

Investiguer l'intégrité des mécanismes d'intégration sensori-motrice via la vibration tendineuse et la stimulation magnétique transcrânienne en présence d'un syndrome d'abusement

Mémoire

Bouchard Émilie

**Maîtrise en sciences cliniques et biomédicales de l'Université Laval
offert en extension à l'Université du Québec à Chicoutimi**

Maîtrise ès science (M.Sc.)

Département des sciences de la santé
Université du Québec à Chicoutimi
Chicoutimi, Canada

Département de médecine
Université Laval
Québec, Canada

© Émilie Bouchard, 2023

**Investiguer l'intégrité des mécanismes d'intégration
sensori-motrice via la vibration tendineuse et la
stimulation magnétique transcrânienne en présence
d'un syndrome d'abatement**

Mémoire

Émilie Bouchard

Sous la direction de :

Pr Louis-David Beaulieu, directeur de recherche
Pr Stéphane Sobczak, codirecteur de recherche

Résumé

INTRODUCTION : Le syndrome d'abutement est une problématique qui touche plus 40% des personnes au courant de la vie. En clinique, les personnes souffrant d'un syndrome d'abutement présentent, entre autres, une altération du contrôle du trapèze supérieur et de la scapula lors de l'élévation de l'épaule. Toutefois, les mécanismes neurologiques qui sous-tendent ces altérations demeurent peu étudiés.

MÉTHODOLOGIE : Quinze participants avec syndrome d'abutement et quinze participants contrôles en santé ont été recrutés. L'analyse de l'intégration des informations proprioceptives par la vibration tendineuse qui induit des illusions de mouvements, ainsi que l'excitabilité du cortex moteur primaire par la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) ont permis de collecter des données en lien avec le contrôle sensorimoteur de l'épaule.

RÉSULTAT : Les résultats ont permis de constater une altération du traitement proprioceptif dans le groupe avec syndrome d'abutement. Les résultats avec la vibration tendineuse ont démontré une perception de la vitesse/amplitude plus lente ($p = 0.035$) du côté douloureux versus non-douloureux. Les données de la SMT furent limitées par des seuils moteurs au repos trop élevés, en particulier au sein du groupe avec syndrome d'abutement au niveau de l'hémisphère du côté de l'épaule douloureuse.

CONCLUSION: Notre étude apporte de nouvelles évidences concernant l'intégrité du traitement des informations proprioceptives chez les personnes souffrant d'un syndrome d'abutement et encourage les prochaines recherches à déterminer de meilleures approches méthodologiques chez ce type de patients dans le but de collecter des données SMT sans en augmenter les symptômes douloureux.

Abstract

BACKGROUND: The subacromial impingement syndrome (SIS) is among the most prevalent cause of shoulder pain and disability. Lacking sensorimotor control of the shoulder complex is likely contributing to subacromial impingement syndrome. To further understand neural mechanisms involved in these sensorimotor alterations, the present study tested the integrity of movement-processing and motor control networks in persons with subacromial impingement syndrome.

METHODS: Fifteen participants with subacromial impingement syndrome and fifteen healthy counterparts were recruited. Proprioceptive processing was tested by tendon vibration (VIB) inducing kinesthetic illusions of shoulder abduction, and transcranial magnetic stimulation (TMS) to test corticospinal excitability for the control of shoulder.

RESULTS: Participants in subacromial impingement syndrome and healthy groups had similar baseline characteristics, except for their level of shoulder pain and disability. They reported similar movement illusions in terms of clearness, direction and success rate. However, they were of significantly ($p = 0.035$) lower speed/amplitude on the painful side of participants with subacromial impingement syndrome versus the non-painful one. Collecting TMS data was challenged by the high motor thresholds, especially for the painful shoulder of SIS patients, that caused discomfort and fear of pain.

CONCLUSION: Our study provided novel evidence on the integrity of proprioceptive coding in persons living with SIS and encourages future work to determine the best methodological procedures for increasing the relevance and success-rate of TMS in contexts of musculoskeletal disorders.

Table des matières

Résumé.....	ii
Abstract.....	iii
Table des matières.....	iv
Liste des illustrations.....	vi
Liste des abréviations, sigles, acronymes.....	vii
Remerciements.....	viii
Avant-propos.....	ix
Introduction.....	1
Définition du syndrome d'abusement.....	1
Épidémiologie, impact individuel et socio-économique.....	1
Symptomatologie et évolution clinique.....	2
Étiologie et physiopathologie.....	3
Diagnostic et prise en charge clinique.....	7
La vibration tendineuse.....	10
La stimulation magnétique transcrânienne (TMS).....	13
Chapitre 1 : Problématique, objectifs et hypothèses.....	17
1.1 Limites de la littérature actuelle.....	17
1.2 Objectif principal.....	17
1.2 Hypothèse.....	17
Chapitre 2 : Méthodologie.....	18
2.1 Population cible et recrutement.....	18
2.2 Devis expérimental.....	19
2.2.1 Étapes de l'expérimentation dans l'ordre de passation.....	20
2.3 Variables à l'étude.....	22
2.4 Traitement des données et analyses statistiques.....	23
Chapitre 3 : Article.....	24
Résumé.....	25
Abstract.....	26
1. Introduction.....	28
2. Methods.....	29
2.1 Participants and study design.....	29

2.2 Participants' characteristics	30
2.3 Vibration-induced kinesthetic illusions	31
2.4 Transcranial magnetic stimulation	31
2.5 Statistical Analysis	33
3. Results.....	33
3.1 Vibration-induced kinesthetic illusions	33
3.3 TMS results.....	34
4. Discussion	35
4.1 Impact of shoulder pain and impairment on kinesthetic illusions	35
4.2 Corticospinal excitability in shoulder disorders	37
4.3 Limitations	39
Conclusions	40
Acknowledgements.....	41
Conflict of Interest Statement	41
References	41
Chapitre 4 : Discussion	51
4.1 Impact de la douleur sur les illusions de mouvement	51
4.2 Excitabilité corticospinale chez les personnes avec troubles à l'épaule.....	54
4.2 Perspectives et considérations futures.....	56
4.3 Forces et limitations	58
Conclusion	59
Bibliographie	60
Annexe 1 : Questionnaires auto-administrés	74
Annexe 2: Standardized Kinesthetic Illusion Procedure.....	80

Liste des illustrations

Figure 1 : Positionnement du participant pendant la vibration tendineuse.....	38
Figure 2 : Positionnement du participant pendant la stimulation magnétique transcrânienne.....	40

Liste des abréviations, sigles, acronymes

ATCD : antécédent

GPAQ: Global Physical Activity Questionnaire

SPADI: Shoulder Pain and Disability Index

aMT: active motor threshold / seuil moteur en activité

APA: acromion process cross-sectional area

COG: centre de gravité

CSP: cortical silence period

EMG : électromyographie

IRM : imagerie par résonance magnétique

M1: cortex moteur primaire

MEP: motor evoked potential

MET: Metabolic Equivalent of Task

QuickDASH: Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

rMT: resting motor threshold / seuil moteur au repos

rTMS: repetitive transcranial magnetic stimulation

SA : syndrome d'abutement

SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SIS / IS: subacromial impingement syndrome

SKIP: Standardized Kinesthetic Illusion Procedure

SPADI: Shoulder Pain and Disability Index

ST : superior trapezius

TS : trapèze supérieur

VIB-KI: vibration-induced kinesthetic illusions

VPA: vibration proprioceptive assistée

Remerciements

Pour réaliser et mettre à terme ce projet, j'ai eu la chance de rencontrer des personnes passionnées qui, par leur présence, leurs encouragements et leur accompagnement m'ont permis d'améliorer la personne que je suis en tant que kinésologue, spécialiste en musculosquelettique. Le mélange de nos professions, de nos pensées et nos pratiques m'ont fait grandir incroyablement.

