récapitulative - S004

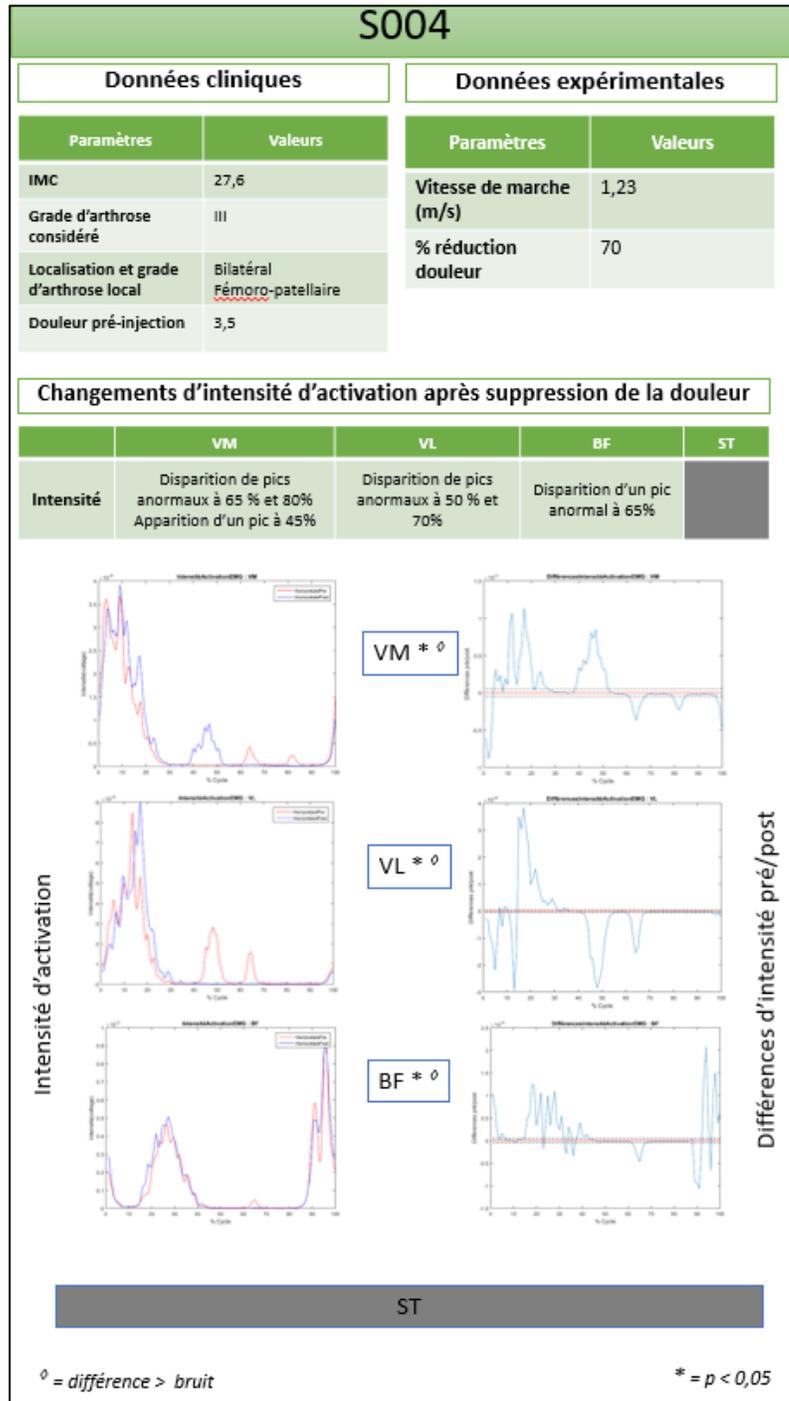


Figure-A II-1 : Fiche récapitulative du sujet 4 (S004)



