

Titre: Détection de la fatigue neuromusculaire de l'épaule au moyen de la
Title: Théorie Cinématique des mouvements humains rapides

Auteur: Anaïs Laurent
Author:

Date: 2020

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Laurent, A. (2020). Détection de la fatigue neuromusculaire de l'épaule au moyen
Citation: de la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides [Mémoire de
maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/5226/>

 Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/5226/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Réjean Plamondon, & Mickael Begon
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Détection de la fatigue neuromusculaire de l'épaule au moyen de la Théorie
Cinématique des mouvements humains rapides**

ANAÏS LAURENT

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie biomédical

Avril 2020

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Détection de la fatigue neuromusculaire de l'épaule au moyen de la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides

présenté par **Anaïs LAURENT**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Isabelle VILLEMURE, présidente

Réjean PLAMONDON, membre et directeur de recherche

Mickaël BEGON, membre et codirecteur de recherche

Benjamin PAGEAUX, membre

REMERCIEMENTS

Je souhaiterais tout d'abord remercier mes deux directeurs de recherche, les Professeurs Réjean Plamondon et Mickaël Begon pour leur aide et le soutien apportés tout au long de mon projet de recherche. Ils m'ont permis d'apprendre à travailler en recherche, et de développer des compétences à la fois techniques, scientifiques et surtout humaines que je n'aurais pu égaler sans leur soutien constant. J'ai réalisé grâce à eux des choses que je n'aurais jamais cru être capable de faire.

Je remercie mes collègues et maintenant précieux amis de laboratoire pour leurs conseils et aides dans mon projet... et surtout de m'avoir donné le sourire et l'envie de travailler. Que ce soit au laboratoire Scribens (Simon, Nadir...) ou au S2M (Marion, Clara, Yosra, Etienne, Valentin, Anne-Laure, Gauthier, Maryam, Felipe, Ève, Béatrice, Romain, Benjamin, Elodie, Laure, Ariane, Najoua, André, Sylvain, Rami, Julien...) et vous avez toujours été présents pour m'aider dans la réalisation de ma maîtrise. Vous m'avez énormément aidée, dans les moments de doute, de stress et surtout vous avez fait de mon expérience à Montréal une expérience inoubliable. A nos petites marches dans les couloirs, nos discussions qui partaient dans tous les sens et nos sorties extra-universitaires... Merci pour tout!

Je voudrais aussi remercier ma famille de m'avoir toujours soutenue dans l'accomplissement de cette maîtrise. Vous avez toujours été d'un soutien inconditionnel et avez su me redonner la volonté et le courage de continuer dans les moments difficiles. Mais surtout un énorme merci à mon frère, que j'admire et sans qui je ne serais jamais arrivée là où j'en suis aujourd'hui. Ne change pas, tu mérites tellement de belles choses, je t'aime.

Enfin je souhaiterais remercier toutes les autres personnes qui étaient présentes tout au long de ma maîtrise. Que ce soit à l'athlétisme, au roller, en France, à l'université, en colocs, etc. vous m'avez fait vivre des expériences inoubliables, merci encore.

RÉSUMÉ

Les troubles musculo-squelettiques de l'épaule, et plus particulièrement ceux impactant la coiffe des rotateurs sont omniprésents dans notre société. Ils sont handicapants dans la vie de tous les jours et également très coûteux. Les coûts directs et indirects associés sont considérables. Il est alors important de les prévenir. Les causes de blessures à la coiffe des rotateurs sont multifactorielles. Parmi elles se trouve la fatigue musculaire, qui peut être soit centrale (du système nerveux central) ou périphérique (des muscles). Lors de mouvements répétitifs à hauteur d'épaule ou au-dessus de la tête, de la fatigue apparaît, qui suite à une réaction en chaîne peut entraîner une blessure. Les sportifs, dont les gestes impliquent de nombreuses répétitions de mouvement du bras, sont souvent sujets à des risques de blessures de l'épaule.

Une façon de prévenir les blessures est alors d'étudier la fatigue musculaire à la coiffe des rotateurs. Ceci permettrait d'adapter à terme les entraînements pour chaque sportif et d'avoir un traitement personnalisé à chacun par des professionnels de la santé. Pour ce faire, un test clinique de détection de la fatigue doit être mis en place. Il doit être facile d'utilisation, peu coûteux et avec des données fiables, répétables d'un jour à l'autre et d'un évaluateur à l'autre. Cependant, à ce jour, il semble que les outils existants de détection de la fatigue musculaire à l'épaule peuvent difficilement être instaurés en clinique et différencier une fatigue centrale d'une fatigue périphérique. L'objectif de ce projet est d'innover dans les tests cliniques de détection de la fatigue de l'épaule.

La Théorie Cinématique des mouvements humains rapides semble être une alternative efficace à l'étude du contrôle moteur. Il s'agit d'une méthode permettant de reconstruire le mouvement humain à partir de fonctions lognormales. Ses paramètres décrivent l'état physiologique du participant. Le dispositif expérimental constitué d'une tablette est ergonomique et peu coûteux. Les gestes à effectuer se rapprochent de l'écriture et sont faciles à exécuter, ce qui fait de cette méthode un bon candidat pour son utilisation en tant que test clinique.

Pour ce faire, nous avons donc réalisé une première étude visant à étudier l'efficacité de détection de la fatigue neuromusculaire au moyen de la Théorie Cinématique. Vingt participants sains et sportifs ont réalisé deux séances avec une procédure similaire : exécuter des traits sur une tablette (traits simples, triangles, oscillations horizontales et oscillations verticales), fatiguer un muscle de l'épaule (le sous-scapulaire ou l'infra-épineux en fonction de la séance) et exécuter de nouveaux

traits sur tablette. Des différences significatives avec taille d'effet de modérée à très large ont été constatées dans les paramètres de la théorie, suite aux deux séances. D'un point de vue théorique, il a été possible de différencier une fatigue centrale d'une fatigue périphérique. Un profil de réponse général suite à la fatigue a également été dénoté. Par ailleurs, un suivi de fatigue individualisé est également possible dans un souci d'accompagnement personnalisé. Tandis que le test des traits simples permettait de savoir plus facilement si la fatigue était centrale ou périphérique, le test des oscillations était le plus sensible. La différence de réaction suite au muscle fatigué n'a pas encore été établie.

La deuxième étude visait à analyser la répétabilité des données d'un jour à l'autre. Pour cela, les mêmes traits que ceux exécutés pendant l'étude de la fatigue ont été réalisés par 40 participants deux fois à un jour d'intervalle minimum entre chaque séance. Une bonne répétabilité des données a été établie pour la plupart des paramètres des tests. Néanmoins, le changement minimal détectable était plus élevé que les différences avant et après fatigue de la première étude. Ceci nous amène à penser qu'il n'est à ce jour pas utilisable dans notre étude de cas. Afin de se conformer aux exigences d'un nouveau test clinique, il faudrait que des études de sensibilité et de spécificité soient entreprises afin de s'assurer de la bonne détection des personnes fatiguées.

En dépit des limitations, l'utilisation de la Théorie Cinématique semble être une approche innovante pour détecter la fatigue neuromusculaire, et utilisable en clinique. Ces connaissances sont nécessaires afin de mieux guider les sportifs dans leur entraînement et éviter l'apparition à plus long terme de blessure.

ABSTRACT

Shoulder musculoskeletal disorders, and particularly those affecting the rotator cuff, are omnipresent in our society. They are incapacitating in the daily life and are also expensive. Direct and indirect costs associated with them are huge. Their prevention is therefore important. The causes of rotator cuff injuries are multifactorial. One of them is muscle fatigue, which can be either central (from the central nervous system) or peripheral (from the muscles). Fatigue appears when repetitive movements are made at shoulder height or overhead. As a result, it can lead to injuries. Sportsmen and women, whose movements involve many repetitive arm movements, are often at risk of shoulder injuries.

Studying fatigue at the rotator cuff is a good way to prevent injuries. This would help in the long term to adapt training for each athlete and to have a personalized treatment for each one by health professionals. In that way, a clinical test to detect fatigue must be set up. It must be easy to use, inexpensive and with data that are reliable from one day/examiner to the other. However, to date, it appears that the existing tools for detecting shoulder muscle fatigue are difficult to implement in clinics and cannot easily differentiate between central and peripheral fatigue. The objective of this project is to innovate in clinical tests for the detection of shoulder fatigue.

The Kinematic Theory of rapid human movement seems to be an effective alternative to study motor control. Human movement is reconstructed through lognormal functions. Their parameters describe the physiological state of the participant. The experimental device consisting of a tablet is ergonomic and inexpensive. The gestures to be performed are similar to writing and are easy to perform, making this method a good choice for clinical uses.

We therefore carried out an initial study to investigate the effectiveness of detecting neuromuscular fatigue using the Kinematic Theory. Twenty healthy and active participants carried out two sessions with a similar procedure: performing strokes on a tablet (simple strokes, triangles, horizontal oscillations and vertical oscillations), fatiguing a shoulder muscle (subscapularis or infraspinatus depending on the session) and performing the strokes again on a tablet. Significant differences with moderate to good effect sizes were found in the parameters of the theory, following the two sessions. From a theoretical point of view it was possible to differentiate between central and peripheral fatigue. A general response profile to fatigue was also highlighted. In addition, an individualized fatigue follow-up is also possible. The distinction

of the type of fatigue (central vs peripheral) is more easily detectable with the test of the simple strokes. The oscillation test was the most sensitive to fatigue. The difference in reaction to the fatigued muscle has not been established yet.

The second study was designed to analyze the data reliability from one day to the other. For this purpose, the same strokes as those performed for the study of fatigue were performed twice with a minimum of one day interval between each session, by 40 participants. Good data reliability was ascertained for most of the parameters. Nevertheless, the minimal detectable change was greater than the pre- and post-fatigue differences in the first study. This leads us to believe that it is not usable yet in our case study. In order to comply with the requirements of a new clinical test, sensitivity and specificity studies would need to be undertaken to ensure the proper detection of fatigued participants.

Despite some limitations, the use of the Kinematic Theory appears to be an innovative approach for detecting neuromuscular fatigue, that is clinically applicable. This knowledge is necessary to better guide athletes in their training and, in the long run, to avoid the occurrence of an injury.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	VI
TABLE DES MATIÈRES	VIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XII
LISTE DES FIGURES.....	XIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVI
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 La fatigue neuromusculaire à l'épaule	4
2.1.1 Le processus de fatigue neuromusculaire.....	5
2.1.2 Le complexe musculo-squelettique de l'épaule	10
2.2 Méthodes de détection des blessures et de la fatigue neuromusculaire	13
2.2.1 Cahier des charges d'un test clinique.....	14
2.2.2 Méthodes existantes	18
2.3 La Théorie Cinématique des mouvements humains rapides	24
2.3.1 Les fondements théoriques.....	25
2.3.2 Reconstruction de la vitesse	27
2.3.3 Application de la théorie	31
CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHESE ET OBJECTIFS SPECIFIQUES	36
3.1 Rationnelle du projet	36
3.2 Hypothèse de recherche	36

3.3	Sous-objectifs	37
CHAPITRE 4 ARTICLE 1: CENTRAL AND PERIPHERAL SHOULDER FATIGUE PRE-SCREENING USING THE SIGMA-LOGNORMAL MODEL: A PROOF OF CONCEPT		
		38
4.1	Introduction	40
4.2	Methods	43
4.2.1	Participants	43
4.2.2	Experimental part	43
4.3	Sigma-Lognormal Model	46
4.3.1	Data formatting	49
4.3.2	Statistical analyses.....	50
4.4	Results	51
4.4.1	Effects of fatigue by participant	52
4.4.2	Group effect of fatigue	56
4.5	Discussion	61
4.5.1	Distinction of the type of fatigue.....	61
4.5.2	Intra-participant follow-up	62
4.5.3	Group effect of fatigue	63
4.5.4	Performance of the tests	64
4.5.5	Opening	65
4.6	Conclusion.....	65
4.7	Supplementary Material	66
CHAPITRE 5 ARTICLE 2: RELIABILITY OF THE KINEMATIC THEORY PARAMETERS: THE CASE OF A VERTICAL SETUP FOR DETECTING SHOULDER MUSCLE FATIGUE.....		
		68

5.1	Introduction	70
5.2	Methods.....	71
5.2.1	Participants	71
5.2.2	Protocol	72
5.2.3	Extraction of kinematic parameters, the Sigma-Lognormal model	72
5.2.4	Data processing	73
5.2.5	Statistical analysis	75
5.3	Results	75
5.4	Discussion	79
5.4.1	Reliability of the four tests	79
5.4.2	The setup as a new clinical tool for the detection of shoulder fatigue	80
5.4.3	Further clinical applications	81
5.4.4	Limitations	82
5.5	Conclusion.....	83
5.6	SUPPLEMENTARY MATERIAL, APPENDIX A	83
CHAPITRE 6	DISCUSSION GÉNÉRALE	85
6.1	Utilité du test en laboratoire	85
6.1.1	Méthode de détection de la fatigue	85
6.1.2	Nouvelles pistes de recherche	87
6.2	Insertion du test en clinique	88
6.3	Fiabilité des données	89
6.4	Impacts du test.....	90
CHAPITRE 7	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	91
7.1	Conclusion.....	91

7.2	Recommandations	91
RÉFÉRENCES.....		93

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Tableau de vérité	17
Table 4.1 Percentage of participants (N=20) with significant differences for each component of their tests	55
Table 4.2 Parameters evolution in the simple strokes after a shoulder fatigue in external or internal rotation. The simple strokes are separated into their <i>agonist</i> or <i>antagonist</i> components.....	57
Table 4.3 Parameters evolution in the triangles, after a shoulder fatigue in external rotation. Parameters come from combined strokes.....	58
Table 4.4 Parameters evolution in the horizontal and vertical oscillations, after a shoulder fatigue in external or internal rotation. Parameters come from combined strokes.....	59
Table 4.5 Spearman correlation coefficients between parameters, with rho-values of correlation pre- and post fatigue	60
Table 4.6 Resume of the parameters extracted and their signification	66
Table 5.1 Test-retest reliability of kinematic parameters extracted from simple strokes with the Sigma-Lognormal model. Red, orange, green and dark green respectively represents poor, moderate, good and excellent reliability.	76
Table 5.2 Test-retest reliability of kinematic parameters extracted from triangles with the Sigma-Lognormal model. Red, orange, green and dark green respectively represents poor, moderate, good and excellent reliability.	77
Table 5.3 Test-retest reliability of kinematic parameters extracted from horizontal and vertical oscillations with the Sigma-Lognormal model. Red, orange, green and dark green respectively represents poor, moderate, good and excellent reliability.	78

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Muscle strié squelettique et ses composantes. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio. Reproduit avec permission.....	5
Figure 2.2 Processus de contraction musculaire. Les filaments d'actine glissent le long des filaments de myosine. Adaptée avec permission de « Sliding Filament Model of Muscle Contraction » par OpenStax, 2016. Image sous licence CC BY 4.0.....	6
Figure 2.3 Origines de la fatigue centrale (1 : cortex moteur et 2 : motoneurones) et périphérique (3 : unités motrices, 4 : jonction neuromusculaire, 5 : couplage excitation-contraction, 6 : métabolites, 7 : milieu intracellulaire, 8 : appareil contractile et 9 : flux sanguin). « Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms, » par S. Boyas et A. Guével, 2011, <i>Annals of physical and rehabilitation medicine</i> , 54(2), p.97. © 2011 par Boyas et al. Reproduit avec permission.	8
Figure 2.4 A) Anatomie osseuse de l'épaule. B) et C) Muscles de la coiffe des rotateurs, en vue respectivement antérieure et postérieure. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio. Reproduit avec permission.....	10
Figure 2.5 Reconstruction Delta-Lognormale d'un trait simple.....	28
Figure 2.6 Plan d'action d'un trait simple avec mise en évidence des angles de départ θ_s et de fin θ_e de la composante agoniste.....	29
Figure 2.7 Feuilles guides pour : A) Traits simples ; B) Oscillations à vitesse maximale et oscillations synchronisées ; C à F) Compromis vitesse/précision ; G à I) Triangles	32
Figure 2.8 Courbe lognormale et définition des différents temps la caractérisant.....	35
Figure 4.1 Experimental set-up. (A) Position of the participant while drawing strokes. (B) Setup of the participant on the dynamometer for the fatigue protocol. (C) Chronology of a session. T corresponds to a series of fast strokes (simple strokes, triangles, horizontal and vertical oscillations) and F to a task of fatigue.....	45
Figure 4.2 Different categories of Lognormals for each test. (A) Original velocity profile (blue) of a simple stroke, with its decomposition into agonist and antagonist components. (B) Original velocity profile (blue) of a triangle with an extraction of the Lognormal	

corresponding to the first, second or third stroke. Dashed grey lines correspond to other Lognormals used for reconstruction but not analyzed. (C) Original velocity profile (blue) of the oscillations, with the three-phase separation. The reconstruction of the velocity profile for oscillations is similar to the one of triangles, except that there are only <i>agonist</i> Lognormals, as the movement is fluent and stops only after the 10s.....	50
Figure 4.3 Proportion of Lognormals retained by test.	52
Figure 4.4 Means and standard deviations of the duration of fatigue (left) and the perceived exertion on the Borg scale (right) of the participants during each of the four fatigue sessions.	53
Figure 4.5 Velocity profiles of four participants with the mean $\pm$ SD of the simple strokes, before (blue) and after (red) fatigue for the <i>agonist</i> (positive) and <i>antagonist</i> (negative) components. (A) had a significant increase after fatigue in μ , <i>mode</i> , <i>median</i> , <i>time delay</i> , <i>RT</i> for the <i>agonist</i> parameters; and t_0 , σ , <i>response time</i> , <i>asymmetry</i> and <i>RT</i> for the <i>antagonist</i> parameters. (B) had no statistical changes. (C) had a significant increase in <i>D</i> for the <i>agonist</i> parameters. It had a significant decrease in $ \cos(\theta_s) $, μ , <i>mode</i> , <i>median</i> , <i>time delay</i> , <i>Nblog</i> in the <i>agonist</i> parameters and <i>SNR</i> and <i>TR</i> in both components. (D) had a significant increase after fatigue of t_0 , σ and $ t_0-RT $ and a significant decrease in μ and <i>RT</i> in the <i>agonist</i> parameters.	53
Figure 5.1 Position of the participant while drawing strokes. The tablet was positioned at the shoulder's height.	72
Figure 5.2 Reconstruction of the different types of strokes. (Green) is the final velocity profile and (black) are the lognormals used for reconstruction referred as agonists (solid lines) or antagonists (dashed lines). (A) is a vizualisation of the parameters on a lognormal. (B) is the reconstruction of a simple stroke. (C) is the reconstruction of a triangle. (D) is an example of a signal portion reconstruction for the oscillations.	74
Figure 5.3: Bland Altman plots of the SNR for simple strokes, triangles, horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).	83

- Figure 5.4: Bland Altman plots of $|t_0 - RT|$ for the simple strokes and triangles; and for $|\Delta(t_0) - RT|$ for horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).....83
- Figure 5.5: Bland Altman plots of σ for the horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).....84
- Figure 5.6: Bland Altman plots of the asymmetry for the agonist and antagonist components of simple strokes (ST), triangles, horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).84

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ATP	Adénosine-Triphosphate
CCI	Coefficient de corrélation intraclasse
CR	Coiffe des rotateurs
DASH	Disability of the Arm, Shoulder and Hand
EMG	Électromyographie (anglais : <i>electromyography</i>)
ESM	Erreur standard de mesure (anglais : <i>Standard Error of Measurement</i>)
ER	<i>External rotation</i>
FN	Faux négatif
FP	Faux positif
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
IR	<i>Internal rotation</i>
IRM	Imagerie par résonance magnétique
MDC	<i>Minimal detectable change</i>
RE	Rotation externe
RI	Rotation interne
RSB	Rapport Signal sur Bruit
RT	<i>Reaction time</i>
SNM	Système neuromusculaire
VAS	Visual Analogue Scale
VN	Vrai négatif
VP	Vrai positif
WORC	Western Ontario Rotator Cuff

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Les troubles musculosquelettiques sont parmi les maladies chroniques les plus présentes dans la population actuelle. Les personnes nécessitant des soins médicaux pour les traiter représentent un tiers de la population chez les plus de 18 ans aux États-Unis en 2012 (Initiative, 2014). En plus d'être handicapants dans la vie de tous les jours, les troubles musculosquelettiques causent de l'absentéisme et une baisse de la productivité au travail (Bevan, 2015). Les coûts directs (ex. : soins médicaux) et indirects (ex. : absentéisme au travail) associés y sont importants, avec près de 213 milliards US\$ dépensés annuellement entre 2009 et 2011 aux États-Unis (Initiative, 2014). Deuxième cause de douleur chronique reportée après celle du genou, l'épaule est l'une des articulations les plus affectées, notamment dans la région de la coiffe des rotateurs. En effet, les troubles impactant cette région sont reportés dans 50 à 85% des cas de l'épaule (Roy, Desmeules, Frémont, Dionne, & MacDermid, 2015). Ceci peut s'expliquer par le fait que l'épaule est une articulation très complexe, qui doit essentiellement sa stabilité aux muscles coapteurs l'entourant (Magee, 2006). Les causes de blessure sont multifactorielles, et sont notamment dues à trois facteurs : physique (Armstrong et al., 1993), psychosocial (Hauke, Flintrop, Brun, & Rugulies, 2011) et individuel (Hviid Andersen et al., 2002). Les facteurs de risque physiques d'apparition des troubles musculosquelettiques sont entre autres associés à la répétition de mouvements lors de l'élévation du bras et de la main au-dessus de la tête (Hagberg & Wegman, 1987; Kilbom, Persson, & Jonsson, 1986; Svendsen, Bonde, Mathiassen, Stengaard-Pedersen, & Frich, 2004). D'autres auteurs sont parvenus aux mêmes conclusions lors d'un geste de pointage (Côté, Mathieu, Levin, & Feldman, 2002; Qin, Lin, Faber, Buchholz, & Xu, 2014). Lors de ces mouvements répétitifs, les muscles autour de l'articulation se fatiguent à des vitesses différentes, créant des déséquilibres et possiblement une instabilité de l'articulation. Se met ainsi en place la variabilité musculaire : les muscles sont contractés de manière différente pour justement éviter qu'un muscle surutilisé ne conduise à une blessure (Srinivasan & Mathiassen, 2012). À terme, ce déséquilibre peut cependant provoquer une tension inhabituelle trop importante et être ainsi à l'origine d'une blessure (Kumar, 2001). Les sportifs, devant répéter un nombre important de fois le même mouvement, sont ainsi souvent blessés, comme c'est le cas au volleyball, handball, tennis, etc. dans le cas de l'épaule (Wang & Cochrane, 2001; Wilk et al., 2009). Il est donc

nécessaire d'étudier finement les mécanismes de la fatigue d'épaule afin de prévenir les blessures et qu'un diagnostic personnalisé à chacun puisse être donné par les professionnels de la santé.

Pour ce faire, des tests cliniques doivent être mis en place afin d'aider à la détection de la fatigue neuromusculaire. Pour qu'un test soit cliniquement acceptable, il lui faut être peu coûteux, facile d'utilisation, récupérant des données fiables, répétables d'un jour à l'autre et d'un évaluateur à l'autre (Ljungqvist et al., 2009). Actuellement, il existe de nombreux tests cliniques pour la détection de problèmes à l'épaule qui peuvent être répartis en 2 grandes catégories que sont les outils de mesures cliniques (force musculaire, amplitude articulaire, questionnaires d'auto-évaluation) et les outils diagnostiques (tests physiques, imagerie médicale) (voir revue de littérature de Roy et al. (2015)). Tout d'abord, les outils de mesure clinique, tels que l'étude de la force musculaire ou encore de l'amplitude articulaire, sont des mesures très répétables d'un jour à l'autre (Kolber, Vega, Widmayer, & Cheng, 2011; Plotnikoff & MacIntyre, 2002; Roy & Esculier, 2011). Cependant, ces mesures semblent manquer de sensibilité¹, dans le sens où la détection d'un problème à l'épaule ne serait pas systématique. L'étude de questionnaires d'auto-évaluation est essentielle à la bonne compréhension de l'évolution d'une blessure (Roy et al., 2015). Bien qu'ils représentent d'excellents outils d'évaluation clinique, avec des indices de répétabilité souvent très élevés, les questionnaires sont subjectifs et les résultats peuvent en être faussés par le ressenti de la douleur (Nijs, Roussel, Vermeulen, & Souvereyns, 2005). Il n'est par ailleurs pas possible de savoir exactement où se trouve la déficience. Par ailleurs, les tests physiques, considérés comme des outils diagnostics, permettent de cibler spécifiquement les muscles afin de savoir plus précisément où se trouve la déficience (Itoi, 2013; Jain, Wilcox, Katz, & Higgins, 2013). Bien qu'étant des tests faciles à mettre en place et peu coûteux, leur intérêt clinique a été remis en cause. En effet, ces tests pourraient détecter des sujets sains comme étant blessés -aussi appelés faux positifs- et inversement, des sujets blessés comme étant sains -aussi appelés faux négatifs- (Roy et al., 2015). On parle alors de spécificité¹ et de sensibilité¹ modérées aux tests (Akobeng, 2007). L'imagerie médicale, telle que l'échographie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'arthro-IRM, présente une sensibilité¹ et spécificité¹ excellentes dans la détection de blessure et notamment de ruptures transfixiantes de la coiffe des rotateurs

¹ Voir les définitions en 2.2.1

(Roy et al., 2015). Cependant, il s'agit de méthodes très coûteuses, pour lesquelles les temps d'attente peuvent être longs (Sistrom & McKay, 2005). En ce qui concerne spécifiquement la détection de fatigue à la coiffe des rotateurs, il n'existe pas d'outils cliniques à proprement parlé. L'électromyographie (EMG), la concentration d'acide lactique dans le sang, les échelles de fatigue ou encore la mécanomyographie sont tout autant de techniques efficaces dans la détection de fatigue (Al-Mulla, Mohamed R., Sepulveda, & Colley, 2011). Cependant, ces dernières méthodes peuvent difficilement être transposées en clinique, puisque chronophages, invasives ou encore onéreuses. Par ailleurs, peu de techniques avancées permettent de distinguer une fatigue centrale d'une fatigue périphérique. A l'heure actuelle, il existe soit la stimulation nerveuse percutanée ou musculaire (Lepers, 2010; Rozand, Grosprêtre, Stapley, & Lepers, 2015), soit la stimulation magnétique transcrânienne couplées à l'EMG (Gruet, Temesi, Brisswalter, Millet, & Vergès, 2014). Cependant, encore une fois, ces techniques ne peuvent pas être utilisées spécifiquement à l'épaule, l'instrumentation est difficile à mettre en place et est coûteuse. D'après ces informations, il est donc nécessaire de développer d'autres outils pour détecter adéquatement la fatigue à l'épaule dans un contexte clinique.

L'enjeu de ce projet de maîtrise est donc de proposer une solution innovante pour détecter la fatigue musculaire à l'épaule. L'outil de mesure doit être capable de distinguer une fatigue périphérique d'une fatigue centrale et doit pouvoir retranscrire l'évolution d'une personne au fil du temps. De plus, il faut que le dispositif médical puisse être cliniquement utilisable, c'est-à-dire que les mesures soient faciles d'accès et recueillies de manière non invasive, que le traitement des données puisse se faire facilement et qu'il soit économiquement accessible. L'objectif général de mes travaux était alors d'innover dans les tests cliniques de détection de la fatigue neuromusculaire ou de problèmes neuromusculosquelettiques de l'épaule.

Pour répondre à cet objectif, ce mémoire comporte 6 chapitres en plus de celui-ci. Le Chapitre 2 fait une revue de littérature pour introduire le sujet et comprendre les notions essentielles relatives à ce projet. A la suite de cela, l'hypothèse de recherche et les sous-objectifs sont présentés dans le Chapitre 3. Ensuite les Chapitre 4Chapitre 5 présentent les études menées pour répondre aux sous-objectifs, sous forme d'article scientifique. Le Chapitre 6 reprend les principaux éléments du projet et dresse une discussion générale. Pour finir, le Chapitre 7 conclue l'étude et dresse des recommandations pour poursuivre les recherches dans cette direction.

CHAPITRE 2 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

Cette revue de littérature comprend trois parties. Dans un premier temps il s'agira de présenter la fatigue neuromusculaire de l'épaule (2.1), facteur de risque important des blessures et sur lequel nous nous sommes attardés dans ce mémoire. Pour expliquer le processus de fatigue (2.1.1), nous présenterons d'abord la physiologie musculaire à l'état normal (2.1.1.1), puis les mécanismes intervenant en condition de fatigue (2.1.1.2). Ensuite, il s'agira de présenter plus spécifiquement l'épaule et la coiffe des rotateurs (2.1.2), leur fonctionnement à l'état normal (2.1.2.1) et les effets de la fatigue (2.1.2.2), tels que les paramètres variant ainsi que les modifications du contrôle moteur. Dans la partie suivante, nous aborderons les techniques de dépistage des blessures et de la fatigue neuromusculaire à l'épaule (2.2). Les exigences cliniques auxquelles les tests de dépistage doivent se confronter seront présentées (2.2.1), suivies ensuite par les méthodes actuelles spécifiques à l'épaule (2.2.2). Les avantages et limites de chacune des méthodes cliniques existantes pour la détection des problèmes à la coiffe des rotateurs (2.2.2.1) puis ceux spécifiques à la détection de fatigue (2.2.2.2) seront exposés. A la suite de cela, nous introduirons la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides (2.3), technique qui semble efficace à l'analyse du contrôle moteur. Pour cela, nous expliquerons pourquoi notre choix s'est porté vers cette théorie, puis nous expliquerons ses fondements théoriques pour la reconstruction du mouvement plan humain (2.3.1). Ensuite, nous exposerons la façon dont la vitesse est reconstruite (2.3.2) à partir des différents modèles (2.3.2.1) et grâce à l'optimisation de la reconstruction des données (2.3.2.2). Nous finirons enfin par présenter l'application de cette théorie en pratique (2.3.3) afin de pouvoir l'adapter à ce mémoire.

2.1 La fatigue neuromusculaire à l'épaule

La fatigue est un processus complexe qui affecte la physiologie d'une personne, et qu'il est nécessaire de détecter afin d'éviter l'apparition d'une blessure. En condition de fatigue, la physiologie musculaire sera différente comparée à son fonctionnement à l'état normal. C'est cette différence qui permettra de distinguer l'état fatigué du non fatigué, et de pouvoir ainsi détecter l'apparition de fatigue musculaire. Pour comprendre les différences entre les deux états (2.1.1), nous allons définir dans un premier temps la physiologie musculaire et comment se contractent les muscles en l'absence de fatigue (2.1.1.1). Ensuite nous définirons le concept de fatigue musculaire, avec la différenciation entre fatigues centrale et périphérique (2.1.1.2). Une fois ces

éléments généraux introduits, nous nous attarderons plus spécifiquement à l'étude du complexe de l'épaule (2.1.2), avec présentation de son fonctionnement à l'état normal (2.1.2.1), puis fatigué (2.1.2.2).

2.1.1 Le processus de fatigue neuromusculaire

2.1.1.1 La physiologie musculaire

Il existe près de 600 muscles squelettiques dans le corps humain, constituant à eux seuls la moitié de la masse corporelle. Ils représentent les moteurs internes du corps avec près de la moitié du métabolisme utilisée par ces muscles-ci pour générer la force et le mouvement (Canon, 2016b). Un muscle est en fait constitué de plusieurs parties de tissus conjonctifs et est rattaché aux os par l'intermédiaire des tendons. De l'extérieur vers l'intérieur les couches de tissus conjonctif sont les suivantes (Figure 2.1) : épimysium, péri-mysium, endomysium, myocytes (= fibres musculaires) et sarcolemme. C'est dans cette dernière membrane qu'a lieu la contraction musculaire grâce aux myofibrilles. Ces éléments contractiles cylindriques -les myofibrilles- ont une taille d'environ 1 à 2 μm de diamètre et sont composées de deux filaments protéiques qui se chevauchent : un filament fin, l'actine, et un filament épais, la myosine (Canon, 2016b). L'arrangement de ces deux filaments donne cet aspect strié au muscle, d'où le nom de « muscle strié squelettique ».

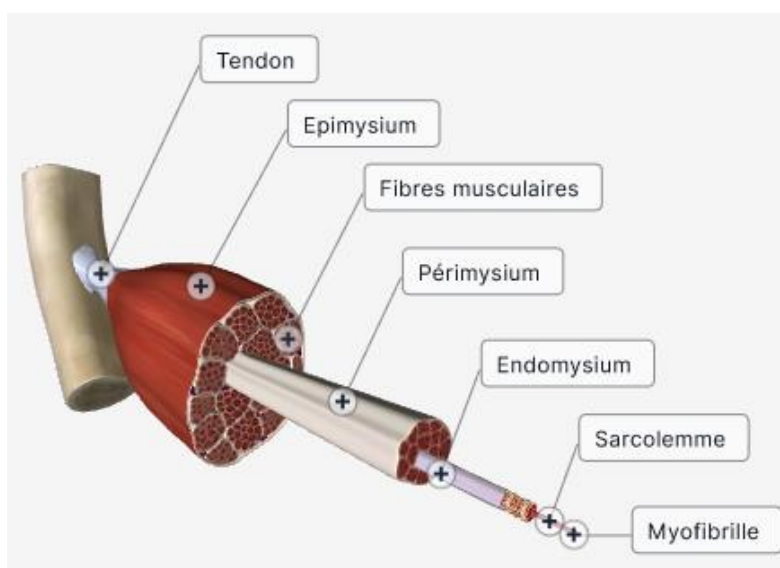


Figure 2.1 Muscle strié squelettique et ses composantes. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio. Reproduit avec permission.

La contraction se fait alors selon la théorie des filaments glissants (Huxley, 1974). Les filaments gardent la même longueur, mais les filaments fins glissent le long des filaments épais grâce à la formation de ponts actine/myosine, entraînant le rétrécissement et la contraction du muscle.

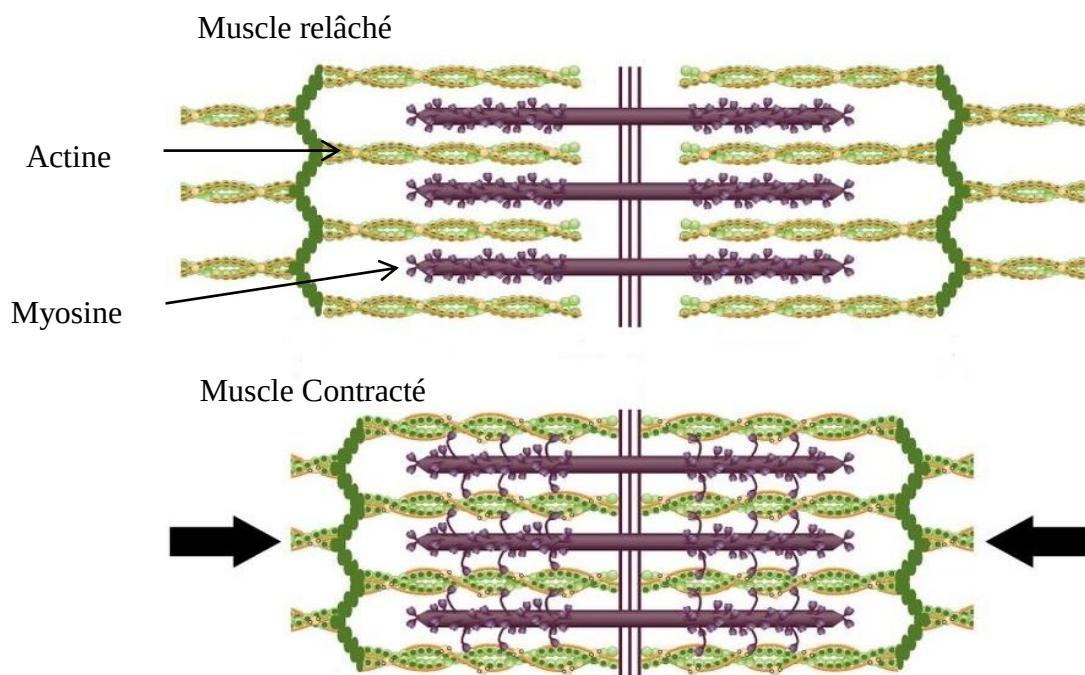


Figure 2.2 Processus de contraction musculaire. Les filaments d'actine glissent le long des filaments de myosine. Adaptée avec permission de « Sliding Filament Model of Muscle Contraction » par OpenStax, 2016. Image sous licence CC BY 4.0.