Je tiens en remercier tout particulièrement mon directeur de recherche, Pr Louis-David Beaulieu, un passionné dans son domaine qui a su m'amener plus loin en m'offrant de nouveaux défis, en me faisant confiance et en me guidant tout au long de ces trois années. Mon co-directeur Pr Stéphane Sobczak une référence pour peaufiner mon projet et pour m'avoir offert la chance de travailler en collaboration avec Dr Mathieu Boudier-Revéret, physiatre, avec qui l'utilisation de l'ultrason a été ajouté au projet grâce à ces analyses d'images. Merci à mon équipe d'étudiants, chercheurs, physiothérapeutes : Kossi Épiphané Ketounou, Laurence Munger et Marie-Pier Perron pour leur support et leur coup de pouce dans la collecte des données. Un merci tout particulier pour ma nouvelle amie et collègue Lydiane Lauzier qui a su me supporter et m'encourager dans les diverses étapes de mon projet.

Merci tout spécial à la clinique Coraction, mon milieu de travail depuis toujours et grâce à qui j'ai pu compléter facilement mon recrutement autant par leurs références que par leur implication physique et mentale dans mon projet. Cette recherche a été facilitée grâce à une bourse de 10 000\$ du RQRD (Réseau Québécois de Recherche sur la Douleur) me permettant de me libérer de mon travail et d'y consacrer un temps précieux dans l'avancé de ma maîtrise.

Sans oublier ma famille ! Comme le dit le proverbe Africain *Il faut tout un village pour élever un enfant*, j'ai commencé mon projet de recherche avec un beau garçon tout jeune et enceinte d'une petite fille, il me fallait un entourage pour m'encourager tout au long de mon cheminement. C'est pourquoi je dis un énorme merci à mamy, papy, marraine, mononclePat, grand-papa, grand-maman, parrainLoup et tatiJésa, car sans eux je n'aurais pas eu la chance de tout faire. Votre présence a été excessivement apprécié. MERCI

Je n'aurais jamais accompli tous mes projets sans toi, mon amour. Ta présence, ton support, ta confiance et tes encouragements m'ont permis de réussir mille et un défis. Merci Maxim d'avoir enduré une femme enceinte, une maman qui ne dort pas trop, une travailleuse autonome et son lot de défis. Je t'aime mon amour, je vous aime mes amours ! Benjamin et Charlotte vous êtes les meilleurs, les plus beaux et les plus fins. Croyez en vous aussi fort que maman y croit. Donc, après 3 ans et 2 cocos en parallèle, voici mon projet de maîtrise de recherche.

Avant-propos

Ce mémoire est une présentation avec insertion d'un article et est divisé en 4 chapitres. Une introduction aborde la thématique du syndrome d'abutement suivi du premier chapitre décrivant les objectifs et hypothèses de cette recherche. Le chapitre 2 décortique la méthodologie complète autour de ce projet et le chapitre 3 démontre les résultats grâce à l'insertion de l'article qui a été soumis dans *Musculoskeletal Science and Practice* 7 juin 2023. Je suis la principale auteure de cet article réalisé au cours de la maîtrise en sciences cliniques et biomédicales sous la direction de Pr Louis-David Beaulieu et la codirection de Pr Stéphane Sobczak. J'ai réalisé toutes les étapes du projet de la révision des écrits, l'élaboration du protocole, le recrutement des participants, la collecte des données, l'analyse des résultats et la rédaction. Pr Beaulieu a été présent pour toutes les étapes du projet en particulier l'élaboration du protocole, l'analyse des résultats et la rédaction. Certains coauteurs ont aidé dans la création du protocole et la collecte de données incluant Kossi Épiphanie Ketounou, Lydiane Lauzier, Laurence Munger, Marie-Pier Perron avec le support de Suzy Ngomo, sans oublier Dr Mathieu Boudier-Revéret qui a effectué toutes les analyses d'imagerie provenant de l'ultrason.

Introduction

Définition du syndrome d'abutement

L'épaule est une structure complexe qui compte quatre articulations incluant l'acromio-claviculaire, la sterno-claviculaire, la gléno-humérale et la scapulo-thoracique (Oatis, 2009). Cette complexité permet toutefois une très grande amplitude de mouvement permettant à nos membres supérieurs d'accomplir des tâches fonctionnelles. Par contre, cet avantage apporte l'inconvénient de l'instabilité passive (Warner, Lephart, & Fu, 1996) qui se doit d'être gérée par des structures ligamentaires et tendineuse incluant la capsule, les ligaments gléno-huméraux et le labrum (Levine & Flatow, 2000). Pour gérer la stabilité dans le mouvement, plusieurs structures musculaires sont présentes pour assurer un équilibre dynamique à l'épaule (Levine & Flatow, 2000; Millett, Clavert, Hatch III, & Warner, 2006; Wuelker, Korell, & Thren, 1998). On y retrouve la coiffe des rotateurs, un ensemble de 4 muscles incluant le supra-épineux, infra-épineux, sub-scapulaire et petit rond, ainsi que des muscles plus imposants ayant un rôle dit de couple de force qui sont représentés par le travail d'équipe entre le trapèze supérieur et celui du trapèze inférieur avec le dentelé antérieur (Ludewig, Cook, & Nawoczenski, 1996)

Le syndrome d'abutement à l'épaule est un terme parapluie englobant les douleurs associées aux structures sous la voûte acromio-claviculaire, représentant l'espace entre la clavicule et l'acromion avec la tête humérale. On y observe des atteintes au niveau des éléments situés dans cet espace incluant le supra-épineux, le tendon de la longue portion du biceps, ainsi que la bourse sub-acromiale (Justin D Y & Andrew H C, 2014; Michener, Walsworth, Doukas, & Murphy, 2009). Il est toutefois difficile de diagnostiquer en clinique la ou les structures atteintes par les tests cliniques et donc d'établir un plan de traitement adéquat. À ce jour, mis à part le terme « syndrome d'abutement », diverses terminologies peuvent englober ces types de douleur démontrant une lacune dans la terminologie adéquate à utiliser à travers le monde scientifique et clinique. Entre autres on utilise dans la littérature le syndrome de douleur sub-acromiale ou *subacromial pain syndrome* (Boer, Boetje, Stevens, van den Akker-Scheek, & van Raay, 2019), la tendinopathie de la coiffe des rotateurs, en anglais *rotator cuff tendinopathy* (J. S. Lewis, 2009), la douleur à l'épaule reliée à la coiffe des rotateurs ou *rotator cuff related shoulder pain* (Dean, Gwilym, & Carr, 2013) ou le syndrome d'accrochage (Roy, Ling, & Dahan, 2002).