### ANNEXE III

### Fiche récapitulative – S005

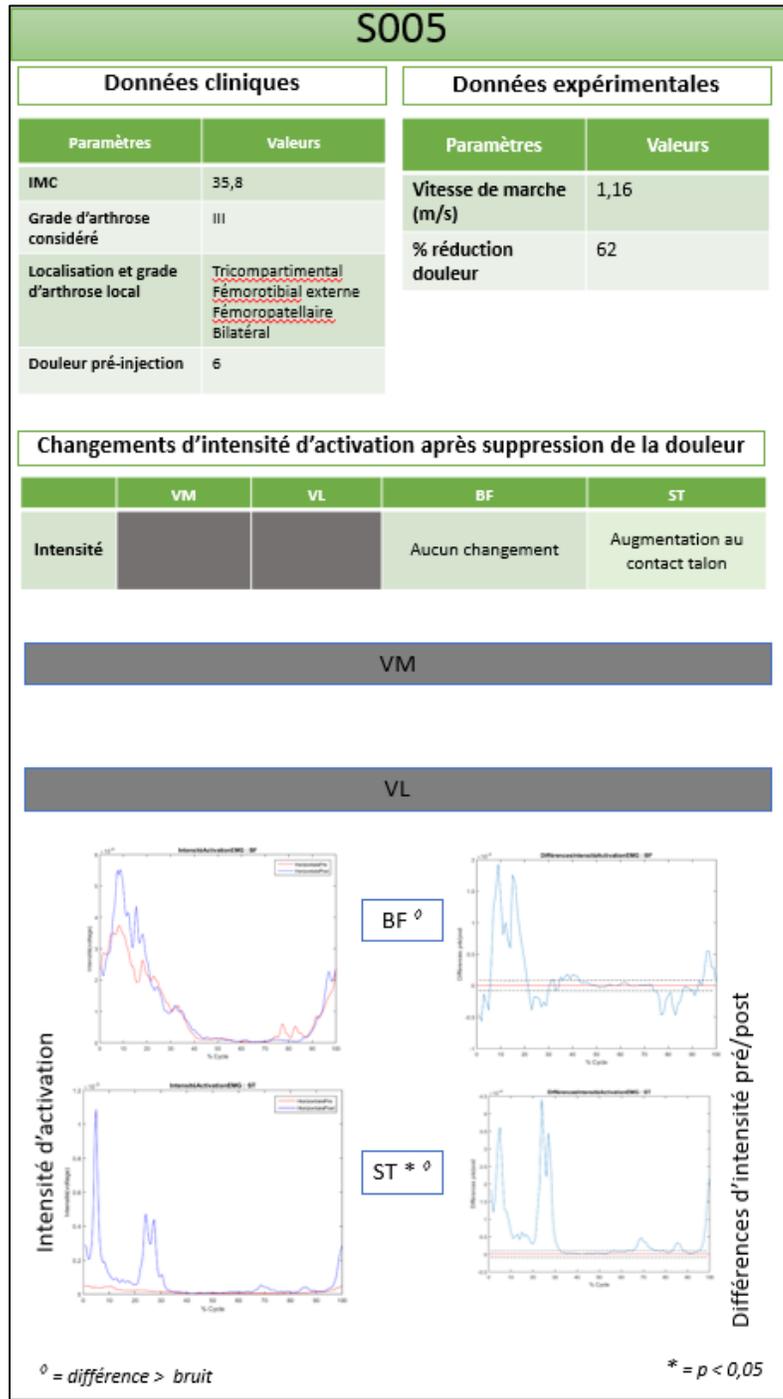


Figure-A III-1 : Fiche récapitulative du sujet 5 (S005)