La commande volontaire de la contraction du muscle se fait à partir du cortex moteur primaire ou de l'aire prémotrice (Canon, 2016a). La commande est envoyée de ces centres supraspinaux à la moelle épinière où elle passe dans des boucles de régulation. En effet, à ce moment, la commande va entrer dans le système nerveux périphérique pour stimuler les muscles effecteurs. Cette stimulation se fait grâce à l'intermédiaire des motoneurones, reliés par une liaison synaptique aux nombreux neurones supraspinaux. L'information véhiculée par les motoneurones se fait par la propagation des potentiels d'action jusqu'aux fibres musculaires, formant ainsi une unité motrice. En effet, chaque fibre musculaire est innervée au niveau de sa plaque motrice. Les fibres sont connectées à des terminaisons nerveuses par des jonctions neuromusculaires qui régulent la contraction volontaire du muscle. Une fois que la jonction neuromusculaire est perturbée,

l'information nerveuse se propage le long du sarcolemme. La propagation du potentiel d'action se fait grâce à la libération d'acétylcholine et à l'aide de tubules T jusqu'au cœur des cellules. Lors de l'excitation des tubules T, la membrane du muscle est dépolarisée : les ions calciques Ca^{2+} vont sortir et permettre la formation du pont actomyosique (*i.e.* couplage entre l'actine et la myosine). Ce processus est appelé couplage excitation-contraction. Le muscle peut graduer sa contraction par unité motrice en les activant les unes après les autres, et son intensité en fonction du nombre d'unités motrices recrutées. Il faut également savoir que les muscles se distinguent de deux façons différentes en fonction du geste effectué. Ils peuvent être soit agonistes, c'est-à-dire responsable de la contraction musculaire, soit antagonistes, c'est-à-dire allant dans le sens contraire au mouvement.

2.1.1.2 Définition de la fatigue neuromusculaire

La fatigue musculaire se définit comme étant l'incapacité à réaliser un exercice de manière volontaire, notamment à cause de la baisse du niveau de force du groupe musculaire en question. La performance motrice diminue à mesure que la pénibilité de la tâche ou de l'exercice augmente (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Edwards, R. H., 1981). Cette baisse de force peut résulter en une incapacité totale à effectuer la tâche (Edwards, R. H., 1981). Avant d'arriver au « point de rupture », différents mécanismes entrent en jeu, permettant de refléter l'état de fatigue (Boyas & Guével, 2011). Le corps humain s'adapte aux changements qui se produisent lors d'un exercice. Il met en place une série d'adaptations pour éviter des dommages importants lors de la fatigue. Ce processus complexe est multifactoriel. En effet, plusieurs causes en sont à l'origine telles que le type d'exercice réalisé (isométrique ou dynamique), l'intensité, la durée de l'activité ou encore la motivation de la personne (Chaffin, D. B., Andersson, G., & Martin, B. J., 2006a). Lors de l'étude de la fatigue, il est donc important de standardiser les exercices physiques à effectuer par les participants afin de pouvoir les comparer entre eux.

La fatigue neuromusculaire peut provenir de plusieurs niveaux. Elle peut avoir soit comme origine le système nerveux central, il s'agit de la fatigue centrale (Boyas & Guével, 2011; Sesboüé & Guincestre, 2006). La fatigue peut aussi être qualifiée de périphérique. Dans ce cas, plusieurs origines de fatigue sont possibles (Figure 2.3).

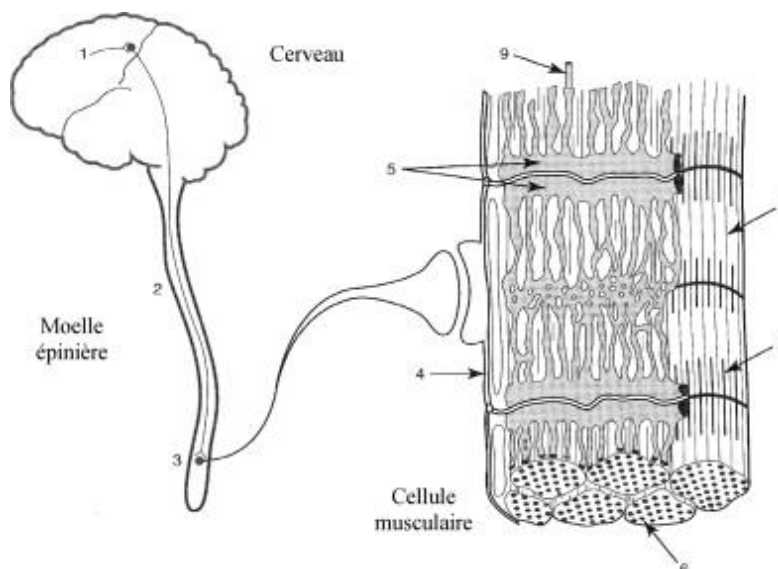


Figure 2.3 Origines de la fatigue centrale (1 : cortex moteur et 2 : motoneurones) et périphérique (3 : unités motrices, 4 : jonction neuromusculaire, 5 : couplage excitation-contraction, 6 : métabolites, 7 : milieu intracellulaire, 8 : appareil contractile et 9 : flux sanguin). « Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms, » par S. Boyas et A. Guével, 2011, *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 54(2), p.97. © 2011 par Boyas et al. Reproduit avec permission.

Parmi ces origines, il peut y avoir notamment une baisse de force due à une activité physique et une mauvaise transmission des potentiels d'action musculaire (Boyas & Guével, 2011). La fatigue centrale peut être décomposée en fatigue supraspinale et fatigue spinale (Boyas & Guével, 2011). La fatigue supraspinale est due à une mauvaise conduction de l'information nerveuse par le cortex moteur primaire ou une génération d'une commande motrice insuffisante (Gandevia, 2001). Elle apparaît essentiellement durant des contractions intermittentes maximales et des contractions sous-maximales. On peut la mettre en évidence grâce à la stimulation magnétique transcrânienne ou par la stimulation périphérique (au travers de la technique de la secousse surimposée d'interpolation), ce qui sera expliqué en sous-section 2.2.2.2 (Gandevia, 2001; Taylor, Todd, & Gandevia, 2006). D'un autre côté la fatigue spinale est associée à la défaillance des motoneurones à conduire l'information (Gandevia, 2001). Par ailleurs, la sensation de fatigue peut également être accrue par la libération d'interleukine-6 (Grygiel-Górniak & Puszczewicz, 2015), ou encore par l'augmentation de la sérotonine et diminution de la dopamine (Meeusen,

Watson, Hasegawa, Roelands, & Piacentini, 2006). Quant à la fatigue périphérique, comme décrite dans Boyas et Guével (2011), elle fait plutôt référence à la défaillance de la propagation des potentiels d'action à partir des unités motrices. Tout d'abord, la transmission du potentiel d'action nerveux en potentiel d'action musculaire est altérée. Cette défaillance peut notamment être due à une dégradation dans les fonctions des neurotransmetteurs (déplétion, réduction de leur libération, défaillance pour leur couplage), à une perte de sensibilité des neurotransmetteurs ou encore à une baisse de propagation du potentiel nerveux au niveau des terminaisons axonales. Le principal neurotransmetteur en cause est l'acétylcholine, dont la libération est amoindrie (Kirkendall, 1990). Comme l'information est moins bien transmise, la contraction musculaire se fait moins bien. Par ailleurs, le couplage excitation/contraction peut également être altéré. En effet, la concentration de Ca^{2+} intracellulaire semble augmenter puisque le calcium est moins libéré. Ainsi, le couplage actine-myosine est altéré, conduisant à une baisse de la force (Sesboüé & Guincestre, 2006; Westerblad & Allen, 1993). Cette baisse de libération du Ca^{2+} est en fait due à une hausse de la concentration en phosphate inorganique et à une baisse de l'Adénosine Triphosphate (ATP), source d'énergie du corps humain. La hausse de phosphate inorganique est également accompagnée d'une accumulation d'ions H^+ . Le manque d'ATP va entraîner des problèmes au niveau des canaux sodiques et du maintien de l'homéostasie, ce qui va entraîner ainsi une défaillance dans la libération du Ca^{2+} et une augmentation d'acide lactique, empêchant le couplage excitation-contraction de bien se faire. Une autre cause potentielle est l'augmentation de la concentration du Mg^{2+} qui est liée à la diminution de la libération du Ca^{2+} , toujours invalidant la bonne procédure de contraction. Un autre problème survient avec l'altération du flux sanguin, la pression des vaisseaux sanguins augmentant à cause de la contraction musculaire. Ainsi les substrats métabolites ne sont plus bien apportés aux muscles, les rejets métaboliques ne sont pas bien évacués (notamment le phosphate inorganique et les ions H^+ , ce qui augmente encore plus leur accumulation) et la chaleur n'est pas bien dissipée, affectant une fois de plus le maintien de l'homéostasie et le couplage excitation-contraction.

En résumé, les mécanismes de fatigue sont complexes et proviennent de différentes sources : centrale, avec l'élaboration de la commande volontaire et la transmission de celle-ci jusqu'aux muscles affectées, et périphérique, avec notamment une détérioration du couplage excitation-contraction. La différenciation des types de fatigue pourrait permettre de mieux adapter les protocoles de récupération.

2.1.2 Le complexe musculo-squelettique de l'épaule

2.1.2.1 Fonctionnement en condition normale

L'épaule est une articulation très complexe du système musculo-squelettique permettant la plus grande amplitude de mouvement comparée à toutes les autres articulations du corps humain (Peat, 1986). Elle permet notamment de positionner le coude et la main dans l'espace (Terry & Chopp, 2000).

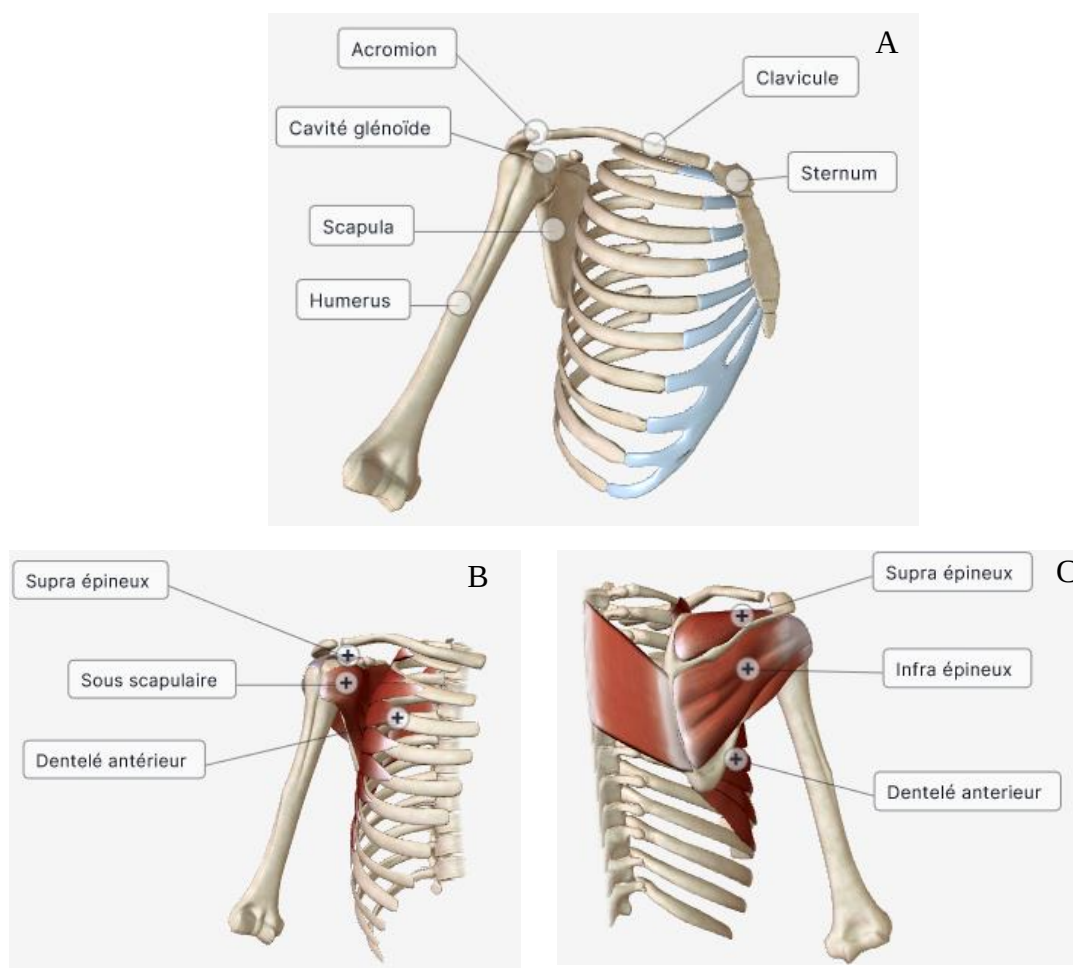


Figure 2.4 A) Anatomie osseuse de l'épaule. B) et C) Muscles de la coiffe des rotateurs, en vue respectivement antérieure et postérieure. Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio. Reproduit avec permission.

L'épaule est en fait formée de cinq articulations, c'est pour cela que nous parlons plutôt d'un complexe articulaire de l'épaule que d'une articulation en tant que telle. Le complexe est formé de trois os principaux : la clavicule, la scapula et l'humérus. Il existe trois « vraies » articulations, que sont l'articulation gléno-humérale, l'articulation acromio-claviculaire, l'articulation sterno-costoclaviculaire. Elles sont formées de muscles multi-articulaires, qui doivent fonctionner de manière coordonnée afin d'assurer la fluidité du mouvement et une mobilité précise de l'épaule (Peat, 1986). Puis il existe deux espaces de glissements que sont la deuxième articulation scapulo-humérale, aussi appelée bourse séreuse sous-acromio-deltôïdienne, et l'espace de glissement scapulo-thoracique (Figure 2.4). Ces structures permettent de limiter les frottements et de faciliter les mouvements du bras. La coordination de ces cinq articulations fait référence au rythme scapulo-huméral. Les cinq articulations composant l'épaule sont les suivantes :

1) L'articulation gléno-humérale est une articulation sphéroïde et permet des mouvements de rotation selon 3 axes. Elle fait le lien entre l'humérus et la cavité glénoïde (partie concave de la scapula). Comme les surfaces sont faiblement congruentes, l'articulation est instable. Ce sont essentiellement les muscles coapteurs autour de l'articulation qui permettent d'en maintenir la stabilité. C'est notamment le complexe musculo-tendineux de la coiffe des rotateurs qui assure cette stabilité ainsi que le mouvement de l'articulation gléno-humérale. Il est formé du sous-scapulaire, qui permet un mouvement de rotation interne, le supra-épineux, qui permet l'abduction/adduction de l'épaule, l'infra-épineux et le petit rond permettant tous deux la rotation externe de l'épaule (Pinaud, 2007). Les ligaments permettent aussi d'assurer la stabilité de l'épaule, mais essentiellement lors de mouvements de grandes amplitudes (Felstead & Ricketts, 2017). En bref, les muscles de la coiffe des rotateurs sont essentiels au bon fonctionnement de l'épaule et des lésions peuvent apparaître s'ils sont utilisés lors d'activités répétitives (Peat, 1986).

2) L'articulation acromio-claviculaire et 3) l'articulation sterno-costoclaviculaire permettent toutes deux d'assurer la stabilité de la clavicule et du thorax lors de mouvements au-dessus de la tête. La première articulation fait le lien entre l'acromion, excroissance osseuse de la scapula, et la clavicule. La deuxième articulation relie quant à elle la clavicule au sternum et au cartilage de la première côte (Culham & Peat, 1993). Ce sont essentiellement les ligaments qui permettent le maintien de ces articulations (Peat, 1986). C'est surtout l'articulation gléno-humérale qui peut

être sujette à des blessures, suite notamment à une lésion à la coiffe des rotateurs, comparé à l'articulation sterno-costoclaviculaire (MacDonald & Lapointe, 2008).

4) La bourse séreuse sous-acromio-deltôïdienne permet notamment le glissement entre des muscles abducteurs de l'épaule (le deltoïde et le supra-épineux), et peut également être sujette à des inflammations (Neer, 1972).

5) L'espace de glissement scapulo-thoracique n'est pas une vraie articulation car il n'existe pas de contact entre la scapula et la cage thoracique mais il s'agit plutôt d'une zone de glissement entre les deux. Le dentelé antérieur et le sous-scapulaire sont intercalés entre les deux os. Une grande mobilité de la scapula est permise grâce à cette articulation, qui est peu atteinte en termes de traumatologie (Peat, 1986).

En résumé, l'épaule est un complexe articulaire complexe, dont les articulations fonctionnent en harmonie pour assurer sa stabilité et ses grandes amplitudes de mouvement. Une défaillance au niveau de l'un de ses muscles (notamment ceux de la coiffe des rotateurs) engendre un déséquilibre et peut conduire à terme à des lésions.

2.1.2.2 Fonctionnement en condition de fatigue

Lors d'une fatigue musculaire, le corps humain va mettre en place une série d'adaptations pour éviter l'apparition de dommages (Sesboüé & Guincestre, 2006). Ces adaptations peuvent altérer la proprioception, les mouvements ou encore les activations musculaires nécessaires à l'exécution des tâches pouvant ainsi compromettre la stabilité de l'épaule (Skinner & McMahon, 2010). On parle alors de variabilité motrice (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Ce sont ces modifications du mouvement humain qui doivent être détectées pour dépister des états de fatigue (méthodes présentées en 2.2.2.2). Afin de guider au mieux la prévention de fatigue neuromusculaire de l'épaule, il est nécessaire d'en étudier et d'en comprendre son impact sur le mouvement humain.

La fatigue entraîne une baisse de force lors d'une contraction musculaire volontaire (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Ainsi, en condition de fatigue à l'épaule, la force générée pour accomplir l'exercice diminue (Enoka & Duchateau, 2008). Certaines études ont déjà montré que la fatigue à l'épaule, et notamment à la coiffe des rotateurs, sur des sujets sains altère le mouvement dans son ensemble. En effet, la proprioception (Myers, Guskiewicz, Schneider, & Prentice, 1999), la cinématique gléno-humérale (Teyhen, Miller, Middag, & Kane, 2008), scapulo-thoracique (Ebaugh, McClure, & Karduna, 2006) et les activations musculaires (Gaudet,

Tremblay, & Dal Maso, 2018; Jang & Oh, 2014) sont des éléments modifiés lorsque la coiffe des rotateurs présente de la fatigue musculaire. Lors de tâches de pointage, *i.e.* tâche de précision, il a été montré que la cinématique est également modifiée suite à une fatigue d'épaule. Par exemple, pour une tâche répétitive de martelage, Côté, Raymond, Mathieu, Feldman et Levin (2005) ont montré des similitudes dans le mouvement de participants fatigués ou blessés à l'épaule. Les participants des deux groupes voyaient la vitesse de pointe et l'accélération du coude significativement plus petite comparé au groupe sain non fatigué. Le groupe blessé a également eu des différences significatives de mouvement dans le poignet, que ce soit pour l'amplitude ou la vitesse de pointe. Dans les deux groupes, la cinématique de l'épaule n'a pas changé. Des stratégies sont ainsi mises en place par les participants, afin de compenser les effets néfastes de la fatigue ou d'une blessure sur le bras. Des observations similaires ont été faites dans des études impliquant d'autres types de mouvements linéaires, telles que le mouvement de sciage, mouvement d'attrapage ou encore de pointage à hauteur d'épaule (Cantú, Emery, & Côté, 2014; Côté, 2014; Qin et al., 2014; Yang et al., 2018). Cependant, il faut noter que malgré ces adaptations dues à la fatigue, la performance finale d'une tâche de pointage n'est pas affectée (Emery & Côté, 2012; Yang et al., 2018). La fatigue neuromusculaire de l'épaule se voit à la fois dans les muscles de l'épaule, et également dans la coordination épaule/coude dans le but de maintenir la position de l'effecteur terminal exacte. Pour résumer, lorsqu'un état de fatigue neuromusculaire de l'épaule survient, les patrons musculaires de l'épaule sont modifiés ainsi que sa stabilité dynamique. La cinématique en est affectée et ceci peut se voir au travers de tâches de pointage. L'étude de ces différences entre un état normal et un état fatigué est ce qui permettrait de pouvoir dissocier ces deux états. Comme l'objectif de ce mémoire est d'innover dans les tests cliniques de détection de la fatigue ou de problèmes neuromusculosquelettiques de l'épaule, l'étude de mouvements plans simples, tels que des tâches de pointage à hauteur d'épaule, semble adéquate.

2.2 Méthodes de détection des blessures et de la fatigue neuromusculaire

Il est important de dépister les risques de blessures pour éviter leur apparition. En effet la détection à un stade précoce permet une rééducation plus facile et rapide (Ljungqvist et al., 2009). L'étude de la fatigue par participant permettrait notamment de pouvoir individualiser les

traitements. Plusieurs outils de tests cliniques existent. Ils peuvent être utilisés dans le cadre de dépistage de blessures ainsi que du suivi de patients, selon que sa condition s'améliore, se stabilise ou se détériore (Roy et al., 2015). Afin d'optimiser ces processus de dépistage de blessures, des recommandations ont été mises en place. Nous présenterons dans un premier temps les contraintes de mise en place et d'exécution auxquelles les tests cliniques doivent se plier (2.2.1). Ensuite, nous étudierons plus spécifiquement les tests cliniques de l'épaule (2.2.2). Nous critiquerons dans un premier temps ceux existant déjà en clinique pour la détection de troubles musculosquelettiques de l'épaule afin de voir les exigences auxquelles ils se plient (2.2.2.1) pour présenter ensuite les méthodes servant à détecter la fatigue musculaire (2.2.2.2).

2.2.1 Cahier des charges d'un test clinique

D'après le consensus du Comité International Olympique, un test clinique de dépistage des blessures doit être fiable avec des données qui soient répétables, et ce, quel que soit l'évaluateur prenant la mesure (Ljungqvist et al., 2009). Il faut également que le test soit sensible et spécifique, c'est-à-dire que d'une part le test doit pouvoir détecter toutes les personnes atteintes de la pathologie, et d'autre part être assez spécifique pour ne pas détecter des personnes non atteintes de ce trouble. Il doit également être, si possible, peu coûteux, facile d'utilisation et non invasif (Ljungqvist et al., 2009; Van den Bruel, Cleemput, Aertgeerts, Ramaekers, & Buntinx, 2007). Cependant, il faut être conscient que les résultats des mesures effectuées lors d'un test clinique peuvent être entachés d'erreurs (Bruton, Conway, & Holgate, 2000). Tout d'abord, l'instrument en tant que tel peut causer par exemple des erreurs systématiques, s'il est dérégulé, ou aléatoires en cas de bruit électrique (Cohen-Adad, 2018). Ensuite, les évaluateurs peuvent également avoir une façon différente de prendre des mesures, affectant ainsi la qualité finale de la mesure. Les variations individuelles et interindividuelles, d'origine biologique, peuvent également changer les mesures finales. En effet, les mêmes mesures peuvent donner des résultats différents en fonction du moment de la journée (Jasper, Häußler, Baur, Marquardt, & Hermsdörfer, 2009). Il est donc nécessaire d'évaluer les caractéristiques psychométriques des tests afin d'en déterminer leur pertinence d'un point de vue clinique. Des mesures existent à la fois pour estimer les erreurs aléatoires et systématiques et sont présentées ci-dessous.

- Répétabilité des mesures (erreurs aléatoires)

Les erreurs aléatoires sont imprédictibles et l'étude de la répétabilité des mesures permet de les estimer (Bruton et al., 2000). Une bonne répétabilité permet de s'assurer que d'un jour à l'autre les mesures donnent un résultat similaire (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006). Il s'agit d'un estimé de la performance du test clinique. C'est ce qui permet notamment de s'assurer de la bonne différenciation des personnes, ou alors de la similitude des résultats pour un même participant lors de deux jours différents et lors d'une prise de données par différents évaluateurs, malgré les erreurs de mesure. Les coefficients de corrélation intraclasse ou interclasse (CCI) sont les mesures de répétabilité les plus utilisées en science du mouvement (Shrout & Fleiss, 1979). Le coefficient de corrélation intraclasse permet de déterminer la répétabilité d'un jour à l'autre, tandis que le coefficient de corrélation interclasse permet de déterminer la répétabilité d'un évaluateur à l'autre. En fonction de la situation pour laquelle la répétabilité doit être analysée, il existe 10 formes différentes de calculer le CCI. Celles-ci sont toutes référencées dans Koo et Li (2016). Tout d'abord, il faut choisir le *modèle*, qui est associé aux types d'évaluateurs ayant pris les données. Si les évaluateurs ont été sélectionnés aléatoirement parmi un groupe d'évaluateurs aux compétences différentes, le modèle à un facteur à effets aléatoires sera choisi. Dans le cas où un seul évaluateur effectue la mesure, le modèle à deux facteurs à effets mixtes sera choisi. Enfin, nous utiliserons le modèle à deux facteurs à effets aléatoires si plusieurs évaluateurs aux compétences similaires auront effectué les mesures. Ensuite se pose la question du nombre de mesures prises en considération, soit le *type* de sélection. Si l'étude se fait sur la moyenne de plusieurs mesures (*e.g.* la moyenne de plusieurs évaluateurs, ou la moyenne de plusieurs répétitions), le *type* sera « multiple ». Tandis que si une seule mesure est prise en considération, le *type* sera simple. Pour finir, le dernier élément à prendre en compte est la *définition*. L'accord absolu (en anglais *absolute agreement*) sera utilisé dans le cas où les évaluateurs donnent les mêmes scores. Au contraire, la cohérence (en anglais *consistency*) sera utilisée dans le cas où un facteur est à ajouter entre les différents évaluateurs. Une fois ces trois caractéristiques établies, il est possible de choisir la forme adéquate pour le calcul du CCI. Puis, à partir de ces coefficients, le changement minimal détectable peut être calculé. Il représente la différence maximale entre deux mesures que 95% des personnes peuvent avoir (Beaton, Boers, & Tugwell, 2017) :

$$\text{Changement minimal détectable} = 1.96 * s * \sqrt{2 * (1 - CCI)} \quad (1)$$

avec s , l'écart-type des mesures.

Cependant, il faut être conscient que les tests statistiques ne reflètent pas la stricte vérité sur la répétabilité d'un test. Alors qu'il n'existe pas de seuil minimal à atteindre pour que la répétabilité d'un test soit considérée comme cliniquement acceptable, il faut prendre du recul par rapport à ce que les précédentes études affirment quant à la répétabilité de leurs tests (Bruton et al., 2000). Il faut aussi être conscient que la répétabilité est dépendante de la population d'intérêt et faire ainsi attention aux comparaisons entre études (Bruton et al., 2000). Pour ce faire, l'utilisation de graphiques Bland and Altman peut être utile (Giavarina, 2015). Ils permettent d'illustrer le degré de concordance entre deux mesures, avec en abscisse le moyenne des deux mesures et en ordonnée leur différence. Deux limites de concordance peuvent être tracées, correspondant à l'intervalle de l'écart-type ± 1.96 . Lorsque les valeurs des participants se retrouvent dans cet intervalle-là, elles sont interprétées comme étant concordantes entre les deux jours. En effet, cela signifie que les différences de valeurs entre les deux jours sont petites. Ainsi, plus les valeurs se rapprochent de 0, plus la concordance entre les deux jours l'est également.

- Validité diagnostique (erreurs systématiques)

Il est important de connaître la validité diagnostique d'un test clinique afin de montrer à quel point ce test permet de décrire l'état réel du phénomène (Cohen-Adad, 2018). Lorsque la validité diagnostique est élevée, il y a alors très peu d'erreurs systématiques et les moyennes des mesures sont alors proches de la valeur vraie. Ceci permet au final de prédire l'apparition d'une blessure. L'erreur standard de mesure (SEM) permet notamment à partir du CCI d'avoir l'écart-type de la distribution de l'erreur de mesure. Ainsi, plus l'erreur standard de mesure est petite, moins le test donne des valeurs aléatoires (Weir, 2005).

$$SEM = s * \sqrt{1 - CCI} \quad (2)$$

De plus, la sensibilité et la spécificité peuvent être calculées. La sensibilité représente la proportion de personnes réellement blessées étant détectées en tant que tel, tandis que la spécificité représente la proportion de personnes non blessées étant détectée comme saines. Ces deux mesures, à partir du tableau de vérité, se calculent de la façon suivante :

Tableau 2.1 Tableau de vérité

	Personne blessée	Personne non blessée
Résultat positif au test	Vrais positifs (VP)	Faux positifs (FP)
Résultat négatif au test	Faux négatifs (FN)	Vrais négatifs (VN)

$$Sensibilité = \frac{VP}{FN + VP} * 100 \quad (3)$$

$$Spécificité = \frac{VN}{VN + FP} * 100 \quad (4)$$

Ces mesures sont utilisées pour la précision du test et sont obtenues en comparaison à un *Gold Standard*. Elles sont dépendantes de la valeur du seuil imposée pour différencier une personne blessée d'une personne non blessée. De ce fait, la spécificité et la sensibilité sont inversement reliées et les « courbes ROC », de l'anglais *receiver operating characteristic* (abscisse : 1-spécificité, ordonnée : sensibilité) permettent de voir cette relation. Bien qu'il soit difficile pour un test d'atteindre 100% en spécificité et en sensibilité, le fait de tracer ce type de courbe permet de se rendre compte quel est le meilleur test en terme de précision. Si la courbe est une diagonale, cela signifie que le test a 50% de chance de donner une bonne réponse (*i.e.* qu'une personne blessée soit réellement blessée). Par ailleurs, Roy et al. (2015) propose d'utiliser également les valeurs de prédiction positive (VP+), négative (VP-), le rapport de vraisemblance positif (RV+) et négatif (RV-) comme critère de validité diagnostique. Les valeurs de prédiction permettent de connaître la probabilité de personnes blessées qui le sont réellement. Ces valeurs sont utilisées lorsque la prévalence est très faible. Les rapports de vraisemblance illustrent la chance d'avoir un test positif lorsqu'une personne est blessée comparé à si elle ne l'était pas. Par exemple, un rapport de vraisemblance positif de 4 signifie qu'une personne blessée a 4 fois plus de chance d'avoir un test positif que si elle n'était pas blessée. Dans le cadre clinique, un test doit donc être répétable, avec une spécificité et sensibilité élevées, afin qu'il puisse fournir des informations cohérentes aux professionnels de la santé et qu'il puisse détecter efficacement les personnes fatiguées et à risque de blessures. Ce sont ces caractéristiques métrologiques et psychométriques qu'il faudra évaluer lors de l'étude d'un nouveau test à instaurer en clinique. Il

sera donc nécessaire dans la suite de ce mémoire de valider la méthode mise en place pour la détection de fatigue au travers des mesures présentées dans cette sous-partie.

2.2.2 Méthodes existantes

2.2.2.1 Évaluation clinique des problèmes à la coiffe des rotateurs

Les outils d'évaluation cliniques en place sur l'orthopédie de l'épaule sont nombreux et se retrouvent en deux catégories : les outils diagnostiques et les outils de mesure clinique. Il est important de déterminer s'ils représentent de bons outils de dépistage. Parmi toutes les blessures, les tendinopathies de la coiffe des rotateurs sont les plus présentes et incluent les syndromes d'abutement de l'épaule, les ruptures partielles (i.e. rupture d'une partie) et transfixiantes (i.e. rupture sur toute l'épaisseur) de tendon(s) (Tekavec et al., 2012). Roy et al. (2015) fait état des différents outils d'évaluation cliniques existant, avec leur validité diagnostique pour ensuite les agrémenter de recommandations cliniques, pour savoir dans quels cas les utiliser.

- Outils diagnostiques

Les deux principales catégories d'outils diagnostiques existant pour la détection de problèmes à la coiffe des rotateurs sont les tests physiques et l'imagerie médicale. Les tests physiques sont mis en place afin d'isoler une partie de l'épaule et de savoir s'il y a une déficience musculaire, indiquant une possible blessure (Itoi, 2013). Ces tests sont souvent utilisés par les cliniciens car faciles à mettre en place et rapides. Les tests les plus connus et spécifiques à la coiffe des rotateurs sont les tests de Jobe (Jobe & Moynes, 1982), aussi connus sous « empty can test », de Hawkins-Kennedy, de Neer, de l'arc de mouvement douloureux, de Gerber et de l'épreuve du bras tombant (Jain et al., 2013). L'association de plusieurs tests entre eux semble donner une validité diagnostique supérieure comparée à celle des tests pris isolément pour la détection de faiblesse au niveau de la coiffe des rotateurs (Sgroi, Loitsch, Reichel, & Kappe, 2018). En effet, ces tests peuvent difficilement être à la fois sensibles et spécifiques. Par exemple, alors que le test de Hawkins-Kennedy semble avoir une sensibilité élevée (sensibilité=0.92) dans le cas d'un syndrome d'abutement de l'épaule, sa spécificité n'est que de 0.25 (Çalış et al., 2000). Lorsque la spécificité augmente (spécificité=0.50), tel que dans Kelly, Brittle et Allen (2010), la valeur de sensibilité diminue (sensibilité=0.74). La combinaison de ce test avec un test ayant une spécificité plus élevée permettrait de faire un bon compromis, comme proposé dans Roy et al.

(2015). En effet, un test ayant une sensibilité élevée permettra d'exclure les personnes non atteintes par la pathologie à détecter, tout en gardant les personnes à risque d'être atteintes. À la suite de quoi, les tests ayant une spécificité élevée permettront de confirmer le diagnostic (Akobeng, 2007). Pour sa part, l'imagerie médicale, telle que l'ultrason, l'IRM et l'arthro-IRM, présente une sensibilité et une spécificité élevées pour la détection d'atteintes à la coiffe des rotateurs. Ce sont surtout les ruptures transfixiantes qui sont bien détectées puisqu'elles ont une sensibilité et une spécificité de minimum 0.85 à la fois pour l'ultrason (*i.e.* échographie), l'IRM et l'arthro-IRM (de Jesus, Parker, Frangos, & Nazarian, 2009). Bien que pour les ruptures partielles de la CR la sensibilité ne soit comprise qu'entre 0.67 et 0.83 pour ces types d'imagerie, la spécificité est de 0.93 minimum, ce qui fait que ces outils demeurent d'excellents outils de détection (Roy et al., 2015). Cependant, l'imagerie médicale est une technique coûteuse pour laquelle le temps d'attente peut être très long (Sistrom & McKay, 2005). C'est pourquoi le recours à ce type d'examen peut être limité.