Épidémiologie, impact individuel et socio-économique

Près de 66% de la population subiront un trouble à l'épaule au courant de leur vie (de Oliveira, Bouyer, Ager, & Roy, 2017), avec des symptômes de douleur qui perdurent plus de 1 an dans 50% de ces cas. Les troubles reliés à la coiffe de rotateurs, incluant le syndrome d'abutement, représentent 50%-85% des diagnostics liés

à l'épaule (Dubé, Desmeules, Lewis, & Roy, 2020). Les personnes en souffrant peuvent rencontrer des limitations autant au niveau du travail, de la vie sociale que dans les activités de la vie quotidienne via des mécanismes intrinsèques et extrinsèques encore mal compris (Dhillon, 2019). En 2018, au Québec, environ 8% des réclamations étaient en lien avec des lésions professionnelles touchant la région de l'épaule, ce qui représente près de 16,8 millions de dollars en prestation (Desmeules et al., 2018). En 2021, les troubles à l'épaule représentaient la 2^e cause de lésion au travail impactant 15,4% de la population québécoise (CNESST, 2022). La situation actuelle à travers le Québec concernant le manque de main d'œuvre est une source de casse-tête pour bien des entreprises. Au 1^{er} trimestre de 2021, statistique Québec recensait une population active de 4520,8k, un taux de chômage de 7.3% et 4.2% de postes vacants ("Institut de la statistique du Québec", 2022). Un an plus tard, le taux de chômage diminue à 4,7%, mais malgré tout il manque de personnel (CNESST, 2022). La population active reste sensiblement la même (4575.6k) mais les postes vacants sont en augmentation (5.7%). Il est donc primordial de garder la population en santé et prévenir les risques des troubles musculosquelettiques est d'une importance capitale pour en réduire l'impact socio-économique.

Symptomatologie et évolution clinique

Les personnes atteintes d'un syndrome d'abusement présentent des symptômes pouvant varier et qui, généralement, évoluent sur plusieurs semaines. La sensation de douleur est localisée en antéro-latéral au niveau de l'acromion et irradie jusqu'au tiers moyen en latéral de l'humérus (Koester, George, & Kuhn, 2005). Malgré la normalité dans les degrés de mouvement, la douleur est exacerbée entre 60° et 120° d'élévation du bras, dans les postures d'étirement par exemple en rotation interne, main dans le dos ou par la pression sur l'épaule en décubitus latéral (Kessel & Watson, 1977).

Dans 30% des cas, les personnes souffrant d'un trouble à l'épaule n'ont pas d'amélioration au niveau des symptômes qui peuvent persister plus de 6 mois jusqu'à 2 ans (Brox et al., 1999). Parmi les facteurs contributifs potentiels, on note l'importance que la personne accorde envers ses chances de retrouver ses fonctions et de voir la douleur diminuer. Pour mesurer cet impact, il existe des questionnaires subjectifs mesurant le stress et l'anxiété, et leurs résultats peuvent permettre d'anticiper la vitesse de récupération (Chester, Jerosch-Herold, Lewis, & Shepstone, 2018; French, France, Vigneau, French, & Evans, 2007). La kinésiophobie ou peur du mouvement (Thompson, Broadbent, Bertino, & Staiger, 2016), les habitudes de vie incluant la consommation de cigarettes, un régime alimentaire malsain, un surpoids, la sédentarité, un manque de sommeil et le stress (Söderlund & Dean, 2015), ainsi que le manque d'adhérence dans la réalisation des exercices sont d'autres facteurs pouvant expliquer la persistance des symptômes (Dean et al., 2013).

En clinique, l'intensité subjective de la douleur est mesurée par une échelle visuelle analogique (Scott & Huskisson, 1979) et des questionnaires spécifiques aux troubles à l'épaule, tel que : *Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* ou sa version courte le QuickDASH (Durand, Vachon, Hong, & Loisel, 2005), permettant de classer de 1 à 5 le niveau de douleur et de difficulté dans différentes tâches de la vie quotidienne, domestique, sportive ou au travail; le SPADI qui est le *Shoulder Pain and Disability Index* (F. Angst et al., 2007) incluant 13 questions sur la sévérité de la douleur et sur l'impact de la douleur dans des mouvements précis de la vie quotidienne (Dubé et al., 2020; J. S. Lewis, 2012; Subaşı et al., 2016).

En 1972, Neer a proposé une classification selon l'âge et l'état des structures intrinsèques (Neer, 1972). Le stade 1 correspond aux personnes de moins de 25 ans, avec œdème et hémorragie de la bourse sub-acromiale et la coiffe des rotateurs. Le stade 2 inclut les personnes entre 25 à 40 ans avec fibrose ou tendinose des tendons de la coiffe des rotateurs. Le 3e stade représente les 40 ans et plus avec un épaissement chronique partiel ou complet des tendons de la coiffe des rotateurs.

Toutefois, cette classification par l'état des structures, dont l'atteinte serait reliée à un mécanisme créant un pincement dans les mouvements d'élévation, fut remise en question par des études ayant démontré des lésions similaires chez des participants asymptomatiques (Schwartzberg et al., 2016; Sher, Uribe, Posada, Murphy, & Zlatkin, 1995; Stein, Wiater, Pfaff, Bigliani, & Levine, 2001).

Étiologie et physiopathologie

Les mécanismes engendrant le syndrome d'abutement sont à ce jour mal compris. La complexité de cette articulation force les chercheurs à explorer plusieurs causes différentes pouvant expliquer ou engendrer un syndrome d'abutement en utilisant divers outils d'évaluation neurophysiologique, biomécanique ou anatomique. La combinaison de différentes approches semble nécessaire pour améliorer la compréhension des facteurs intrinsèques et extrinsèques pouvant occasionner un syndrome d'abutement.

L'alignement mécanique

Puisque la scapula est positionnée sur le thorax, il est démontré qu'une mauvaise posture peut augmenter les risques d'un syndrome d'abutement (Justin D Y & Andrew H C, 2014; McClure, Michener, & Karduna, 2006). La cyphose thoracique impose à la scapula d'être en bascule antérieure et en rotation inférieure (sonnette latérale) diminuant l'angle de mouvement en flexion et en abduction ainsi que l'espace sub-acromial.

Les caractéristiques osseuses et anatomiques

À travers les années et encore aujourd'hui, il y a une évolution dans la classification et la compréhension des risques associés aux variances anatomiques de l'acromion. Il existe maintenant différentes façons de classer et mesurer les variations d'angle de l'acromion, dont la première fut proposée par Bigliani et al. qui ont créé une classification en trois catégories selon l'angle de l'acromion (Bigliani, Ticker, Flatow, Soslowsky, & Mow, 1991). Le type I avec un acromion plat, le type II avec une courbe antéro-inférieure et le type III en forme de crochet.

Par la suite, les progrès technologiques d'imagerie ont permis d'ajouter par exemple l'angle entre le déport latéral de l'acromion et l'inclinaison de la glène qui est appelé en anglais *the critical shoulder angle* (Kaiser, Bachmann, Gerber, Meyer, & SpringerLink, 2018; Moor, Bouaicha, Rothenfluh, Sukthankar, & Gerber, 2013), *the acromion index* qui est le ratio entre la distance de la cavité glénoïde avec la partie latérale de l'acromion ainsi que la distance entre la cavité glénoïde et la partie latérale de la tête humérale (Nyffeler, Werner, Sukthankar, Schmid, & Gerber, 2006) ou encore *the acromion process cross-sectional area* dites l'APA qui est la mesure de la section sous l'acromion (Joo, Cho, & Kim, 2020).