**Clicours.COM**

ANNEXE V

Fiche récapitulative – S007

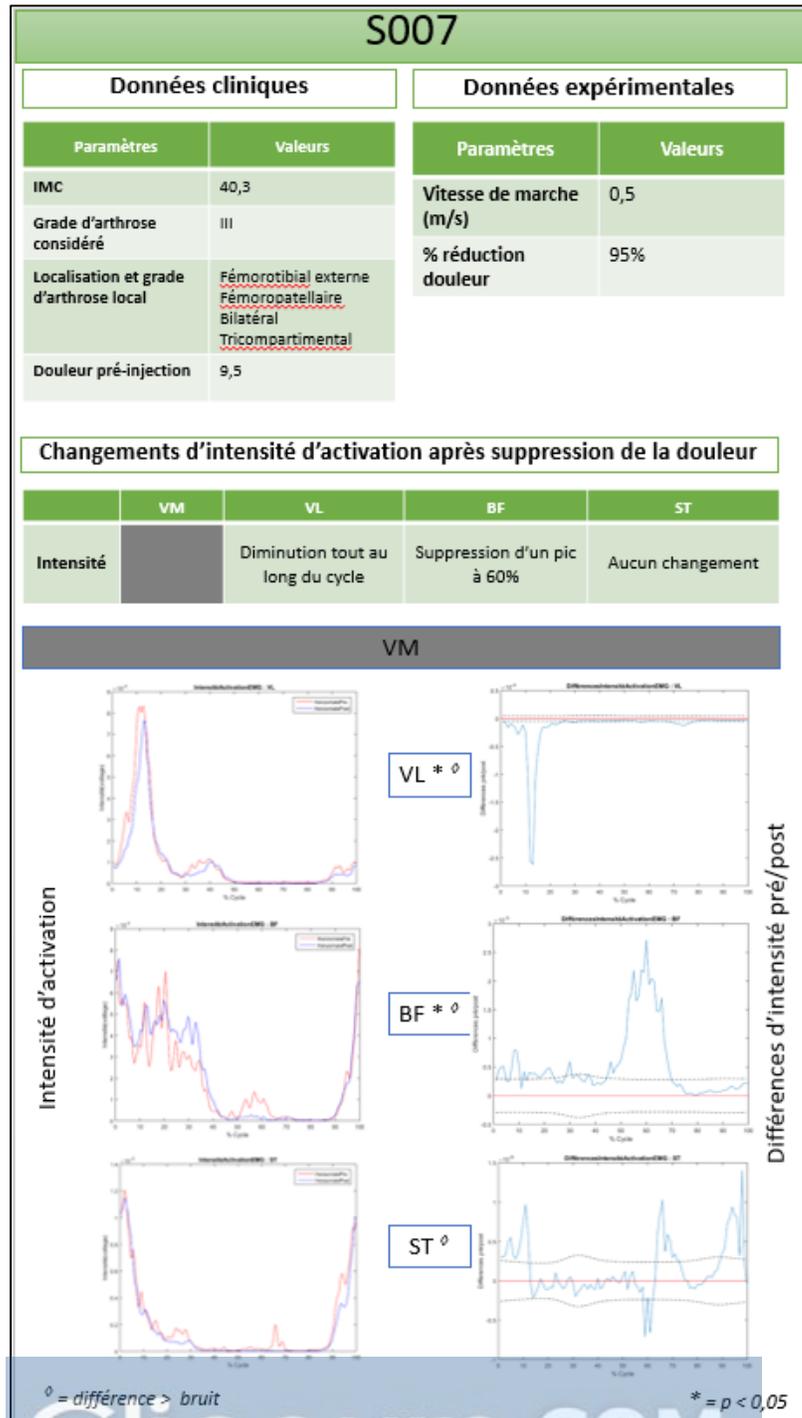


Figure-A V-1 : Fiche récapitulative du sujet 7 (S007)