- Outils de mesure clinique

Une multitude d'outils assez sensibles permettent d'évaluer la condition d'une atteinte à la coiffe des rotateurs du patient dans le temps. Ceci peut se faire notamment au travers de l'amplitude articulaire. En effet, si cette amplitude est réduite, cela peut signifier une détérioration ou amélioration de l'état de santé du patient (Mullaney, McHugh, Johnson, & Tyler, 2010). Les goniomètres et les inclinomètres sont les outils les plus fréquemment utilisés (Roy & Esculier, 2011). Dans les cas particuliers de la rotation interne (RI) et rotation externe (RE), l'évaluation de l'amplitude articulaire active pour sujets asymptomatiques a une fiabilité intra-évaluateur de modérée à bonne en rotation interne (goniomètre, CCI=0.64-0.67 et inclinomètre, CCI=0.63-0.87) et de bonne à excellente en rotation externe (goniomètre, CCI=0.79-0.91 et inclinomètre, CCI=0.77-0.94) (Kolber et al., 2011). Lors de l'évaluation de la fiabilité de sujets symptomatiques, les valeurs de CCI sont également dans l'intervalle modéré à excellent en rotations interne et externe (goniomètre CCI= 0.60-0.96 et inclinomètre, CCI=0.73-0.97) (Roy et al., 2015; Shin, Ro, Lee, Oh, & Kim, 2012). Le goniomètre et l'inclinomètre peuvent de plus tous deux être considérés comme des outils intra- et inter-évaluateur fiables (Roy & Esculier, 2011). Cependant, il semble que des études complémentaires doivent être effectuées quant à la sensibilité du test et du changement minimal détectable (Roy et al., 2015). En ce qui concerne la force musculaire, les dynamomètres manuels et stationnaires présentent également une fiabilité

intra- et inter-évaluateur de bonne à excellente (Plotnikoff & MacIntyre, 2002). Le bilan musculaire manuel présente quant à lui des limites puisqu'il est souvent surévalué comme l'explique Dvir (1997). Decleve et al. (2020) ont mis au point un outil d'évaluation de la force de manière autonome en rotation interne et externe de l'épaule, le *Self-Assessment Corner*. Cet outil présente l'avantage d'éliminer l'influence de l'évaluateur, d'avoir des mesures très répétables d'un jour à l'autre ($ICC > 0.89$) et d'être facile à mettre en place. Cependant, quelle que soit la méthode d'évaluation de la force, des limitations existent quant à l'évaluation de la sensibilité au changement puisqu'il manque de l'information sur le changement minimal détectable (Roy et al., 2015). Par ailleurs, comme expliqué par Matias et Pascoal (2006), l'étude de la position et des mouvements scapulaires est adéquate pour analyser l'instabilité de l'épaule. En effet, une instabilité de l'épaule pourrait refléter un trouble. Pour ce faire, les mesures linéaires et angulaires peuvent être évaluées en clinique. Pour les mesures linéaires de la scapula, il existe le Lateral Scapular Slide Test ($CCI = 0.70-0.96$) (Nijs et al., 2005) ou encore le test Lateral Displacement of the Scapula ($CCI = 0.69-0.89$) qui ont des fiabilités intra- et inter-évaluateur de modérées à excellentes (da Costa et al., 2010). Toutefois, aucune corrélation n'a été associée avec les facteurs de douleur ou d'incapacité suite à des questionnaires spécifiques aux blessures de l'épaule (Nijs et al., 2005). Ceci signifie que l'intérêt clinique de ces tests est limité. Les mêmes remarques peuvent être établies concernant les mesures angulaires de la scapula à l'aide d'un inclinomètre. Plusieurs études ont déjà montré des excellentes fiabilités inter- et intra-évaluateur (Johnson, McClure, & Karduna, 2001; Lewis & Valentine, 2008; Watson, Balster, Finch, & Dalziel, 2005), cependant l'intérêt clinique de ces mesures concernant l'étude de troubles à l'épaule reste encore flou. Bien que tous ces tests soient faciles à mettre en place et semblent peu coûteux, leur sensibilité au changement et leur intérêt clinique sont encore limités. Des tests de performance peuvent également être mis en place pour juger le niveau fonctionnel des participants. Parmi eux, il existe le *Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test*, le *Constant-Murley Score* ou encore le *Functional Impairment Test-Head, Neck/Shoulder/Arm*. Leur répétabilité peut être excellente (Blonna et al., 2012; Kumta, MacDermid, Mehta, & Stratford, 2012; Silva et al., 2019), cependant ils restent peu étudiés sur des participants à risque de blessure de la CR. Les tests de mesures cliniques peuvent être jumelés par des questionnaires d'autoévaluation, qui permettent de connaître l'évolution de l'état de santé et la qualité de vie du patient (Lori, 2011). Le questionnaire Disability of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) est un

excellent outil d'évaluation clinique. Il faut savoir que les questionnaires sont généralement écrits en anglais et que les versions DASH, QuickDASH et Western Ontario Rotator Cuff (WORC) sont, à notre connaissance, les seules validées au Québec (Dubert, Voche, Dumontier, & Dinh, 2001; Fayad et al., 2009; Fayad et al., 2008; St-Pierre, Dionne, Desmeules, & Roy, 2015). La version française du DASH a en effet une excellente répétabilité intra-évaluateur, avec un CCI de 0.95. Sa validité diagnostique est également intéressante puisqu'il existe de bonnes corrélations pour l'étude de l'invalidité perçue ou encore l'évaluation de la déficience (Fayad et al., 2008). La version plus courte de ce questionnaire, le QuickDASH, a également montré une excellente répétabilité (CCI=0.94) et une bonne validité diagnostique (Fayad et al., 2009). St-Pierre et al. (2015) ont proposé la version québécoise du WORC, en dénotant une excellente répétabilité (CCI=0.96), une bonne validité avec de fortes corrélations avec le DASH et très sensible aux changements. Dans le cas où le temps de mesure est restreint, le QuickDASH peut être utilisé à la place. Nécessitant que quelques minutes à remplir (contre 10 à 15 minutes pour les autres questionnaires), sa qualité métrologique n'en est pas affectée puisqu'elle demeure excellente (Gummesson, Ward, & Atroshi, 2006). Les questionnaires proposés ici semblent présenter d'excellentes qualités métrologiques et être sensibles aux changements. Cependant, il faut faire attention au fait que les questionnaires dépendent de la population donnée et que le sentiment de douleur peut en fausser les résultats. Un seuil peut difficilement être positionné pour savoir si une personne est blessée ou non. Les questionnaires sont d'excellents outils d'appréciation de l'évolution des patients, mais ne peuvent détecter une blessure en tant que telle. Pour résumer, les outils d'évaluation clinique qui existent pour la détection des troubles à la coiffe des rotateurs présentent des avantages et inconvénients qui leur sont propres. Parmi ceux-ci l'imagerie médicale est la méthode la plus efficace, avec une excellente validité diagnostique, mais reste une technique lourde et coûteuse et n'arrive donc qu'en complément. Les outils de mesure clinique présentent en général de bonnes qualités métrologiques pour connaître l'évolution d'un patient dans le temps. Ils devraient cependant être complétés par des questionnaires d'autoévaluation. Afin de rester en adéquation avec les attentes des tests cliniques sur l'orthopédie de l'épaule, il faudrait que les mesures de répétabilité et de validité diagnostique de la méthode de détection de fatigue (mise en avant dans ce mémoire) soient calculés et tendent vers celles exposées dans cette sous-section.

2.2.2.2 Évaluation de la fatigue musculaire

Comme présenté en section 2.1.1.2, la fatigue a deux origines : périphérique (c'est-à-dire des muscles) (Enoka & Stuart, 1992) et centrale (c'est-à-dire du système nerveux central) (Gandevia, 2001). Dans le contexte de l'épaule, la différenciation des deux types de fatigue au sein d'un même test permettrait d'améliorer les protocoles de prévention au sein de la population et de spécifier des traitements plus adaptés. Or, à l'heure actuelle, les méthodes permettant de détecter de la fatigue neuromusculaire de l'épaule ne différencient pas efficacement et facilement les deux types de fatigue. Des questionnaires spécifiques à l'analyse de la fatigue existent. Parmi eux, il existe le Visual Analogue Scale (VAS). Celui-ci permet d'estimer quantitativement et de manière rapide et répétable la fatigue ainsi que le niveau d'énergie d'un participant sain et atteint de trouble du sommeil (Lee, Hicks, & Nino-Murcia, 1991). Alors que cette échelle sert essentiellement à détecter de la fatigue générale, telle que manque de motivation ou sommeil, elle a néanmoins été utilisée lors d'une étude suite à une fatigue musculaire (Leung, Chan, Lee, & Lam, 2004). Cependant, dans le cas des faibles intensités de contraction, de 0 à 15% de la force maximale, l'échelle de fatigue ne semble pas adaptée. Par ailleurs, il existe des échelles spécifiques à la quantification de l'effort investi pendant une tâche de fatigue, telle que l'échelle RPE de Borg (Borg, 1998). Les VAS et nombre de Borg sont deux méthodes de détection de la fatigue fiables, car les scores corrélaient bien à la concentration de lactate dans le sang (Neely, Ljunggren, Sylvén, & Borg, 1992), qui est un biomarqueur de la fatigue (expliqué plus loin). Le nombre de Borg semble cependant meilleur que le VAS puisqu'il offre la possibilité au participant de s'exprimer oralement et reflète bien les hauts niveaux d'intensité. Cependant, le nombre de Borg ne semble pas être tout le temps un très bon indicateur de l'intensité de l'exercice, comme montré dans l'article de Chen, Fan et Moe (2002). Ceci est probablement dû au fait que l'échelle de Borg mesure l'effort et non pas la fatigue (Pageaux, 2016). Une autre possibilité d'étudier la fatigue est d'en analyser ses biomarqueurs. Ceux spécifiques à la fatigue sont ceux rendant compte essentiellement de l'acidose et de la déplétion en ATP, de la surproduction d'espèces réactives à l'oxygène et des réactions inflammatoires. L'utilisation de plusieurs biomarqueurs à la fois rendrait plus facilement compte de la fatigue (Stenholm et al., 2010). Les deux plus courants et fiables lors des analyses sont la concentration de lactate et d'interleukine-6 qui augmentent pendant un exercice et apparition de fatigue (Finsterer, 2012; Ostrowski, Rohde, Zacho, Asp, & Pedersen, 1998; Tesch, Sjödin, Thorstensson, & Karlsson,

1978). Cependant même s'il s'agit d'indicateurs fiables de la fatigue, et qu'ils permettent de voir l'évolution de l'adaptation du corps humain à l'exercice, la collecte de données se fait de manière invasive puisqu'il faut récupérer les concentrations dans des échantillons sanguins. Actuellement, la technique la plus utilisée pour l'étude de la fatigue est l'électromyographie de surface (Lindström, Kadefors, & Petersén, 1977). Piper (1912) a été le premier à montrer le lien entre la baisse de la fréquence de l'EMG et l'arrivée de la fatigue. Mais ce n'est que depuis la moitié du XXème siècle que les études sur l'utilisation de l'EMG et la fatigue se sont intensifiées, notamment grâce au développement des techniques d'enregistrement de signaux myoélectriques, devenues plus efficaces (Cifrek, Medved, Tonković, & Ostojić, 2009). L'amplitude du signal de la moyenne quadratique de l'EMG augmente progressivement à mesure que la fatigue apparaît (Edwards, R. G. & Lippold, 1956). Une autre façon de procéder est de faire l'analyse fréquentielle du spectre de l'EMG. D'après Lindström, Kadefors et Petersén (1977), le spectre de puissance du signal EMG est décalé vers les plus basses fréquences lors de la fatigue. En effet, lors de la fatigue, la vitesse de propagation des potentiels d'action des unités motrices est ralentie. En général, la fréquence médiane, et la fréquence moyenne sont calculées. Elles correspondent respectivement à la fréquence divisant le spectre en deux parties de même énergie et à la fréquence moyenne calculée sur tout le spectre d'énergie. Une baisse de 8% de la fréquence moyenne du trapèze supérieur est un signe de fatigue, selon une étude menée par Oberg, Sandsjö et Kadefors (1990). Cependant, lors de l'enregistrement de données EMG pendant un exercice dynamique, la détection de la fatigue musculaire peut être faussée. C'est ce qui a été constaté par Petrofsky (1979), qui, dû à l'échauffement des muscles, l'amplitude de la moyenne quadratique a diminué et la fréquence médiane a augmenté. Or, l'analyse des signaux est assez complexe, puisqu'une bonne visualisation des signaux en amont est nécessaire et que plusieurs traitements sur signaux sont à effectuer avant de pouvoir les analyser (Ekstrom, Soderberg, & Donatelli, 2005). De plus, l'EMG requiert de l'évaluateur une bonne connaissance de l'anatomie humaine et de l'expérience afin de bien positionner les électrodes. En effet, un mauvais positionnement peut entraîner une mauvaise interprétation des signaux (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Aussi, l'EMG de surface ne peut pas capter l'activité musculaire des muscles en profondeur. Pour contrer à ce problème, des électrodes intramusculaires peuvent être utilisées (Alenabi, Dal Maso, Tétreault, & Begon, 2016; Alenabi, Jackson, Tétreault, & Begon, 2014). Ces électrodes sont beaucoup moins sensibles au problème de diaphonie (*i.e.* interférence des

signaux) par rapport à l'EMG de surface et le signal recueilli est ainsi plus spécifique. Cependant, elles ne captent le signal que d'un plus petit volume, elles sont plus chères et requièrent une expertise encore plus avancée pour leur placement, qui est invasif (Allen, Brookham, Cudlip, & Dickerson, 2013). Par ailleurs, l'EMG ne permet pas à elle seule de détecter de la fatigue centrale et doit, pour ce faire, être combinée avec de la stimulation nerveuse percutanée (Merton, 1954). Elle s'opère avec une stimulation électrique surimposée du nerf moteur pendant une contraction maximale du muscle innervé (Boyas & Guével, 2011). Si, suite à cette stimulation nerveuse, le pic de force de la contraction maximale est plus élevé, cela met en avant la présence de fatigue centrale. En effet, le transfert d'information ne se fait plus bien et l'action volontaire d'effectuer le mouvement est amoindrie. Malheureusement, cette association de technique soit ne peut pas être déployée sur tous les types de muscle (*e.g.* l'épaule) soit son installation s'avère longue et difficile à mettre en place (Lepers, 2010). Une alternative est alors de combiner l'électromyographie de surface avec de la stimulation magnétique transcrânienne (Taylor & Gandevia, 2001). Cette méthode permet de mettre en avant la présence d'un changement dans la conduction de l'information supraspinale, ainsi que de l'inhibition et de l'excitation corticales lorsque couplées à de l'EMG (Gandevia, 2001). Mais encore une fois l'instrumentation est lourde et coûteuse (Gruet et al., 2014). D'autres méthodes non invasives permettent de détecter de la fatigue, telles que la sonomyographie, la spectroscopie proche infrarouge ou encore la mécanomyographie (Al-Mulla, Sepulveda, & Colley, 2011). Cependant ces dernières sont souvent utilisées en association à de l'EMG (Ibitoye, Hamzaid, Zuniga, & Abdul Wahab, 2014; Shi, Zheng, Chen, & Huang, 2007; Taelman et al., 2011) et ne permettent pas, elles non plus, de différencier une fatigue centrale d'une fatigue périphérique. Même si les tests existants pour l'étude de la fatigue sont de très bons outils, tels que l'EMG, ils peuvent difficilement être utilisés en clinique puisque chronophages. Il n'existe pas de test clinique à proprement parlé. Il y a donc un intérêt à trouver une nouvelle méthode pour détecter la fatigue neuromusculaire, qui soit facile à mettre en place cliniquement. C'est ainsi que nous nous sommes tournés vers la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides, présentée dans la section suivante (2.3).

2.3 La Théorie Cinématique des mouvements humains rapides

Les tests cliniques présentés ci-dessus pour la détection des troubles à l'épaule ou bien de la fatigue neuromusculaire étant insuffisants, il est alors nécessaire de se tourner vers d'autres

outils. Pour rappel, un test clinique doit être répétable avec des mesures à la fois spécifiques et sensibles. Il faut également qu'il soit facile à utiliser, abordable et accessible (Ljungqvist et al., 2009). De plus, la section 2.1.2.2 nous a appris que le contrôle moteur fin est modifié en cas de fatigue musculaire à l'épaule, dans des tâches telles que de pointage (Côté, 2014). L'étude de la fatigue musculaire de l'épaule au travers de l'analyse cinématique de ces gestes semble être une façon innovante de procéder. Par ailleurs, comme la fatigue peut être à la fois centrale et périphérique, des tests intégrant une évaluation à la fois cognitive et motrice seraient tout à fait adéquats. Une modélisation efficace du mouvement humain permettant d'évaluer le système neuromusculaire (SNM) est requise. Afin de choisir adéquatement le modèle, plusieurs conditions sont nécessaires. Tout d'abord, il faut que le modèle soit adapté à l'analyse du mouvement cinématique du membre supérieur. Le modèle doit également pouvoir permettre la représentation des mouvements réels et être physiologiquement plausible. Son utilisation doit être facile, c'est-à-dire avec un système de capture du mouvement ergonomique, et avec peu d'interaction nécessaire par l'évaluateur pour diminuer le risque d'erreurs de mesure et avoir des données répétables. A ce jour, et d'après la liste des exigences à satisfaire, les modèles de la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides mise en place en 1995 par le Pr. Réjean Plamondon semblent les plus appropriés et seront ceux à l'étude dans ce mémoire (Plamondon, 1995a, 1995b, 1998; Plamondon, Feng, & Woch, 2003). La Théorie Cinématique permet de faire l'étude du contrôle moteur et a été utilisée lors de plusieurs études neuromusculaires. Le paradigme de cette théorie repose sur la lognormalité des mouvements, c'est-à-dire que la cinématique du mouvement humain est modélisée par une fonction lognormale dont les paramètres sont physiologiquement identifiables. Il est nécessaire dans un premier temps de présenter les fondements de cette théorie (2.3.1) afin de mieux la comprendre et des moyens nécessaires à son application. La reconstruction des données sera abordée (2.3.2) avec la présentation de différents modèles utiles (2.3.2.1) et des moyens à disposition pour évaluer leur performance (2.3.2.2). Après cet état de l'art théorique, nous aborderons la mise en application de la théorie (2.3.3), avec notamment une présentation du système de capture du mouvement.

2.3.1 Les fondements théoriques

La théorie a en fait d'abord été mise en place sur les gestes simples, tels que les gestes de pointage (Plamondon, 1995a, 1995b), pour ensuite être étendue à des mouvements plus

complexes, tels que les tâches d'écriture (Plamondon & Djoua, 2006). Elle permet l'étude du système neuromusculaire (SNM) au travers de sa cinématique. Graphiquement, la sortie du profil de vitesse d'un mouvement humain tel qu'un geste de pointage a une forme de cloche asymétrique. La Théorie Cinématique postule que cette cloche asymétrique est en fait modélisée par une fonction lognormale. Il s'agit donc de la réponse impulsionnelle du SNM qui a un profil de vitesse en forme de lognormale.

Le SNM peut être approché comme étant une boîte noire regroupant la partie des aires motrices -là où part la commande- aux muscles -là où le mouvement est généré-. La boîte noire est formée par une infinité de sous-systèmes linéaires (i.e. entités neuronale, musculaire ou neuromusculaire) reliés entre eux de manière hiérarchique et parallèle (Plamondon, 1995a). C'est la sortie de cette boîte noire qui nous intéresse et que nous analyserons. Plamondon et al. (2003) ont mathématiquement montré que la réponse impulsionnelle d'un système neuromusculaire tend vers une lognormale. Ce phénomène est expliqué notamment par l'existence d'une relation de proportionnalité des sous-systèmes linéaires, si le nombre de sous-systèmes tend vers l'infini. En effet, la réponse impulsionnelle de chaque sous-système peut être vue comme le produit de la convolution de tous les sous-systèmes précédents. Ces sous-systèmes étant des fonctions réelles et non négatives, le Théorème Central Limite prévoit sous ces conditions que la réponse impulsionnelle converge vers une fonction lognormale (Plamondon et al., 2003). Ce postulat a ensuite été vérifié expérimentalement dans Plamondon, Feng et Djoua (2008). Les propriétés du SNM peuvent ainsi être exprimées en termes de temps de délai lognormaux (« logtime delays ») et temps de réponse lognormaux (« logresponse times »). Mathématiquement, la réponse impulsionnelle d'un système linéaire i peut ainsi s'écrire sous la forme suivante :

$$\Lambda_i(t; t_0, \mu_i, \sigma_i^2) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}(t - t_{0i})} \exp \left\{ -\frac{1}{2\sigma_i^2} [\ln(t - t_{0i}) - \mu_i]^2 \right\} \quad (5)$$

avec μ le temps de délai lognormal, σ le temps de réponse lognormal et t_0 le décalage spatio-temporel. Il s'agit en fait de l'instant où la commande est envoyée vers le SNM.

D'un point de vue théorique, la cinématique du mouvement ressemble à une fonction lognormale. La réponse impulsionnelle d'un système linéaire est définie par l'équation (5). C'est cette équation qui va nous servir dans le reste de ce mémoire, et notamment à en analyser l'évolution de ses paramètres. Le profil de vitesse d'un mouvement humain est défini comme une

superposition de fonctions lognormales (O'Reilly & Plamondon, 2009). Nous allons voir dans la prochaine sous-section (2.3.2) comment se fait ce lien entre fonction lognormale et mouvement, puis expliquer ainsi le processus de reconstruction de la vitesse.

2.3.2 Reconstruction de la vitesse

Lorsqu'une personne effectue un mouvement, sa cinématique peut être décomposée en fonctions lognormales. La reconstruction de la cinématique du mouvement se fait ainsi dans un souci de résolution inverse (*i.e.* affecter des valeurs à un modèle). En d'autres termes, lorsqu'une personne effectue un mouvement, celui-ci peut être recréé sur un modèle existant basé sur l'interaction de fonctions lognormales. Ainsi, pour reconstruire la vitesse finale du mouvement, il faut affecter des valeurs au modèle en suivant les données expérimentales. Afin de recréer le mouvement, plusieurs modèles ont été mis en place : le modèle Delta-Lognormal pour les mouvements de simple pointage et le mouvement Sigma-Lognormal pour les mouvements plus complexes. Nous allons ainsi présenter ces deux modèles dans un premier temps (2.3.2.1). Par ailleurs, il est primordial que les données reconstruites suivent les données empiriques. Il faut que la reconstruction du profil de vitesse soit correcte et réponde à un certain standard d'optimisation à chaque extraction. C'est pour cela que nous présenterons ensuite l'évaluation des modèles (2.3.2.2) afin de s'assurer du bon ajustement entre le modèle et la réalité.

2.3.2.1 Présentation des modèles

Bien que plusieurs modèles aient été mis en place pour modéliser le mouvement humain selon la Théorie Cinématique (Plamondon & Djioa, 2006), nous nous pencherons sur les deux principaux : le modèle Delta-Lognormal et le modèle Sigma-Lognormal.

Le modèle Delta-Lognormal est spécialement utilisé pour les mouvements simples, tels que les simples traits de crayon ou les gestes de pointage. En effet, ce modèle est utilisé lorsqu'uniquement deux groupes neuromusculaires sont considérés : le groupe *agoniste*, vu comme le groupe permettant d'initier le mouvement et d'amener l'effecteur terminal à sa cible, et le groupe *antagoniste*, vu comme le groupe permettant d'aller en sens contraire à l'agoniste et de freiner et/ou arrêter le mouvement. C'est la synergie de ces deux groupes qui permet de générer le mouvement final. Le profil de vitesse final est alors vu comme la lognormale *agoniste* à laquelle la lognormale *antagoniste* est soustraite (Équation 6 et Figure 2.5). La commande

envoyée à chacun des groupes neuromusculaires se fait au même instant t_0 et leur action est mise à l'échelle par l'amplitude de chacun des deux groupes (D_1 pour l'agoniste et D_2 pour l'antagoniste). L'équation Delta-Lognormale est la suivante :

$$\Delta\Lambda(t) = D_1\Lambda_1(t) - D_2\Lambda_2(t) \quad (6)$$

Avec $\Lambda(t)$ exprimée en (5) et avec « 1 » faisant référence au système *agoniste* et « 2 » au système *antagoniste*.

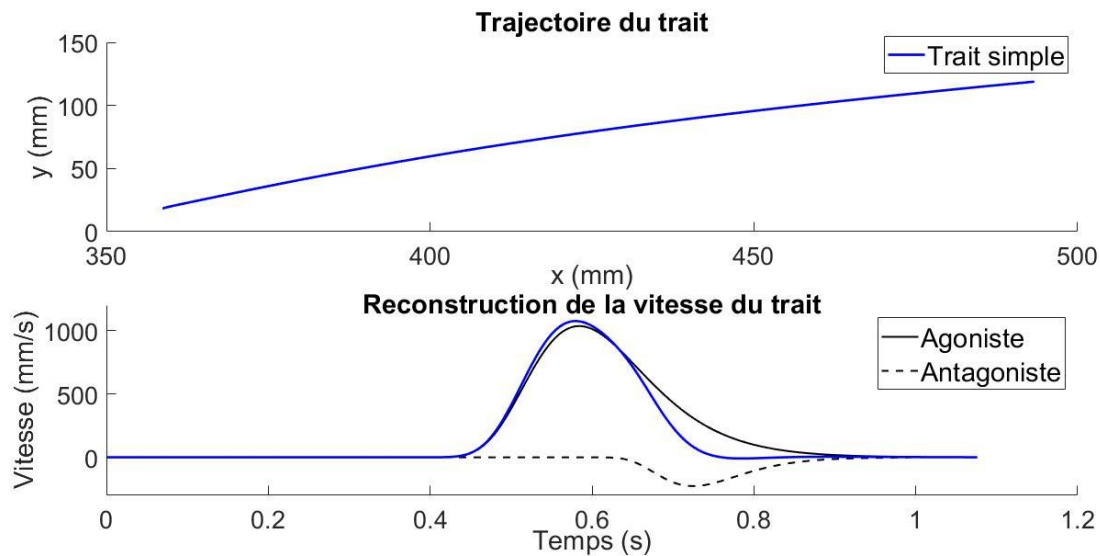


Figure 2.5 Reconstruction Delta-Lognormale d'un trait simple

Lorsque le mouvement plan devient plus complexe, et qu'il n'est plus possible de parler de synergie agoniste/antagoniste, le modèle Sigma-Lognormal est utilisé. Ce modèle introduit les notions de trajectoire et de point pivot, puisque la direction du mouvement change. En fait, le mouvement est décomposé en un ensemble de trajectoires ayant chacune un angle de départ et une direction propre. Ces trajectoires tournent autour d'un point pivot et décrivent un arc de cercle. La plupart du temps il s'agit d'un point virtuel, puisqu'il n'est là que pour reconstruire la trajectoire du mouvement. Dans le cas d'un mouvement en arc de cercle, ce point pivot pourrait cependant être associé au coude. C'est ainsi que les angles de départ θ_s et de fin θ_e sont introduits dans l'équation finale de reconstruction du mouvement. La vitesse du mouvement est ainsi décrite comme une somme vectorielle de chacune de ses composantes i :

$$\vec{v}(t) = \sum_{i=1}^N D_i \begin{bmatrix} \cos(\theta_i(t)) \\ \sin(\theta_i(t)) \end{bmatrix} \Lambda_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2) = \begin{bmatrix} v_x(t) \\ v_y(t) \end{bmatrix} \quad (7)$$

avec

$$\theta_i(t) = \theta_{si} + \frac{(\theta_{ei} - \theta_{si})}{2} * \operatorname{erfc}\left(\frac{\mu_i - \ln(t - t_{0i})}{\sigma_i \sqrt{2}}\right) \quad (8)$$

$\operatorname{erfc}(x)$ représente la fonction d'erreur complémentaire et s'écrit : $\frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_x^\infty e^{-t^2} dt$.

L'ensemble des trajectoires définit le plan d'action. Il permet en fait de relier chaque trajectoire aux différentes cibles virtuelles définissant le mouvement. Ces derniers concepts sont représentés dans la

Figure 2.6 pour une explication plus visuelle.

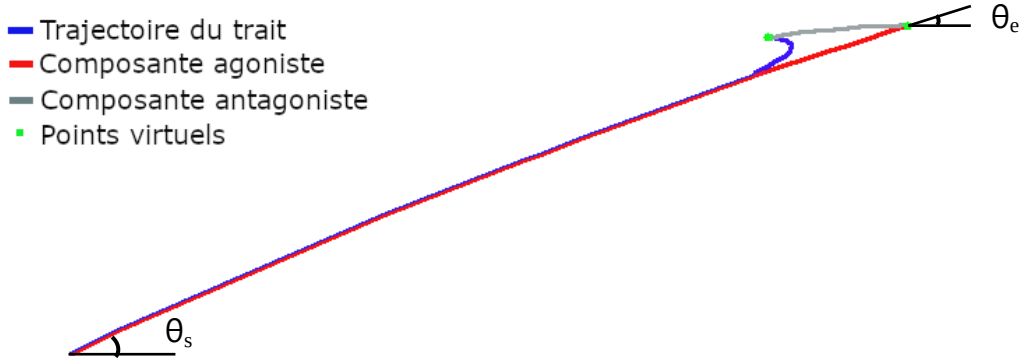


Figure 2.6 Plan d'action d'un trait simple avec mise en évidence des angles de départ θ_s et de fin θ_e de la composante agoniste

Pour résumer, la cinématique du mouvement humain peut être modélisée à partir des modèles Delta- et Sigma-Lognormaux. Le premier modèle est utilisé dans le cas de simples gestes de pointage, tandis que le deuxième modèle permet de recréer tous types de mouvements plans. Les paramètres définissant les fonctions lognormales sont reconstruits à partir de données empiriques. Il est donc primordial que la reconstruction de la vitesse soit optimale et que la qualité de reconstruction des données soit évaluée.

2.3.2.2 Évaluation de la reconstruction de la courbe

Comme les données empiriques récupérées sont extraites à partir des modèles présentés ci-dessus, il est nécessaire d'avoir un modèle fiable. La reconstruction du profil de vitesse se fait grâce à l'algorithme sous-optimal Xzero (O'Reilly & Plamondon, 2009). A partir des coordonnées xy du trait effectué, la vitesse est reconstruite par dérivation. Le profil de vitesse est décomposé en plusieurs « trajectoires » de vitesse à partir de points caractéristiques de la courbe (*e.g.* début et fin de la fonction lognormal, points d'inflexion etc.). Ensuite l'optimisation de reconstruction se fait sur chaque « trajectoire » du profil de vitesse, entre la courbe réelle et la courbe reconstruite. L'erreur de régression (=fonction d'ajustement) a un impact direct sur les valeurs numériques et le contrôle de celle-ci permet une reproduction optimale des données. C'est ainsi que le rapport signal sur bruit, sur lequel est basée l'optimisation, est extrait (RSB). Deux principales composantes sont prises en compte pour l'évaluation du RSB (O'Reilly, C., 2012):

- La grandeur physique. L'optimisation peut se faire soit en position (vis-à-vis de la trajectoire), soit en vitesse (vis-à-vis de la cinématique). Comme les modèles utilisés se font sur la cinématique du mouvement, il est plus intéressant de baser l'optimisation sur la vitesse. En effet, même si un décalage sur la trajectoire peut être perçu suite à une optimisation en vitesse, les paramètres du modèle ne seront pas altérés s'il y a eu compensation à cause d'une erreur locale suite à une optimisation en position.
- La définition du bruit d'ajustement. Les mesures de l'erreur absolue et de l'erreur quadratique peuvent être prises en compte. Cette dernière semble donner de manière générale de meilleurs résultats d'ajustement et est préférée. En effet, l'erreur d'ajustement quadratique est également distribuée sur tout le profil de vitesse, alors que l'erreur absolue va également permettre des erreurs localisées sur certaines portions du signal.

Suite à ces deux aspects, le RSB est calculé comme suit : $RSB = 10 \log \left(\frac{S}{B} \right)$, avec $S = \int v_t^2 dt$ et l'erreur quadratique $B = \int (v_{reconstruite}(t) - v_{réelle}(t))^2 dt$. Ainsi le calcul du RSB de cette manière va permettre d'éviter l'omission ou l'ajout erroné d'une lognormale dans la reconstruction du signal en suivant le modèle Sigma-Lognormal. Une reconstruction est considérée comme excellente si le $RSB > 25$ dB (O'Reilly, C., 2012). Dans l'étude du mouvement humain au travers du modèle Delta-Lognormal (donc lorsque le nombre de lognormales est fixé à

2), la qualité de la reconstruction du signal au travers du RSB permet d'évaluer la qualité du contrôle moteur du participant. De son côté, lors de la reconstruction du mouvement humain par le modèle Sigma-Lognormal, l'étude du *RSB/Nblog* (*Nblog* correspondant au nombre de lognormales utilisées dans la reconstruction du signal) représente une mesure plus adéquate pour l'évaluation de la qualité du contrôle moteur. Lorsque le *RSB/Nblog* augmente, cela signifie que la qualité du contrôle moteur est meilleure. La bonne reconstruction du profil de vitesse est ainsi essentielle afin de s'assurer que les données extraites définissent adéquatement une lognormale.

2.3.3 Application de la théorie

La Théorie Cinématique a déjà été appliquée dans d'autres analyses du contrôle moteur, telles que l'analyse de la maladie de Parkinson (Lebel, Nguyen, Duval, Plamondon, & Boissy, 2017, 2018a, 2018b; Nadeau et al., 2018), de l'effet de l'âge (Plamondon, O'Reilly, Rémi, & Duval, 2013; Woch, Plamondon, & O'Reilly, 2011), des commotions cérébrales (Faci, Désiré, Beauchamp, Gagnon, & Plamondon, 2020), des enfants atteints de troubles déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité (Faci, Nguyen, et al., 2020), etc. Ce sont les paramètres du profil de vitesse lognormal de l'effecteur terminal (*i.e.* le bout du doigt) qui sont analysés. Pour mettre en application la Théorie Cinématique, des feuilles guides sont utilisées pour aider le participant à effectuer son geste (Figure 2.7). O'Reilly, C., Plamondon et Lebrun (2014) ont proposé neuf tests pour l'analyse du contrôle moteur au travers de la Théorie Cinématique. Dans l'ensemble, le fonctionnement est similaire pour chacun des neuf tests. Les participants doivent dessiner sur la feuille guide des tâches de pointage (par exemple un trait simple ou un triangle) à partir d'un point de départ spécifique. Au signal sonore, le participant doit tracer le dessin de la feuille guide rapidement jusqu'à la zone finale :

- Traits simples : Il s'agit du test le plus basique. Le stimulus peut être auditif ou visuel. Ce test examine la capacité d'une personne à réagir à un stimulus auditif ou visuel aussi rapidement que possible. Cependant, comme les temps de réaction à un signal auditif ou visuel sont différents, respectivement 228 et 247 ms, il faudra toujours garder le même type de signal de départ. Nous pourrions connaître le temps auquel la commande motrice est envoyée suite à un stimulus auditif et visuel respectivement (Faci, Boyogueno Bidias, Plamondon, & Bergeron, 2018; Jain, A., Bansal, Kumar, & Singh, 2015).

- Oscillations à vitesse maximale : Ce test sert à évaluer l'aspect biomécanique du sujet quant aux propriétés rythmiques de son avant-bras ou sa main (Bou Hernandez, Fischer, & Plamondon, 2015).
- Oscillations synchronisées : Ce test permet d'évaluer la capacité de synchronisation du sujet avec un tempo bien défini.
- Compromis vitesse/précision : Ce test est principalement utilisé pour étudier l'habileté d'un participant à réagir à des contraintes spatiales et temporelles et à savoir coordonner ses mouvements (O'Reilly & Plamondon, 2013).
- Triangles : Ce test permet d'évaluer la capacité des participants à séquencer des mouvements simples pour effectuer des mouvements complexes (O'Reilly, C. & Plamondon, 2010).

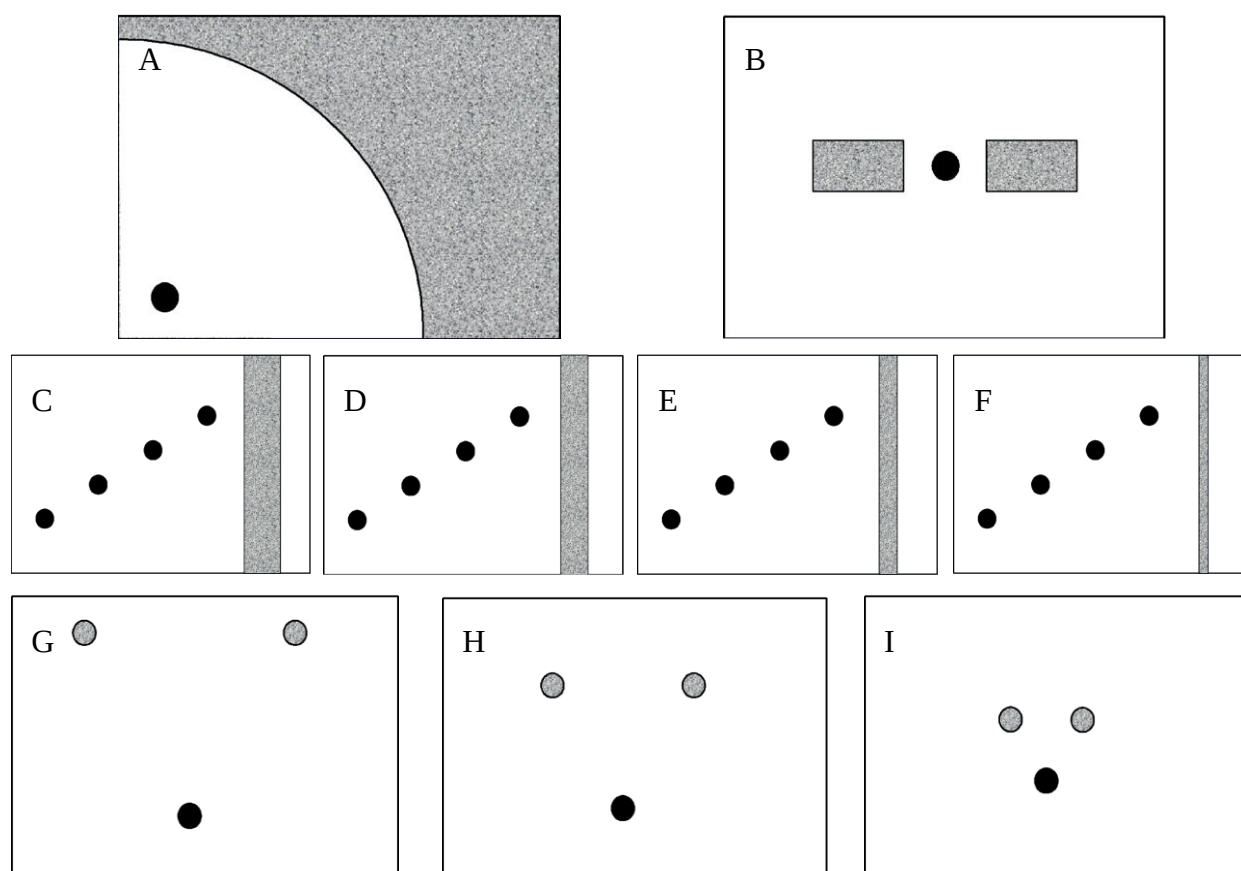


Figure 2.7 Feuilles guides pour : A) Traits simples ; B) Oscillations à vitesse maximale et oscillations synchronisées ; C à F) Compromis vitesse/précision ; G à I) Triangles

Les données sont recueillies à l'aide d'une tablette Wacom Cintiq 13HD reliée à un ordinateur (Faci, Boyogueno Bidias, Plamondon, & Bergeron, 2020). Cette tablette transportable est simple d'utilisation car elle possède tout le processus à l'intérieur de son système. Le programme d'acquisition Sign@medic permet à la fois d'émettre le signal sonore une fois que le stylet est détecté sur le point de départ, afficher la feuille guide et recueillir les données. Par ailleurs, les faux départs peuvent également être détectés (si le participant effectue son trait avant le signal sonore) et le trait est affiché sur la tablette pendant qu'il est tracé afin d'aider l'évaluateur à juger la qualité du trait pour le rejeter ou non. Les feuilles pour guider le mouvement des participants sont directement intégrées dans le système et peuvent être changées automatiquement. Elles peuvent être interchangées en fonction du bras dominant du participant (*i.e.* s'il est droitier ou gaucher). De plus la tablette possède une excellente résolution puisque les données sont enregistrées à 200 Hz et avec 200 lignes par millimètre pour la résolution spatiale horizontale (Faci et al., 2018). Les données récupérées sont les coordonnées spatiales du trait, qui lorsque dérivées donnent la vitesse d'exécution du trait. Ce sont ces données qui sont ensuite comparées au modèle pour en extraire les paramètres des lognormales. L'extraction des paramètres se fait au moyen du logiciel Script Studio (O'Reilly & Plamondon, 2007, 2009). Les paramètres sont alors extraits, dont voici leur signification (Figure 2.8):

- t_0 , D , θ_s et θ_e sont des paramètres associés à la commande motrice. Dans le cas du modèle Delta-Lognormal, t_0 fait référence au moment auquel la commande motrice est émise pour initier un mouvement. Il ne doit pas être confondu avec le moment où le signal sonore de départ est émis ($t=0$ s) ni avec le *temps de réaction* (RT) mesuré au moment où la personne commence son mouvement. Il représente en fait le moment à partir duquel le cerveau envoie une commande motrice aux muscles, une fois que le son a été émis. Il arrive donc après le signal sonore de départ, mais avant le temps de réaction, puisqu'un délai est nécessaire afin que la commande motrice se propage et que suffisamment de cellules musculaires soient recrutées afin d'initier effectivement le mouvement. Dans le modèle Sigma-Lognormal, comme il existe des t_0 pour chaque trajectoire, ceux-ci font référence à la coordination du mouvement. Ils indiquent le temps auquel la commande est émise afin que le mouvement final soit coordonné, s'enchaîne bien et que la trajectoire finale soit adéquate. Ensuite le paramètre D fait référence à l'amplitude de la trajectoire de chaque lognormale. Pour finir, les angles θ_s et θ_e sont respectivement associés aux

angles initiaux et finaux de la trajectoire lors d'un mouvement reconstruit au travers du modèle Sigma-Lognormal.