Certaines études (Bigliani et al., 1991; Ellman, 1990) suggèrent que les acromion de types II et III augmenteraient les prédispositions au syndrome d'abutement. Cependant, d'autres études (Gill et al., 2002; Seitz, McClure, Finucane, Boardman, & Michener, 2011; Worland, Lee, Orozco, SozaRex, & Keenan, 2003) associent les prédispositions non pas à l'anatomie structurelle, mais à l'effet de l'âge. Le vieillissement amène des dégénérescences osseuses normales qui peuvent toutefois créer une friction et donc une irritation des structures sous la voûte acromio-claviculaire lors des mouvements à l'épaule, on peut parler d'arthrose ou d'ostéophytes (Neer, 1972).

Les atteintes tendineuses et les mouvements répétitifs à plus de 90° d'élévation

La recherche sur des problématiques à l'épaule telle que le syndrome d'abutement investigate les différentes causes extrinsèques et intrinsèques pouvant amener ce type de problématique. Les études par imagerie incluant l'ultrason (Bağcier, Geler, Yorulmaz, & Altunok, 2020; Cholewinski, Kusz, Wojciechowski, Cielinski, & Zoladz, 2008; Dietrich et al., 2016; Michener, Subasi Yesilyaprak, Seitz, Timmons, & Walsworth, 2015; Ottenheijm et al., 2014; Worland et al., 2003), la radiographie (Labattut et al., 2021), l'imagerie par résonance magnétique (Joo et al., 2020; Schwartzberg et al., 2016; Sher et al., 1995; Stein et al., 2001) ou via une technologie de mesure en 3-dimensions (Bulkmans, Peeters, De Wilde, & Van Tongel, 2020; Yi-Ming, Chen, Kai, De-Gang, & Jun) investiguent les structures pouvant augmenter le risque d'abutement. Ces approches utilisant l'imagerie

pourraient aider à la prévention des risques de pincement en plus d'aider au diagnostic clinique qui demeure complexe chez cette clientèle.

Une des structures particulièrement étudiée est le tendon du supra-épineux. L'augmentation de son épaisseur diminuerait le pourcentage d'espace au niveau de la voûte sub-acromiale en augmentant possiblement les risques de pincement (Michener et al., 2015; Tauro & Paulson, 2008). L'étude de Cholewinski et collègues de 2008 a démontré que l'épaississement du tendon de la coiffe des rotateurs de plus de 1.1 mm et la distance entre l'acromion et l'apex de la tête humérale de plus de 2.1 mm pourraient engendrer une dyskinésie (Cholewinski et al., 2008) et donc augmenter le risque de syndrome d'abutement. L'épaississement du tendon pourrait être associé à la répétition des mouvements d'élévation dépassant les 90° (Mackenzie, Herrington, Horlsey, & Cools, 2015). Cette dernière théorie est complexe à évaluer, toutefois des études suggèrent qu'un certain niveau d'épaississement pourrait aider le diagnostic (Cholewinski et al., 2008; Michener et al., 2015).

Une autre structure investiguée est le ligament coraco-acromial. Ce ligament est considéré comme un facteur important de risque de syndrome d'abutement en particulier par son épaississement associé au vieillissement (J. Chen, Luo, & Luo, 2009; Dietrich et al., 2016; Neer, 1972). Ce ligament fait partie de l'arche coraco-acromiale et doit être élastique en plus d'avoir une capacité à absorber une charge sans risque de rupture. En présence d'un syndrome d'abutement, il a été démontré que le ligament coraco-acromial présente un épaississement, une rigidité et une modification des fibres de collagènes (Sarkar, Taine, & Uhthoff, 1990; Uhthoff, Hammond, Sarkar, Hooper, & Papoff, 1988). Ces caractéristiques augmentent les risques de pincement et d'inflammation des structures incluant la bourse sub-acromiale et le tendon du supra-épineux (Wang, Wang, Chen, & Wang, 2009; Wu, Lin, Wang, Wang, & Wang, 2010).

Un autre facteur intrinsèque qui pourraient augmenter les risques d'abutement est reliée à la mesure de la région transversale du processus acromial (*acromion process cross-sectional area; APA*) (Joo et al., 2020) c'est-à-dire une mesure en oblique via l'imagerie par résonance magnétique (IRM) permettant d'évaluer s'il existe des hypertrophies sous la région acromiale. L'étude de Joo et collègues a démontré une différence par un épaississement de cette région chez les patients avec un syndrome d'abutement en comparaison avec un groupe sain. Toutefois, cette étude vient en contradiction avec la mesure de la distance acromio-humérale mesurée à différents angles d'élévation parmi un groupe de 97 participants avec un diagnostic de douleur chronique reliée à la coiffe des rotateurs démontrant une très faible association entre la douleur et la diminution de l'espace sub-acromial (Navarro-Ledesma et al., 2017).

Il est toutefois intéressant de noter que des études ayant investigué par imagerie une population avec des épaules saines ont constaté des atteintes même chez des personnes asymptomatiques. L'étude de Stein et al. 2001 a mesuré une augmentation du pourcentage de changements dégénératifs de l'articulation acromio-claviculaire entre les moins de 30 ans comparativement aux plus de 30 ans (Stein et al., 2001). Celle de Dietrich et collègues de 2016 a noté une similitude au niveau de l'épaisseur et la longueur du ligament coraco-acromial entre 29 volontaires asymptomatiques et 29 participants avec un syndrome d'abutement (Dietrich et al., 2016). Ce type de découverte pousse la réflexion sur la surutilisation de l'imagerie pour le diagnostic plutôt que l'analyse des symptômes cliniques, en particulier considérant les changements structurels normaux associés à l'âge (Sher et al., 1995). L'atteinte de l'intégrité des structures au niveau de l'épaule n'explique pas nécessairement les symptômes considérant qu'il existe des déchirures de la coiffe des rotateurs avec l'âge (Sher et al., 1995), du labrum (Schwartzberg et al., 2016) ou un épaissement du ligament coraco-acromial (Dietrich et al., 2016) chez une population asymptomatique.

La cinématique du complexe de l'épaule

La synergie des différents muscles à l'épaule se doit d'être synchronisé. Toutefois lorsque ce rythme scapulo-huméral est modifié, il existe des compensations entre certains muscles. Les gens souffrant d'un syndrome d'abutement présentent un début de recrutement plus rapide du trapèze supérieur tandis que le trapèze inférieur et le dentelé antérieur ont une activation plus lente lors de l'abduction (Lopes, Timmons, Grover, Ciconelli, & Michener, 2015). De plus, ils peuvent présenter une moins grande rotation supérieure et sonnette externe de la scapula lors de l'abduction en plus d'une augmentation de l'élévation et de la rétraction claviculaire (Timmons et al., 2012). Cette dyskinésie sous-tend des altérations du patron moteur normal lors des mouvements d'élévation à l'épaule (J. S. Lewis, Wright, & Green, 2005; Umer, Qadir, & Azam, 2012). Cette mauvaise dynamique occasionne un dysfonctionnement qui incite la tête humérale à faire une translation supérieure, abutant les structures (Struyf, Nijs, De Graeve, Mottram, & Meeusen, 2011) et menant éventuellement au syndrome d'abutement (Hébert, Moffet, McFadyen, & Dionne, 2002; Mottram, 1997).