ANNEXE VI

Fiche récapitulative – S008

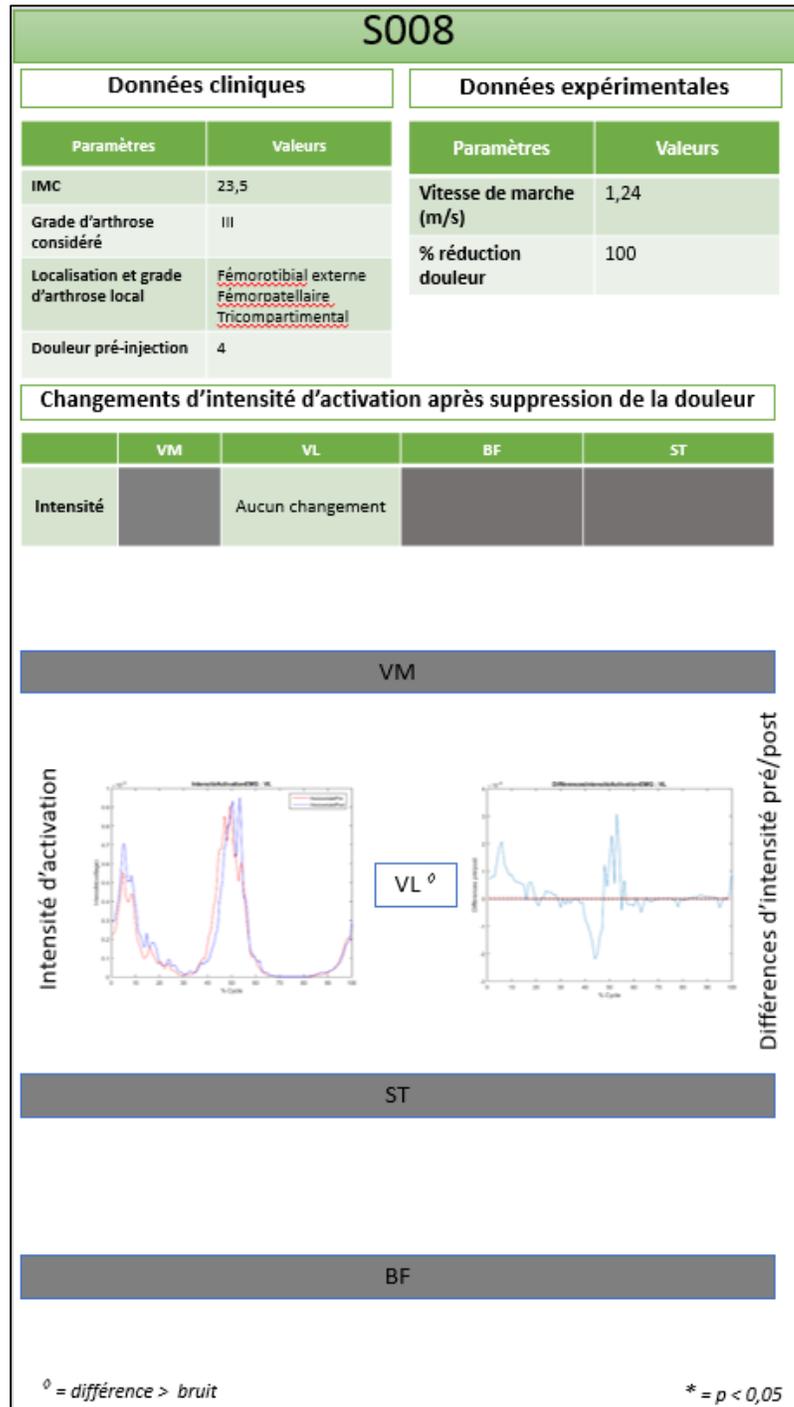


Figure-A VI-1 : Fiche récapitulative du sujet 8 (S008)