- μ et σ sont des paramètres associés à la réponse impulsionnelle et ont une connotation temporelle sur la réponse du système neuromusculaire. Ils représentent, sur une échelle logarithmique, respectivement le temps de délai et le temps de réponse de la réponse impulsionnelle. Le temps de délai μ représente le temps nécessaire avant d'arriver à la moitié du mouvement. Il peut être associé à la rapidité générale du système neuromusculaire à réagir à une commande. Lorsque μ augmente, cela signifie que le système neuromusculaire met plus de temps à réagir à la commande. Le temps de réponse σ décrit quant à lui la durée du mouvement et une augmentation de ce paramètre signifie que le mouvement est plus lent.

Par ailleurs, à partir de ces paramètres Plamondon et al. (2003) en a proposé de nouveaux :

- *Mode* : Il s'agit du temps auquel l'amplitude de la réponse impulsionnelle lognormale atteint sa valeur maximale. Une augmentation de ce paramètre signifie que le temps pour atteindre la vitesse maximale du tracé est plus long.

$$M = t_0 + e^{\mu - \sigma^2} \quad (9)$$

- *Médiane* : Il s'agit du temps auquel l'intégrale sous la courbe atteint la moitié de sa valeur, et donc que la moitié de la distance planifiée est exécutée. Une augmentation de ce paramètre signifie que le mouvement est exécuté plus lentement.

$$m = t_0 + e^{\mu} \quad (10)$$

- *Temps de délai* : Il s'agit d'une évaluation globale d'un système neuromusculaire à réagir à une commande. Une augmentation de ce paramètre signifie que la réaction à la commande se fait plus lentement.

$$\bar{t} = t_0 + e^{\mu + 0.5\sigma^2} \quad (11)$$

- *Temps de réponse* : Il s'agit de la réponse impulsionnelle d'un système neuromusculaire. σ^2 correspond à la mesure de l'étendue de la réponse impulsionnelle dans le temps. Une

augmentation de ce paramètre signifie que le temps pour exécuter le mouvement est plus long.

$$s = (\bar{t} - t_0) \sqrt{(e^{\sigma^2} - 1)} \quad (12)$$

- *Asymétrie* : Elle correspond à la forme de la courbe. Une plus grande asymétrie signifie que le mode se translate vers la gauche, avec un pic de vitesse plus petit, mais sans changer la position de la médiane. Cela signifie donc que le pic va être atteint plus rapidement, mais qu'il sera plus petit et que le temps de mouvement sera plus long. Si σ augmente, alors l'asymétrie augmente.

$$A_c = 1 - e^{-\sigma^2} \quad (13)$$

- *Temps de conduction* : Il s'agit de la propagation de la commande, c'est-à-dire le temps mis par la commande pour être envoyée du cerveau à son exécution. (TR=temps de réaction)

$$TC = TR - t_0 \quad (14)$$

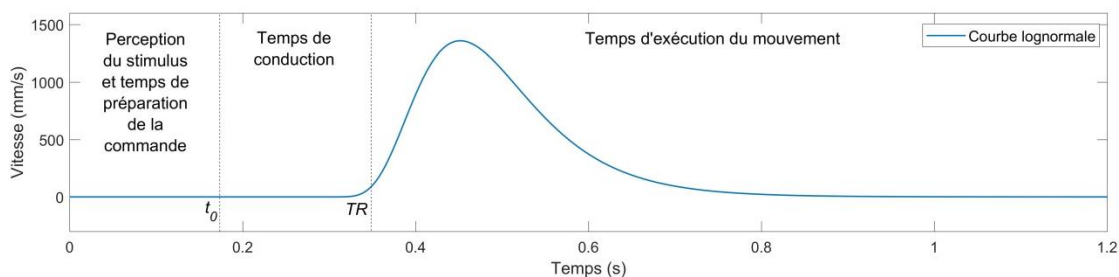


Figure 2.8 Courbe lognormale et définition des différents temps la caractérisant

Pour résumer, la tablette est ergonomique et les paramètres sont extraits automatiquement à partir du profil de vitesse des traits grâce aux logiciels d'extraction. Elle permet de détecter des troubles neuromusculaires au travers des paramètres extraits. Qu'en est-il de la fatigue neuromusculaire ? Il faut pouvoir adapter le montage expérimental pour mettre plus en activation les muscles de la coiffe des rotateurs.

CHAPITRE 3 RATIONNELLE DU PROJET, HYPOTHESE ET OBJECTIFS SPECIFIQUES

3.1 Rationnelle du projet

La revue de littérature a montré que l'activation musculaire est modifiée lors de gestes de pointage à hauteur d'épaule en cas de fatigue musculaire à l'épaule. Les gestes de rotation externe et interne de l'épaule permettent d'activer respectivement l'infra-épineux et le sous-scapulaire. Ces deux muscles de la coiffe des rotateurs sont souvent impactés par les blessures. Par ailleurs, elle a notamment permis de mettre de l'avant les limitations dans le domaine du dépistage de la fatigue musculaire de l'épaule. En effet, bien que les outils existants de détection de la fatigue musculaire soient efficaces, ils peuvent difficilement être instaurés en clinique. Par ailleurs, il semble compliqué de différencier une fatigue centrale d'une fatigue périphérique en clinique, dans le cas spécifique de l'épaule. La mise en place d'une solution innovante de détection de fatigue, utilisable en clinique pourrait combler ce manque. Comme l'épaule est l'une des articulations les plus touchées par des problèmes musculo-squelettiques et plus particulièrement la coiffe des rotateurs, nous nous sommes intéressés à cette région. Les qualités métrologiques et psychométriques du test à instaurer en clinique pour la détection de fatigue à la coiffe des rotateurs devraient concorder avec celles des tests déjà existants et spécifiques à l'orthopédie de l'épaule. L'utilisation de la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides semble être une technique efficace à l'analyse du contrôle moteur et requiert un dispositif expérimental facile d'implémentation. Comme le modèle Sigma-Lognormal peut être vu comme une généralisation des différents modèles de reconstruction (et notamment du Delta-Lognormal), c'est celui que nous avons choisi d'étudier pour l'ensemble du projet.

3.2 Hypothèse de recherche

Au travers des informations énoncées ci-dessus, nous avons fait l'hypothèse que l'étude du mouvement humain à hauteur d'épaule et au travers de la Théorie Cinématique pourrait permettre de détecter de la fatigue neuromusculaire de l'épaule. Ce mémoire cherche donc à vérifier que la fatigue neuromusculaire de l'épaule peut être détectée au travers d'une solution innovante qu'est la Théorie Cinématique et qu'elle puisse être implantable en clinique.

3.3 Sous-objectifs

Pour cela, trois sous-objectifs ont été mis en place :

1. Mettre en place une solution innovante permettant de détecter la fatigue neuromusculaire de l'épaule et d'en suivre l'évolution par participant.
2. Préciser le type de fatigue détectable : fatigue périphérique, fatigue centrale et pouvoir en distinguer les muscles affectés.
3. S'assurer de la répétabilité des données extraites lors des mouvements, suivant le modèle de la Théorie Cinématique.

CHAPITRE 4 ARTICLE 1: CENTRAL AND PERIPHERAL SHOULDER FATIGUE PRE-SCREENING USING THE SIGMA-LOGNORMAL MODEL: A PROOF OF CONCEPT

Les résultats de ce chapitre sont présentés sous la forme d'un article coécrit par Anaïs Laurent, Réjean Plamondon et Mickaël Begon. Cet article a été accepté pour publication en avril 2020 au numéro spécial « Graphonomics and Your Brain on Art, Creativity, and Innovation » de *Frontiers in Human Neuroscience*, et présentement sous presse. Il s'agit d'une extension d'un article de conférence *Pre-Screening for Central or Peripheral Shoulder Fatigue using the Sigma-lognormal Model*, présentée en Juin 2019 à la conférence internationale International Graphonomics Society, pour laquelle j'ai obtenu le prix du meilleur article et de la meilleure présentation étudiante. Il traite des sous-objectifs 1 et 2 énoncés en 0. Ce chapitre met en avant une preuve de concept permettant de détecter de la fatigue musculaire de l'épaule au travers de la Théorie Cinématique et de vérifier le type de fatigue détectable. La méthode a été développée par Anaïs Laurent, Réjean Plamondon et Mickaël Begon. Le recrutement de participants, la collecte et le traitement de données ainsi que les analyses statistiques ont été réalisés par Anaïs Laurent. L'interprétation des résultats a été faite par Anaïs Laurent, Réjean Plamondon et Mickaël Begon. La rédaction de la première version de l'article a été faite par Anaïs Laurent, ensuite Réjean Plamondon et Mickaël Begon l'ont révisée plusieurs fois de manière critique. La version finale a été approuvée par tous les auteurs.

Keywords: Sigma-Lognormal model, Kinematic Theory of Rapid Human Movement, central fatigue, peripheral fatigue, rotator cuff, handwriting, shoulder.

Abstract

Background: Clinical tests for detecting central and peripheral shoulder fatigue are limited. The discrimination of these two types of fatigue is necessary to better adapt recovery intervention. The Kinematic Theory of Rapid Human Movements describes the neuromotor impulse response using lognormal functions and has many applications in pathology detection. The ideal motor control is modeled and a change in the neuromuscular system is reflected in parameters extracted according to this theory.

Objective: The objective of this study was to assess whether a shoulder neuromuscular fatigue could be detected through parameters describing the theory, if there is the possibility to discriminate central from peripheral fatigue, and which handwriting test gives the most relevant information on fatigue.

Methods: Twenty healthy participants performed two sessions of fast stroke handwriting on a tablet, before and after a shoulder fatigue. The fatigue was in internal rotation for one session and in external rotation during the other session. The drawings consisted of simple strokes, triangles, horizontal and vertical oscillations. Parameters of these strokes were extracted according to the Sigma-Lognormal model of the Kinematic Theory. The evolution of each participant was analyzed through a U-Mann-Whitney test for individual comparisons. A Hotelling's T^2 test and a U-Mann-Whitney test were also performed on all participants to assess the group evolution after fatigue. Moreover, a correlation among parameters was calculated through Spearman coefficients to assess intrinsic parameters properties of each handwriting test.

Results: Central and peripheral parameters were statistically different before and after fatigue with a possibility to discriminate them. Participants had various responses to fatigue. However, when considering the group, parameters related to the motor program execution showed significant increase in the handwriting tests after shoulder fatigue. The test of simple strokes permits to know more specifically where the fatigue comes from, whereas the oscillations tests were the most sensitive to fatigue.

Conclusion: The results of this study suggest that the Sigma-Lognormal model of the Kinematic Theory is an innovative approach for fatigue detection with discrimination between the central and peripheral systems. Overall, there is a possibility to implement the setting for clinics and sports personalized follow-up.

4.1 Introduction

One hundred million workers in the European population suffer from chronic musculoskeletal disorders and pain (Bevan, 2015). Direct and indirect costs for treating them are expensive, as they accounted respectively for up to \$796.3 billion (which represents 5.2% of the national gross domestic product) and \$130.7 billion in the US population per year between 2009 and 2011 (Initiative, 2014). Shoulder is considered to be one of the most affected joints, as it represents the third cause of clinical consultation after the lumbar and cervical regions. Disorders at the rotator cuff in the shoulder region represents 50 to 85% of all shoulder musculoskeletal diseases in Québec (Roy et al., 2015). Overhead and arm elevation repetition movement is an important risk factor (Ebaugh et al., 2006; Hagberg & Wegman, 1987; Svendsen et al., 2004). In fact, while performing these movements, neuromuscular fatigue generates muscular and kinematic adaptations (Ebaugh et al., 2006; Gaudet, Tremblay, & Begon, 2018), which can lead to musculoskeletal disorders (Beach, Whitney, & Dickoff-Hoffman, 1992). Sports requiring this kind of motion are then more affecting its players, like in volleyball, baseball, tennis, etc. (Joshi, Thigpen, Bunn, Karas, & Padua, 2011; Mullaney, McHugh, Donofrio, & Nicholas, 2005; Wang & Cochrane, 2001; Wilk et al., 2009). Detecting shoulder fatigue at an early stage could be a meaningful approach to avoid shoulder injuries.

Neuromuscular fatigue corresponds to “any exercise-induced loss of ability to produce force with a muscle or muscle group” (Taylor et al., 2006). It can be decomposed into two categories: central fatigue (Gandevia, 2001) and peripheral fatigue (Enoka & Stuart, 1992). Central fatigue implies the neural system: the voluntary activation and information conduction for movement execution are dysfunctional (Boyas & Guével, 2011; Sesboüé & Guinestre, 2006). Central fatigue can come from the supraspinal and spinal areas. Peripheral fatigue involves the muscles: in that case, the muscular excitation is impaired. It can cause for example a deterioration in the action potentials propagation or in the excitation-contraction coupling responsible for contraction (Sesboüé & Guinestre, 2006). A poor metabolite substrates supply can also be a consequence of peripheral fatigue, implying also an alteration of the excitation-contraction coupling (Boyas & Guével, 2011). The output force is reduced and the contractile mechanisms are dysfunctional (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). In all cases, fatigue is different depending on the task (duration, weight lifted) and on the type of contraction (Chaffin et al., 2006a).

Several methods for detecting fatigue already exist. Numerous scales have been developed which are fatigue and task specific (Dittner, Wessely, & Brown, 2004). For example, the Visual Analogue Scale is a reliable scale used to analyze a global fatigue and has already been used for muscular fatigue (Lee et al., 1991). However, this method is not so accurate for low intensities contractions (Leung et al., 2004). The Perceived Exertion Force is commonly used in fatigue studies, with the Borg's scale (Borg, 1998) and in comparison to other scales, it seems to be one of the most accurate (Neely et al., 1992). However, results from this scale have to be analyzed carefully as it remains subjective (Chen et al., 2002). Objective approaches for fatigue detection also exist. One of the most frequently used is the electromyography (EMG) which was first employed by Piper (1912), according to Cifrek et al. (2009). Parameters such as the amplitude of the root mean square of the EMG signal increase with fatigue, as more motor units are recruited for the same amount of force produced (Merletti, Rainoldi, & Farina, 2004). The mean or median frequency of the power spectrum density decreases, as the velocity of action potentials is slowed down (Al-Mulla, M. R., Sepulveda, & Colley, 2012; Edwards, R. G. & Lippold, 1956; Lindström et al., 1977). A complication with EMG is the quality of the signal to be assessed. It is essential to have good anatomical knowledge for electrodes placement, in order to avoid crosstalk problems as much as possible, which can lead to misinterpretations in the results analysis (Farina, Merletti, Indino, & Graven-Nielsen, 2004; Hermens et al., 2000; Merletti, Rainoldi, & Farina, 2001). EMG presents some difficulties for clinical evaluation as the electrode placement and signal treatment is time-consuming. There is also the possibility of using biomarkers as for example lactate concentrations (Finsterer, 2012; Tesch, Sjödin, Thorstensson, & Karlsson, 1978). Its intracellular concentration is supposed to diminish with the apparition of fatigue. Nevertheless, even if they are accurate methods, they remain invasive and hard to implement easily. Other non-invasive methods are employed for peripheral fatigue detection, such as sonomyography, near-infrared spectroscopy, mecanomyography or acoustic myography (Al-Mulla, Mohamed R. et al., 2011; Huang, Zheng, Chena, He, & Shi, 2007; Ibitoye et al., 2014; Mancini et al., 1994; Shi et al., 2007). However, most of these techniques have to be synchronized with EMG to detect muscle fatigue and they cannot assess central fatigue. On the other hand, central fatigue can be evaluated either with percutaneous nerve stimulation –with an electrical nerve stimulation- or transcranial magnetic stimulation –with a nerve cells magnetic stimulation- (Gandevia, 2001; Rozand et al., 2015; Taylor & Gandevia, 2001) during maximal

contractions. If the stimulation evokes an extra-force, it suggests that central fatigue is present (Merton, 1954). One more time, EMG can complement the methods to detect central and peripheral fatigue. Moreover, transcranial magnetic stimulation requires a magnetic coil to stimulate the motor cortex, which can interfere with EMG recordings (Valero-Cabré, Pascual-Leone, & Coubard, 2011). In complement, percutaneous nerve stimulation is to our knowledge, so far not applicable to all muscles and requires an experimental set up lengthy and difficult to implement (Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004). This increases the risk of experimental misinterpretations, thus the difficulty to transpose it to a clinic. It is then necessary to find a method for detecting central and peripheral shoulder fatigue, which would be usable in clinics on a daily basis.

It has been shown that the Kinematic Theory of rapid human movements describes accurately the neuromotor control (Plamondon, 1995a, 1995b). This theory is based on the analysis of the velocity profiles of the end effector of a movement, like the finger, the wrist, the arm, the shoulder, the head, the trunk, the eye movements, etc. These movements can be modeled using lognormal functions, which depict the impulse response of the neuromuscular system of a participant (Plamondon et al., 2008). Thus, both central and peripheral information can theoretically be extracted from the movement reconstruction (Plamondon et al., 2003). In comparison, the Minimum-Jerk model (Flash & Hogan, 1985; Hogan, 1984) postulates that end effector trajectories are chosen by the central nervous system (CNS) such that the time integral of the squared magnitude of hand jerk is minimal, which is equivalent to maximizing the smoothness of the trajectory. Both approaches describe the same bell-shaped velocity using different analytical equations. Working with the Minimum-Jerk model does not give access to the command profile sent by the CNS. It is assumed that the alpha motoneuron signals, at the muscle level, correspond to a movement trajectory. This representation does not take into account the instant when the movement command is sent to the end-effector, neither the time required by the CNS to build and send the appropriate signals to the motor cortex neurons or the moment when the muscle starts to contract. The Minimum-Jerk does not give access to the central and peripheral information that we are investigating in this paper (Djioua & Plamondon, 2010). For these reasons, the Kinematic Theory was preferred to the Minimum-Jerk model for movement reconstruction. Moreover, the Kinematic Theory has been used in several pathologies for motor control studies, such as attention deficit hyperactivity disorder (Laniel, Faci, Plamondon,

Beauchamp, & Gauthier, 2019), Parkinson's disease (Lebel et al., 2017, 2018a, 2018b; Nadeau et al., 2018), stroke risk factors (O'Reilly & Plamondon, 2011), concussion (Faci, Désiré, et al., 2020) and it requires a non-invasive, low cost and plug-in-play experimental set-up made up of a digitizing tablet connected to a laptop. Its most recent implementation is ergonomic and very easy to use (Faci et al., 2018). Since during a shoulder fatigue the kinematic parameters and the fine motor control are modified (Qin et al., 2014), we hypothesized that the Kinematic Theory of rapid human movements may be relevant to monitor and assess shoulder fatigue analysis through graphomotricity. The objective of this work is to report a feasibility study aiming at the objective detection of muscular fatigue and the discrimination of central and peripheral fatigue, in an economical and non-invasive way, with the Kinematic Theory of rapid human movements.

4.2 Methods

4.2.1 Participants

Eleven males and nine females took part in the experiment. They were all healthy active adults (age: 23.2 ± 3.2 years, height: 173 ± 8.3 cm, mass: 71.7 ± 10.0 kg, 18 right-handed and 2 left-handed). All participants were free of any upper-limb musculoskeletal disorder and had no history of shoulder surgery or neurological disease in the past. The study was approved by the research ethics committee of Polytechnique Montréal (CER-1819-23 v.3).

4.2.2 Experimental part

Participants completed two sessions in which they performed four series of fast strokes on a tablet before and after a task of shoulder fatigue. The two sessions were similarly performed, at the exception that the fatigue task targeted the shoulder external or internal rotators (session 1 and 2 randomly). There were at least three days of rest between the two sessions to avoid the participants to be still fatigued at the beginning of the second session. The process for each session was the following (Figure 4.1C): participants first had to execute the four series of fast strokes and then to alternate between a task of fatigue and a series of fast strokes. The series consisted of drawing simple strokes, triangles, horizontal oscillations and vertical oscillations in a random sequence.

The trajectory of fast strokes was recorded on a Wacom Cintiq 13HD tablet (Faci et al., 2018; Faci, Boyogueno Bidias, et al., 2020). The tablet was positioned such that the participant's fingertip touched the bottom of the tablet when the shoulder was 90° flexed. Participants had to position the stylus on the starting point of the tablet (Figure 4.1A). They started their movement as fast as possible at an audible stimulus ("bip" at 1 kHz for 500 ms) which was emitted after a random and unpredictable delay between 1 and 10 s. Depending on the task, a different guide-screen was displayed to help participants get the right movement (see further details regarding the protocol in O'Reilly, C. et al. (2014)).

- A) Simple strokes: Participants were asked to draw 30 simple strokes from a starting point to a broad finish area. At the end of each stroke, participants had to maintain the stylus on the finish area for at least 1 s. A training period of 5 to 10 strokes was carried out before the recording.
- B) Triangles: 30 triangles had to be drawn, passing through 3 points in the same clockwise or anticlockwise direction -chosen by the participant- and they had to wait with their stylus on the tablet for at least 1s at the end. A training period was also carried out before the recording.
- C) Horizontal and D) vertical oscillations: 10 s of oscillations at maximal speed between two parts spaced 50 mm apart were performed between two audible stimuli. After the second signal, stylus kinematics was still recorded until the participant completely stopped and maintained the stylus on the tablet for at least 1s. Only one trial was registered in these cases, without any training period to avoid fatiguing participants with these two maximal speed tests.

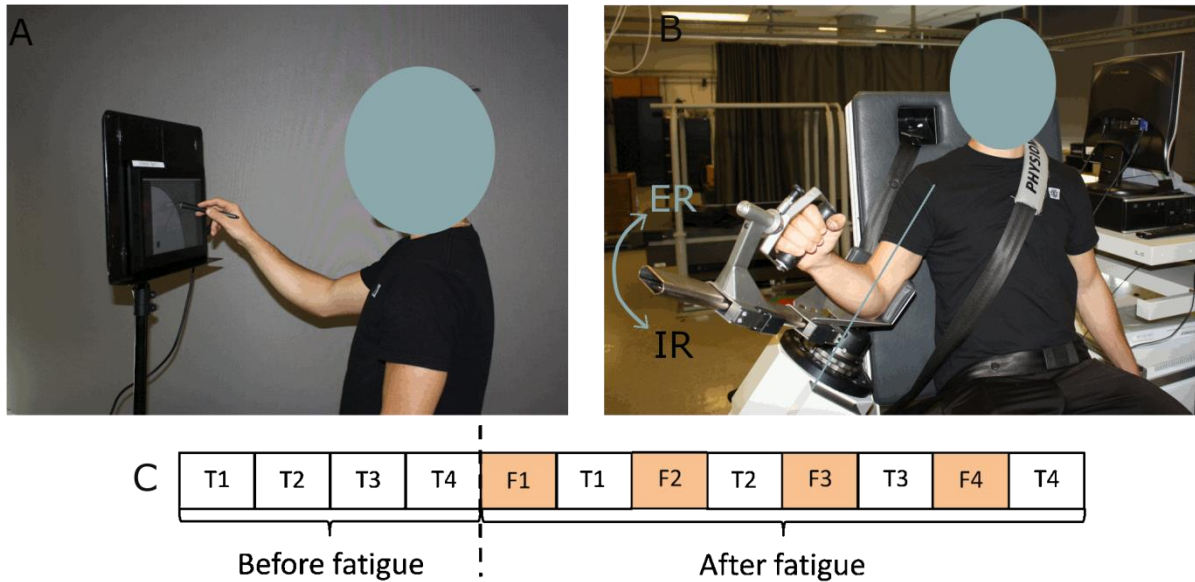


Figure 4.1 Experimental set-up. (A) Position of the participant while drawing strokes. (B) Setup of the participant on the dynamometer for the fatigue protocol. (C) Chronology of a session. T corresponds to a series of fast strokes (simple strokes, triangles, horizontal and vertical oscillations) and F to a task of fatigue.

The fatigue task consisted in repetitive submaximal dynamic contractions (concentric – continuous passive mode) at $90^\circ/\text{s}$ (70° of amplitude) in internal or external rotation on an isokinetic dynamometer (CON-TREX[®] MJ; Snaittach, Germany). Participants were securely fastened using a belt so as not to move their back. Their arm was positioned at 30° of elevation (Figure 4.1B). A training period was allocated to familiarize the participant with the isokinetic effort and to warmup. To determine a target zone of $50 \pm 7.5\%$ of their maximum voluntary contraction, participants performed first a maximum voluntary isokinetic contraction in external rotation (or internal rotation during the other session). At each external rotation (or internal rotation) the participant was instructed to reach this target zone and to rest during the internal rotation (or external rotation). The Borg CR10 Scale (Borg, 1998) which varies from 0 (no effort at all) to 10 (the hardest exercise ever made) was asked every minute, to monitor perceived exertion. Stopping criteria of the fatigue trials were similar to those defined in Yang et al. (2018): (i) Borg number reached 9/10, (ii) three consecutive fails in reaching the target zone, (iii) after 30, 20, 15 and 10 minutes for the first, second, third and fourth exercise of fatigue, respectively. The participants were not aware of these criteria. Verbal encouragements were provided as soon

as the performance was outside the target zone. The number of Borg has been recorded for 19 participants in external rotation and 18 participants in internal rotation.

4.3 Sigma-Lognormal Model

Data captured using the tablet were modeled according to the Kinematic Theory paradigm (Plamondon, 1995a, 1995b). This theory describes the velocity profile of an end effector as the synergetic impulse response of neuromuscular systems. Each of these systems is made of an infinite of subsystems, which are linked with a proportionality relationship between their cumulative time delays. From this postulate it is then predicted, according to the Central Limit Theorem (Plamondon et al., 2003) that the impulse response of a neuromuscular system tends toward a lognormal shape.

$$\vec{v}_i(t - t_0) = \vec{D}_i \Lambda_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2), \quad (1)$$

where i represents one lognormal, shifted with a time t_0 with a command amplitude D ; μ and σ representing timing properties of each lognormal such that:

$$\Lambda_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}(t - t_{0i})} \exp \left\{ -\frac{1}{2\sigma_i^2} [\ln(t - t_{0i}) - \mu_i]^2 \right\}. \quad (2)$$

In the case of a simple pointing task, the movement is seen as a synergy of two neuromuscular systems: an *agonist* and an *antagonist*. The *agonist* one is made up of muscles generating the desired action, whereas the *antagonist* system is made up of muscles working in the opposite direction of the desired movement. To that extent, *agonist* and *antagonist* lognormals can be distinguished based on the starting angle θ_{si} (see equations 4 and 5). If the starting angle of the lognormal points toward the movement direction, the lognormal is *agonist*. If it points toward the opposite direction, the lognormal is *antagonist*. In that case, the resulting velocity can be expressed as the velocity of the *agonist* minus the *antagonist* lognormals. For more complex planar movements, the velocity can be described using a vector summation of lognormals. In that case, trajectories to reconstruct the movement are circle arcs which connect virtual targets defining an action plan. This means that the number of lognormals describing a movement corresponds to the number of virtual targets representing its trajectory (O'Reilly & Plamondon, 2009; Plamondon & Djoua, 2006).

$$\vec{v}(t) = \sum_{i=1}^N \vec{v}_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2) \quad (3)$$

$$= \sum_{i=1}^N D_i \begin{bmatrix} \cos(\theta_i(t)) \\ \sin(\theta_i(t)) \end{bmatrix} \Lambda_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2); N \geq 2 \quad (4)$$

$$\theta_i(t) = \theta_{si} + \frac{(\theta_{ei} - \theta_{si})}{2} \left[1 + \operatorname{erf} \left(\frac{\ln(t - t_{0i}) - \mu_i}{\sigma_i \sqrt{2}} \right) \right] \quad (5)$$

These lognormal profiles have been observed and confirmed time and again in the last 15 years (see Plamondon (2020) for an extended survey (O'Reilly, Christian, Plamondon, Landou, & Stemmer, 2013; Plamondon, Djoua, & Mathieu, 2013)), which led to postulating and formalizing the guiding principle subtending the present research program: the **Lognormality Principle** (Plamondon, 2020; Plamondon, O'Reilly, et al., 2013). According to this paradigm, the emergent lognormality of the neuromuscular impulse response of a given human motor system is a basic global feature reflecting the behavior of individuals who are in perfect control of their movements. The production of complex movements is accomplished by time superimposing and, summing up lognormal vectors, with the goal of minimizing their number in a given task, to produce efficient and fluent gestures and optimize the energy required to generate them. In this context, it is expected that neuromuscular fatigue will affect the lognormal parameters extracted from reconstructing a given set of gestures produced by a subject.

The main parameters describing a lognormal were extracted using an in-house software referred to as Script Studio (O'Reilly & Plamondon, 2009) and were splitted into four categories, which are resumed in the Supplementary Material (Plamondon, 1995b; Plamondon et al., 2003). Five parameters are regulated from the input level and they describe the central system command: (i) the time that takes the brain to perceive the stimulus and emit the command to the musculoskeletal system: t_0 (s). It has to be differentiated to the stimulus onset, which is $T=0$ s (O'Reilly, Christian et al., 2013) and the reaction time (RT) measured by the instant of movement onset. In other words, t_0 refers to the moment when a population of neurons sends a motor command, it occurs after the audible stimulus is perceived and the motor command is prepared; (ii) $\Delta(t_0)$ (s), which reflects the rhythmicity of an input command. It represents the time elapsed

between two successive t_0 and is used in the oscillations only; (iii) the amplitude of the lognormal command: D (mm), which corresponds to the distance covered by the resulting lognormal; (iv) the starting and (v) ending angles of the lognormal: θ_s and θ_e (rad). They describe the action plan made up of the lognormals.

Two parameters describe the timing properties of the neuromuscular system,, in other terms the peripheral system of a participant: (vi) the logtime delay or the time taken to reach half of the distance movement on a logarithmic scale: μ (ln (s)). It corresponds to the rapidity of a reaction to a command by a system; (vii) the logresponse time or the time taken from the neuromuscular system to respond to a command on a logarithmic scale: σ (ln(s)). It is also linked to the movement duration and is a measure of the asymmetry of the lognormal.

The last two main parameters describe the global state of the neuromotor system: (viii) the number of lognormals required to reconstruct the velocity profile of the movement: $Nblog$; and (ix) the measure of the quality of the movement reconstruction, Signal-to-Noise Ratio: SNR (dB). They are completed with one derived parameter, (x) the $SNR/Nblog$ (dB), that is used as a performance criterion and represents the motor control fluency of a gesture. The lognormality principle predicts that the ideal movement converges toward a lognormal profile. When the $SNR/Nblog$ increases, the movement is closer to the ideal one, as postulated by the lognormal behavior (Plamondon, O'Reilly, et al., 2013).

For our study, five derived parameters were also calculated for each type of strokes, representing the motor program execution (see equations in Supplementary Material). They give information about the velocity at which someone will react or execute a command, and the quality of its response: (xi) the *mode* (s), that is the time at which the maximum value of the lognormal impulse response is reached; (xii) the *median* (s), that is the time at which the half value of the integral under the lognormal curve (50% of the covered distance) is reached; (xiii) the *time delay* (s) which represents the rapidity of a neuromuscular system to respond to a command; (xiv) the *response time* (s) which is a measure of the spread of the impulse response; (xv) the *asymmetry* which characterizes the shape of the lognormal.

A last parameter, not from the theory, was also extracted: (xvi) the *reaction time* (RT) (s) that is the time needed to start the movement after a stimulus. In the present study, it was computed as the time required to reach 10% of the maximal velocity during the test. From this parameter, we

calculated (xvii) $RT-t_0$ (s) which is the duration of the command propagation (Woch & Plamondon, 2001).

4.3.1 Data formatting

The lognormals extracted from each test were split into components as follows. For the simple strokes, two lognormals that defined the largest *agonist* and largest *antagonist* components were analyzed (Figure 4.2A). Strokes composed by only one lognormal were classified as *agonists* (Laurent, Plamondon, & Begon, 2019). For the triangles, strokes were decomposed into the three largest lognormals explaining stroke 1, stroke 2 and stroke 3 (Figure 4.2B). It was manually checked that triangles were properly reconstructed. Those whose lognormals did not describe their correct trajectory were rejected. It is noticed when the starting angle of the reconstruction did not point toward the stroke direction. For oscillations, strokes were split into three phases (Figure 4.2C): acceleration (0-2 s), stable (2-10 s) and deceleration (10 s and more) phases. Lognormals whose amplitude was lower than 50 mm were considered as artefacts and rejected. The remaining lognormals were then classified according to the gesture performed. For the horizontal oscillations (vertical oscillations in the other case), if the cosine (sine in the other case) of the starting angle was positive, the lognormals were considered as an external rotation movement, otherwise they were considered as an internal rotation movement. For each type of strokes, and each participant, lognormals having at least one parameter outside the mean $\pm 3SD$ were rejected. The proportion of lognormals retained by tests is reported in section 4.3.

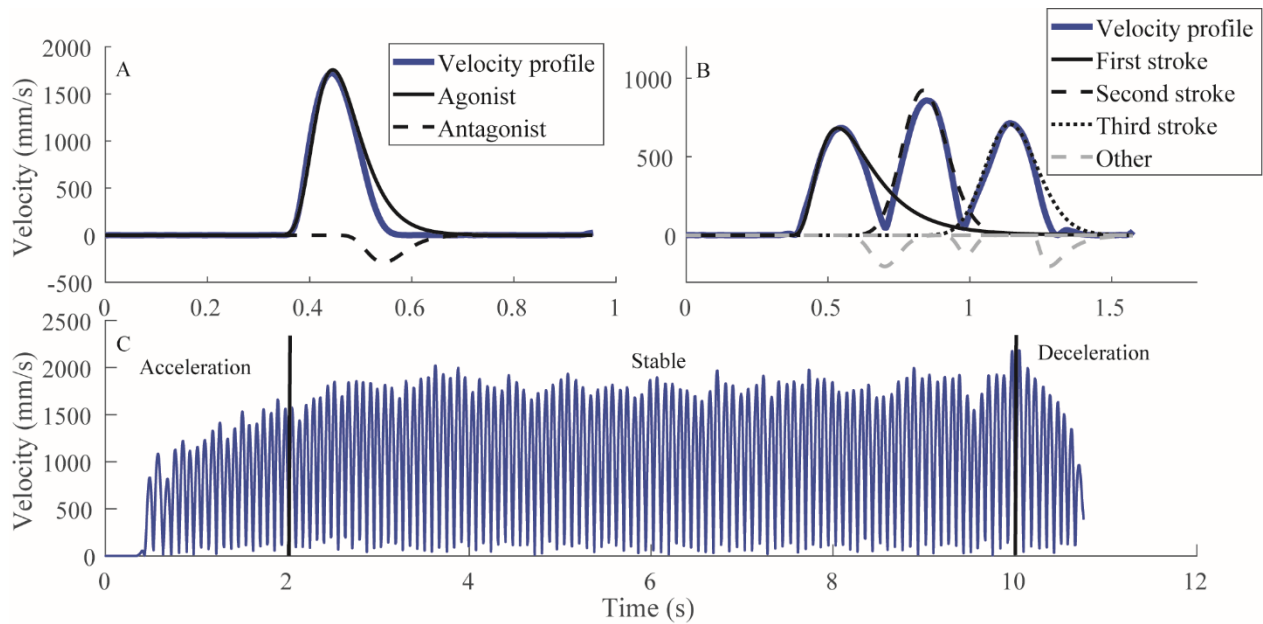


Figure 4.2 Different categories of Lognormals for each test. (A) Original velocity profile (blue) of a simple stroke, with its decomposition into agonist and antagonist components. (B) Original velocity profile (blue) of a triangle with an extraction of the Lognormal corresponding to the first, second or third stroke. Dashed grey lines correspond to other Lognormals used for reconstruction but not analyzed. (C) Original velocity profile (blue) of the oscillations, with the three-phase separation. The reconstruction of the velocity profile for oscillations is similar to the one of triangles, except that there are only *agonist* Lognormals, as the movement is fluent and stops only after the 10s.