Facteurs de risque psychosociaux

Des études ont évalué l'impact de troubles liés à la santé mentale et certains facteurs de risques psychosociaux sur le potentiel de récupération (Chester et al., 2018; Ristori et al., 2018; Wylie, Suter, Potter, Granger, & Tashjian, 2016), tel que le pronostic auto-évalué de la personne envers sa récupération (F Angst, Schwyzer, Aeschlimann, Simmen, & Goldhahn, 2011). L'étude récente de Chester et collaborateurs en 2018 a identifié cinq facteurs psychosociaux et physiologiques qui auraient un impact positif ou négatif sur la récupération des troubles à l'épaule, incluant une (1) attente envers une "guérison complète" versus une "légère amélioration",

(2) douleur plus faible au repos, (3) aucune opération majeure dans le passé (excluant une opération à l'épaule), (4) aucune douleur au membre supérieur opposé et (5) une amélioration de la douleur ou de l'amplitude de mouvement lors de l'élévation grâce à la facilitation manuelle au niveau scapulaire (Chester et al., 2018; Rabin, Irrgang, Fitzgerald, & Eubanks, 2006). Plus le patient considère ses chances de reprendre le contrôle de sa douleur sont élevées, plus la récupération est importante. Il semble donc pertinent de faire une évaluation complète des facteurs de risque autant physiques que psychosociaux.

Malgré les évidences présentées précédemment, il n'y a pas de consensus clair sur les éléments causals et mécanismes qui augmenteraient le risque de syndrome d'abutement (Lopes et al., 2015) incitant à rapidement explorer de nouvelles avenues pour une meilleure prévention et prise en charge du syndrome d'abutement. Dans le présent mémoire, nous allons explorer de nouveaux mécanismes neurophysiologiques liés au contrôle sensoriel et moteur de l'épaule, particulièrement le rôle de la proprioception (sens du mouvement) qui a été récemment identifié comme un nouveau facteur contributif au syndrome d'abutement (Ager, Borms, Deschepper, et al., 2020; de Oliveira et al., 2017; Lopes et al., 2015).

Diagnostique et prise en charge clinique

Diagnostique

Considérant le manque de consensus sur le plan de l'étiologie et la physiopathologie du syndrome d'abutement, les meilleures méthodes diagnostiques demeurent incertaines. La tendance actuelle est de diagnostiquer la structure anatomique atteinte afin de créer un plan de traitement autour pour en corriger les symptômes, que ce soit une bursite, tendinite, capsulite, déchirure tendineuse, etc. (Magee, 2013) Aucun consensus clair n'a à ce jour permis d'établir des tests valides et fiables spécifiques au diagnostic du syndrome d'abutement (Buchbinder, Goel, Bombardier, & Hogg-Johnson, 1996).

Toutefois, la réalisation de certains tests sont plus fiables et reproductibles que d'autres. Michener et collègues (Michener et al., 2009) recommandent l'utilisation de 5 tests qui sont *Neer*, *Jobe*, *Hawkins-Kennedy*, *l'arc douloureux* et la *rotation externe résistée*. Il faut que 3 de ces 5 tests reproduisent des symptômes douloureux. Récemment, une étude a permis d'établir un consensus en lien avec les éléments importants à considérer pour le diagnostic des douleurs reliées à la coiffe des rotateur (*Rotator Cuff Related Shoulder Pain*). Dix-huit cliniciens et chercheurs ont établis l'importance de l'examen subjectif en lien avec les symptômes, l'examen physique par la provocation de la douleur en abduction et/ou en rotation externe résistée. À l'inverse, des examens par imagerie et des tests fonctionnels (incluant tous les tests actifs contre résistance ou non reproduisant de la

douleur) n'étaient pas recommandés par ces experts dans le but d'un diagnostic clinique (Requejo-Salinas et al., 2022). Leur bilan suggérait plutôt l'utilisation d'imagerie lorsque les symptômes persistent plus de 3 mois ou à la suite d'un traumatisme, une évaluation subjective en particulier l'âge, la douleur ou la perte de force en abduction, une douleur au niveau de la région du deltoïde, un sommeil perturbé et aucun symptôme neurologique en lien avec les douleurs reliées à la coiffe des rotateurs. L'examen physique inclus l'évaluation de l'amplitude de mouvement ainsi que la douleur ou la perte de force en abduction et/ou en rotation externe. Finalement, les tests fonctionnels ne seraient pas pertinents pour le diagnostic mais permettent de voir l'évolution en particulier en fin de prise en charge pour déterminer si certains mouvements apportent de la douleur ou une perte de force et ajuster l'approche clinique en conséquence.

Prise en charge clinique

Il existe plusieurs approches différentes pour la prise en charge des symptômes liés au syndrome d'abutement et les troubles associés à la coiffe des rotateurs qui varient selon l'approche clinique ciblée, un sujet qui demeure matière à débat dans la littérature (Powell & Lewis, 2021).

Les approches pharmacologiques et médicales

La prise d'anti-inflammatoires non-stéroïdiens oraux ou par injection pourrait aider modérément sur l'impact de la douleur (van der Sande et al., 2013). Toutefois il existe un conflit dans la littérature rapportant des effets limités sur la douleur, l'amplitude de mouvement ou la qualité du sommeil, à court et long terme, en comparaison à des médicaments placebo (Akgün, Birtane, & Akarınmak, 2004; Berry, Fernandes, Bloom, Clark, & Hamilton, 1980; Petri, Dobrow, Neiman, Whiting-O'keefe, & Seaman, 1987; White, Paull, & Fleming, 1986)

De façon plus drastique, la chirurgie est utilisée pour aider les personnes avec des douleurs persistantes lors d'un syndrome d'abutement. L'approche la plus souvent utilisée est la décompression sub-acromiale permettant d'augmenter l'espace via arthroscopie pour ainsi éviter les pincements des structures sous la voûte (Khan et al., 2019). Débrider la zone est une option permettant d'enlever ou réparer les différentes structures usées (Wolf, Dunn, & Wright, 2007). Toutefois, la chirurgie est une approche qui est de plus en plus remise en question. Des études sur différentes pathologies à l'épaule (Dorrestijn, Stevens, Winters, van der Meer, & Diercks, 2009; Holmgren, Hallgren, Öberg, Adolfsson, & Johansson, 2012; J. S. Lewis, 2012) ont démontré qu'une approche adaptée par des exercices spécifiques incluant le renforcement de la coiffe des rotateurs ou la stabilisation scapulaire ont un impact similaire, voire meilleur à la chirurgie sur différents facteurs mesurés incluant la mobilité et la douleur. À ce jour, le choix chirurgical demeure une alternative de dernier recours.

Les approches conventionnelles

La prise en charge de cette population peut inclure un éventail de professionnels et de techniques thérapeutiques pour aider à diminuer les symptômes incluant la physiothérapie (Falla, Arendt-Nielsen, & Farina, 2009), la chiropratique (Munday et al., 2007), l'acupuncture (Johansson, Adolfsson, & Foldevi, 2005), la prescription d'exercices adaptés (Ager, Roy, Gamache, & Hebert, 2019) et l'utilisation du kinésiotape (Snodgrass et al., 2018). Toutes ces approches ont pour but de travailler autour des symptômes et déficiences dûment évalués en clinique afin de réduire la douleur et améliorer la fonction sensorimotrice.