ANNEXE VII

Fiche récapitulative – S009

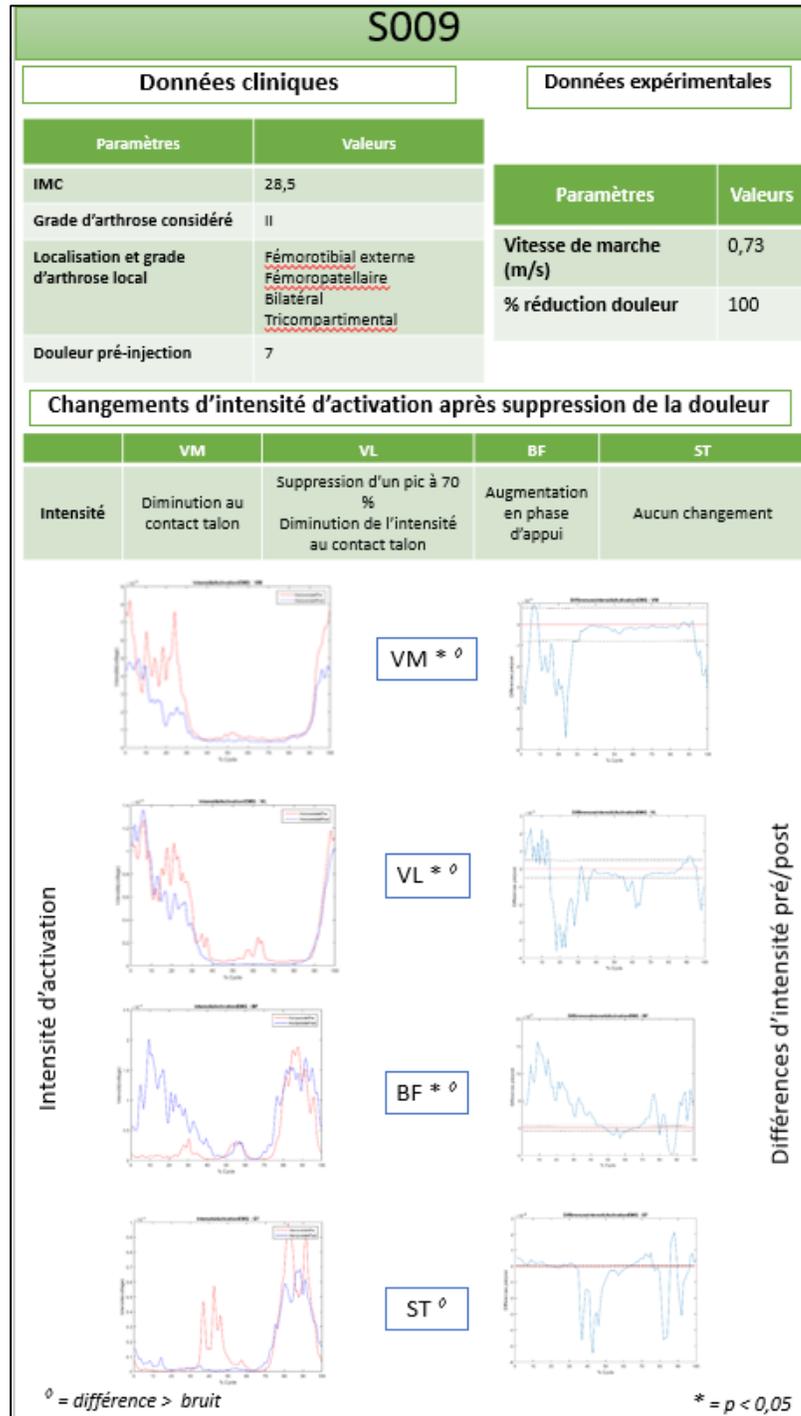


Figure-A VII-1 : Fiche récapitulative du sujet 9 (S009)



## ANNEXE VIII

### Échelle numérique de douleur

#### L'échelle numérique (EN)

**Sur une échelle de 0-10 où « 0 » indique “aucune douleur” et « 10 » indique « la pire douleur possible », veuillez choisir sur l'échelle suivante le chiffre qui décrit le mieux :**

**La douleur que vous ressentez MAINTENANT**

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Aucune douleur										La pire douleur possible



## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Astephen, J. L., K. J. Deluzio, G. E. Caldwell, M. J. Dunbar et C. L. Hubley-Kozey. 2008. « Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels ». *J Biomech*, vol. 41, n° 4, p. 868-76.
- Astephen Wilson, J. L., K. J. Deluzio, M. J. Dunbar, G. E. Caldwell et C. L. Hubley-Kozey. 2011. « The association between knee joint biomechanics and neuromuscular control and moderate knee osteoarthritis radiographic and pain severity ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 19, n° 2, p. 186-93.
- Bank, P. J., C. E. Peper, J. Marinus, P. J. Beek et J. J. van Hilten. 2013. « Motor consequences of experimentally induced limb pain: a systematic review ». *Eur J Pain*, vol. 17, n° 2, p. 145-57.
- Bennell, K. L., et R. S. Hinman. 2011. « A review of the clinical evidence for exercise in osteoarthritis of the hip and knee ». *J Sci Med Sport*, vol. 14, n° 1, p. 4-9.
- Berthome, Gilles. *Le filtrage*. Coll. « Traitement des signaux analogiques ». Compigègne (France): Lycée Mireille Grenet. < [http://gilles.berthome.free.fr/02-Syntheses/A-Traitement\\_signaux\\_analogiques/02-Synthese\\_filtirage.pdf](http://gilles.berthome.free.fr/02-Syntheses/A-Traitement_signaux_analogiques/02-Synthese_filtirage.pdf) >.
- Boyer, K. A., K. Andiracchi et T. P. Andriacchi. 2013. « Interactions of joint kinematics and pharmacologic treatment for knee osteoarthritis pain ». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 21, p. S98-S99.
- Childs, John D., Patrick J. Sparto, G. Kelley Fitzgerald, Mario Bizzini et James J. Irrgang. 2004. « Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 19, n° 1, p. 44-49.
- Cormier, Gabriel. *Filtres et analyse fréquentielle*. Coll. « GELE3132: Théorie des circuits »: Université de Moncton
- Dworkin, R. H, D. C. Turk, J. T. Farrar, J. A. Haythornthwaite, M. P. Jense, N. P. Katz et J. Witter. 2005. « Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations ». *Pain* vol. 113, p. 9-19.
- Eyles, J., B. R. Lucas et D. J. Hunter. 2013. « Targeting care: tailoring nonsurgical management according to clinical presentation ». *Rheum Dis Clin North Am*, vol. 39, n° 1, p. 213-33.
- Fabio, Richard P. Di. 1987. « Reliability of Computerized Surface Electromyography for Determining the Onset of Muscle Activity ». *Physical Therapy*, vol. 67, p. 43-48.

Falla, D., L. Arendt-Nielsen et D. Farina. 2009. « The pain-induced change in relative activation of upper trapezius muscle regions is independent of the site of noxious stimulation ». *Clin Neurophysiol*, vol. 120, n° 1, p. 150-7.

Finley, Michael. 2017. *SNR Calculation*. Flagstaff, AZ: Northern Arizona University. < [https://www2.nau.edu/uavrt-p/wordpress/wp-content/uploads/2017/06/SNR\\_Documentation.pdf](https://www2.nau.edu/uavrt-p/wordpress/wp-content/uploads/2017/06/SNR_Documentation.pdf) >.

Veillez sélectionner un type de document autre que « Generic » afin de faire afficher la référence bibliographique.

Giroux, M., F. Moissenet et R. Dumas. 2013. « EMG-based validation of musculo-skeletal models for gait analysis ». *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 16 Suppl 1, p. 152-4.

Graven-Nielsen, T., P. Svensson et L. Arendt-Nielsen. 1997. « Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function ». *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, vol. 105, n° 2, p. 156-164.

Guise, Jacques De, Neila Mezghani, Rachid Aissaoui et Nicola Hagemester. 2011. « New comprehensive methods for the biomechanical analysis of knee osteoarthritis ». In *Understanding Osteoarthritis from Bench to Bedside*.

Heiden, T. L., D. G. Lloyd et T. R. Ackland. 2009. « Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 24, n° 10, p. 833-41.

Henriksen, M., T. Alkjaer, H. Lund, E. B. Simonsen, T. Graven-Nielsen, B. Danneskiold-Samsoe et H. Bliddal. 2007. « Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking ». *J Appl Physiol (1985)*, vol. 103, n° 1, p. 132-9.

Henriksen, M., S. Rosager, J. Aaboe, T. Graven-Nielsen et H. Bliddal. 2011. « Experimental knee pain reduces muscle strength ». *J Pain*, vol. 12, n° 4, p. 460-7.

Henriksen, M., E. B. Simonsen, T. Alkjaer, H. Lund, T. Graven-Nielsen, B. Danneskiold-Samsoe et H. Bliddal. 2006. « Increased joint loads during walking--a consequence of pain relief in knee osteoarthritis ». *Knee*, vol. 13, n° 6, p. 445-50.

Hinman, Rana S., Kim L. Bennell, Ben R. Metcalf et Kay M. Crossley. 2002. « Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, n° 8, p. 1080-1086.