4.3.2 Statistical analyses

To assess the evolution of each participant after fatigue, individual comparisons using a paired U-Mann-Whitney test (non-parametric paired t-test) were completed. This test was performed using all the Lognormals of the 30 strokes and depending on the type of fatigue (ER or IR). For the simple strokes and the triangles, 16 parameters were compared, the statistical significance level was thus set at $p < 0.00031$ (i.e. $0.05/16$) after Bonferroni correction. For the oscillations, *SNR*, *SNR/Nblog* and *Nblog* were not analyzed as there was only one value with the oscillations, the significance level was set at $p < 0.0042$ (i.e. $0.05/12$).

For group comparisons ($n=20$) t_0 , D , μ , σ , $|\cos(\theta_s)|$, $|\cos(\theta_e)|$, *mode*, *median*, *time delay*, *response time*, *Nblog*, *SNR* and *SNR/Nblog* were chosen for the simple strokes and triangles. For the

oscillations, $\Delta(t_0)$, D , μ , σ , *mode*, *median*, *time delay*, *response time*, *Nblog*, *SNR*, *SNR(dB)/Nblog* were selected. Parameters of the oscillations were extracted from the stable phase. Only the *SNR* and *SNR/Nblog* were calculated from the whole signal. Due to signals recording problems, the data of four participants were rejected for the analysis of the *Nblog*, *SNR* and *SNR/Nblog* for the vertical oscillations during an internal rotation fatigue and of one participant, for the horizontal oscillations during an internal rotation fatigue.

A non-parametric paired Hotelling's T^2 test on each series of fast strokes was first performed including all the parameters. This multivariate test assessed whether there are statistical differences between the two conditions (without and with fatigue) considering all the parameters. When the test was statistically significant ($p < 0.05$), the non-parametric paired U-Mann-Whitney test was performed on each parameter separately. The statistical significance was set at $p < 0.00385$ ($0.05/13$) for the simple strokes and the triangles and at $p < 0.0042$ ($0.05/12$) for the oscillations. Comparisons were performed on all lognormals, considering separately *agonist* and *antagonist* components for the simple strokes, except for the *Nblog*, *SNR* and *SNR/Nblog*, as the whole signal was considered. No such distinctions between lognormals were made for the triangles and the oscillations since no supplementary information could be assessed. The Cohen's d effect size was also calculated to estimate the importance of the parameters evolution after fatigue. As referred in Sawilowsky (2009) the description for magnitude is the following: $d(0.01)$ =very small, $d(0.20)$ =small, $d(0.50)$ =medium, $d(0.80)$ =large, $d(1.20)$ =very large and $d(2.0)$ =huge.

Correlation matrices were finally calculated to assess the relationships between parameters. The correlation between the *reaction time* and t_0 was assessed to determine the importance of using t_0 for central system analyses and the correlation of t_0 with μ to evaluate the independence of parameters related to the central and peripheral systems. To do so, Spearman coefficients were evaluated on the mean of each parameter by test. Statistical significance was set at $p < 0.05$.

4.4 Results

The filtering of data led to retain lognormals with properties verifying the conditions mentioned in section 4.3.1. The proportion of the lognormals retained out of the entire set of strokes drawn by test, is illustrated in Figure 4.3. The proportions are similar pre and post fatigue. It is observed

that horizontal and vertical oscillations have the highest amount of lognormals retained (between $88.7\pm0.04\%$ and $91.4\pm0.04\%$), whereas triangles count the lowest numbers of them ($73.7\pm0.08\%$ pre fatigue *versus* $73.1\pm0.11\%$ post fatigue). Simple strokes have around 84% of lognormals retained.

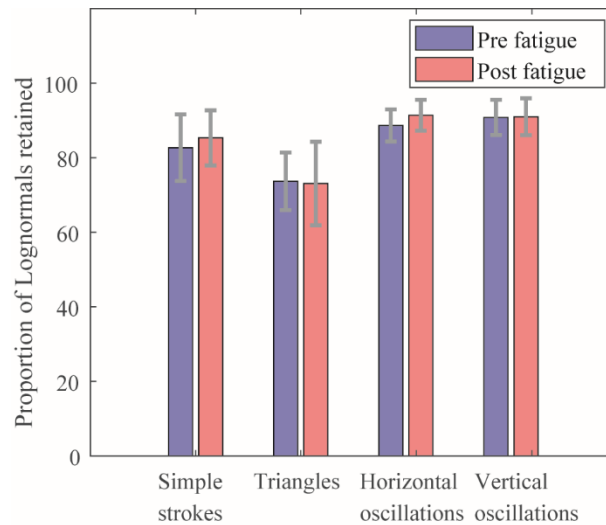


Figure 4.3 Proportion of Lognormals retained by test.

4.4.1 Effects of fatigue by participant

4.4.1.1 Torques and Borg number

As depicted in Figure 4.4, the participants experienced internal rotation (IR) or external rotation (ER) fatigue differently. The ER fatigue trials lasted longer than the IR ones (15 ± 9.4 min *versus* 3.9 ± 1.6 min). We observed also that the time necessary to fatigue after each series of strokes decreased for the ER fatigue (respectively 15, 8.9, 6.2 and 5.1 min) whereas it stayed quite stable for the IR fatigue (3.9, 3.2, 3 and 2.7 min). However, for both fatigues, the number on the Borg Scale was similar (7.7 ± 1.4 for the ER fatigue and 7.9 ± 1.1 for the IR fatigue). Despite the shorter time to fatigue, participants perceived intense effort in IR.

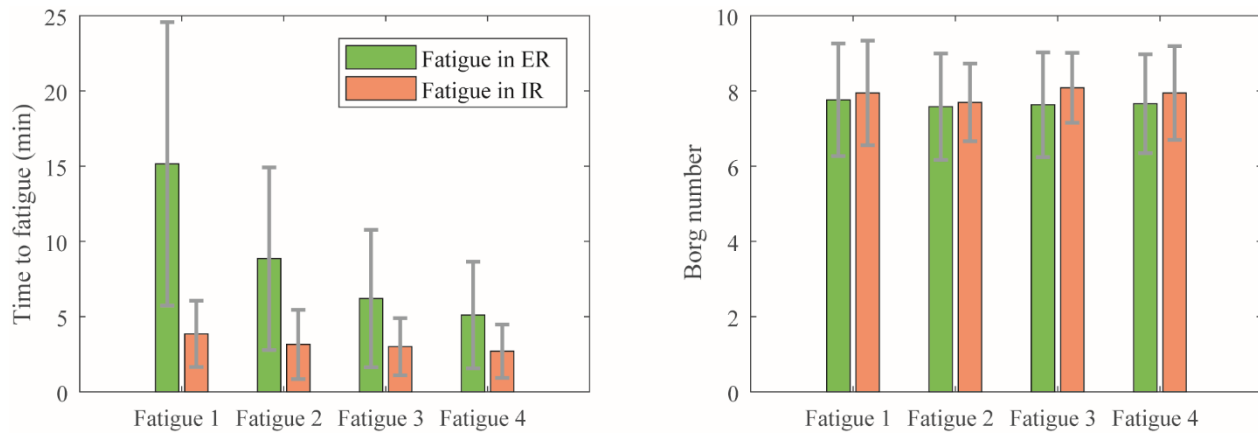


Figure 4.4 Means and standard deviations of the duration of fatigue (left) and the perceived exertion on the Borg scale (right) of the participants during each of the four fatigue sessions.

4.4.1.2 Kinematic parameters

The proportion of participants affected in their parameters by fatigue is presented in Table 4.1. Both central and peripheral systems were affected by fatigue in each stroke of each test, as preliminary reported in Laurent et al. (2019), for both ER or IR fatigue. Parameters affected by fatigue were not necessarily the same among all participants and neither was their evolution. This inter-subject variability is illustrated in Figure 4.5, where four velocity profiles are drawn pre- and post fatigue, characterizing different participant's behavior. For example, after fatigue, the velocity profile was either displaced to the right (Figure 4.5A), to the left (Figure 4.5C) or not evolving (Figure 4.5B and D).

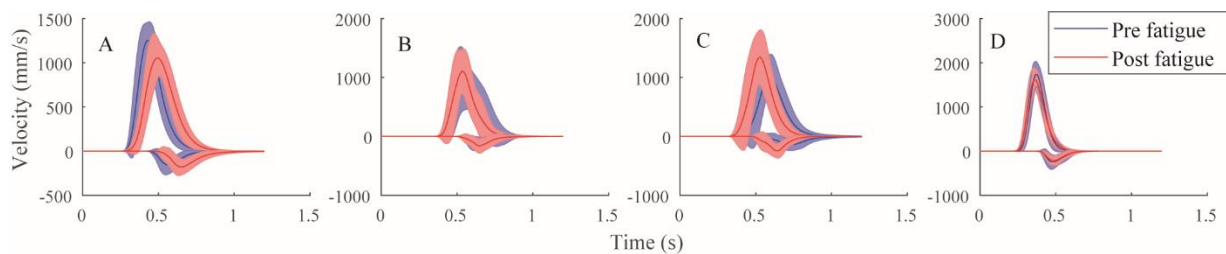


Figure 4.5 Velocity profiles of four participants with the mean $\pm$ SD of the simple strokes, before (blue) and after (red) fatigue for the *agonist* (positive) and *antagonist* (negative) components. (A) had a significant increase after fatigue in μ , *mode*, *median*, *time delay*, *RT* for the *agonist* parameters; and t_0 , σ , *response time*, *asymmetry* and *RT* for the *antagonist* parameters. (B) had no statistical changes. (C) had a significant increase in *D* for the *agonist* parameters. It had a significant decrease in $|\cos(\theta_s)|$, μ , *mode*, *median*, *time delay*, *Nblog* in the *agonist* parameters

and *SNR* and *TR* in both components. (D) had a significant increase after fatigue of t_0 , σ and $|t_0 - RT|$ and a significant decrease in μ and *RT* in the *agonist* parameters.

For the simple strokes, 90% of the participants had almost one parameter describing their central system significantly different post ER fatigue, either in the *agonist* or *antagonist* component (Table 4.1). It was changed in 95% of the population after an IR fatigue. For the parameters reflecting the peripheral system, more differences were noticed in the *agonist* parameters (40%) than in the *antagonist* parameters (15%) after an ER fatigue. After an IR fatigue, no such distinction between *agonist* and *antagonist* parameters was found for the peripheral system (20% of statistical changes in both cases). The conduction time was affected in only 5% of the population after an ER fatigue and 10% after an IR fatigue.

For the triangles, the global state of the neuromotor system was impacted in 10% of the population after an ER fatigue and in no participant at all after IR fatigue. The motor program execution showed numerous differences pre- and post fatigue for the triangles, as in average more than 85% of the population presented statistical differences (85% after an IR fatigue and 95% after an ER fatigue). The conduction time $|t_0 - RT|$ was affected in 15% of the population after an ER fatigue, and in no participants after an IR fatigue.

The oscillations were the tests in which the most significant differences were observed pre- and post fatigue. All participants had statistical changes in the parameters related to the central system and the motor program execution, both after ER or IR fatigue. Moreover, after an ER fatigue, peripheral parameters changed in 75% of the population in horizontal oscillations *versus* 65% in the vertical oscillations. After an IR fatigue, they changed in 85% both in horizontal and vertical oscillations.

Table 4.1 Percentage of participants (N=20) with significant differences for each component of their tests

Test	Stroke	Central system	Peripheral system	Both systems	Motor program execution	Global state of the neuromotor system	RT	$ t_0-RT $ or $ \Delta(t_0)-RT $
Fatigue in external rotation (ER)								
Simple strokes	<i>Agonist</i>	70	40	30	40	50		
	<i>Antagonist</i>	60	15	10	15	45	45	5
	Total	90	40	35	45	55		
Triangles	Stroke 1	45	25	10	55			
	Stroke 2	45	20	5	65			
	Stroke 3	25	5	5	55	10	20	15
	Total	75	30	20	95			
Horizontal oscillations	External rotation	95	80	75	80			
	Internal rotation	100	70	70	85	x	x	70
	Total	100	75	85	95			
Vertical oscillations	External rotation	90	55	55	65			
	Internal rotation	90	35	35	75	x	x	95
	Total	95	65	60	80			
Fatigue in internal rotation (IR)								
Simple strokes	<i>Agonist</i>	95	20	20	25	50		
	<i>Antagonist</i>	30	20	15	25	45	30	10
	Total	95	35	30	45	55		
Triangles	Stroke 1	30	15	5	50			
	Stroke 2	20	25	10	65			
	Stroke 3	45	20	20	70	0	10	0
	Total	75	40	25	85			
Horizontal oscillations	External rotation	95	80	80	90			
	Internal rotation	100	75	75	90	x	x	85
	Total	100	85	85	95			
Vertical oscillations	External rotation	90	75	65	80			
	Internal rotation	100	65	65	90	x	x	85
	Total	100	85	85	90			

Note: we could not perform t-test for the parameters reflecting the global state of the neuromotor system and the reaction time (*RT*) for the oscillations tests as we have only one value per subject. For the oscillations $|\Delta(t_0)-RT|$ was reported instead of $|t_0-RT|$.

4.4.2 Group effect of fatigue

4.4.2.1 Parameters evolution

Hotelling's T^2 tests were all statistically significant ($p < 0.05$), except for the triangles after an IR fatigue. As a matter of fact, they validated in those cases the use of the U-Mann-Whitney test to assess each parameter evolution. For the *agonist* component of simple strokes, σ and the *time delay* were significantly higher after fatigue ($p = 0.0001$), with a medium and large effect size ($d = 0.66$ and 0.93) (Table 4.2). In the *antagonist* components t_0 and the *response time* were significantly higher after fatigue ($p = 0.0001$), with a medium effect size ($d = 0.51$ and 0.56 , respectively). The *SNR/Nblog* significantly decreased after fatigue ($p = 0.0002$). After an IR fatigue, t_0 was significantly higher after fatigue only for the *agonist* components (*agonist*, $p = 0.0002$; *antagonist*, $p = 0.7$). The *mode*, *median* and *time delay* increased for both components ($p \leq 0.0002$), with medium effect size, ranging from 0.53 to 0.79 . In the triangles, D , the *mode*, the *median* and the *time delay* were significantly higher after an ER fatigue ($p = 0.0001$) (Table 4.3). For the horizontal oscillations (Table 4.4), $\Delta(t_0)$ was significantly higher after an ER fatigue with a large effect size ($d = 0.80$). Regarding the peripheral system, μ increased after both an ER and IR fatigue ($p = 0.0001$), with a large effect size ($d = 0.82$ and 1.21 , respectively). The *mode*, *median*, *time delay* and *response time* were significantly higher ($p = 0.0001$) with a large effect size after ER and IR fatigues ($d = 0.80$ - 1.18). The *SNR/Nblog* was significantly higher after an IR fatigue, with a medium effect size ($d = 0.61$). In the vertical oscillations, D was significantly higher ($p = 0.0001$), after an ER fatigue. After an IR fatigue the *mode*, *median*, *time delay* and *response time* were significantly higher ($p = 0.0001$), with a medium effect size ($d = 0.58$ - 0.61).

Table 4.2 Parameters evolution in the simple strokes after a shoulder fatigue in external or internal rotation. The simple strokes are separated into their *agonist* or *antagonist* components

	<i>Agonist</i>				<i>Antagonist</i>			
	Pre fatigue	Post fatigue	P-value	Effect size	Pre fatigue	Post fatigue	P-value	Effect size
External rotation fatigue (N=20)								
Central system								
t_0	0.23 ± 0.08	0.25 ± 0.07	0.0246	0.32	0.40 ± 0.12	0.44 ± 0.12	0.0002*	0.51 ^a
D	214 ± 19.8	217 ± 21.6	0.005	0.20	30.6 ± 6.94	33.0 ± 8.33	0.0001*	0.33
$ \cos(\theta_s) $	0.81 ± 0.08	0.81 ± 0.10	0.0001*	0.15	0.95 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.0001*	0.31
$ \cos(\theta_e) $	0.96 ± 0.03	0.96 ± 0.03	0.0342	0.33	0.91 ± 0.11	0.94 ± 0.05	0.0001*	0.36
Peripheral system								
μ	-1.42 ± 0.18	-1.41 ± 0.15	0.4648	0.02	-1.78 ± 0.18	-1.82 ± 0.20	0.3042	0.23
σ	0.27 ± 0.06	0.30 ± 0.06	0.0001*	0.66 ^a	0.36 ± 0.11	0.39 ± 0.12	0.0004*	0.47
Motor program execution								
Mode	0.47 ± 0.08	0.48 ± 0.08	0.0002*	0.28	0.59 ± 0.10	0.62 ± 0.10	0.0001*	0.41
Median	0.49 ± 0.08	0.51 ± 0.08	0.0001*	0.33	0.61 ± 0.11	0.64 ± 0.11	0.0001*	0.45
Time delay	0.50 ± 0.09	0.51 ± 0.09	0.0001*	0.36	0.62 ± 0.11	0.65 ± 0.11	0.0001*	0.47
Response time	0.07 ± 0.02	0.08 ± 0.02	0.0001*	0.93 ^b	0.06 ± 0.03	0.07 ± 0.03	0.0001*	0.56 ^a
Global state of the neuromotor system – whole stroke								
Nblog	2.18 ± 0.26	2.29 ± 0.30	0.0002*	0.48				
SNR	30.3 ± 1.14	29.7 ± 1.29	0.0001*	0.44				
SNR/Nblog	14.7 ± 1.53	13.8 ± 1.90	0.0002*	0.52 ^a				
Internal rotation fatigue (N=20)								
Central system								
t_0	0.21 ± 0.08	0.24 ± 0.08	0.0002*	0.52 ^a	0.40 ± 0.11	0.41 ± 0.11	0.7018	0.20
D	208 ± 25.0	208 ± 23.7	0.713	0.00	29.0 ± 6.66	30.4 ± 7.53	0.2932	0.23
$ \cos(\theta_s) $	0.81 ± 0.09	0.79 ± 0.09	0.0001*	0.65 ^a	0.93 ± 0.06	0.94 ± 0.04	0.7014	0.25
$ \cos(\theta_e) $	0.95 ± 0.03	0.96 ± 0.02	0.0001*	0.44	0.91 ± 0.09	0.93 ± 0.03	0.0004*	0.47
Peripheral system								
μ	-1.43 ± 0.18	-1.46 ± 0.18	0.0154	0.27	-1.86 ± 0.22	-1.80 ± 0.16	0.0454	0.24
σ	0.27 ± 0.05	0.29 ± 0.05	0.0001*	0.40	0.36 ± 0.08	0.36 ± 0.10	0.2972	0.06
Motor program execution								
Mode	0.45 ± 0.08	0.47 ± 0.09	0.0002*	0.53 ^a	0.57 ± 0.10	0.59 ± 0.10	0.0002*	0.79 ^a
Median	0.47 ± 0.09	0.49 ± 0.09	0.0001*	0.58 ^a	0.59 ± 0.10	0.61 ± 0.11	0.0001*	0.73 ^a
Time delay	0.48 ± 0.09	0.50 ± 0.10	0.0001*	0.58 ^a	0.60 ± 0.11	0.63 ± 0.12	0.0001*	0.67 ^a
Response time	0.07 ± 0.02	0.07 ± 0.02	0.0001*	0.40	0.06 ± 0.02	0.06 ± 0.03	0.0492	0.17
Global state of the neuromotor system – whole stroke								
Nblog	2.20 ± 0.24	2.20 ± 0.25	0.9086	0.02				
SNR	30.1 ± 1.12	30.0 ± 1.37	0.7352	0.09				
SNR/Nblog	14.5 ± 1.52	14.5 ± 1.77	0.9802	0.00				

Values are expressed as mean ± standard deviation.

* represents statistical significance ($p < 0.05/13 = 0.0038$).

^{a,b} represent medium and large effect sizes, respectively.

Table 4.3 Parameters evolution in the triangles, after a shoulder fatigue in external rotation.
Parameters come from combined strokes

	Triangles – whole stroke (N=20)			
	Pre fatigue	Post fatigue	P-value	Effect size
Central system				
t₀	0.23 ± 0.08	0.23 ± 0.06	0.488	0.12
D	154.9 ± 9.29	158.0 ± 10.2	0.0001*	0.53 ^a
Peripheral system				
μ	-0.80 ± 0.21	-0.77 ± 0.18	0.0028*	0.31
σ	0.19 ± 0.03	0.19 ± 0.03	0.0226	0.25
Motor program execution				
Mode	0.74 ± 0.08	0.75 ± 0.08	0.0001*	0.40
Median	0.75 ± 0.09	0.77 ± 0.08	0.0001*	0.38
Time delay	0.76 ± 0.09	0.77 ± 0.08	0.0001*	0.36
Response time	0.08 ± 0.01	0.08 ± 0.01	0.6214	0.01
Global state of the neuromotor system				
Nblog	5.18 ± 0.61	5.21 ± 0.38	0.6678	0.06
SNR	27.0 ± 0.30	26.8 ± 0.47	0.0034*	0.46
SNR/Nblog	5.37 ± 0.69	5.37 ± 0.45	0.7124	0.01

Values are expressed as mean ± standard deviation.

* represents statistical significance ($p < 0.05/11 = 0.0045$).

^a represents medium effect size.

Table 4.4 Parameters evolution in the horizontal and vertical oscillations, after a shoulder fatigue in external or internal rotation. Parameters come from combined strokes

Horizontal oscillations (N=20)								
	External rotation fatigue				Internal rotation fatigue			
	Pre fatigue	Post fatigue	P-value	Effect size	Pre fatigue	Post fatigue	P-value	Effect size
Central system								
$\Delta(t_0)$	0.08 ± 0.01	0.09 ± 0.01	0.0012*	0.80 ^b	0.09 ± 0.01	0.09 ± 0.01	0.0150	0.96
D	124.8 ± 23.7	126.2 ± 26.2	0.0008*	0.10	124.2 ± 24.5	125.2 ± 28.8	0.2290	0.04
Peripheral system								
μ	-0.81 ± 0.07	-0.75 ± 0.10	0.0001*	0.82 ^b	-0.81 ± 0.11	-0.75 ± 0.10	0.0001*	1.21 ^c
σ	0.06 ± 0.00	0.06 ± 0.00	0.8870	0.09	0.06 ± 0.00	0.06 ± 0.00	0.0568	0.32
Motor program execution								
Mode	0.53 ± 0.04	0.56 ± 0.06	0.0001*	0.80 ^b	0.53 ± 0.06	0.57 ± 0.06	0.0001*	1.18 ^b
Median	0.53 ± 0.04	0.57 ± 0.06	0.0001*	0.80 ^b	0.53 ± 0.06	0.57 ± 0.06	0.0001*	1.18 ^b
Time delay	0.53 ± 0.04	0.57 ± 0.06	0.0001*	0.80 ^b	0.53 ± 0.06	0.57 ± 0.06	0.0001*	1.18 ^b
Response time	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.00	0.0001*	0.81 ^b	0.03 ± 0.00	0.03 ± 0.00	0.0001*	1.17 ^b
Global state of the neuromotor system								
Nblog	94.7 ± 6.78	89.1 ± 8.79	0.0002*	0.76 ^a	94.7 ± 10.4	89.4 ± 9.21	0.0002*	0.66 ^a
SNR	28.4 ± 1.40	27.6 ± 1.26	0.0868	0.38	28.4 ± 1.12	28.2 ± 0.99	0.3824	0.10
SNR/Nblog	0.21 ± 0.02	0.23 ± 0.03	0.0068	0.56 ^a	0.21 ± 0.03	0.23 ± 0.02	0.0002*	0.61 ^a
Vertical oscillations (N=20)								
Central system								
$\Delta(t_0)$	0.09 ± 0.01	0.09 ± 0.01	0.7646	0.09	0.09 ± 0.02	0.10 ± 0.01	0.0256	0.56
D	118.4 ± 19.2	123.9 ± 19.4	0.0001*	0.57 ^a	119.4 ± 26.0	119.8 ± 21.6	0.4200	0.03
Peripheral system								
μ	-0.73 ± 0.11	-0.73 ± 0.14	0.9816	0.05	-0.74 ± 0.17	-0.69 ± 0.16	0.0001*	0.64 ^a
σ	0.06 ± 0.00	0.06 ± 0.00	0.6778	0.04	0.06 ± 0.00	0.06 ± 0.00	0.1486	0.23
Motor program execution								
Mode	0.57 ± 0.07	0.58 ± 0.09	0.4820	0.11	0.58 ± 0.10	0.61 ± 0.09	0.0001*	0.61 ^a
Median	0.58 ± 0.07	0.58 ± 0.09	0.4854	0.11	0.59 ± 0.10	0.61 ± 0.09	0.0001*	0.61 ^a
Time delay	0.58 ± 0.07	0.58 ± 0.09	0.4906	0.11	0.59 ± 0.10	0.61 ± 0.09	0.0001*	0.61 ^a
Response time	0.03 ± 0.00	0.028 ± 0.00	0.1838	0.11	0.03 ± 0.01	0.03 ± 0.004	0.0001*	0.58 ^a
Global state of the neuromotor system								
Nblog	88.0 ± 9.51	88.1 ± 12.1	0.9334	0.03	88.4 ± 14.9	84.8 ± 12.1	0.0314	0.40
SNR	27.6 ± 1.81	27.9 ± 1.46	0.5268	0.15	28.0 ± 1.64	27.4 ± 1.39	0.3432	0.27
SNR/Nblog	0.22 ± 0.02	0.23 ± 0.04	0.3886	0.20	0.23 ± 0.04	0.24 ± 0.04	0.6482	0.18

Values are expressed as mean ± standard deviation.

For the global state of the neuromotor system, N=19 after an ER fatigue and N=16 after an IR fatigue.

* represents statistical significance ($p < 0.05/11 = 0.0045$).

^{a,b,c} represent medium, large and very large effect sizes, respectively.

4.4.2.2 Correlation between parameters

The reaction time (*RT*) was correlated with t_0 of the *agonist* and *antagonist* component of the simple strokes (Table 4.5). The correlation with the triangles existed only with the t_0 of the first stroke. These correlations were present pre- and post fatigue (ρ from 0.78 to 0.89 for the triangles and from 0.72 to 0.93 for the simple strokes). Parameters were more correlated for the *agonist* component than the *antagonist*. For example, before ER fatigue, the correlation was set at $\rho=0.88$ for the *agonist* component and at $\rho=0.76$ for the *antagonist* component. Regarding t_0 and μ , there is no evidence of high correlation for the simple strokes (ρ between -0.51 and -0.08 depending on the test) but it appears for the triangles (ρ from -0.86 to -0.47).

Table 4.5 Spearman correlation coefficients between parameters, with rho-values of correlation pre- and post fatigue

Parameters	Test	Type of fatigue	Type of stroke	Rho pre-fatigue	Rho post-fatigue
t_0 and RT	Simple strokes	ER	<i>Agonist</i>	0.88*	0.93*
			<i>Antagonist</i>	0.76*	0.72*
		IR	<i>Agonist</i>	0.91*	0.92*
			<i>Antagonist</i>	0.86*	0.74*
	Triangles	ER	Stroke 1	0.89*	0.78*
			Stroke 2	0.07	0.20
			Stroke 3	-0.02	0.15
		IR	Stroke 1	0.78*	0.81*
			Stroke 2	0.23	-0.10
			Stroke 3	0.10	0.24
t_0 and μ	Simple strokes	ER	<i>Agonist</i>	-0.37	-0.19
			<i>Antagonist</i>	-0.42	-0.51*
		IR	<i>Agonist</i>	-0.08	-0.21
			<i>Antagonist</i>	-0.14	-0.18
	Triangles	ER	Stroke 1	-0.74*	-0.61*
			Stroke 2	-0.86*	-0.83*
			Stroke 3	-0.74*	-0.85*
		IR	Stroke 1	-0.58*	-0.47*
			Stroke 2	-0.83*	-0.82*
			Stroke 3	-0.76*	-0.52*

* represents significant correlations ($p < 0.05$).

4.5 Discussion

This study aimed to settle an innovative, economical and non-invasive method to detect shoulder muscular fatigue and discriminate between central and peripheral fatigue.

4.5.1 Distinction of the type of fatigue

In the Kinematic Theory of rapid human movements, the distinction between central and peripheral fatigue is possible through the intrinsic properties of the parameters extracted from each stroke (O'Reilly & Plamondon, 2013). In addition to these parameters, we proposed a series of derived parameters, which translate a more global approach of motor control analysis. For the oscillations, using $\Delta(t_0)$ instead of t_0 seems relevant for the central system analysis. As t_0 represents the timing emission for a command (Plamondon, 1995b), $\Delta(t_0)$ describes the frequency at which the emission command is sent. A statistical change means that the brain rapidity for generating command signals is impaired due to fatigue. On the other hand, the peripheral system is reflected through μ and σ , which are the temporal properties of the neuromuscular system. A significant difference in one of these parameters theoretically means that the peripheral system of the participant was impaired by fatigue. As exposed in Table 4.1, all the tests performed could reflect those changes. In practice, the correlation between the *reaction time* and t_0 (Table 4.5) consolidated our position of using t_0 for the central nervous system analysis. In fact, the *reaction time* is a commonly used parameter for cognitive studies (Sant'Ana, Franchini, da Silva, & Diefenthaeler, 2017; Tanaka, Mizuno, Tajima, Sasabe, & Watanabe, 2009). This correlation was higher for the first stroke of the simple strokes and the triangles. As the *antagonist* component appears after the *agonist* one, there is a delay, so a lower correlation. The same remark can be made for the triangles: strokes 2 and 3 appear later implying an absence of correlation between *RT* and their t_0 . In addition, the calculation of the conduction time $|t_0 - RT|$ enables to locate more precisely the origin of the central fatigue. In our study, it changed for a small population ($\leq 15\%$), whether simple strokes or triangles. This means that the time taken from the brain to propagate the information to the end effector does not change for most of the participants. Moreover, for clinical purposes, it would be of interest to differentiate the fatigued muscle, whether the *infraspinatus* (ER fatigue) or the *subscapularis* (IR fatigue), through the evolution of the Kinematic parameters. Machine learning algorithms, such as support vector machines, have

already shown interesting results in discriminating the kinematic parameters in attention deficit hyperactivity disorder and control group children (Faci, Nguyen, et al., 2020). The use of these algorithms could be of interest for a differentiation of the type of neuromuscular fatigue (ER or IR fatigue).

4.5.2 Intra-participant follow-up

Our study showed that an individual monitoring of fatigue is possible using a tablet. It is clinically relevant as pre- and post fatigue variations are different regarding the type of fatigue, the participant and the test performed. This can be explained by the task dependency of fatigue (Enoka & Stuart, 1992) and the uniqueness of each participant (Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., & Martin, B. J., 2006b). In fact, during submaximal muscle contraction, fatigue development depends on the type of fibers activated and on the duration of the contraction (Chaffin et al., 2006a; Enoka & Stuart, 1992). Large variability in duration may come from the inter-subject difference, but also from their ability to generate a maximal force (Edwards, R. H., 1981). Different strategies were taken by the participants to counteract the effects of fatigue, which is reflected in the kinematic parameters. This can be observed as well in Figure 4.5, where behavior differences are illustrated for four velocity profiles. Some participants have a slower general response (Figure 4.5A), faster (Figure 4.5C), or not evolving due to fatigue (Figure 4.5B and D). The participant in Figure 4.5B was a former high-level swimming athlete, and therefore could be accustomed to shoulder fatigue. The participant in Figure 4.5D presents many statistical differences in parameters shown by the U-Mann-Whitney test. As μ – the logtime delay – significantly decreased and σ – the logresponse time – significantly increased for this participant, the resulting velocity profile showed little visual differences after fatigue as compared to before. The counterbalanced parameter changes masked the fatigue effect on the velocity profile, pointing out the interest of analyzing the lognormal parameters. Moreover, some participants have a higher μ (Figure 4.5A & C), meaning a diminution of the neuromuscular system to respond rapidly to a command, whereas some others have a lower value (Figure 4.5D). To compensate for a lower μ , participants can use a higher σ or t_0 . This respectively means that the participant will take more time to make the entire movement and that the brain will send the response command later. However, sometimes t_0 significantly decreased after fatigue. The participant reacted faster to the stimulus, as physical exercise can improve someone's cognitive

function (Hillman, Erickson, & Kramer, 2008). Different action plans for drawing strokes were also made: some participants made for example shorter strokes (smaller D , Figure 4.5A) because they had difficulties in executing them, whereas some others made larger strokes (higher D , Figure 4.5C) because they had, for instance, difficulties in stopping them. This is probably due to motor variability as movement is reorganized to prevent the apparition of disorders. In that sense, spatiotemporal muscular recruitment is variable after fatigue, which is assessed here (Falla & Farina, 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012; Yang et al., 2018). This method enables to study the evolution of each parameters and compensations made by participants for a case-by-case study, which is essential for example in personalized top-level athletes training.

4.5.3 Group effect of fatigue

A group effect was noticed from the analyses, signifying that a general pattern is highlighted after a neuromuscular fatigue. This analysis is a first step in the process of using the method in clinics. More studies would be needed to ensure that the parameters evolution highlighted in this study are specific to shoulder fatigue. In the simple strokes, the peripheral system was more impacted after an ER than an IR fatigue. As the time to fatigue was longer in ER, additional mechanisms of fatigue may have been present, such as at the level of the excitation-contraction coupling (Baker, Kostov, Miller, & Weiner, 1993), which is then observed in the Kinematic parameters related to the peripheral system. On the contrary, the IR fatigue was perceived harder and may have impacted more the parameters related to the central system. In fact, the action plan of the agonist components of simple strokes is changed, with for example an increase of the time to send the motor command. Moreover, it was noticed that the motor program execution was the most impaired system for most of the tests (Tables 4.2 to 4.4). In fact, the *mode*, *median*, *time delay* were significantly higher after fatigue, meaning a decline in the command velocity (Laniel et al., 2019). However, parameters describing the global state of the neuromotor system, such as the *Nblog* and *SNR/Nblog* have a general trend to increase and decrease, respectively for the simple strokes and horizontal oscillations after an external rotation fatigue. The evolution of these two parameters reflects a worsening of the motor control quality. In fact, as in Cortes, Onate et Morrison (2014), fatigue impacts the smoothness and motor control of a person. On the other hand, the *SNR* does not seem to change in many cases, only in the simple strokes and triangles after an ER fatigue. As explained in Laniel et al. (2019), the reconstruction of the velocity

profiles stops when a 25dB *SNR* is reached, and adds lognormals until that condition is met. Studying the *SNR* of simple strokes after a Delta-Lognormal extraction might be more appropriate (Plamondon, 1995a, 1998; Woch et al., 2011), as it is expected to reconstruct the kinematics with only two lognormals, the *agonist* and *antagonist*. The evolution of the parameters, and especially the ones reflecting the motor program execution, is similar between participants, which is interesting for using the tablet as a clinical tool for fatigue detection.

4.5.4 Performance of the tests

As a general overview, simple strokes reveal information about *agonist/antagonist* systems. According to Turpin, Guevel, Durand et Hug (2011), muscular activity changes after fatigue but the coordination between muscles does not. The same muscles will create the *agonist/antagonist* synergy. For this purpose, analyzing and discriminating the two categories of muscles is appropriate. In case of complex tasks (i.e. triangles or oscillations), the distinction between those two systems is meaningless since there is no stop at the intermediate points, only at the end. The use of the speed/accuracy tradeoff tests could provide more information, as it can express further relationships between *agonist* and *antagonist* components and their evolution with fatigue (O'Reilly & Plamondon, 2013). Moreover, central and peripheral system parameters do not show a correlation in simple strokes (t_0 and μ , Table 4.5), whereas this correlation exists when movements get longer. Participants anticipate them by targeting virtual points (Plamondon & Djoua, 2006; Plamondon et al., 2003). With the independency of parameters in the simple strokes, this test can be specifically used to differentiate a central from a peripheral fatigue.

On the other hand, triangles seem to be more difficult to perform than simple strokes and oscillations. The inter-participant variability may be higher and therefore significant differences can be harder to notice in group studies. However, as depicted in Table 4.1, individual changes are detectable on triangles, and can therefore be used for extensive studies. A more specific method for extracting triangles may be more adapted, as they have the lowest number of lognormals retained compared to other tests (Figure 4.3). As a matter of fact, it also depicts the importance of performing more repetitions.

In addition, studying larger movements, such as the oscillations seems more efficient to detect fatigue, as they depict a more biomechanical movement. Nevertheless, a compensatory effect between participants is noticed for the vertical oscillations. As participants adopted different

postures to execute the movements, the individual kinematic might have been affected (Fuller, Lomond, Fung, & Côté, 2009). It would have been interesting to record the overall kinematic of the upper-body. In fact, a test performance is often the same pre- and post fatigue, but strategies to perform the tests are different (Côté et al., 2002; Emery & Côté, 2012).