La modification d'une posture inadéquate aide à l'augmentation du degré de mouvement et donc la diminution des risques de pincement (Ayub, 1991; Ben Kibler, 1998; Grimmer, 1997; J. S. Lewis et al., 2005). La posture cyphosée impose à la scapula d'être en bascule antérieure et donc de diminuer les degrés à la fin des mouvements d'élévation ce qui pourrait augmenter les risques de pincement. Une étude récente s'est intéressée à comparer l'approche par l'auto-compréhension de l'anatomie fonctionnelle à l'épaule chez les patients avec syndrome d'abutement en comparaison avec des exercices de renforcement et de correction du mouvement (Dubé, Desmeules, Lewis, & Roy, 2023). Plus de 36 participants par groupe ont reçu par vidéos et verbalement via un thérapeute une approche éducative sur les impacts posturaux et le fonctionnement anatomique de l'épaule. Un groupe a eu l'ajout d'exercices de renforcement et le troisième groupe des exercices de correction posturale et moteur. Les résultats ne démontrent pas de bénéfice additionnel lors de la comparaison des trois groupes autant au niveau des symptômes que des limitations fonctionnelles. Cette nouvelle approche démontre que la prise de conscience et la compréhension du patient pourraient être des éléments importants dans la prise en charge des troubles à l'épaule.

Plus récemment, l'altération de la proprioception a été proposée comme facteur de risque augmentant les risques de blessures à l'épaule, par exemple les troubles liés à l'instabilité ou l'atteinte de la coiffe des rotateurs (Anderson & Wee, 2011; Dilek et al., 2016; Smith & Brunolli, 1989), le syndrome d'abutement (Sahin et al., 2017) et même dans les cas de capsulite adhésive (Fabis et al., 2016). La proprioception joue un rôle clé dans la rééducation du rythme scapulo-huméral via des exercices de contrôle sensorimoteurs spécifiques (J. S. Lewis, 2009). L'utilisation d'exercices proprioceptifs aide à améliorer les déficits évalués en clinique (Jerosch & Wüstner, 2002). Toutefois, il n'existe pas de consensus clair autour des meilleures approches cliniques spécifiques à la proprioception pour évaluer et traiter des populations souffrant de troubles sensorimoteurs à l'épaule (Ager et al., 2017; Blum, Lamotte D'Incamps, Zytnicki, & Ting, 2017; Kerr & Worringham, 2002; Michener et al., 2009).

L'enjeu central de cette maîtrise était d'évaluer l'intégrité dans la gestion des informations proprioceptives et le contrôle moteur de l'épaule par l'utilisation d'appareils de stimulation du système nerveux périphérique et central. La vibration tendineuse et la stimulation magnétique transcrânienne sont deux appareils de neurostimulation non-invasives qui ont permis, dans ce projet de recherche, d'étudier les mécanismes qui sous-tendent les troubles sensorimoteurs à l'épaule. Les prochaines sections vont présenter les principaux aspects fondamentaux, techniques et évidences chez des personnes avec troubles à l'épaule en ce qui a trait à la vibration tendineuse et la stimulation magnétique transcrânienne.

La vibration tendineuse

Principes fondamentaux

Il existe des mécanorécepteurs au niveau de la peau et des muscles qui réagissent à une stimulation vibratoire (Hagbarth & Eklund, 1966). La vibration induit un changement de contrainte (i.e. déformation mécanique) qui est ensuite détecté par différents mécanorécepteurs du système somatosensoriel (O'Sullivan, Schmitz, & Fulk, 2019). L'information est ensuite transmise des nerfs périphériques en direction de la moelle épinière via les racines dorsales pour se diriger vers la colonne dorsale ou chemin lemniscal (O'Sullivan et al., 2019), responsable de transmettre entre autres les informations proprioceptives. L'information poursuit son chemin vers le tronc cérébral où il y a une synapse effectuée avec le noyau de la colonne dorsale créant une décussation, c'est-à-dire un changement de côté, pour finalement se rendre au thalamus, puis au cortex somatosensoriel. Toute cette chaîne de transmission d'information est faite rapidement via des fibres larges et myélinisées (Poenu, Cinteza, Petrusca, Cioc, & Dumitrascu, 2016).

Avec la vibration tendineuse, l'appareil de vibration est placé sur un tendon superficiel et induit une déformation des fuseaux neuromusculaires. Ce sont en particulier les récepteurs sensoriels de type Ia, situés autour des fuseaux neuromusculaires et jouant un rôle clé dans la proprioception, qui sont les plus sensibles à la vibration, malgré que les fibres de types II peuvent aussi être activées (Goodwin, McCloskey, & Matthews, 1972; J.P. Roll, Vedel, & Ribot, 1989). Lors d'absence d'un retour visuel, l'activation des fibres Ia par la vibration est si puissante qu'elle peut créer des illusions de mouvement dans le sens de l'étirement du muscle vibré. L'étude de ces illusions permet d'explorer l'intégrité du traitement des informations sensorielles pour le contrôle moteur. Certaines recherches ont démontré, via l'imagerie cérébrale chez une population saine, que l'illusion induite par la vibration active des zones du cortex impliqués dans le contrôle du mouvement (cortex moteur primaire, aire motrice supplémentaire et prémoteur) suggérant que l'expérience d'une illusion motrice ne requiert pas

simplement l'activation de zones cérébrales sensorielles (Imai, Hayashida, Nakano, & Morioka, 2014; Yao, Meng, Sheng, Zhang, & Zhu, 2014)

Paramètres et procédures standardisées

La vibration tendineuse a été testée à différentes amplitudes, fréquences et durées permettant d'établir des paramètres où la sensation d'illusion de mouvement est la plus claire et précise possible (Burke, Hagbarth, Löfstedt, & Wallin, 1976; J.P. Roll & Vedel, 1982). En 1982 Roll et collègues ont analysé différentes fréquences démontrant une augmentation progressive de la force de l'illusion de 10 à 70/80Hz qui diminue ensuite de 80 à 120Hz. En général, des illusions de mouvement claires et reproductibles sont fréquemment observées à 80Hz, 0.2-1mm d'amplitude et d'une durée d'entre 0.5, à 10 secondes (L. D. Beaulieu, Schneider, Masse-Alarie, & Ribot-Ciscar, 2020; Calvin-Figuière, Romaguère, Gilhodes, & Roll, 1999; J.P. Roll & Vedel, 1982). La fréquence de 70-80Hz permet ainsi de créer une déformation optimale au niveau des fuseaux neuromusculaires et conséquemment un taux de dépolarisation maximal des récepteurs sensoriels (J.P. Roll & Vedel, 1982). À des fréquences plus hautes ou plus basses, le taux de dépolarisation et la clarté des illusions deviennent sous-optimaux (J.P. Roll & Vedel, 1982). Par ailleurs, l'amplitude de vibration est un autre paramètre impactant la perception du mouvement, bien qu'elle ait été moins étudiée que la fréquence (Schofield, Dawson, Carey, & Hebert, 2015). En général, l'illusion s'améliore en augmentant l'amplitude entre 0,1 et 0,5mm (Schofield et al., 2015), possiblement par un plus grand recrutement des récepteurs sensoriels Ia et II (de plus faibles amplitudes semblent activer de manière préférentielle les récepteurs sensoriels de type Ia (J.P. Roll & Vedel, 1982; J.P. Roll et al., 1989)) Selon Seizova-Cajic et al. la durée de la vibration a un impact sur la perception du mouvement induit. Les illusions sont optimales et dans la bonne direction lors des 30-40 premières secondes de vibration, mais diminuent, disparaissent ou changent de direction lors d'une période de vibration plus longue (Seizova-Cajic, Smith, Taylor, & Gandevia, 2007).