- Hodges, Paul W., et Bang H. Bui. 1996. « A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography ». *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 101, p. 511-519.
- Hortobagyi, T., L. Westerkamp, S. Beam, J. Moody, J. Garry, D. Holbert et P. DeVita. 2005. « Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 20, n° 1, p. 97-104.
- Howe, T. E., et D. Rafferty. 2009. « Quadriceps activity and physical activity profiles over long durations in patients with osteoarthritis of the knee and controls ». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 19, n° 2, p. e78-83.
- Hubley-Kozey, C., K. Deluzio et M. Dunbar. 2008. « Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 23, n° 1, p. 71-80.
- Hubley-Kozey, C. L., K. J. Deluzio, S. C. Landry, J. S. McNutt et W. D. Stanish. 2006. « Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis ». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 16, n° 4, p. 365-78.
- Inserm. < <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/arthrose> >. Consulté le 01 Juin.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton et G. V. B. Cochran. 1989. « Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, p. 849-860.
- Kaiser, James F. 1910. « On a simple algorithm to calculate the ‘energy’ of a signal ». In *IEEE Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*.
- Konrad, Peter. 2005. *ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*.
- Lewek, M. D., K. S. Rudolph et L. Snyder-Mackler. 2004a. « Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 12, n° 9, p. 745-51.
- Lewek, M. D., J. Scholz, K. S. Rudolph et L. Snyder-Mackler. 2006. « Stride-to-stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis ». *Gait Posture*, vol. 23, n° 4, p. 505-11.
- Lewek, Michael D., Katherine S. Rudolph et Lynn Snyder-Mackler. 2004b. « Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 22, n° 1, p. 110-115.

- Li, X., P. Zhou et A. S. Aruin. 2007. « Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection ». *Ann Biomed Eng*, vol. 35, n° 9, p. 1532-8.
- Li, Xiaoyan, et Alexander S. Aruin. 2005. « Muscle Activity Onset Time Detection Using Teager-Kaiser Energy Operator ». In *Engineering in Medicine and Biology*. (Shangai, China).
- Liikavainio, T., T. Bragge, M. Hakkarainen, P. A. Karjalainen et J. P. Arokoski. 2010. « Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis ». *Knee*, vol. 17, n° 1, p. 69-76.
- M. Benistant, DigiSchool. 2009. « La synapse et les neurotransmetteurs ». < <https://bac-s.net/document/svt/la-synapse-et-les-neurotransmetteurs--3138.html> >. Consulté le 10 Avril
- Madeleine, P., M. Voigt et L. Arendt-Nielsen. 1999. « Reorganisation of human step initiation during acute experimental muscle pain ». *Gait and Posture*, vol. 10, p. 240-247.
- Maly, M. R., P. A. Costigan et S. J. Olney. 2008. « Mechanical factors relate to pain in knee osteoarthritis ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 23, n° 6, p. 796-805.
- Mammar, Samir Sidi. 2013. « IDENTIFICATION DES SYNERGIES MUSCULAIRES LORS DE L'ACTIVITÉ DE LA MARCHÉ CHEZ LA PERSONNE ATTEINTE D'ARTHROSE DU GENOU ». Montréal, ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE, 124 p.
- Maragos, Petros, James F. Kaiser et Thomas F. Quatieri. 1993. « On Amplitude and Frequency Demodulation Using Energy Operators ». *IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING*, vol. 41, n° 4.
- Marchand, Luc. 2006. *Filtres passe-bas*. Coll. « MEC6405 Analyse Expérimentale des Contraintes ». Montréal (Canada): Ecole Polytechnique de Montréal <<http://www.groupe.polymtl.ca/mec6405/Labo%20A06/Filtres%20passe-bas.pdf>>.
- Marieb, E. N, et Lachaine. R. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*. Canada.
- Micera, Silvestro, Angelo M. Sabatini et Paolo Dario. 1998. « An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, p. 211-215.
- Mills, K., M. A. Hunt, R. Leigh et R. Ferber. 2013. « A systematic review and meta-analysis of lower limb neuromuscular alterations associated with knee osteoarthritis during level walking ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 28, n° 7, p. 713-24.