4.5.5 Opening

In a wider context, the Sigma-Lognormal model seems appropriate to study fatigue at different levels of the body, whether it is the upper limb or lower limb. In fact, fatigue results in deficiency in motor control and motion changes due to a modification at different biological levels of the human body physiology (Cortes et al., 2014; Enoka & Stuart, 1992; Gandevia, 2001). That is why, it is expected that any other impairment in the body, due to fatigue, could be detectable by a similar method. Also in Cowley et Gates (2017), it has been noticed that finger or shoulder fatigue affect movement coordination in different manners. In this way, we think that it would be possible to discriminate fatigue from different parts of the body and parameters from the theory could reflect those changes. By performing wider movements with the use of a white board (Fischer, Plamondon, O'Reilly, & Savaria, 2014), or by registering them in 3D (Schindler, Bouillon, Plamondon, & Fischer, 2018), it would then probably be easier to discriminate them. The use of a board seems interesting, as the system would remain easy to use. As the Kinematic Theory describes fine motor control and is suitable for many end effectors (such as fingertips, head (Lebel et al., 2018b), eye movements (Plamondon, 1995a) etc.), the use of markers directly on the studied articulation would be interesting to complete analyses.

4.6 Conclusion

This study highlights that shoulder neuromuscular fatigue is detectable in healthy active adults with the use of a digitizing tablet and the Kinematic Theory. The type of fatigue (central or peripheral) and the location of central fatigue (preparation or conduction time) are distinguishable through the parameters extracted from handwriting. An individual monitoring is relevant to determine the compensatory reactions made by each participant to counteract the effects of fatigue. Overall, common patterns in the parameters evolution are noticeable and are significant for clinical studies. Parameters having a more global approach, such as the *mode*, *median*, *time delay* tend to increase after fatigue, whereas the *SNR/Nblog* tends to decrease. We also observed

that all handwriting tests were sensitive to fatigue. Nevertheless, the simple strokes test could discriminate between the central and peripheral systems independently and between the *agonist/antagonist* systems, and the oscillations test is the most effective to detect shoulder fatigue.

4.7 Supplementary Material

Table 4.6 Resume of the parameters extracted and their signification

Input level: central system	
t_0	It is the time that takes the brain to perceive the stimulus and emit the command to the musculoskeletal system. It refers to the moment when a population of neurons sends a motor command, it occurs after the audible stimulus is perceived and the motor command prepared.
$\Delta(t_0)$	It reflects the rhythmicity of an input command. It represents the time elapsed between two successive t_0 and is used in the oscillations only.
D	It corresponds to the distance covered by the resulting lognormal.
θ_s	It is the starting angle of the lognormal.
θ_e	It is the ending angle of the lognormal.
Timing properties of the neuromuscular system: peripheral system	
μ	Also known as the logtime delay, it represents the time taken to reach half of the distance movement on a logarithmic scale. It corresponds to the rapidity of a reaction to a command by a system.
σ	Also known as the logresponse time, it represents the time taken from the neuromuscular system to respond to a command on a logarithmic scale. It is also linked to the movement duration and is a measure of the asymmetry of the lognormal.
Global state of the neuromotor system	
N_{blog}	It is the number of lognormals required to reconstruct the velocity profile of the movement.

SNR	It is the measure of the quality of the movement reconstruction.
SNR/Nblog	It is a performance criterion and represents the motor control fluency of a gesture. The lognormality principle predicts that the ideal movement converges toward a lognormal profile. When the SNR/Nblog is higher, the movement is more similar to the ideal one, as postulated by the lognormal behavior.
Motor program execution ($\Delta(t_0)$ is used instead of t_0 for the calculus in the oscillations)	
Mode	It is the time at which the maximum value of the lognormal impulse response is reached. $M = t_0 + e^{\mu - \sigma^2}$
Median	It corresponds to the time at which the half value of the integral under the lognormal curve (50% of the covered distance) is reached. $m = t_0 + e^{\mu}$
Time delay	It represents the rapidity of a neuromuscular system to respond to a command. $\bar{t} = t_0 + e^{\mu + 0.5\sigma^2}$
Response time	It is a measure of the spread of the impulse response. $s = (\bar{t} - t_0) \sqrt{(e^{\sigma^2} - 1)}$
Asymmetry	It characterizes the shape of the lognormal. $A_c = 1 - e^{-\sigma^2}$
Other parameters	
Reaction time	It is the time needed to start the movement after a stimulus. In the present study, it was computed as the time required to reach 10% of the maximal velocity during the test
Command propagation	It is the duration of the command propagation $CP = RT - t_0$

CHAPITRE 5 ARTICLE 2: RELIABILITY OF THE KINEMATIC THEORY PARAMETERS: THE CASE OF A VERTICAL SETUP FOR DETECTING SHOULDER MUSCLE FATIGUE

Les résultats de ce chapitre sont présentés sous la forme d'un article coécrit par Anaïs Laurent, Réjean Plamondon et Mickaël Begon à *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. Il traite du sous-objectif 3 énoncé en 0, correspondant à la répétabilité du modèle, première étape essentielle pour valider son utilisation en clinique. La méthode a été développée par Anaïs Laurent, Mickaël Begon et Réjean Plamondon. Le recrutement de participants, la collecte et le traitement de données ainsi que les analyses statistiques ont été réalisés par Anaïs Laurent. L'interprétation des résultats a été faite par Anaïs Laurent, Mickaël Begon et Réjean Plamondon. La rédaction de la première version de l'article a été faite par Anaïs Laurent, ensuite Mickaël Begon et Réjean Plamondon l'ont révisée plusieurs fois de manière critique. La version finale a été approuvée par tous les auteurs.

Keywords: Sigma-Lognormal model; Kinematic Theory; Reliability; Shoulder; Muscle fatigue.

Abstract

Background: The Kinematic Theory of rapid human movements and its Sigma-Lognormal model have been extensively used in the past few years in human motor control analyses. Recently, its application has showed very interesting results in shoulder neuromuscular fatigue detection. The use of an ergonomic setup made of a tablet offers good perspective for future clinical applicability of fatigue detection. To do so, the parameters reliability extracted from the model needs to be evaluated. The aim of this study is to assess the test-retest reliability of these parameters in the specific case of fatigue detection.

Method: Forty participants performed two sessions of fast strokes handwriting (simple strokes, triangles, horizontal and vertical oscillations) on a tablet placed at shoulder's height. Reliability was assessed using the intraclass correlation coefficient (ICC) on single and average values, and their relative standard error of measurement (SEM) and coefficient of variation. The minimal detectable change (MDC) was also reported.

Findings: Except for the logtime delay and the starting angle in the *antagonist* components of simple strokes and the logresponse time in the horizontal and vertical oscillations (SEM respectively 7.86, 3.41, 0.61 and 2.66%), a moderate to excellent reliability was denoted in the main parameters of each test (ICC: 0.54-0.91). The *mode*, *median* and *time delay* had good to excellent reliability (ICC: 0.77-0.90) with low SEM (SEM: 4.75-6.99%).

Conclusion: Most of the parameters have good test-retest reliability and the setup seems adequate for shoulder fatigue detection. In case of a horizontal setup, it is expected to have better reliability.

5.1 Introduction

Muscle fatigue corresponds to a decline in strength production during an exercise (Chaffin et al., 2006a). It is the result of either a deterioration in the central nervous system (central fatigue), where the voluntary activation is impaired (Gandevia, 2001), or in the muscles (peripheral fatigue), where the muscular excitation is defected (Enoka & Stuart, 1992). According to the “Differential Fatigue Theory”, fatigue can be a precursor to musculoskeletal injuries (Kumar, 2001). For example, the musculoskeletal system needs to adapt itself to fatigue with compensatory movements or muscle activation, which can lead to muscle injuries. The musculoskeletal disorders affecting shoulders are numerous with 33% of the US population older than 18 years old affected in 2012 (Initiative, 2014). These disorders affect people’s quality of life and are also expensive to treat with increasing physiotherapy treatments over years (Duguay, Hébert, & Massicotte, 2003). They also cause work absenteeism and a decline in labor productivity (Bevan, 2015). For all these reasons, it is essential to detect shoulder muscle fatigue before the apparition of an injury. In the long pathway of assessing a test as clinically usable, an important step is to evaluate its diagnostic accuracy (Van den Bruel et al., 2007). To that extent, screening tests have to be reliable with sensitive and specific data, but must also be affordable and easily implementable (Ljungqvist et al., 2009). Currently existing methods can detect fatigue, but unfortunately present limitations for clinical use (Al-Mulla, Mohamed R. et al., 2011). Questionnaires such as the Borg’s Rating of Perceived Exertion Scale reflects the participant’s feeling due to exercise (Borg, 1998). However, studies correlating this rating with physiological variables of exertion were not always consistent (Chen et al., 2002; Dederling, Németh, & Harms-Ringdahl, 1999), as the rating depends on motivation and is subjective. Objective measures can be used, such as biomarkers, but the assessment of their evolution is invasive (Finsterer, 2012). Surface electromyography may be used with the analysis of its signal amplitude and power spectrum density to detect fatigue (Edwards, R. H., 1981; Kai, Gotoh, Nagata, & Shiba, 2012; Lindström et al., 1977). It is a reliable measure for fatigue detection (Al-Mulla, Mohamed R. et al., 2011; Cifrek et al., 2009), as the median and mean power frequencies tend to be greatly reliable (Intraclass Correlation Coefficient > 0.80) (Larsson, Karlberg, Elert, & Gerdle, 1999). However, a good electrode placement is essential to avoid cross-talk and maintain a good reliability (Farina et al., 2004; Hermens et al., 2000). The data processing at the end of the recording is time-consuming, which is a disadvantage for clinical evaluation. Other methods,

such as mecanomyography, sonomyography or near-infrared spectroscopy can also be used to detect fatigue. However, they are combined most of the time with electromyography, which is difficult to implant in clinics (Al-Mulla, Mohamed R. et al., 2011). Recently, a new method for shoulder fatigue detection has been settled using the Kinematic Theory of Rapid Human Movements (Laurent et al., 2019; Laurent, Plamondon, & Begon, 2020). This theory reflects someone's behavior through his end-effector kinematics (Plamondon, 1995a, 1995b). The movement velocity is described as the synergy of impulse responses from neuromuscular systems generating the movement. Each response is modeled through a lognormal equation whose parameters describe the participant's motor control conditions (Plamondon et al., 2008). The ideal movement is known and a change in the parameters baseline highlights neuromuscular problems, such as shoulder neuromuscular fatigue (Laurent et al., 2019, 2020). In this study, handwriting data were recorded on a tablet, an ergonomic and easy to use setup (Faci et al., 2018), that has therefore encouraging potential for clinical applications in line with Van den Bruel et al. (2007). The theory has already highlighted sufficient reliability in the Kinematic parameters (Intraclass Correlation Coefficient = 0.64-0.81) during cranio-caudal signature, with a characterization of the movement from the head-trunk orientation (Lebel et al., 2017). However, to the best of our knowledge, parameters reliability still needs to be assessed on handwriting data recorded from a tablet.

The objective of this study is then to assess the test-retest reliability of the parameters extracted through the Kinematic Theory, from handwriting movements recorded with a digitizing tablet. A characterization of the reliability of these parameters will allow a better comprehension of their behavior and of their measurement errors for motor control studies.

5.2 Methods

5.2.1 Participants

Forty healthy active adults participated in the study (18 males and 22 females, age: 24.8 ± 4.3 years, height: 173.3 ± 9.8 cm, mass: 69.6 ± 12.6 kg, 6 left-handed and 34 right-handed). Participants were excluded if: (i) they had upper-limb musculoskeletal disorders; (ii) neurological problems or (iii) history of shoulder surgery in the past years. The study was approved by Polytechnique Montréal research ethics committee (CER-1819-23 v.3).

5.2.2 Protocol

Fast stroke kinematics was recorded on a Wacom Cintiq 13HD tablet (sampling frequency: 200 Hz) during two-test sessions. The tablet was positioned at the shoulder's height of each participant while standing (Figure 5.1). Four series of fast strokes were drawn on the tablet with the dominant arm in a random sequence: 30 simple strokes, 30 triangles, 10-second horizontal oscillations and 10-second vertical oscillations at maximal speed. A training period of five to seven fast strokes was given before simple strokes and triangles. The procedure of collecting data is fully described in Laurent et al. (2020). Test and retest were recorded by a single tester with a minimum of one-day interval (up to two months).

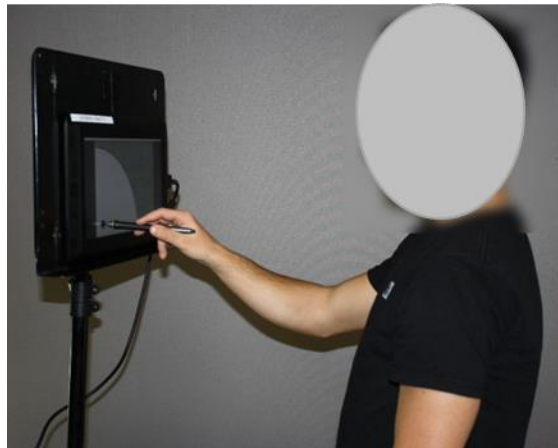


Figure 5.1 Position of the participant while drawing strokes. The tablet was positioned at the shoulder's height.

5.2.3 Extraction of kinematic parameters, the Sigma-Lognormal model

Data were extracted using the in-house program named Script Studio (O'Reilly & Plamondon, 2009). According to the Sigma-Lognormal model that describes the velocity profile of the end effector, the kinematics of fast strokes is defined as a vector summation of N lognormals, as described by Eq. [1] (Plamondon & Djoua, 2006). Each i -th lognormal is characterized with an action plan made of an initiation time from the brain t_0 (s), an amplitude D (mm) and a starting θ_s and ending θ_e angular orientations (rad). The log response time σ (s) and the log time delay μ (s) are two other intrinsic parameters of a lognormal (Figure 5.2A). They both describe the timing properties of the neuromuscular system (O'Reilly & Plamondon, 2009).

$$\vec{v}(t) = \sum_{i=1}^N \vec{v}_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2) \quad (1)$$

$$= \sum_{i=1}^N D_i \begin{bmatrix} \cos(\theta_i(t)) \\ \sin(\theta_i(t)) \end{bmatrix} \Lambda_i(t; t_{0i}, \mu_i, \sigma_i^2); N \geq 2 \quad (2)$$

where

$$\theta_i(t) = \theta_{si} + \frac{(\theta_{ei} - \theta_{si})}{D_i} \int_0^t v_i(\tau) d\tau \quad (3)$$

The Signal-Noise-Ratio (dB, *SNR*) which assesses the fitting of the reconstruction on raw data was also extracted. It had to be higher than 25 dB to reflect an excellent reconstruction. The number of lognormals used for the movement reconstruction is notified as *Nblog* and represents the movement's fluidity. The *SNR/Nblog* (dB), that depicts the motor control quality, was also used as a performance criterion. For the oscillations, $\Delta(t_0)$ (s) was extracted instead of t_0 alone. It corresponds to the time elapsed between two successive t_0 and is used to evaluate the rhythmicity of a command sent during the test. Besides the eight main parameters (i.e. t_0 , D , θ_s , θ_e , μ , σ , *Nblog*, *SNR*), five derived parameters were calculated as follows (Faci et al., 2018; Plamondon et al., 2003): (i) the *mode* (s) ($M=t_0+\exp(\mu+\sigma^2)$), which corresponds to the time when the maximum velocity is reached; ii) the *median* (s) ($m=t_0+\exp(\mu)$), that is the time when half the value of the lognormal integral is attained; iii) the *time delay* (s) ($\bar{t}=t_0+\exp(\mu+\sigma^2/2)$), which corresponds to the response command rapidity of a given system; iv) the *response time* (s) ($s=(\bar{t}-t_0)*\sqrt{(\exp(\sigma^2)-1)}$), which evaluates the impulse response spread; and v) the *asymmetry* (no units) ($Ac=1-\exp(-\sigma^2)$), which describes the general shape of the lognormal. For the oscillations $\Delta(t_0)$ was used instead of t_0 in the calculation of the *mode*, *median*, *time delay* and *response time*. The *reaction time* (*RT*), a classical parameter not from the theory, was also extracted to calculate the *conduction time* (*s*), ($CT=|RT-t_0|$ and in the case of the oscillations: $CT=|RT-\Delta(t_0)|$), which represents the duration of the command propagation (Woch & Plamondon, 2001).

5.2.4 Data processing

Simple strokes were divided into their largest *agonist* and *antagonist* components (Figure 5.2B). When only one lognormal described the stroke, it was automatically labeled as *agonist*.

Lognormals with parameters outside of the $\text{mean} \pm 3\text{SD}$ were rejected. For the *Nblog*, the *SNR*, the *SNR/Nblog*, the *reaction time* and the *conduction time*, no distinctions between *agonist/antagonist* components were made, as they refer to global stroke properties. The mean value of each parameter was calculated.

Triangles were split into the *agonist* components explaining the three main strokes (Figure 5.2C). Outliers were manually removed when the action plan of the reconstruction was not correct. Finally, lognormals with parameters outside of the $\text{mean} \pm 3\text{SD}$ were rejected. The mean value of each parameter was calculated, except for t_0 as only the first one was considered.

For the horizontal and vertical oscillations (50-160 mm long), only lognormals extracted from a stable phase were analyzed (*i.e.* from 2 to 10-s oscillations). Each stroke of the oscillatory movement was considered as *agonist* (Figure 5.2D). Lognormals with an amplitude below 50 mm and with parameters outside of the $\text{mean} \pm 3\text{SD}$ were considered as artefacts, therefore rejected. The mean value of each parameter was calculated, except for the *reaction time*, the *conduction time*, the *SNR* and the *SNR/Nblog*, since only a single value per test and participant can be recorded.

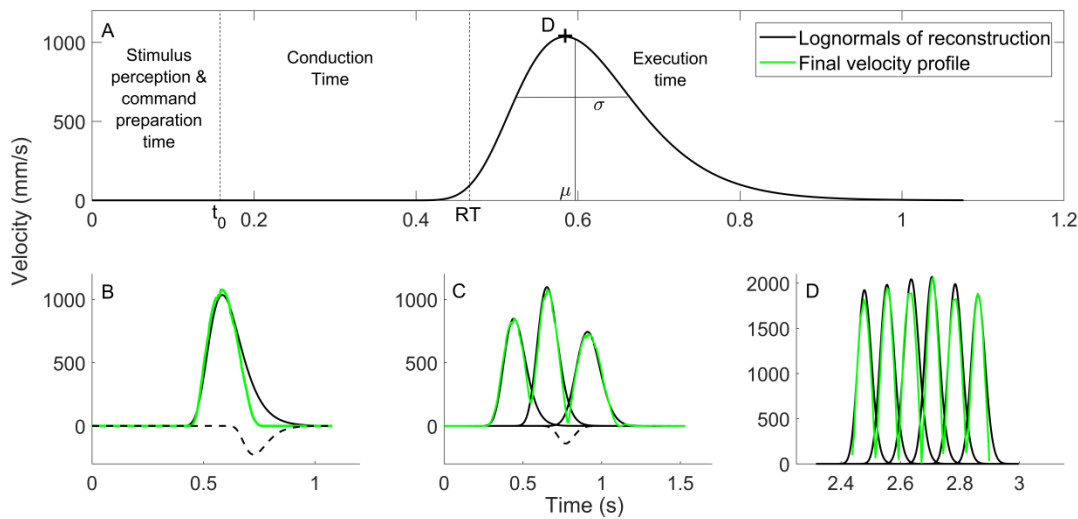


Figure 5.2 Reconstruction of the different types of strokes. (Green) is the final velocity profile and (black) are the lognormals used for reconstruction referred as agonists (solid lines) or antagonists (dashed lines). (A) is a visualization of the parameters on a lognormal. (B) is the reconstruction of a simple stroke. (C) is the reconstruction of a triangle. (D) is an example of a signal portion reconstruction for the oscillations.

5.2.5 Statistical analysis

An analysis of variance (ANOVA) based on intraclass correlation coefficients (ICC) was performed (Matlab, the Mathworks Intraclass Correlation Coefficient (ICC) version 1.3.1.0 of Arash Salarian) to get the test-retest reliability. ICC were calculated by parameters at 95% confidence intervals using a two-way mixed effects model based on absolute agreement (Koo & Li, 2016). An average measurements model was used for mean values whereas a single measure model was used for single values (*i.e. reaction time, conduction time, SNR and SNR/Nblog* in the oscillations). The scores were interpreted in line with the scale used in Koo et Li (2016): poor (<0.50), moderate ($0.50-0.75$), good ($0.75-0.90$) and excellent (>0.90) reliability. As fully explained in Bartko (1976), a value of zero was set in case of negative ICC. Moreover, the absolute and relative standard error of measurement (SEM), the coefficient of variation (CV) and the minimal detectable change (MDC) were also reported to estimate the measurement errors. Bland-Altman plots were also drawn (see APPENDIX A) to display the degree of agreement of the intra-participant measurements for *SNR, asymmetry, σ and conduction time*.

5.3 Results

Data are expressed as mean $\pm$ SD. In the simple strokes (Table 5.1), the time t_0 had good reliability, both for the *agonist* (ICC=0.80) and *antagonist* components (ICC=0.89). The coefficient of variation was higher in the *agonist* than in the *antagonist* components (respectively 36.81% and 25.51%). Regarding σ , the ICC was moderate with a value of 0.62 for the *agonist* components and 0.69 for the *antagonist*. Their CV was respectively equal 18.12% and 23.27%. The *mode, median, time delay* and *response time* had good to excellent reliability, ranging from 0.85 to 0.90 in both components, with a low SEM (5.44 - 14.11%) and a minimal detectable change (MDC) of 0.10 s. Parameters describing the global state of the neuromotor system (*Nblog, SNR and SNR/Nblog*) had a moderate ICC ranging from 0.56 to 0.73 with low values of SEM (from 2.35% to 5.41%). The *conduction time* had a moderate ICC (0.67) with a high CV (38.78%).

Table 5.1 Test-retest reliability of kinematic parameters extracted from simple strokes with the Sigma-Lognormal model. Red, orange, green and dark green respectively represents poor, moderate, good and excellent reliability.

Parameter	Test	Retest	ICC (95% CI)	SEM	SEM (%)	CV (%)	MDC
Agonist component							
t_0	0.24 ± 0.11	0.26 ± 0.09	0.80 (0.63-0.90)	0.04	16.29	36.81	0.11
D	206.40 ± 20.75	208.40 ± 23.31	0.86 (0.74-0.93)	7.74	3.73	9.96	21.46
μ	-1.34 ± 0.26	-1.40 ± 0.19	0.76 (0.54-0.87)	0.10	7.44	15.05	0.28
σ	0.27 ± 0.07	0.27 ± 0.05	0.62 (0.28-0.80)	0.03	11.19	18.12	0.08
$ \cos(\vartheta_s) $	0.79 ± 0.09	0.78 ± 0.09	0.91 (0.82-0.95)	0.03	3.17	10.32	0.07
$ \cos(\vartheta_e) $	0.94 ± 0.04	0.95 ± 0.03	0.83 (0.66-0.91)	0.01	1.47	3.53	0.04
Mode	0.51 ± 0.09	0.51 ± 0.10	0.85 (0.71-0.92)	0.04	6.99	17.83	0.10
Median	0.53 ± 0.10	0.52 ± 0.10	0.86 (0.73-0.93)	0.04	6.72	17.89	0.10
Time Delay	0.54 ± 0.10	0.53 ± 0.11	0.87 (0.75-0.93)	0.04	6.60	17.99	0.10
Response Time	0.07 ± 0.02	0.07 ± 0.02	0.84 (0.67-0.92)	0.01	10.10	25.02	0.02
Asymmetry	0.10 ± 0.05	0.09 ± 0.04	0.51 (0.09-0.74)	0.03	29.24	41.81	0.07
Antagonist component							
t_0	0.46 ± 0.12	0.45 ± 0.13	0.89 (0.79-0.94)	0.04	8.59	25.51	0.11
D	30.11 ± 6.00	29.69 ± 7.42	0.70 (0.44-0.84)	3.22	10.76	19.80	8.92
μ	-1.80 ± 0.18	-1.84 ± 0.24	0.19 (0.00-0.57)	0.14	7.86	8.71	0.40
σ	0.37 ± 0.10	0.36 ± 0.10	0.69 (0.41-0.84)	0.05	12.98	23.27	0.13
$ \cos(\vartheta_s) $	0.94 ± 0.05	0.96 ± 0.05	0.00 (0.00-0.46)	0.03	3.41	3.39	0.09
$ \cos(\vartheta_e) $	0.89 ± 0.10	0.91 ± 0.07	0.86 (0.74-0.93)	0.03	3.17	8.55	0.08
Mode	0.64 ± 0.11	0.63 ± 0.11	0.88 (0.77-0.94)	0.04	5.64	16.14	0.10
Median	0.66 ± 0.11	0.65 ± 0.12	0.89 (0.79-0.94)	0.04	5.49	16.59	0.10
Time Delay	0.67 ± 0.12	0.66 ± 0.12	0.90 (0.81-0.95)	0.04	5.44	16.97	0.10
Response Time	0.06 ± 0.02	0.06 ± 0.02	0.81 (0.64-0.90)	0.01	14.11	32.13	0.02
Asymmetry	0.21 ± 0.11	0.20 ± 0.11	0.66 (0.37-0.82)	0.05	26.49	45.75	0.15
Whole signal							
Nblog	2.28±0.27	2.19±0.25	0.73 (0.49-0.86)	0.12	5.41	10.50	0.34
SNR	30.05±1.34	30.06±1.21	0.56 (0.15-0.77)	0.71	2.35	3.53	1.96
SNR/Nblog	13.89±1.68	14.41±1.75	0.67 (0.37-0.82)	0.86	6.11	10.57	2.40
RT	0.41±0.08	0.41±0.10	0.82 (0.65-0.90)	0.04	8.55	19.90	0.10
$ t_0-RT $	0.17±0.09	0.15±0.05	0.67 (0.39-0.83)	0.04	22.18	38.78	0.10

ICC: Intraclass Correlation Coefficient, CI: Confidence Interval, SEM: Standard Error of Measurement, CV: Coefficient of Variation, MDC: Minimal Detectable Change

For the triangles (Table 5.2), t_0 presented a good reliability (ICC=0.81), with a SEM of 10.41%. Parameters related to the peripheral system, μ and σ , had respectively moderate (0.68) and good

(0.78) reliability, with a low value of SEM (11.69% and 8.76%). The derived parameters (the *mode*, *median*, *time delay*, *response time* and *asymmetry*) had good reliability, ranging from 0.77 to 0.79 with a low CV (10.4% - 15.8%) except for the *asymmetry* (42.2%). Their MDC was 0.11 s. The *SNR* had poor reliability (0.13) with a low SEM (1.10%) whereas the *SNR/Nblog* had moderate reliability. The *conduction time* had good reliability (0.77, 95%CI: 0.57-0.88), with a CV of 39.46%.

Table 5.2 Test-retest reliability of kinematic parameters extracted from triangles with the Sigma-Lognormal model. Red, orange, green and dark green respectively represents poor, moderate, good and excellent reliability.

Parameter	Test	Retest	ICC (95% CI)	SEM	SEM (%)	CV (%)	MDC
t_0	0.25 ± 0.06	0.25 ± 0.07	0.81 (0.64-0.90)	0.03	10.41	23.67	0.07
D	151.87 ± 8.36	154.15 ± 9.05	0.54 (0.14-0.75)	4.92	3.21	4.72	13.63
μ	-0.75 ± 0.17	-0.77 ± 0.19	0.68 (0.40-0.83)	0.09	11.69	20.67	0.25
σ	0.20 ± 0.04	0.19 ± 0.04	0.78 (0.58-0.88)	0.02	8.76	18.51	0.05
<i>Mode</i>	0.79 ± 0.08	0.77 ± 0.10	0.77 (0.57-0.88)	0.04	5.08	10.61	0.11
<i>Median</i>	0.82 ± 0.09	0.79 ± 0.10	0.77 (0.57-0.88)	0.04	5.02	10.47	0.11
<i>Time Delay</i>	0.82 ± 0.09	0.80 ± 0.10	0.77 (0.57-0.88)	0.04	5.00	10.42	0.11
<i>Response time</i>	0.08 ± 0.02	0.08 ± 0.01	0.79 (0.43-0.91)	0.01	7.28	15.84	0.02
<i>Asymmetry</i>	0.06 ± 0.03	0.05 ± 0.02	0.78 (0.58-0.88)	0.01	19.99	42.19	0.03
<i>Nblog</i>	5.43 ± 0.65	5.09 ± 0.50	0.78 (0.25-0.91)	0.25	4.82	10.27	0.70
<i>SNR</i>	26.78 ± 0.41	26.97 ± 0.45	0.13 (0.00-0.52)	0.30	1.10	1.18	0.82
<i>SNR/Nblog</i>	5.12 ± 0.63	5.47 ± 0.51	0.74 (0.19-0.90)	0.27	5.03	9.95	0.74
<i>RT</i>	0.42 ± 0.07	0.43 ± 0.09	0.85 (0.71-0.92)	0.03	7.01	17.84	0.08
$ t_0-RT $	0.17 ± 0.07	0.19 ± 0.08	0.77 (0.57-0.88)	0.03	18.82	39.46	0.09

ICC: Intraclass Correlation Coefficient, CI: Confidence Interval, SEM: Standard Error of Measurement, CV: Coefficient of Variation, MDC: Minimal Detectable Change

Parameters were similarly categorized for the horizontal and vertical oscillations (Table 5.3), except for the *reaction time* and the *conduction time*. Δt_0 had good reliability (ICC=0.79 and 0.80) and a low SEM (horizontal oscillations: 5.07%; vertical oscillations: 6.92%). Poor reliability was observed for σ , the *asymmetry* and the *SNR*. The *SNR/Nblog* had moderate reliability, ranging from 0.64 to 0.70 (95% CI: 0.29-0.82). The *mode*, *median*, *time delay* and *response time* had an ICC considered as good (horizontal oscillations: 0.83; vertical oscillations: 0.79-0.80). The *conduction time* had poor reliability in the horizontal oscillations and moderate in the vertical oscillations, with a low SEM (horizontal oscillations: 17.60%; vertical oscillations: 19.49%). The

Nblog was exactly the same for every participant whether for the horizontal or vertical oscillations.

Table 5.3 Test-retest reliability of kinematic parameters extracted from horizontal and vertical oscillations with the Sigma-Lognormal model. Red, orange, green and dark green respectively represents poor, moderate, good and excellent reliability.

Parameter	Test	Retest	ICC (95% CI)	SEM	SEM (%)	CV (%)	MDC
Horizontal oscillations							
$\Delta(t_0)$	0.09 ± 0.01	0.09 ± 0.01	0.79 (0.52-0.90)	0.00	5.07	11.04	0.01
<i>D</i>	119.74 ± 22.42	116.30 ± 20.94	0.86 (0.73-0.92)	7.72	6.54	17.25	21.39
μ	-0.75 ± 0.13	-0.79 ± 0.10	0.83 (0.62-0.92)	0.05	5.91	14.39	0.13
σ	(0.06 ± 0.83)E-03	(0.06 ± 1.33)E-03	0.07 (0.00-0.50)	3.51E-04	0.61	0.63	9.73E-04
<i>Mode</i>	0.57 ± 0.08	0.54 ± 0.06	0.83 (0.59-0.92)	0.03	4.75	11.38	0.07
<i>Median</i>	0.57 ± 0.08	0.55 ± 0.06	0.83 (0.59-0.92)	0.03	4.75	11.38	0.07
<i>Time Delay</i>	0.57 ± 0.08	0.55 ± 0.06	0.83 (0.59-0.92)	0.03	4.75	11.38	0.07
<i>Response Time</i>	(30.0 ± 3.67)E-03	(30.0 ± 2.71)E-03	0.83 (0.63-0.92)	1.22E-03	4.54	11.16	3.39E-03
<i>Asymmetry</i>	(3.36 ± 0.25)E-03	(3.43 ± 0.72)E-03	0.03 (0.00-0.48)	4.19E-05	1.27	1.29	1.16E-04
<i>RT</i>	0.48 ± 0.11	0.45 ± 0.10	0.36 (0.00-0.66)	0.07	14.43	18.06	0.18
$ \Delta(t_0)-RT $	-0.38 ± 0.10	-0.36 ± 0.10	0.33 (0.00-0.64)	0.07	17.60	21.51	0.18
<i>SNR</i>	28.21 ± 1.20	28.62 ± 0.97	0.00 (0.00-0.26)	0.77	2.71	2.64	2.13
<i>SNR(dB)/NbLog</i>	0.23 ± 0.04	0.22 ± 0.03	0.70 (0.44-0.84)	0.02	7.04	12.83	0.04
Vertical oscillations							
$\Delta(t_0)$	0.10 ± 0.02	0.09 ± 0.01	0.80 (0.49-0.91)	0.01	6.92	15.38	0.02
<i>D</i>	116.04 ± 21.12	114.44 ± 22.21	0.84 (0.69-0.91)	8.12	7.05	17.41	22.52
μ	-0.68 ± 0.17	-0.75 ± 0.14	0.81 (0.49-0.91)	0.06	8.86	20.11	0.18
σ	(0.06 ± 4.74)E-04	(0.06 ± 2.82)E-03	0.25 (0.00-0.60)	0.0013	2.30	2.66	3.60E-03
<i>Mode</i>	0.61 ± 0.11	0.57 ± 0.08	0.79 (0.47-0.90)	0.04	6.80	14.87	0.11
<i>Median</i>	0.61 ± 0.11	0.57 ± 0.08	0.79 (0.47-0.90)	0.04	6.80	14.87	0.11
<i>Time Delay</i>	0.61 ± 0.11	0.57 ± 0.08	0.79 (0.47-0.90)	0.04	6.80	14.87	0.11
<i>Response Time</i>	0.03 ± 0.01	0.03 ± 0.004	0.80 (0.50-0.91)	0.00	6.57	14.84	0.01
<i>Asymmetry</i>	(3.30 ± 0.06)E-03	(3.55 ± 1.56)E-03	0.06 (0.00-0.50)	0.00	22.40	23.14	2.13E-03
<i>RT</i>	0.46 ± 0.15	0.43 ± 0.10	0.55 (0.16-0.76)	0.07	15.61	23.25	0.19
$ \Delta(t_0)-RT $	-0.37 ± 0.14	-0.34 ± 0.10	0.53 (0.12-0.75)	0.07	19.49	28.56	0.19
<i>SNR</i>	28.00 ± 1.43	28.07 ± 1.30	0.45 (0.15-0.67)	0.86	3.07	4.14	2.39
<i>SNR(dB)/NbLog</i>	0.25 ± 0.05	0.23 ± 0.04	0.64 (0.29-0.82)	0.02	10.26	17.10	0.07

ICC: Intraclass Correlation Coefficient, CI: Confidence Interval, SEM: Standard Error of Measurement, CV: Coefficient of Variation, MDC: Minimal Detectable Change

5.4 Discussion

The aim of this study was to assess the test-retest reliability of fast strokes' kinematic parameters drawn on a tablet using a vertical setup. They were extracted according to the Sigma-Lognormal model with the aim of using the setup for clinical applications in fatigue detection. Overall, most of the parameters from the four tests seem to present sufficient reliability for clinical applications.

5.4.1 Reliability of the four tests

In general, the four series of tests seem to present a satisfying reliability. As exposed in Smits et al. (2018), a zigzag graphical task (*i.e.* a combination of simple strokes) was already assessed as good, with an ICC of 0.89 for its movement time and of 0.82 for its mean error. Other handwriting tests were considered as having excellent reliability (ICC=0.927) in their average absolute velocity (Yung & Wells, 2017), meaning that handwriting global kinematics seems reliable from day to day. This result may be reflected in the kinematic parameters of each test. When analyzing simple strokes through the theory, the parameters describing the action plan (t_0 , D , θ_s and θ_e) of the *agonist* system seems more reliable than for the *antagonist* (*e.g.* D *agonist* ICC=0.86, D *antagonist* ICC=0.70; $|\cos(\theta_s)|$ *agonist* ICC=0.91, $|\cos(\theta_s)|$ *antagonist* ICC=0.00). The parameters of the *agonist* system are reliable as the strokes are equally oriented each time thanks to the guiding sheet. However, as exposed in Plamondon et Djoua (2006), glitches at the end of the movement, can change the velocity profile of the stroke. Those glitches do not occur in the main orientation of the movement, *i.e.* the *agonist* system, and can therefore enlarge the variability of the *antagonist* system. Even if glitches were partly rejected during the data processing, they could have still influenced the reliability of the *antagonist* parameters and also explain the poor ICC value of μ *antagonist*. A detailed comparison with a Delta-Lognormal extraction (*i.e.* simple strokes defined only by two Lognormals) could help to determine the most appropriate and accurate extraction method for simple strokes (Woch et al., 2011). When analyzing more complex movements, such as the triangles or the oscillations, a good reliability is also denoted in general. Except for the logresponse time σ in the oscillations, the intrinsic parameters of a lognormal (t_0 or $\Delta(t_0)$, D , μ , σ) are reliable from day to day. In fact their ICC values may be lowered by the very low inter-participant variability, as explained in Weir (2005). This explanation could also be relevant for the SNR, which has a poor ICC for every test. As a stopping criterion for the reconstruction program Script Studio is for the SNR to attain 25dB, the

SNR/Nblog should be analyzed instead when evaluating the motor control quality (Laniel et al., 2019; Plamondon, O'Reilly, et al., 2013). The triangles, which are more complex tests than simple strokes and oscillations, can have a better reliability to assess fine motor control quality because the learning inter-session effect is smaller, as mentioned in Smits et al. (2018). Each day, the Sigma-Lognormal model seems to similarly reconstruct the data, whether for a simple stroke or a complex movement, leading to parameters with sufficient reliability.