Afin de standardiser le protocole lors de chaque vibration, il existe une procédure nommée *SKIP* (Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (L. D. Beaulieu et al., 2020)) permettant d'identifier l'angle optimale à laquelle l'illusion de mouvement est perçue par le participant autant dans sa clarté, sa direction et sa vitesse/amplitude. Cette procédure sera détaillée dans les chapitres 2 et 3. La feuille d'évaluation du protocole *SKIP* permet de mesurer la clarté en demandant au participant de mentionner si l'illusion est parfaitement claire et précise (3), modérément claire et précise (2), vague et non précise (1) ou aucune illusion (0). Par la suite, la direction du mouvement est annotée selon si elle respecte la direction souhaitée (1) ou une autre direction (0). La dernière phase évaluée, via une échelle analogique visuelle (Scott & Huskisson, 1979), l'amplitude/vitesse auxquelles les participants perçoivent l'illusion.

Pour mesurer l'amplitude/vitesse du mouvement perçu par le participant lors de la vibration tendineuse, l'utilisation d'une échelle analogique visuelle permet à la personne de noter subjectivement sa perception d'illusion (L. D. Beaulieu et al., 2020; Le Franc et al., 2021). De plus, l'utilisation d'un potentiomètre est une autre méthode permettant d'évaluer la vitesse de mouvement imposée lors de l'illusion (Ribot-Ciscar et al., 2004).

Preuves chez des populations avec atteintes à l'épaule

La vibration tendineuse est largement utilisée auprès de diverses populations avec ou sans atteintes neurologiques à des fins de compréhension ou d'avancés cliniques par exemple pour comparer les effets de l'âge sur le contrôle postural (Quoniam, Hay, Roll, & Harlay, 1995). Par exemple, Conrad et al. ont utilisé la vibration tendineuse chez des participants après un accident vasculaire cérébrale. Ils ont démontré que l'application d'un protocole de vibration au membre supérieur permettait de diminuer les erreurs de mouvement chez des personnes avec un accident vasculaire cérébral en stade chronique. Leur protocole de vibration au niveau du poignet fut effectué via deux séances espacées de minimum 3 semaines démontrant une diminution des erreurs et de la distance parcourue pendant la tâche (Conrad, Scheidt, & Schmit, 2011b). Concernant les troubles à l'épaule, très peu d'études ont à ce jour utilisé la vibration tendineuse. Ribot-Ciscar a appliqué la vibration proprioceptive assistée au niveau de l'épaule chez une clientèle atteinte de dystrophie facioscapulohumérale. L'étude de 2004 a appliqué la vibration sur 12 muscles du membre supérieur et inférieur chez une population avec différents types de dystrophies musculaires pour constater une différence, non significative, de la vitesse d'illusion chez les participants atteints de dystrophie facioscapulohumérale (Ribot-Ciscar et al., 2004). Celle de 2015 a spécifiquement testé un protocole de vibration proprioceptive assistée échelonné sur 1 mois via 8 traitements chez des participants avec la dystrophie facioscapulohumérale. La vibration a été appliquée sur le triceps et biceps brachial en plus du grand pectoral démontrant un gain au niveau de l'amplitude lors de la flexion à l'épaule (Ribot-Ciscar et al., 2015).

Dans l'ensemble, l'appareil de vibration pourrait offrir de nouvelles avenues diagnostiques et thérapeutiques spécifiques à la proprioception et le contrôle moteur pour les différents troubles à l'épaule. Toutefois, l'utilisation auprès d'une population atteinte de syndrome d'abutement n'a, à notre connaissance, pas encore été étudiée. Pourtant, il semblerait pertinent d'évaluer l'intégrité du traitement des informations induites par la vibration étant donné la présence de déficits proprioceptifs chez cette clientèle (Ager, Borms, Deschepper, et al., 2020; Sahin et al., 2017). Et puisque la vibration tendineuse stimule des boucles sensori-motrices partant des fuseaux neuromusculaires en direction du cortex moteur, l'utilisation de la stimulation magnétique transcrânienne ajouterait une analyse complémentaire du chemin de contrôle moteur descendant via la stimulation non-invasive du cortex moteur primaire vers les muscles de l'épaule. La prochaine section décortique cette approche de neurostimulation centrale.

La stimulation magnétique transcrânienne (TMS)

Principes fondamentaux

Cet appareil permet une stimulation non invasive du cortex moteur à travers le crâne grâce à une bobine qui décharge une onde magnétique, induisant un courant électrique à la surface du cortex (Rossi, Hallett, Rossini, Pascual-Leone, & Safety of, 2009). Avec la stimulation magnétique transcrânienne, la décharge magnétique active principalement les interneurons superficiels du cortex cérébral, qui sont connectés fonctionnellement avec les neurones corticospinaux projetant leur axone jusqu'aux motoneurons alpha de la moelle épinière (Rossini et al., 2015). À intensité suffisamment élevée, l'activation des interneurons superficiels envoie des potentiels d'action excitateurs qui se cumulent et ultimement dépolarisent les neurones corticospinaux. Il en résulte une série de potentiels d'action sortant par la voie corticospinale, nommées vagues indirectes ou *I-waves* afin de spécifier leur origine trans-synaptique, plutôt que la dépolarisation directe des cellules corticospinales – la stimulation magnétique transcrânienne ne permet pas une telle activation (B. L. Day, Thompson, Dick, Nakashima, & Marsden, 1987; Franza et al., 2019). L'effet cumulatif des *I-waves* arrivant aux motoneurons alpha permet leur dépolarisation et ensuite la contraction du muscle contro-latéral cible via les nerfs moteurs périphériques. Cette contraction est nommée *potentiel moteur évoqué* (MEP de l'anglais *motor evoked potential*) et représente le niveau d'excitabilité globale de la voie corticospinale, la synchronicité et le nombre de neurones qui ont été stimulés par la stimulation magnétique transcrânienne (Franza et al., 2019; Rossini & Rossi, 1998). Les potentiels moteurs sont mesurés grâce à l'électromyogramme via des électrodes de surface apposées sur le muscle cible. Le guide de pratique SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (Merletti & Hermens, 2000) décrit le protocole à suivre en électromyographie, incluant la préparation de la peau jusqu'aux mesures à prendre pour coller les électrodes au bon endroit selon le muscle cible.

L'utilisation de la stimulation magnétique transcrânienne peut se faire par simple pulsation comme dans ce projet, pour évaluer l'excitabilité corticospinale. Il y a aussi la pulsation pairée (*paired-pulse TMS*) permettant de délivrer une double stimulation sur deux régions différentes ou sur une même région pour évaluer les interactions cortico-corticales. La stimulation répétitive (*rTMS*) permet d'envoyer plusieurs stimulations selon des protocoles établis, et permet d'influencer de manière transitoire l'activité électrique des régions stimulées (Rossi et al., 2009). Finalement, d'un point de vue plus technique, la stimulation magnétique fonctionne en utilisant un condensateur qui accumule l'électricité et décharge le tout via une bobine de fil électrique enroulée et isolée. Le passage transitoire du courant électrique crée l'onde magnétique qui pénètre le cuir chevelu et le crâne sans être atténué et induit un déplacement d'ions dans le tissu cérébral conducteur sous-jacent (Rossini et al., 2015). La bobine de stimulation peut avoir diverses formes telle en 8 qui induit un champ magnétique plus focal et superficiel, ou de formes circulaire/en cône permettant d'atteindre une profondeur plus grande en envoyant une

onde magnétique plus forte mais moins focale. La bobine en cône permet notamment de cibler des régions corticales localisées dans la scissure interhémisphérique, telle que la représentation motrice des muscles du tronc ou des jambes (B. J. Roth & Basser, 1990),

En variant l'intensité de stimulation, la stimulation magnétique transcrânienne peut activer les neurones au niveau du cortex moteur à une profondeur entre 1,5 et 3 cm sous le cuir chevelu. Toutefois, les chercheurs dans le domaine ont établi qu'une stimulation à intensité trop proche du seuil moteur (i.e. le seuil minimal pour dépolariser les neurones corticospinaux) est moins efficace pour atteindre les neurones ciblées, souvent à une profondeur de plus de 2 cm (Y. Roth, Zangen, & Hallett, 2002; Zangen, Roth, Voller, & Hallett, 2005). ET donc, l'utilisation d'une stimulation à 120% du seuil moteur semble présenter un équilibre idéal entre focalité (perte de précision à fortes intensités) et efficacité pour réaliser une dépolarisation optimale des neurones ciblés.