- Murray, M. P., L. A. Mollinger, G. M. Gardner et S. B. Sepic. 1984. « Kinematic and EMG Patterns During Slow, Free, and Fast Walking ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 2, p. 272-280.
- Nashner, L.M., et P.J. Cordo. 1981. « Relation of Automatic Postural Responses and Reaction-Time Voluntary Movements of Human Leg Muscles ». *Experimental Brain Research*, vol. 43, p. 395-405.
- Perry, J. 1992. *Gait Analysis Normal and Pathological Functions* Thorofare, NJ.
- Roetenberg, D., J. H. Buurke, P. H. Veltink, A. Forner Cordero et H. J. Hermens. 2003. « Surface electromyography analysis for variable gait ». *Gait & Posture*, vol. 18, n° 2, p. 109-117.
- Rudolph, Katherine S, Laura C Schmitt et Michael D Lewek. 2007. « Age-Related Changes in Strength, Joint Laxity, and Walking Patterns: Are They Related to Knee Osteoarthritis? ». *Physical Therapy*, vol. 87, p. 1422-1432.
- Rutherford, D. J., C. L. Hubley-Kozey et W. D. Stanish. 2010. « The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 18, n° 5, p. 654-61.
- Rutherford, D. J., C. L. Hubley-Kozey et W. D. Stanish. 2011. « Maximal voluntary isometric contraction exercises: a methodological investigation in moderate knee osteoarthritis ». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 21, n° 1, p. 154-60.
- Rutherford, D. J., C. L. Hubley-Kozey et W. D. Stanish. 2012. « Knee effusion affects knee mechanics and muscle activity during gait in individuals with knee osteoarthritis ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 20, n° 9, p. 974-81.
- Rutherford, D. J., C. L. Hubley-Kozey et W. D. Stanish. 2013. « Changes in knee joint muscle activation patterns during walking associated with increased structural severity in knee osteoarthritis ». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 23, n° 3, p. 704-11.
- Rutherford, D. J., C. L. Hubley-Kozey, W. D. Stanish et M. J. Dunbar. 2011. « Neuromuscular alterations exist with knee osteoarthritis presence and severity despite walking velocity similarities ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 26, n° 4, p. 377-83.
- Schmitt, Laura C., et Katherine S. Rudolph. 2007. « Influences on Knee Movement Strategies During Walking in Persons With Medial Knee Osteoarthritis ». *Arthritis & Rheumatology*, vol. 57, p. 1018-1026.
- Seniam. « Recommendations for sensor locations on individual muscles ». < <http://seniam.org/> >. Consulté le 10 Février

- Shiavi, R., et P.Griffin. 1981. « Representing and clustering electromyographic gait patterns with multivariate techniques ». *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 19, p. 605-611.
- Solnik, S., P. Rider, K. Steinweg, P. DeVita et T. Hortobagyi. 2010. « Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection ». *Eur J Appl Physiol*, vol. 110, n° 3, p. 489-98.
- Solnik, Stanisław, Paul DeVita, Patrick Rider, Benjamin Long et Tibor Hortobágyi. 2008. « Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio ». *Acta of Bioengineering and Biomechanics* vol. 10, p. 65-68.
- Staude, G., et W. Wolf. 1999. « Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, p. 449-467.
- Torry, Michael R., Michael J. Decker, Randall W. Viola, Dennis D. O’Connor et J. Richard Steadman. 2000. « Intra-articular knee joint effusion induces quadriceps avoidance gait patterns ». *Clinical Biomechanics*, vol. 15, p. 147-159.
- Van de Putte, M, N Hagemester, N St-Onge, G Parent et J.A.; de Guise. 2006. « Habituation to treadmill walking ». *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 16, p. 43-52.
- Vasseljen, O., H. H. Dahl, P. J. Mork et H. G. Torp. 2006. « Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 21, n° 9, p. 905-13.
- Winter, David A. 2009. *BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT*, 4th. University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada.
- Zeni, J. A., K. Rudolph et J. S. Higginson. 2010. « Alterations in quadriceps and hamstrings coordination in persons with medial compartment knee osteoarthritis ». *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 20, n° 1, p. 148-54.