5.4.2 The setup as a new clinical tool for the detection of shoulder fatigue

The vertical setup was specific to shoulder neuromuscular fatigue detection (Laurent et al., 2019, 2020) and its clinical relevance still needs to be assessed. As explained in Van den Bruel et al. (2007), the tool needs to be easily implementable with quickly accessible data. The tablet linked to the computer offers interesting advantages as the whole process is integrated (Faci, Boyogueno Bidas, et al., 2020). However, triangles had to be manually verified, because some reconstructions presented inaccuracies in their trajectory. As Script Studio optimizes the reconstruction on the velocity profile, a trajectory offset can be observed (O'Reilly & Plamondon, 2007, 2009). The use of “iDeLog”, a new algorithm optimizing parameters on both speed and trajectory may avoid outliers and accelerate the data formatting process (Ferrer-Ballester, Diaz, Carmona-Duarte, & Plamondon, 2020). This will be the subject of a follow up study. Nevertheless, the simplicity of use of the tablet and the permanent improvements in algorithm optimization, leads us to believe that the setup will soon offer the adequate requirements for a clinical implementation.

On top of that, clinical guidelines require data to be reliable with high sensitivity and specificity (Ljungqvist et al., 2009). As exposed in Laurent et al. (2020), the *mode*, *median* and *time delay* present the most significant differences pre and post shoulder fatigue in internal and external rotation. Their reliability on all tests was good to excellent, ranging from 0.77 to 0.90. In comparison, goniometers and inclinometers, have a reliability ranging from moderate to excellent in external and internal rotation (goniometer: ICC from 0.64 to 0.91, inclinometer: ICC from 0.63 to 0.97) (Kolber et al., 2011; Shin et al., 2012). Those tools are used in clinics for the evaluation of the articular amplitude, reflecting shoulder neuromuscular disorders (Mullaney et al., 2010). These disorders can also be assessed with a muscular force evaluation. To that extent, stationary dynamometers have high reliability with ICC ranging from 0.87 to 0.94 (Plotnikoff & MacIntyre,

2002). However the minimal detectable changes (MDC) were not reported (Leggin, Neuman, Iannotti, Williams, & Thompson, 1996; Plotnikoff & MacIntyre, 2002), or having high values (21 to 43% MDC) (Meeteren, Roebroek, & Stam, 2002) limiting their assessment of sensitivity to changes. In our study, the MDC were higher than the mean difference pre and post fatigue (Laurent et al., 2020). However, the effect sizes of the pre and post fatigue differences were always ranging from moderate to good, indicating that the observed phenomenon of variation was high and that a clinically important change has still occurred. The MDC might be too severe in the assessment of the sensitivity to changes in our study. Moreover, further studies need to be accomplished to specify the sensitivity and specificity after an internal and external rotation fatigue using the Kinematic Theory. For clinical requirements, these values have to tend to be excellent as in medical imaging (sensitivity and specificity > 0.85) (de Jesus et al., 2009; Grant et al., 2013). Otherwise, a combination of several tests with different values of sensitivity and specificity is also possible, as it is done with physical tests (Itoi, 2013; Roy et al., 2015). In fact, tests with a high sensitivity will exclude healthy people from the detection whereas those with a high specificity will confirm the diagnosis (Akobeng, 2007). The theory is reliable from day to day and its use in shoulder fatigue detection could be clinically relevant, when sensitivity and specificity are assessed.

5.4.3 Further clinical applications

The Kinematic Theory has been used in many applications for motor control evaluation. The tablet is an ergonomic and standardized method (Faci, Boyogueno Bidas, et al., 2020), which has already shown many interesting results in studies such as Parkinson's disease (Nadeau et al., 2018), concussion (Faci, Désiré, et al., 2020), attention deficit hyperactivity disorder (Faci, Nguyen, et al., 2020), aging phenomena (Plamondon, O'Reilly, et al., 2013), stroke risk factor (O'Reilly, C. et al., 2014). Contrary to the present study, data were recorded on a setup horizontally oriented, with sitting participants. Another study from Fischer et al. (2014) reconstructed handwriting from a whiteboard, in a vertical orientation. Portnoy, Rosenberg, Alazraki, Elyakim et Friedman (2015) postulated that whether on a vertical or horizontal surface, final kinematic performance of handwriting is not affected. Without efficient support, upper-limb muscles have higher amplitude activation (Delisle, Larivière, Plamondon, & Imbeau, 2006; Wise, Uhl, Mattacola, Nitz, & Kibler, 2004). Moreover, the handwriting kinematics on horizontal

surfaces seems more fluid than on vertical surfaces (Phillips & Ogeil, 2010). A better reliability may thus be expected on horizontal surfaces with sitting participants than on vertical surfaces with standing participants. As simple strokes and more complex tasks (*i.e.* triangles and oscillations) were reliable after the Sigma-Lognormal model analysis, it can be expected that the parameters extracted from any kind of well-specified movement are reliable from one day to another.

5.4.4 Limitations

A first limitation to our study is that participants were not constrained when executing their strokes. As they were asked to execute the movement in such a way that they felt comfortable, different strategies were used, especially for vertical oscillations. Difference in the posture between days could have affected the kinematic (Kebaetse, McClure, & Pratt, 1999) and could therefore explain a lower reliability in this test. A standardization of the distance between the participant and the tablet, and the posture to take could be meaningful to increase the intra-participant reliability. In addition, tiredness and boredom could be observed in such studies. As the model describes the neuromotor condition of the participant (O'Reilly, Christian et al., 2013; Plamondon, 1998), it could be interesting to add a fatigue scale or a subjective scale to know if the participants were tired (Lee et al., 1991). Performing the study at the same moment of the day (whether always the morning or afternoon) could also heighten the reliability as handwriting speed could be affected by circadian variations (Jasper et al., 2009). Furthermore, a learning process can be observed between two sessions as the velocity in handwriting can be affected by familiarity and practice of the test (Dixon, Kurzman, & Friesen, 1993). Despite the training period at the beginning of each session, kinematic profiles appeared faster on the second day in our study, as in Smits et al. (2018), and showed more variability. To diminish the inter-session variability, it could be interesting to add an extra training session, at least one day before the recording session. For clinical reasons, the same study shall be performed on fatigued participants. Despite some improvements to perform, the method seems appropriate for fatigue detection and later, for a clinical use.

5.5 Conclusion

Most of the parameters have good test-retest reliability in the four series of tests presented. Both agonist lognormals and more complex movements present parameters with high reliability. The *mode*, *median* and *time delay* had good to excellent reliability supporting their use in shoulder fatigue detection. However, the minimal detectable change might not be usable so far. Nevertheless, the theory has many other applications and a utilization on a horizontal surface (*e.g.* in a sitting position) leads us to believe that the reliability of the data would be even better.

5.6 SUPPLEMENTARY MATERIAL, APPENDIX A

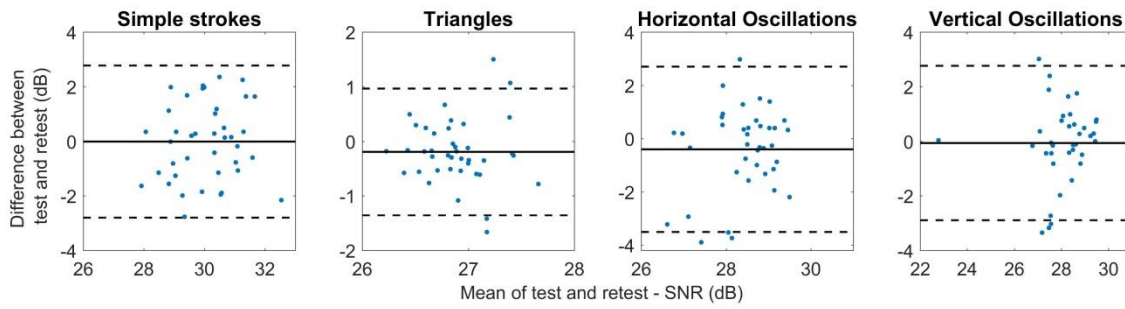


Figure 5.3: Bland Altman plots of the SNR for simple strokes, triangles, horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).

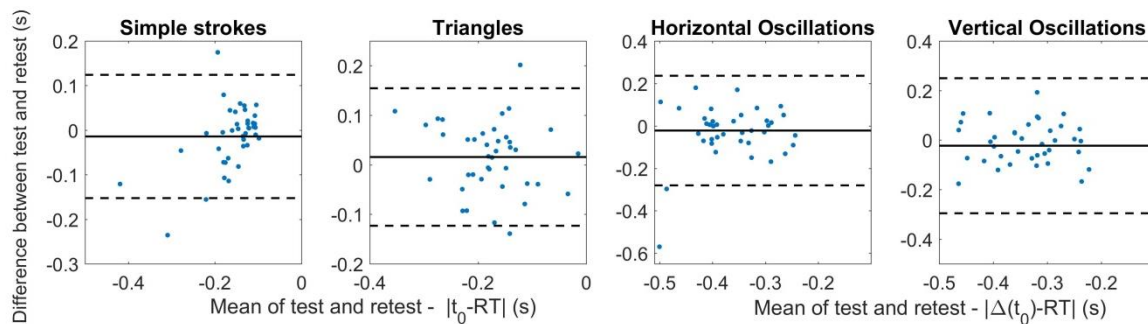


Figure 5.4: Bland Altman plots of $|t_0-RT|$ for the simple strokes and triangles; and for $|\Delta(t_0)-RT|$ for horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).

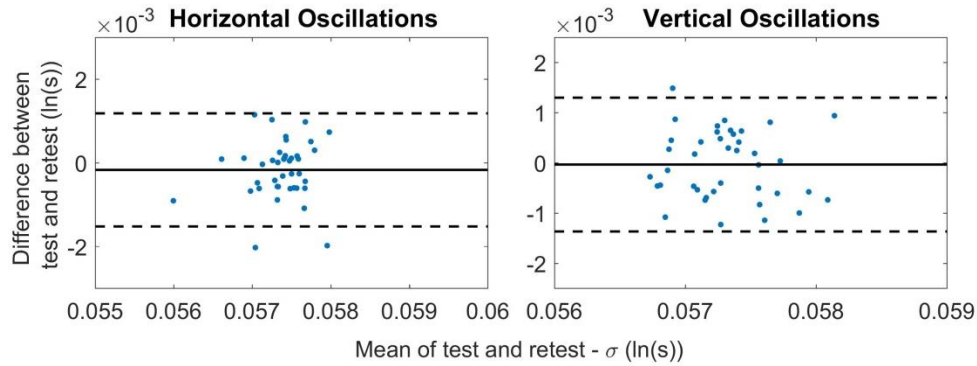


Figure 5.5: Bland Altman plots of σ for the horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).

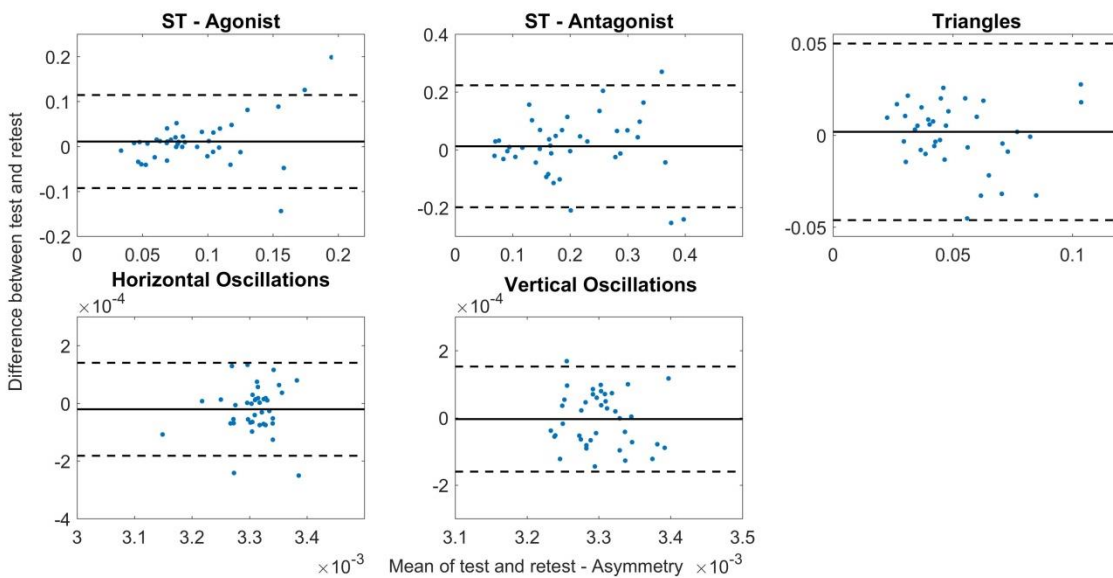


Figure 5.6: Bland Altman plots of the asymmetry for the agonist and antagonist components of simple strokes (ST), triangles, horizontal and vertical oscillations with the mean difference (solid lines) and the limits of agreement (dotted lines).

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet de recherche fait l'étude de l'implémentation d'une solution innovante pour la détection de la fatigue neuromusculaire de l'épaule, qui soit implantable en clinique. Pour ce faire, la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides a été utilisée et nous en avons analysé son efficacité pour répondre à cet objectif général. D'après Van den Bruel et al. (2007), afin d'évaluer un test et savoir s'il est cliniquement utilisable, il est nécessaire d'entreprendre les étapes suivantes : (i) voir si le test répond aux besoins en conditions expérimentales en laboratoire ; (ii) déterminer la valeur ajoutée du test dans la chaîne clinique ; (iii) valider la fidélité des mesures en fonction de son degré d'importance dans la chaîne clinique et (iv) évaluer l'impact du test sur les patients, sa valeur économique et toutes autres retombées sociétales. Dans ce mémoire nous nous sommes essentiellement intéressés aux points (i) et (iii). Nous allons ici aborder chacun des points pour faire état des études accomplies et de celles qui restent à faire.

6.1 Utilité du test en laboratoire

6.1.1 Méthode de détection de la fatigue

Lors de ce projet de recherche, le premier sous-objectif que nous avions était la mise en place d'une étude de faisabilité pour la détection de la fatigue neuromusculaire de l'épaule. Pour cela, nous avons choisi d'utiliser la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides. L'analyse de la cinématique du mouvement a été faite au travers de tâches d'écriture. Il s'agit d'une activité complexe qui permet d'étudier les processus cognitifs des participants et ceci, de manière peu coûteuse tout en étant non-invasive pour le monitoring et le diagnostic (Chang, Chen, & Yu, 2015).

La méthode expérimentale mise en place a permis de montrer que de la fatigue musculaire à l'épaule est détectable au moyen de cette théorie (Chapitre 3). Un suivi individualisé des participants est possible, et un profil général de réaction à la fatigue se dénote également. Il est possible à partir d'un état de référence d'étudier l'état des participants. Cependant, si cette référence n'existe pas, un effet de groupe existe permettant possiblement par la suite de mettre un seuil afin de savoir si un participant est fatigué ou non. Ce sont essentiellement les paramètres servant à décrire le système musculo-squelettique dans son ensemble (*mode*, *médiane* et *temps de*

délai) qui ont été le plus impactés par la fatigue. Ceci s'explique probablement par le fait que les fatigues centrales et périphériques apparaissent toutes deux lors d'un exercice. Les paramètres dérivés de la théorie et regroupant des notions centrales et périphériques sont alors plus impactés (Boyas & Guével, 2011).

Par ailleurs notre deuxième sous-objectif visait à préciser le type de fatigue détectable. D'après la définition intrinsèque des paramètres, il est possible de distinguer ceux relatifs à la commande motrice (fatigue centrale) de ceux relatifs à la réponse impulsionnelle (fatigue périphérique) (Plamondon et al., 2003). La comparaison de cette méthode avec des mesures gold standard de détection de fatigue centrale vs périphérique serait une belle perspective pour continuer dans la lignée de cette étude. Au cours des deux sessions (fatigue en rotation interne et fatigue en rotation externe), de la fatigue neuromusculaire, à la fois centrale et périphérique, a été détectée (Chapitre 3). En fonction de l'exercice, la fatigue a plus ou moins impacté le système central ou périphérique, compte tenu de la force développée couplée à la durée de l'exercice. De même qu'il a été montré expérimentalement que le paramètre t_0 correspond à l'occurrence temporelle d'une commande motrice (O'Reilly, Plamondon, Landou, & Stemmer, 2013), des analyses complémentaires, couplées à de l'EMG seraient utiles pour valider l'utilité du temps de délai μ et du temps de réponse σ dans la quantification de fatigue périphérique.

En ce qui concerne les muscles fatigués, nous avons constaté que des différences significatives existent après une fatigue en rotation interne et en rotation externe. L'activité musculaire est différente si la fatigue se fait en rotation interne ou en rotation externe. Par exemple, suite à une fatigue en rotation interne la fréquence médiane instantanée tend à diminuer pour le sous-scapulaire, tandis qu'elle tend à baisser en rotation externe pour l'infra-épineux (Gaudet, Tremblay, & Dal Maso, 2018). Comme les muscles fatigués sont différents, nous avons donc posé l'hypothèse que l'analyse paramétrique à l'aide de la Théorie Cinématique devrait être différente en fonction du muscle fatigué. Des analyses préliminaires de différenciation des paramètres suite à une fatigue en rotation interne et une fatigue en rotation externe au travers du partitionnement en k -moyennes ne nous ont pas encore permis de distinguer les deux types de fatigue. Le partitionnement en k -moyennes est une méthode non-supervisée permettant de diviser n observations en k groupes (*i.e.* groupe fatigué en rotation interne et groupe fatigué en rotation externe). Les groupes sont formés de façon à ce que les distances entre les observations et la moyenne du cluster attribué (le centroïde) soient minimales (Wikipédia, 2019). Des algorithmes

d'intelligence artificielle plus puissants que celui utilisé pourraient être utiles pour éclaircir ce point. L'algorithme de machine à vecteurs de support a en effet déjà donné de bons résultats en ce qui concerne l'analyse des paramètres de la Théorie Cinématique (Faci, Nguyen, et al., 2020) pour l'étude d'enfants atteints de trouble déficitaire de l'attention avec ou sans hyperactivité. Son utilisation pourrait être intéressante pour distinguer un état fatigué d'un état qui ne l'est pas, ou encore pour différencier les muscles fatigués.

6.1.2 Nouvelles pistes de recherche

La combinaison du protocole expérimental avec de l'électromyographie permettrait par exemple de s'assurer que les muscles sont fatigués et également de voir si notre protocole ne fatiguerait pas lui-même les participants (Konrad, 2006). En effet, nous sommes partis du principe que les tâches de traits ne sont pas fatigantes, puisqu'il s'agit de gestes simples, brefs et peu demandant physiquement. L'utilisation de l'électromyographie permettrait de s'en assurer en analysant l'activité musculaire pendant l'exécution des traits (Côté, 2014; Côté et al., 2005). Ceci permettrait de fixer un nombre maximal de traits à effectuer pour éviter que le protocole expérimental ne fatigue les participants de manière non voulue. Par ailleurs, le protocole étudié dans ce mémoire était éprouvant et les comparaisons avec de la fatigue ne se faisaient que lorsque les critères d'arrêt étaient atteints. Ceci a permis de montrer que lorsque le participant a perdu en force, il est possible de détecter de la fatigue au travers des paramètres de la Théorie Cinématique. Cependant, il pourrait être intéressant de voir à partir de quand la fatigue est détectable au moyen de la théorie, en lien avec l'électromyographie et le nombre de Borg. Ceci permettrait éventuellement d'instaurer une valeur seuil de détection de la fatigue au niveau des paramètres cinématiques. En outre, notre étude s'est attardée spécifiquement à la fatigue de l'épaule en rotation interne et externe. Nous pensons qu'un autre type de fatigue à l'épaule (*e.g.* en flexion/extension ou abduction/adduction) serait détectable au moyen de la Théorie Cinématique. Néanmoins des analyses complémentaires sont nécessaires afin de s'en assurer et de voir quelle serait la spécificité de l'évolution des paramètres en fonction du muscle fatigué. D'un point de vue clinique, il serait également intéressant de voir l'influence d'une fatigue présente au coude ou encore au poignet. Il faudrait en effet s'assurer de ne pas donner un jugement erroné quant à l'origine du muscle fatigué. Par ailleurs, le montage expérimental mettait de l'avant l'activation de l'épaule puisque les traits sont tracés à hauteur d'épaule.

En ce qui concerne la Théorie Cinématique et le choix de ses modèles/paramètres, plusieurs remarques sont à faire également. En effet, nous nous sommes attardés à l'utilisation du modèle Sigma-Lognormal (Chapitre 4 et Chapitre 5), que ce soit pour les traits simples ou les mouvements plus complexes. Ce modèle peut être vu comme une généralisation des différents modèles de reconstruction (et notamment du Delta-Lognormal). Nous avons choisi ce modèle car les personnes fatiguées à l'épaule ne sont pas en parfait contrôle de leur mouvement et un trait simple pourrait ainsi être reconstruit à l'aide de trois voire quatre fonctions lognormales, et non deux uniquement, comme avec le modèle Delta-Lognormal. Néanmoins, pour les traits simples, il serait intéressant de faire une comparaison avec le modèle Delta-Lognormal. Ceci permettrait notamment de comparer les informations *agonistes/antagonistes* recueillies au travers des modèles Delta- et Sigma-Lognormaux. En effet, le modèle Sigma-Lognormal fait une approximation des lognormales *agonistes/antagonistes*, tandis que le modèle Delta-Lognormal est plus précis dans ce sens.

De plus, nous avons également supposé l'indépendance des paramètres en effectuant les différents tests statistiques sur chaque paramètre. Les tests d'Hotelling (Chapitre 4) ont mis en évidence qu'un effet général de fatigue existe pour chacun des tests. Néanmoins par la suite, il pourrait être intéressant de combiner un ensemble de paramètres pour voir la différence entre les types de fatigue (rotation externe vs rotation interne, périphérique vs centrale). Par ailleurs, comme la Théorie Cinématique permet de décrire le mouvement de n'importe quel effecteur terminal (Plamondon, 1995a), l'élargissement de l'étude de la fatigue aux membres inférieurs pourrait aussi être possible. Il faudrait néanmoins garder en tête que pour une application clinique, le système se doit d'être facile à transporter et peu coûteux.

6.2 Insertion du test en clinique

Lorsqu'un nouveau test est développé, il faut définir sa position dans la chaîne clinique (Bossuyt, Irwig, Craig, & Glasziou, 2006). Ceci permet de définir plus exactement son utilité clinique et les exigences qu'il doit respecter. Trois principaux rôles peuvent être définis pour le test : il peut être conçu en remplacement d'un test préexistant, en tant que « triage », ou alors en complément aux autres tests existant. D'après les définitions de Van den Bruel et al. (2007), le test mis en place dans ce mémoire est là pour aider au « triage ». Il est en effet utile pour pré-dépister des personnes fatiguées et à risque de blessure. Il est de plus non invasif et peu coûteux et la fiabilité

de ses données sont similaires aux tests de mesure clinique (Chapitre 5). Des études complémentaires sont à effectuer pour déterminer sa sensibilité, avec l'EMG comme comparaison à un *gold standard*. Pour aller plus loin, rappelons qu'une blessure à l'épaule peut également être synonyme de variabilité musculaire et d'adaptation cinématique (Côté et al., 2005). Ainsi, il est possible que les paramètres de la Théorie Cinématique soient également modifiés en présence de blessure. Bien sûr, des études complémentaires seront à effectuer pour voir si cela est avéré. Le cas échéant, comme ce test est facile d'utilisation et non invasif, il pourrait éventuellement être utilisé dans le cadre de dépistage de blessure. Des études sur la sensibilité et la spécificité d'une telle méthode dans la détection de fatigue et/ou de blessure à l'épaule seront à effectuer.

6.3 Fiabilité des données

Les exigences psychométriques et métrologiques d'un test requièrent des données fiables, répétables d'un jour à l'autre et d'un évaluateur à l'autre (Ljungqvist et al., 2009). La sensibilité et la spécificité du test sont également importantes afin d'en connaître sa validité diagnostique. Les résultats relatifs à ce point ont été abordés au Chapitre 5 où nous avons vu que les mesures sont de manière générale répétables d'un jour à l'autre. Afin d'améliorer la reproductibilité des données d'un jour à l'autre, plusieurs changements seraient à faire. Il faudrait par exemple standardiser la position des participants, définir un horaire de prise de données (Gueugneau, Pozzo, Darlot, & Papaxanthis, 2017) ou encore contrôler la prise de neurostimulants (de Morree, Klein, & Marcora, 2014; Kalmar & Cafarelli, 2006). La durée entre deux sessions de données était très variable (de un jour à deux mois d'écart entre deux sessions). Néanmoins, les tests d'analyse de la variabilité en plusieurs groupes (Groupe 1, jours d'écart : [1,7], 25 participants ; Groupe 2, jours d'écart : [1,14], 32 participants ; Groupe 3, jours d'écart : [1,60], 40 participants) n'ont pas montré de différences dans les valeurs d'ICC. Nous avons donc choisi de garder la dernière catégorie pour avoir une puissance statistique plus élevée avec le plus grand nombre de participants.

Par ailleurs, comme il y a une volonté d'utiliser le test en clinique, il faudrait qu'il soit capable de distinguer une personne fatiguée d'une personne en forme. Dans ce mémoire, nous avons pu mettre en évidence les différences significatives entre avant et après fatigue. Cependant, nous n'avons encore vu la possibilité de différencier les personnes fatiguées des personnes qui ne le

sont pas (et pour plus tard, les personnes blessées des personnes saines). L'utilisation d'algorithmes de classification permettant de faire la distinction entre les deux types de population pourrait être adéquate (Faci, Nguyen, et al., 2020). A la suite de cela, la validité diagnostique pourrait être évaluée au moyen de la sensibilité et de la spécificité.

En outre, plusieurs modifications de la méthode pourraient améliorer la répétabilité et validité diagnostique du test. Notamment, le plan d'action lors de la reconstruction des traits n'était pas tout le temps réaliste. L'utilisation d'un logiciel d'extraction des paramètres, tel que le tout nouveau logiciel « iDeLog » pourrait permettre d'éviter ces désagréments étant donné qu'il fait l'optimisation de la reconstruction en vitesse et en trajectoire (Ferrer-Ballester et al., 2020), et non pas uniquement en vitesse comme « Script Studio » (O'Reilly & Plamondon, 2009). De plus, le temps aléatoire avant de tracer les traits varie entre 1 à 10 secondes et il a été vu que lorsque ce temps approximait les 10 secondes, les participants étaient surpris et leur performance changeait. Un intervalle de temps plus petit (*e.g.* 1 à 5 secondes) pourrait être préférable. Une étude impliquant de l'électroencéphalographie pourrait être adéquate pour étudier le lien entre le temps d'attente aléatoire, t_0 et l'occurrence temporelle d'une commande motrice (O'Reilly et al., 2013).

6.4 Impacts du test

Les impacts du nouveau test doivent être évalués. La raison pour laquelle le test est mis en place est pour pouvoir mieux détecter les personnes à risque de blessures. Ainsi, l'impact des résultats axés sur les patients doit être évalué. La spécificité et la sensibilité nous permettent d'avoir un ordre de grandeur quant à la performance du test comparé à un *gold standard*. Il pourrait y avoir la nécessité d'effectuer des essais diagnostiques randomisés et contrôlés (Lord, Irwig, & Simes, 2006; Rodger, Ramsay, & Fergusson, 2012).

Par ailleurs, le rapport coût-efficacité doit également être évalué pour savoir si cela est acceptable pour la société (Van den Bruel et al., 2007). De nombreuses mesures sont incluses dans ce coût, telles que le nombre de chirurgies évitées, le nombre de patients traités, et le coût associé, le coût pour la qualité de vie améliorée, etc. Cette étude devra aussi être conduite. Dans le cas de notre projet, le test permettrait d'avoir un suivi peu coûteux et rapide de détection de la fatigue pour empêcher le participant de se blesser, ou alors d'empirer sa blessure.

CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

7.1 Conclusion

L'objectif de ce mémoire était de proposer une solution innovante dans la détection de fatigue musculaire à l'épaule. La détection de fatigue neuromusculaire devait pouvoir différencier une fatigue centrale d'une fatigue périphérique et le dispositif devait être utilisable en clinique. Les mesures devaient donc être répétables, recueillies rapidement et de manière non invasive.

L'utilisation de la Théorie Cinématique des mouvements humains rapides a permis de mettre en avant l'apparition de fatigue. Pour ce faire, le protocole consistait à effectuer des traits sur une tablette située à hauteur d'épaules. Les paramètres de la théorie ont significativement changé suite à une fatigue d'épaule, que ce soit de manière individuelle ou en groupe. Ceci a permis de montrer qu'un suivi personnalisé est possible, mais également qu'une tendance générale se démarque. Par ailleurs, nous avons pu montrer d'un point de vue théorique qu'il serait possible de différencier une fatigue centrale d'une fatigue périphérique. De plus, au travers de nos expériences, nous avons pu mettre en évidence le fait que les traits simples sont plus concluants pour déterminer plus exactement où se produit la fatigue, tandis que les oscillations sont plus sensibles à la détection de fatigue.

Par la suite, nous nous sommes attardés à la répétabilité des mesures du dispositif expérimental et démontré qu'elle était très bonne. Ces résultats sont prometteurs pour utiliser le dispositif expérimental en clinique. Néanmoins le changement minimal détectable était plus élevé que les différences avant et après fatigue de la première étude, ce qui laisse penser qu'il n'est pas utilisable dans notre étude de cas.

Pour résumer : l'application de ces travaux dans le pré-dépistage de fatigue neuromusculaire à l'épaule est une innovation pour la prévention de blessures, qui, à termes pourrait être transposée en clinique.

7.2 Recommandations

Pour continuer dans la lignée de ce projet, plusieurs recommandations sont énoncées dans ce paragraphe. Tout d'abord, nous avons montré que d'un point de vue théorique, la fatigue centrale

et périphérique sont discernables et différenciables au travers de la Théorie Cinématique. Une prochaine étape serait de pouvoir le prouver expérimentalement avec comparaison à un gold standard.

Par ailleurs, afin d'améliorer la répétabilité de nos études, un protocole plus strict de collecte de données devrait être instauré. Notamment, il faudrait standardiser la position des participants et l'angle de flexion du coude et de l'épaule, ainsi que définir une heure de la journée identique pour chaque participant. Il serait également important d'étudier à la fois des marqueurs de fatigue neuromusculaire subjectifs (questionnaires ou échelles de fatigue) avec des marqueurs objectifs (Théorie Cinématique).

La Théorie Cinématique permettant de définir le mouvement de n'importe quel effecteur terminal, nous pensons qu'il y aurait la possibilité, à long terme, de pouvoir détecter de la fatigue neuromusculaire de n'importe quelle autre articulation, telle que la hanche, le genou etc. Des études complémentaires ont besoin d'être effectuées pour s'en assurer.

RÉFÉRENCES

- Akobeng, A. K. (2007). Understanding diagnostic tests 1: sensitivity, specificity and predictive values. *Acta Paediatrica*, 96(3), 338-341. doi:10.1111/j.1651-2227.2006.00180.x
- Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2011). A Review of Non-Invasive Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue. *Sensors*, 11(4), 3545-3594. doi:10.3390/s110403545
- Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2012). sEMG Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue. *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*. doi:10.5772/25678
- Alenabi, T., Dal Maso, F., Tétreault, P., & Begon, M. (2016). The effects of plane and arc of elevation on electromyography of shoulder musculature in patients with rotator cuff tears. *Clinical Biomechanics*, 32, 194-200. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.11.011
- Alenabi, T., Jackson, M., Tétreault, P., & Begon, M. (2014). Electromyographic activity in the shoulder musculature during resistance training exercises of the ipsilateral upper limb while wearing a shoulder orthosis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(6), e140-e148. doi:10.1016/j.jse.2013.08.024
- Allen, T. R., Brookham, R. L., Cudlip, A. C., & Dickerson, C. R. (2013). Comparing surface and indwelling electromyographic signals of the supraspinatus and infraspinatus muscles during submaximal axial humeral rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1343-1349.
- Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., . . . Viikari-Juntura, E. R. A. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(2), 73-84.
- Baker, A. J., Kostov, K. G., Miller, R. G., & Weiner, M. W. (1993). Slow force recovery after long-duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 74(5), 2294-2300. doi:10.1152/jappl.1993.74.5.2294
- Bartko, J. J. (1976). On various intraclass correlation reliability coefficients. *Psychological bulletin*, 83(5), 762.
- Beach, M. L., Whitney, S. L., & Dickoff-Hoffman, S. (1992). Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 16(6), 262-268. doi:10.2519/jospt.1992.16.6.262
- Beaton, D. E., Boers, M., & Tugwell, P. (2017). Chapter 33 - Assessment of Health Outcomes. Dans.
- Bevan, S. (2015). Economic impact of musculoskeletal disorders (MSDs) on work in Europe. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 29(3), 356-373. doi:10.1016/j.berh.2015.08.002

- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(9), 691-699. doi:10.1002/mus.880070902
- Blonna, D., Scelsi, M., Marini, E., Bellato, E., Tellini, A., Rossi, R., . . . Castoldi, F. (2012). Can we improve the reliability of the Constant-Murley score? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(1), 4-12. doi:10.1016/j.jse.2011.07.014
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales.*: Human kinetics.
- Bossuyt, P. M., Irwig, L., Craig, J., & Glasziou, P. (2006). Comparative accuracy: assessing new tests against existing diagnostic pathways. *BMJ (Clinical research ed.)*, 332(7549), 1089-1092. doi:10.1136/bmj.332.7549.1089
- Bou Hernandez, A., Fischer, A., & Plamondon, R. (2015). *Omega-Lognormal Analysis of Oscillatory Movements as a Function of Brain Stroke Risk Factors*. Communication présentée à 17th Biennial Conference of the International Graphonomics Society, Guadeloupe.
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88-108. doi:10.1016/j.rehab.2011.01.001
- Bruton, A., Conway, J. H., & Holgate, S. T. (2000). Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*, 86(2), 94-99.
- Çalış, M., Akgün, K., Birtane, M., Karacan, I., Çalış, H., & Tüzün, F. (2000). Diagnostic values of clinical diagnostic tests in subacromial impingement syndrome. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 59(1), 44. doi:10.1136/ard.59.1.44
- Canon, F. (2016a). *Le contrôle de la motricité*. Communication présentée à BL30 - Physiologie des systèmes intégrés, Université de Technologie de Compiègne.
- Canon, F. (2016b). *Les effecteurs musculaires*. Communication présentée à BL30 - Physiologie des systèmes intégrés, Université de Technologie de Compiègne.
- Cantú, H., Emery, K., & Côté, J. N. (2014). Effects of additional external weight on posture and movement adaptations to fatigue induced by a repetitive pointing task. *Human Movement Science*, 35, 1-16. doi:10.1016/j.humov.2014.02.003
- Chaffin, D. B., Andersson, G., & Martin, B. J. (2006a). *Occupational Biomechanics* (Fourth Edition^e éd.): Wiley.
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., & Martin, B. J. (2006b). The Structure and Function of the Musculoskeletal System. Dans *Occupational Biomechanics* (4th Edition^e éd., p. 11-36): Hoboken, N.J. : Wiley-Interscience, c2006.
- Chang, S.-H., Chen, C.-L., & Yu, N.-Y. (2015). Biomechanical analyses of prolonged handwriting in subjects with and without perceived discomfort. *Human Movement Science*, 43, 1-8. doi:10.1016/j.humov.2015.06.008
- Chen, M. J., Fan, X., & Moe, S. T. (2002). Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*, 20(11), 873-899. doi:10.1080/026404102320761787

- Cifrek, M., Medved, M., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, 24(4), 327-340.
- Cohen-Adad, J. (2018). GBM6125_manuelDeCours.
- Cortes, N., Onate, J., & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & Posture*, 39(3), 888-893. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.11.020
- Côté, J. N. (2014// 2014). *Adaptations to Neck/Shoulder Fatigue and Injuries*. Communication présentée à Progress in Motor Control, New York, NY (p. 205-228).
- Côté, J. N., Mathieu, P. A., Levin, M. F., & Feldman, A. G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research*, 146(3), 394-398. doi:10.1007/s00221-002-1186-6
- Côté, J. N., Raymond, D., Mathieu, P. A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2005). Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 581-590. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.02.012
- Cowley, J. C., & Gates, D. H. (2017). Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. *PLOS ONE*, 12(2), e0172835. doi:10.1371/journal.pone.0172835
- Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(1), 342-350. doi:10.2519/jospt.1993.18.1.342
- da Costa, B. R., Armijo-Olivo, S., Gadotti, I., Warren, S., Reid, D. C., & Magee, D. J. (2010). Reliability of scapular positioning measurement procedure using the Palpation Meter (PALM). *Physiotherapy*, 96(1), 59-67. doi:10.1016/j.physio.2009.06.007
- de Jesus, J. O., Parker, L., Frangos, A. J., & Nazarian, L. N. (2009). Accuracy of MRI, MR Arthrography, and Ultrasound in the Diagnosis of Rotator Cuff Tears: A Meta-Analysis. *American Journal of Roentgenology*, 192(6), 1701-1707. doi:10.2214/AJR.08.1241
- de Morree, H. M., Klein, C., & Marcora, S. M. (2014). Cortical substrates of the effects of caffeine and time-on-task on perception of effort. *Journal of Applied Physiology*, 117(12), 1514-1523. doi:10.1152/japplphysiol.00898.2013
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033-1039. doi:10.1016/j.jclinepi.2005.10.015
- Decleve, P., Van Cant, J., De Buck, E., Van Doren, J., Verkouille, J., & Cools, A. M. (2020). The Self-Assessment Corner for Shoulder Strength: Reliability, Validity, and Correlations With Upper Extremity Physical Performance Tests. *Journal of Athletic Training*. doi:10.4085/1062-6050-471-18
- Dedering, Å., Németh, G., & Harms-Ringdahl, K. (1999). Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 103-111. doi:10.1016/S0268-0033(98)00053-9

- Delisle, A., Larivière, C., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2006). Comparison of three computer office workstations offering forearm support: impact on upper limb posture and muscle activation. *Ergonomics*, 49(2), 139-160. doi:10.1080/10610270500450739
- Dittner, A. J., Wessely, S. C., & Brown, R. G. (2004). The assessment of fatigue: A practical guide for clinicians and researchers. *Journal of Psychosomatic Research*, 56(2), 157-170. doi:10.1016/S0022-3999(03)00371-4
- Dixon, R. A., Kurzman, D., & Friesen, I. C. (1993). Handwriting performance in younger and older adults: Age, familiarity, and practice effects. *Psychology and Aging*, 8(3), 360-370. doi:10.1037/0882-7974.8.3.360
- Djioua, M., & Plamondon, R. (2010). The limit profile of a rapid movement velocity. *Human Movement Science*, 29(1), 48-61. doi:10.1016/j.humov.2009.02.007
- Dubert, T., Voche, P., Dumontier, C., & Dinh, A. (2001). Le questionnaire DASH. Adaptation française d'un outil d'évaluation international. *Chirurgie de la Main*, 20(4), 294-302. doi:10.1016/S1297-3203(01)00049-X
- Duguay, P., Hébert, F., & Massicotte, P. (2003). *Les indicateurs de lésions indemnisées en santé et en sécurité du travail au Québec : analyse par profession en 1995-1997* (Rapport n° R-332).
- Dvir, Z. (1997). Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. *Clinical Rehabilitation*, 11(1), 36-41. doi:10.1177/026921559701100106
- Ebaugh, D. D., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2006). Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3), 224-235. doi:10.1016/j.jelekin.2005.06.015
- Edwards, R. G., & Lippold, O. C. J. (1956). The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *The Journal of Physiology - Wiley Online Library*, 132(3), 677-681. doi:10.1113/jphysiol.1956.sp005558
- Edwards, R. H. (1981). Human muscle function and fatigue. Dans *Human muscle fatigue: Physiological mechanisms* (vol. 82, p. 1-18).
- Ekstrom, R. A., Soderberg, G. L., & Donatelli, R. A. (2005). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 418-428.
- Emery, K., & Côté, J. N. (2012). Repetitive arm motion-induced fatigue affects shoulder but not endpoint position sense. *Experimental Brain Research*, 216(4), 553-564. doi:10.1007/s00221-011-2959-6
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*, 586(1), 11-23. doi:10.1113/jphysiol.2007.139477
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72(5), 1631-1648. doi:10.1152/jappl.1992.72.5.1631

- Faci, N., Boyogueno Bidias, S. P., Plamondon, R., & Bergeron, N. (2018 2018). *A New Experimental Set-up To Run Neuromuscular Tests*. Communication présentée à International Conference on Pattern Recognition and Artificial Intelligence (p. 753-757).
- Faci, N., Boyogueno Bidias, S. P., Plamondon, R., & Bergeron, N. (2020). An Interactive Tablet-based System to Run Neuromuscular Tests. Dans Eds (édit.), *The Lognormality Principle: Applications for e-Security, e-Health and e-Learning*.
- Faci, N., Désiré, N., Beauchamp, M. H., Gagnon, I., & Plamondon, R. (2020). Analysing the Evolution of Children Neuromotor System Lognormality after Mild Traumatic Brain Injury. Dans *The Lognormality Principle: Applications for e-Security, e-Health and e-Learning*.
- Faci, N., Nguyen, H. T., Laniel, P., Gauthier, B., Beauchamp, M. H., Nakagawa, M., & Plamondon, R. (2020). Classifying the Kinematics of Fast Pen Strokes in Children with ADHD using different Machine Learning Models. Dans *The Lognormality Principle: Applications for e-Security, e-Health and e-Learning*. New York, Singapore: in Press World Scientific Publishing.
- Falla, D., & Farina, D. (2007). Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. *Experimental Brain Research*, 182(1), 99-107. doi:10.1007/s00221-007-0974-4
- Farina, D., Merletti, R., Indino, B., & Graven-Nielsen, T. (2004). Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. *Methods of information in medicine*, 43(01), 30-35.
- Fayad, F., Lefevre-Colau, M.-M., Gautheron, V., Macé, Y., Fermanian, J., Mayoux-Benhamou, A., . . . Poiraudau, S. (2009). Reliability, validity and responsiveness of the French version of the questionnaire Quick Disability of the Arm, Shoulder and Hand in shoulder disorders. *Manual Therapy*, 14(2), 206-212. doi:10.1016/j.math.2008.01.013
- Fayad, F., Lefevre-Colau, M.-M., Macé, Y., Fermanian, J., Mayoux-Benhamou, A., Roren, A., . . . Poiraudau, S. (2008). Validation of the French version of the Disability of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire (F-DASH). *Joint Bone Spine*, 75(2), 195-200. doi:10.1016/j.jbspin.2007.04.023
- Felstead, A. J., & Ricketts, D. (2017). Biomechanics of the shoulder and elbow. *Orthopaedics and Trauma*, 31(5), 300-305. doi:10.1016/j.mporth.2017.07.004
- Ferrer-Ballester, M. A., Diaz, M., Carmona-Duarte, C., & Plamondon, R. (2020). iDeLog: Iterative Dual Spatial and Kinematic Extraction of Sigma-Lognormal Parameters. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 42(1), 114-125. doi:10.1109/TPAMI.2018.2879312
- Finsterer, J. (2012). Biomarkers of peripheral muscle fatigue during exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 218. doi:10.1186/1471-2474-13-218
- Fischer, A., Plamondon, R., O'Reilly, C., & Savaria, Y. (2014). *Neuromuscular Representation and Synthetic Generation of Handwritten Whiteboard Notes*. Communication présentée à Proceedings of International Conference on Frontiers in Handwriting Recognition, ICFHR, Heraklion, Greece.

- Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5(7), 1688. doi:10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985
- Fuller, J. R., Lomond, K. V., Fung, J., & Côté, J. N. (2009). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1043-1052. doi:10.1016/j.jelekin.2008.10.009
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789. doi:10.1152/physrev.2001.81.4.1725
- Gaudet, S., Tremblay, J., & Begon, M. (2018). Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *Journal of Sports Sciences*, 36(9), 985-993. doi:10.1080/02640414.2017.1347697
- Gaudet, S., Tremblay, J., & Dal Maso, F. (2018). Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. *Journal of Sports Sciences*, 36(18), 2121-2128. doi:10.1080/02640414.2018.1440513
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2), 141-151. doi:10.11613/BM.2015.015
- Grant, J. A., Miller, B. S., Jacobson, J. A., Morag, Y., Bedi, A., & Carpenter, J. E. (2013). Intra- and inter-rater reliability of the detection of tears of the supraspinatus central tendon on MRI by shoulder surgeons. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(6), 725-731. doi:10.1016/j.jse.2012.08.011
- Gruet, M., Temesi, J., Brisswalter, J., Millet, G. Y., & Vergès, S. (2014). Stimulation magnétique transcrânienne : application à la physiologie de l'exercice. *Science & Sports*, 29(4), 173-187. doi:10.1016/j.scispo.2014.04.002
- Grygiel-Górniak, B., & Puszczewicz, M. (2015). Fatigue and interleukin-6 – a multi-faceted relationship. *Reumatologia*, 53(4), 207-212. doi:10.5114/reum.2015.53998
- Gueugneau, N., Pozzo, T., Darlot, C., & Papaxanthis, C. (2017). Daily modulation of the speed accuracy trade-off. *Neuroscience*, 356. doi:10.1016/j.neuroscience.2017.04.043
- Gummeson, C., Ward, M. M., & Atroshi, I. (2006). The shortened disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire (Quick DASH): validity and reliability based on responses within the full-length DASH. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(1), 44. doi:10.1186/1471-2474-7-44
- Hagberg, M., & Wegman, D. H. (1987). Prevalence rates and odds ratios of shoulder-neck diseases in different occupational groups. *British Journal of Industrial Medicine*, 44(9), 602. doi:10.1136/oem.44.9.602
- Hauke, A., Flintrop, J., Brun, E., & Rugulies, R. (2011). The impact of work-related psychosocial stressors on the onset of musculoskeletal disorders in specific body regions: A review and meta-analysis of 54 longitudinal studies. *Work & Stress*, 25(3), 243-256. doi:10.1080/02678373.2011.614069

- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hillman, C. H., Erickson, K. I., & Kramer, A. F. (2008). Be smart, exercise your heart: exercise effects on brain and cognition. *Nature Reviews Neuroscience*, 9(1), 58-65. doi:10.1038/nrn2298
- Hogan, N. (1984). An organizing principle for a class of voluntary movements. *The Journal of Neuroscience*, 4(11), 2745. doi:10.1523/JNEUROSCI.04-11-02745.1984
- Huang, Q. H., Zheng, Y. P., Chena, X., He, J. F., & Shi, J. (2007). A System for the Synchronized Recording of Sonomyography, Electromyography and Joint Angle. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 1, 77-84. doi:10.2174/1874120700701010077
- Huxley, A. F. (1974). Muscular contraction. *The Journal of Physiology*, 243(1), 1-43.
- Hviid Andersen, J., Kaergaard, A., Frost, P., Frølund Thomsen, J., Peter Bonde, J., Fallentin, N., . . . Mikkelsen, S. (2002). Physical, Psychosocial, and Individual Risk Factors for Neck/Shoulder Pain With Pressure Tenderness in the Muscles Among Workers Performing Monotonous, Repetitive Work. *Spine*, 27(6).
- Ibitoye, M. O., Hamzaid, N. A., Zuniga, J. M., & Abdul Wahab, A. K. (2014). Mechanomyography and muscle function assessment: A review of current state and prospects. *Clinical Biomechanics*, 29(6), 691-704. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.04.003
- Initiative, U. S. B. a. J. (2014). *The Burden of Musculoskeletal Diseases in the United States (BMUS)* (Third Edition^e éd.). Rosemont, IL.
- Itoi, E. (2013). Rotator cuff tear: physical examination and conservative treatment. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 18(2), 197-204. doi:10.1007/s00776-012-0345-2
- Jain, Wilcox, R. B., 3rd, Katz, J. N., & Higgins, L. D. (2013). Clinical examination of the rotator cuff. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, 5(1), 45-56. doi:10.1016/j.pmrj.2012.08.019
- Jain, A., Bansal, R., Kumar, A., & Singh, K. D. (2015). A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students. *International journal of applied & basic medical research*, 5(2), 124-127. doi:10.4103/2229-516X.157168
- Jang, J.-H., & Oh, J.-S. (2014). Changes in Shoulder External Rotator Muscle Activity during Shoulder External Rotation in Various Arm Positions in the Sagittal Plane. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 135-137. doi:10.1589/jpts.26.135
- Jasper, I., Häußler, A., Baur, B., Marquardt, C., & Hermsdörfer, J. (2009). Circadian Variations in the Kinematics of Handwriting and Grip Strength. *Chronobiology International*, 26(3), 576-594. doi:10.1080/07420520902896590
- Jobe, F. W., & Moynes, D. R. (1982). Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(6), 336-339. doi:10.1177/036354658201000602

- Johnson, M. P., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2001). New Method to Assess Scapular Upward Rotation in Subjects With Shoulder Pathology. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(2), 81-89. doi:10.2519/jospt.2001.31.2.81
- Joshi, M., Thigpen, C. A., Bunn, K., Karas, S. G., & Padua, D. A. (2011). Shoulder External Rotation Fatigue and Scapular Muscle Activation and Kinematics in Overhead Athletes. *Journal of Athletic Training*, 46(4), 349-357.
- Kai, Y., Gotoh, M., Nagata, K., & Shiba, N. (2012). Infraspinatus fatigue during resisted arm elevation with isometric contraction: an electromyographic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(8), 1104-1109. doi:10.1016/j.jse.2011.07.021
- Kalmar, J. M., & Cafarelli, E. (2006). Central excitability does not limit postfatigue voluntary activation of quadriceps femoris. *Journal of Applied Physiology*, 100(6), 1757-1764. doi:10.1152/jappphysiol.01347.2005
- Kebaetse, M., McClure, P., & Pratt, N. A. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 945-950. doi:10.1016/S0003-9993(99)90088-6
- Kelly, S. M., Brittle, N., & Allen, G. M. (2010). The value of physical tests for subacromial impingement syndrome: a study of diagnostic accuracy. *Clinical Rehabilitation*, 24(2), 149-158. doi:10.1177/0269215509346103
- Kilbom, Å., Persson, J., & Jonsson, B. G. (1986). Disorders of the cervicobrachial region among female workers in the electronics industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 1(1), 37-47. doi:10.1016/0169-8141(86)90006-5
- Kirkendall, D. T. (1990). Mechanisms of peripheral fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(4), 444-449.
- Kolber, M. J., Vega, F., Widmayer, K., & Cheng, M.-S. S. (2011). The reliability and minimal detectable change of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(2), 176-184. doi:10.3109/09593985.2010.481011
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography* (Version 1.4^e éd.): Noraxon USA, Inc.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
- Kumar, S. (2001). Theories of musculoskeletal injury causation. *Ergonomics*, 44(1), 17-47. doi:10.1080/00140130120716
- Kumta, P., MacDermid, J. C., Mehta, S. P., & Stratford, P. W. (2012). The FIT-HaNSA Demonstrates Reliability and Convergent Validity of Functional Performance in Patients With Shoulder Disorders. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(5), 455-464. doi:10.2519/jospt.2012.3796
- Laniel, P., Faci, N., Plamondon, R., Beauchamp, M. H., & Gauthier, B. (2019). Kinematic analysis of fast pen strokes in children with ADHD. *Applied Neuropsychology. Child*, 1-16. doi:10.1080/21622965.2018.1550402

- Larsson, B., Karlberg, C., Elert, J., & Gerdle, B. (1999). Reproducibility of surface EMG during dynamic shoulder forward flexions: a study of clinically healthy subjects. *Clinical Physiology*, 19(5), 433-439. doi:10.1046/j.1365-2281.1999.00199.x
- Laurent, A., Plamondon, R., & Begon, M. (2019). *Pre-screening for Central or Peripheral Shoulder Fatigue using the Sigma-Lognormal Model*. Communication présentée à International Graphonomics Society - Your brain on art, Cancun.
- Laurent, A., Plamondon, R., & Begon, M. (2020). Central and peripheral shoulder fatigue pre-screening using the Sigma-Lognormal model: a proof of concept. *Frontiers in Human Neuroscience*.
- Lebel, K., Nguyen, H., Duval, C., Plamondon, R., & Boissy, P. (2017). Capturing the Cranio-Caudal Signature of a Turn with Inertial Measurement Systems: Methods, Parameters Robustness and Reliability. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 5, 51. doi:10.3389/fbioe.2017.00051
- Lebel, K., Nguyen, H., Duval, C., Plamondon, R., & Boissy, P. (2018a). Cranio-Caudal Kinematic Turn Signature Assessed with Inertial Systems As a Marker of Mobility Deficits in Parkinson's Disease. *Frontiers in Neurology*, 9. doi:10.3389/fneur.2018.00022
- Lebel, K., Nguyen, H., Duval, C., Plamondon, R., & Boissy, P. (2018b). Turn cranio-caudal signature assessment from inertial systems for mobility deficit identification in Parkinson's disease patients. *Parkinsonism & Related Disorders*, 46, e24-e25. doi:10.1016/j.parkreldis.2017.11.081
- Lee, K. A., Hicks, G., & Nino-Murcia, G. (1991). Validity and reliability of a scale to assess fatigue. *Psychiatry Research*, 36(3), 291-298. doi:10.1016/0165-1781(91)90027-M
- Leggin, B. G., Neuman, R. M., Iannotti, J. P., Williams, G. R., & Thompson, E. C. (1996). Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(1), 18-24. doi:10.1016/S1058-2746(96)80026-7
- Lepers, R. (2010). Intérêts et limites de la neurostimulation percutanée dans l'évaluation de la fatigue musculaire. *Science & Motricité*, (70), 31-37. doi:10.1051/sm/2010008
- Leung, A. W. S., Chan, C. C. H., Lee, A. H. S., & Lam, K. W. H. (2004). Visual Analogue Scale Correlates of Musculoskeletal Fatigue. *Perceptual and Motor Skills*, 99(1), 235-246. doi:10.2466/pms.99.1.235-246
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2008). Intraobserver Reliability of Angular and Linear Measurements of Scapular Position in Subjects With and Without Symptoms. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(9), 1795-1802. doi:10.1016/j.apmr.2008.01.028
- Lindström, L., Kadefors, R., & Petersén, I. (1977). An electromyographic index for localized muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 43(4), 750-754. doi:10.1152/jappl.1977.43.4.750
- Ljungqvist, A., Jenoure, P., Engebretsen, L., Alonso, J. M., Bahr, R., Clough, A., . . . Thill, C. (2009). The International Olympic Committee (IOC) Consensus Statement on periodic health evaluation of elite athletes March 2009. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 631-643.

- Lord, S. J., Irwig, L., & Simes, R. J. (2006). When Is Measuring Sensitivity and Specificity Sufficient To Evaluate a Diagnostic Test, and When Do We Need Randomized Trials? *Annals of Internal Medicine*, 144(11), 850-855. doi:10.7326/0003-4819-144-11-200606060-00011
- Lori, A. M. (2011). Patient- and Clinician-Rated Outcome Measures for Clinical Decision Making in Rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(1), 37-45. doi:10.1123/jsr.20.1.37
- MacDonald, P. B., & Lapointe, P. (2008). Acromioclavicular and Sternoclavicular Joint Injuries. *Orthopedic Clinics of North America*, 39(4), 535-545. doi:10.1016/j.ocl.2008.05.003
- Magee, D. J. (2006). *Orthopedic Physical Assessment* (Fourth Edition^e éd.). USA: Elsevier Sciences.
- Mancini, D. M., Bolinger, L., Li, H., Kendrick, K., Chance, B., & Wilson, J. R. (1994). Validation of near-infrared spectroscopy in humans. *Journal of Applied Physiology*, 77(6), 2740-2747. doi:10.1152/jappl.1994.77.6.2740
- Matias, R., & Pascoal, A. G. (2006). The unstable shoulder in arm elevation: A three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clinical Biomechanics*, 21, S52-S58. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.014
- Meeteren, J. v., Roebroek, M. E., & Stam, H. J. (2002). Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *Journal of rehabilitation medicine*, 34(2), 91-95. doi:10.1080/165019702753557890
- Meeusen, R., Watson, P., Hasegawa, H., Roelands, B., & Piacentini, M. F. (2006). Central fatigue: the serotonin hypothesis and beyond. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(10), 881-909. doi:10.2165/00007256-200636100-00006
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2001). Surface Electromyography for Noninvasive Characterization of muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 29(1), 20-25.
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2004). Myoelectric manifestations of muscle fatigue. Dans *Electromyography - Physiology, Engineering and Noninvasive Applications* (First edition^e éd., p. 233-258). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.
- Merton, P. A. (1954). Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology*, 123(3), 553-564.
- Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Donofrio, T. M., & Nicholas, S. J. (2005). Upper and Lower Extremity Muscle Fatigue after a Baseball Pitching Performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(1), 108-113. doi:10.1177/0363546504266071
- Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Johnson, C. P., & Tyler, T. F. (2010). Reliability of shoulder range of motion comparing a goniometer to a digital level. *Physiotherapy Theory and Practice*, 26(5), 327-333. doi:10.3109/09593980903094230
- Myers, J. B., Guskiewicz, K. M., Schneider, R. A., & Prentice, W. E. (1999). Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. *Journal of athletic training*, 34(4), 362-367.
- Nadeau, A., Lungu, O., Boré, A., Plamondon, R., Duchesne, C., Robillard, M.-E., . . . Doyon, J. (2018). A 12-Week Cycling Training Regimen Improves Upper Limb Functions in People

- With Parkinson's Disease. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12. doi:10.3389/fnhum.2018.00351
- Neely, G., Ljunggren, G., Sylvén, C., & Borg, G. (1992). Comparison between the Visual Analogue Scale (VAS) and the Category Ratio Scale (CR-10) for the Evaluation of Leg Exertion. *International Journal of Sports Medicine*, 13(2), 133-136. doi:10.1055/s-2007-1021244
- Neer, C. S., II. (1972). Anterior Acromioplasty for the Chronic Impingement Syndrome in the Shoulder: A PRELIMINARY REPORT. *JBJS*, 54(1).
- Nijs, J., Roussel, N., Vermeulen, K., & Souvereyns, G. (2005). Scapular Positioning in Patients With Shoulder Pain: A Study Examining the Reliability and Clinical Importance of 3 Clinical Tests. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1349-1355. doi:10.1016/j.apmr.2005.03.021
- O'Reilly, C. (2012). *Développement d'outils d'analyse de la motricité fine pour l'investigation de troubles neuromusculaires : théorie, prototype et mise en application dans le contexte des accidents vasculaires cérébraux*. (Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal). Tiré de <https://publications.polymtl.ca/838/>
- O'Reilly, C., & Plamondon, R. (23-26 Aug. 2010 2010). *Prototype-Based Methodology for the Statistical Analysis of Local Features in Stereotypical Handwriting Tasks*. Communication présentée à 2010 20th International Conference on Pattern Recognition (p. 1864-1867). doi:10.1109/ICPR.2010.460
- O'Reilly, C., Plamondon, R., Landou, M. K., & Stemmer, B. (2013). Using kinematic analysis of movement to predict the time occurrence of an evoked potential associated with a motor command. *European Journal of Neuroscience*, 37(2), 173-180. doi:10.1111/ejn.12039
- O'Reilly, C., Plamondon, R., & Lebrun, L.-H. (2014). Linking brain stroke risk factors to human movement features for the development of preventive tools. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6. doi:10.3389/fnagi.2014.00150
- O'Reilly, C., & Plamondon, R. (27-30 Nov. 2007 2007). *A software assistant for the design and analysis of neuromuscular tests*. Communication présentée à 2007 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (p. 107-110). doi:10.1109/BIOCAS.2007.4463320
- O'Reilly, C., & Plamondon, R. (2009). Development of a Sigma–Lognormal representation for on-line signatures. *Pattern Recognition*, 42(12), 3324-3337. doi:10.1016/j.patcog.2008.10.017
- O'Reilly, C., & Plamondon, R. (2011). Impact of the principal stroke risk factors on human movements. *Human Movement Science*, 30(4), 792-806. doi:10.1016/j.humov.2010.07.010
- O'Reilly, C., & Plamondon, R. (2013). Agonistic and antagonistic interaction in speed/accuracy tradeoff: A delta-lognormal perspective. *Human Movement Science*, 32(5), 1040-1055. doi:10.1016/j.humov.2012.07.005
- O'Reilly, C., Plamondon, R., Landou, M. K., & Stemmer, B. (2013). Using kinematic analysis of movement to predict the time occurrence of an evoked potential associated with a motor command. *European Journal of Neuroscience*, 37(2), 173-180. doi:10.1111/ejn.12039

- Oberg, T., Sandsjö, L., & Kadefors, R. (1990). Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5-6), 362-369. doi:10.1007/bf00236054
- OpenStax. (2016). *Sliding Filament Model of Muscle Contraction* Tiré de https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1006_Sliding_Filament_Model_of_Muscle_Contraction.jpg
- Pageaux, B. (2016). Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 885-894. doi:10.1080/17461391.2016.1188992
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., & Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268-277.
- Peat, M. (1986). Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *Physical Therapy*, 66(12), 1855-1865. doi:10.1093/ptj/66.12.1855
- Petrofsky, J. S. (1979). Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 41(1), 1-15. doi:10.1007/BF00424464
- Phillips, J. G., & Ogeil, R. P. (2010). Curved motions in horizontal and vertical orientations. *Human Movement Science*, 29(5), 737-750. doi:10.1016/j.humov.2010.08.001
- Pinaud, L. (2007). EpauLe – tendon – coiffe des rotateurs. Tiré de <https://www.im2s.mc/epaule-tendon-coiffe-des-rotateurs/>
- Piper, H. (1912). *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*: Berlin: Springer.
- Plamondon, R. (1995a). A kinematic theory of rapid human movements. Part I. Movement representation and generation. *Biological Cybernetics*, 72(4), 295-307. doi:10.1007/bf00202785
- Plamondon, R. (1995b). A kinematic theory of rapid human movements. Part II. Movement time and control. *Biological Cybernetics*, 72(4), 309-320. doi:10.1007/bf00202786
- Plamondon, R. (1998). A kinematic theory of rapid human movements: Part III. Kinetic outcomes. *Biological Cybernetics*, 78(2), 133-145. doi:10.1007/s004220050420
- Plamondon, R. (2020). The Lognormality Principle: a Personalized Survey. Dans E. W. S. Publishing (édit.), *The Lognormality Principle and its Applications in e-Security, e-Health and e-Learning* (p. 44). Singapore.
- Plamondon, R., & Djioua, M. (2006). A multi-level representation paradigm for handwriting stroke generation. *Human Movement Science*, 25(4-5), 586-607. doi:10.1016/j.humov.2006.07.004
- Plamondon, R., Djioua, M., & Mathieu, P. A. (2013). Time-dependence between upper arm muscles activity during rapid movements: Observation of the proportional effects predicted by the kinematic theory. *Human Movement Science*, 32(5), 1026-1039. doi:10.1016/j.humov.2012.07.006

- Plamondon, R., Feng, C., & Djioua, M. (2008). *The convergence of a neuromuscular impulse response towards a lognormal, from theory to practice* (Rapport n° EPM-RT-2008-08).
- Plamondon, R., Feng, C., & Woch, A. (2003). A kinematic theory of rapid human movement. Part IV: a formal mathematical proof and new insights. *Biological Cybernetics*, 89(2), 126-138. doi:10.1007/s00422-003-0407-9
- Plamondon, R., O'Reilly, C., Rémi, C., & Duval, T. (2013). The lognormal handwriter: learning, performing, and declining. *Frontiers in Psychology*, 4. doi:10.3389/fpsyg.2013.00945
- Plotnikoff, N. A., & MacIntyre, D. L. (2002). Test-Retest Reliability of Glenohumeral Internal and External Rotator Strength. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 12(6).
- Portnoy, S., Rosenberg, L., Alazraki, T., Elyakim, E., & Friedman, J. (2015). Differences in muscle activity patterns and graphical product quality in children copying and tracing activities on horizontal or vertical surfaces. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(3), 540-547. doi:10.1016/j.jelekin.2015.01.011
- Qin, J., Lin, J.-H., Faber, G. S., Buchholz, B., & Xu, X. (2014). Upper extremity kinematic and kinetic adaptations during a fatiguing repetitive task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 404-411. doi:10.1016/j.jelekin.2014.02.001
- Rodger, M., Ramsay, T., & Fergusson, D. (2012). Diagnostic randomized controlled trials: the final frontier. *Trials*, 13, 137-137. doi:10.1186/1745-6215-13-137
- Roy, J.-S., Desmeules, F., Frémont, P., Dionne, C. E., & MacDermid, J. C. (2015). *L'évaluation clinique, les traitements et le retour en emploi de travailleurs souffrant d'atteintes de la coiffe des rotateurs - Bilan des connaissances* (Rapport n° R-885). IRSST.
- Roy, J.-S., & Esculier, J.-F. (2011). Psychometric evidence for clinical outcome measures assessing shoulder disorders. *Physical Therapy Reviews*, 16(5), 331-346. doi:10.1179/1743288X11Y.0000000043
- Rozand, V., Grosprêtre, S., Stapley, P. J., & Lepers, R. (2015). Assessment of Neuromuscular Function Using Percutaneous Electrical Nerve Stimulation. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*, (103), e52974. doi:10.3791/52974
- Sant'Ana, J., Franchini, E., da Silva, V., & Diefenthaler, F. (2017). Effect of fatigue on reaction time, response time, performance time, and kick impact in taekwondo roundhouse kick. *Sports Biomechanics*, 16(2), 201-209. doi:10.1080/14763141.2016.1217347
- Sawilowsky, S. S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, 8(2), 26. doi:10.22237/jmasm/1257035100
- Schindler, R., Bouillon, M., Plamondon, R., & Fischer, A. (2018). *Extending the Sigma-Lognormal Model of the Kinematic Theory to Three Dimensions*. Communication présentée à International Conference on Pattern Recognition and Artificial Intelligence.
- Sesboüé, B., & Guincestre, J.-Y. (2006). La fatigue musculaire. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 49(6), 257-264. doi:10.1016/j.annrmp.2006.04.021
- Sgroi, M., Loitsch, T., Reichel, H., & Kappe, T. (2018). Diagnostic Value of Clinical Tests for Supraspinatus Tendon Tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 34(8), 2326-2333. doi:10.1016/j.arthro.2018.03.030

- Shi, J., Zheng, Y. P., Chen, X., & Huang, Q. H. (2007). Assessment of muscle fatigue using sonomyography: Muscle thickness change detected from ultrasound images. *Medical Engineering & Physics*, 29(4), 472-479. doi:10.1016/j.medengphy.2006.07.004
- Shin, S. H., Ro, D. H., Lee, O. S., Oh, J. H., & Kim, S. H. (2012). Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Manual Therapy*, 17(4), 298-304. doi:10.1016/j.math.2012.02.010
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420-428. doi:10.1037//0033-2909.86.2.420
- Silva, Y. A., Novaes, W. A., Dos Passos, M. H. P., Nascimento, V. Y. S., Cavalcante, B. R., Pitanguí, A. C. R., & De Araújo, R. C. (2019). Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test in young adults. *Physical Therapy in Sport*, 38, 17-22. doi:10.1016/j.ptsp.2019.04.004
- Sistrom, C. L., & McKay, N. L. (2005). Costs, Charges, and Revenues for Hospital Diagnostic Imaging Procedures: Differences by Modality and Hospital Characteristics. *Journal of the American College of Radiology*, 2(6), 511-519. doi:10.1016/j.jacr.2004.09.013
- Skinner, H., & McMahon, P. J. (2010). *CURRENT Diagnosis & Treatment in Orthopedics, Fourth Edition*: McGraw-Hill Education.
- Smits, E. J., Tolonen, A. J., Cluitmans, L., van Gils, M., Zietsma, R. C., Tijssen, M. A. J., & Maurits, N. M. (2018). Reproducibility of standardized fine motor control tasks and age effects in healthy adults. *Measurement*, 114, 177-184. doi:10.1016/j.measurement.2017.09.011
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 979-993. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007
- St-Pierre, C., Dionne, C. E., Desmeules, F., & Roy, J.-S. (2015). Reliability, validity, and responsiveness of a Canadian French adaptation of the Western Ontario Rotator Cuff (WORC) index. *Journal of Hand Therapy*, 28(3), 292-299. doi:10.1016/j.jht.2015.02.001
- Svendsen, S. W., Bonde, J. P., Mathiassen, S. E., Stengaard-Pedersen, K., & Frich, L. H. (2004). Work related shoulder disorders: quantitative exposure-response relations with reference to arm posture. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(10), 844. doi:10.1136/oem.2003.010637
- Taelman, J., Vanderhaegen, J., Robijns, M., Naulaers, G., Spaepen, A., & Van Huffel, S. (2011). *Estimation of Muscle Fatigue Using Surface Electromyography and Near-Infrared Spectroscopy* (p. 353-359).
- Tanaka, M., Mizuno, K., Tajima, S., Sasabe, T., & Watanabe, Y. (2009). Central nervous system fatigue alters autonomic nerve activity. *Life Sciences*, 84(7), 235-239. doi:10.1016/j.lfs.2008.12.004
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2001). Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. *Muscle & Nerve*, 24(1), 18-29. doi:10.1002/1097-4598(200101)24:1<18::AID-MUS2>3.0.CO;2-D

- Taylor, J. L., Todd, G., & Gandevia, S. C. (2006). Evidence for a Supraspinal Contribution to Human Muscle Fatigue. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 33(4), 400-405. doi:10.1111/j.1440-1681.2006.04363.x
- Tekavec, E., Jöud, A., Rittner, R., Mikoczy, Z., Nordander, C., Petersson, I. F., & Englund, M. (2012). Population-based consultation patterns in patients with shoulder pain diagnoses. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 238. doi:10.1186/1471-2474-13-238
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training*, 35(3), 248-255.
- Tesch, P., Sjödin, B., Thorstensson, A., & Karlsson, J. (1978). Muscle fatigue and its relation to lactate accumulation and LDH activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 103(4), 413-420. doi:10.1111/j.1748-1716.1978.tb06235.x
- Teyhen, D. S., Miller, J. M., Middag, T. R., & Kane, E. J. (2008). Rotator Cuff Fatigue and Glenohumeral Kinematics in Participants Without Shoulder Dysfunction. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 352-358. doi:10.4085/1062-6050-43.4.352
- Turpin, N. A., Guevel, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *Journal of Experimental Biology*, 214(19), 3305-3314. doi:10.1242/jeb.057133
- Valero-Cabré, A., Pascual-Leone, A., & Coubard, O. A. (2011). La stimulation magnétique transcrânienne (SMT) dans la recherche fondamentale et clinique en neuroscience. *Revue neurologique*, 167(4), 291-316. doi:10.1016/j.neurol.2010.10.013
- Van den Bruel, A., Cleemput, I., Aertgeerts, B., Ramaekers, D., & Buntinx, F. (2007). The evaluation of diagnostic tests: evidence on technical and diagnostic accuracy, impact on patient outcome and cost-effectiveness is needed. *Journal of clinical epidemiology*, 60(11), 1116-1122.
- Wang, H. K., & Cochrane, T. (2001). A Descriptive Epidemiological Study of Shoulder Injury in Top Level English Male Volleyball Players. *International Journal of Sports Medicine*, 22(2), 159-163. doi:10.1055/s-2001-11346
- Watson, L., Balster, S. M., Finch, C., & Dalziel, R. (2005). Measurement of scapula upward rotation: a reliable clinical procedure. *British Journal of Sports Medicine*, 39(9), 599. doi:10.1136/bjsm.2004.013243
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231-240. doi:10.1519/15184.1
- Westerblad, H., & Allen, D. G. (1993). The contribution of $[Ca^{2+}]_i$ to the slowing of relaxation in fatigued single fibres from mouse skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 468(1), 729-740. doi:10.1113/jphysiol.1993.sp019797
- Wikipédia. (2019). K-moyennes. Tiré de <https://fr.wikipedia.org/wiki/K-moyennes>
- Wilk, K. E., Obma, P., Simpson, C. D., Cain, E. L., Dugas, J., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder Injuries in the Overhead Athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2), 38-54. doi:10.2519/jospt.2009.2929

- Wise, M. B., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Nitz, A. J., & Kibler, W. B. (2004). The effect of limb support on muscle activation during shoulder exercises. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 13(6), 614-620. doi:10.1016/j.jse.2004.04.006
- Woch, A., & Plamondon, R. (2001). *Rapid Movement Analysis with the ΔA Model: Towards a Better Understanding of Movement Generation*. Communication présentée à International Graphonomics Society, Nijmegen.
- Woch, A., Plamondon, R., & O'Reilly, C. (2011). Kinematic characteristics of bidirectional delta-lognormal primitives in young and older subjects. *Human Movement Science*, 30(1), 1-17. doi:10.1016/j.humov.2009.10.006
- Yang, C., Bouffard, J., Srinivasan, D., Ghayourmanesh, S., Cantú, H., Begon, M., & Côté, J. N. (2018). Changes in movement variability and task performance during a fatiguing repetitive pointing task. *Journal of Biomechanics*, 76, 212-219. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.05.025
- Yung, M., & Wells, R. P. (2017). Sensitivity, reliability and the effects of diurnal variation on a test battery of field usable upper limb fatigue measures. *Ergonomics*, 60(7), 923-939. doi:10.1080/00140139.2016.1243734