L'angle de positionnement de la bobine permet aussi d'affiner la précision et efficacité pour stimuler la zone cible. Des chercheurs ont mesuré l'efficacité de stimulation selon différents angles et ont démontré qu'un positionnement tangentiel de la bobine par rapport au crâne est plus efficace. Par ailleurs la direction du courant induit dans le cortex compte et semble recruter différentes populations de neurones selon si la stimulation crée un courant se déplaçant en antéro-postérieur ou postéro-antérieur dans le cortex. Il a été mesuré qu'un courant postérieur-antérieur (vs. antéro-postérieur) induit les vagues indirectes à la sortie du tronc cérébral et les potentiels moteurs évoqués dans le muscle cible de 1 à 3 millisecondes plus tôt, signifiant de la plus haute efficacité de cette orientation de courant (Di Lazzaro et al., 2001; Sakai et al., 1997).

La stimulation magnétique transcrânienne peut se faire avec le muscle cible en activité (contraction) ou au repos. Le muscle en contraction permet une pré-activation des neurones moteurs spinaux et corticaux qui ont donc besoin d'une stimulation moins forte pour être dépolarisés. Cet avantage permet d'utiliser une intensité de stimulation moins élevée, ce qui peut être avantageux pour l'études de muscles situés plus en profondeurs (et donc plus difficiles à atteindre par la stimulation magnétique transcrânienne) au niveau de leur représentation corticale (Rossi et al., 2009; Rossini et al., 2015). Faire une séance en activité permet aussi de mesurer des données comme la période de silence, i.e. une période d'inactivité électromyographique observée après la stimulation magnétique transcrânienne dans un muscle contracté (B. Day et al., 1989; Rossini et al., 1994), ce qui ne peut être vu au repos. Toutefois, chez une clientèle présentant des douleurs associées à leur problématique musculosquelettique, appliquer un protocole en activité risque d'augmenter le niveau de douleur, de fatigue ou d'irritation et donc de moduler les résultats (Farina et al., 2001; Rittig-Rasmussen, Kasch, Fuglsang-Frederiksen, Svensson, & Jensen, 2014).

Puisque cette technologie envoie une décharge magnétique au niveau du cerveau, des recommandations et des contre-indications ont été établies selon les différents modes d'utilisation de la stimulation magnétique transcrânienne, particulièrement la stimulation magnétique transcrânienne répétitive. Les détails importants se retrouvent dans le guide de pratique de de Rossi et al. décortiquant tous les éléments à prendre en considération avant d'appliquer cette technologie (Rossi et al., 2009). Les aspects principaux s'appliquant au présent projet de maîtrise sont décrits dans le chapitre 2.

Les mesures du cortex moteur via la stimulation magnétique transcrânienne

La stimulation magnétique transcrânienne permet de collecter différentes mesures neurophysiologiques du contrôle moteur. Le seuil moteur au repos est calculé en identifiant l'intensité minimale de stimulation qui permet d'obtenir des potentiels moteurs évoqués au minimum de $50\mu\text{V}$ d'amplitude environ 50% des essais (Rossini et al., 1994). L'amplitude des potentiels moteurs évoqués est mesurée dans le tracé électromyographique entre le pic minimal et le pic maximal. Cette donnée dépend de la quantité de neurones stimulés au niveau central et périphérique permettant d'analyser l'excitabilité corticospinale globale (Brasil-Neto, McShane, Fuhr, Hallett, & Cohen, 1992). La mesure entre l'application de la stimulation et le début du potentiel moteur évoqué (Carey, 2012) représente la latence, c'est-à-dire le temps de conduction du cortex jusqu'au muscle ciblé. Ces trois mesures ont été utilisées dans ce projet de recherche, toutefois il existe d'autres mesures pouvant évaluer différents mécanismes neurophysiologiques. La période de silence (CSP *cortical silence period*) est un paramètre utilisé lorsque le protocole est fait en activité musculaire. C'est une période réfractaire après la stimulation où des interneurons inhibiteurs localisés au niveau spinal et cortical s'activent et bloquent la transmission de potentiels d'action dans la voie corticospinale pendant une période d'environ 100ms pour les muscles du membre supérieur (E. Wassermann et al., 2008). Il y a aussi le centre de gravité (COG) qui permet une cartographie précise de la représentation motrice du muscle d'intérêt dans le cortex moteur primaire (E. M. Wassermann, McShane, Hallett, & Cohen, 1992). Cette cartographie permet notamment d'évaluer l'étendue de la carte motrice d'un muscle et suivre sa réorganisation suite à une maladie ou une intervention (Chung et al., 2022; Rossini et al., 2015).

Preuves chez des populations avec atteintes à l'épaule

La stimulation magnétique transcrânienne a été utilisée pour tester et comparer l'intégrité des réseaux neuronaux impliqués dans le contrôle volontaire des muscles de l'épaule chez différentes populations. Par exemple, Ngomo et al. ont observé une excitabilité corticospinale plus faible (i.e. seuils moteurs élevés) pour le contrôle du muscle infra-épineux atteint versus sain chez un groupe de 39 personnes avec tendinopathie de la coiffe des rotateurs. Cette observation était corrélée avec la durée des symptômes, mais pas avec leur intensité

(Ngomo, Mercier, Bouyer, Savoie, & Roy, 2015). Lin et ses collègues ont démontré l'impact au niveau corticospinal du changement de position angulaire de l'épaule (i.e. 0° et 90° d'élévation) par une augmentation de l'amplitude des potentiels moteurs évoqués au niveau de l'infra-épineux à 90° versus 0°, mais pas pour le deltoïde chez 17 participants sains (Lin, Christie, & Karduna, 2015). Et plus récemment, Chung et al. ont comparé un groupe de 14 participants avec un syndrome d'abatement avec 14 contrôles en santé en testant le trapèze supérieur, le trapèze inférieur et le dentelé antérieur avec le membre maintenu activement par les participants à 90° d'élévation. Les résultats ont démontré chez les personnes avec syndrome d'abatement une diminution de l'excitabilité corticospinale (i.e. seuils moteurs élevés) du trapèze inférieur et du dentelé antérieur, une période de silence plus longue pour le trapèze inférieur (augmentation des mécanismes d'inhibition au niveau cortico-cortical et cortico-spinal) en plus d'une réorganisation du cortex moteur primaire via un déplacement du centre de gravité.

Chapitre 1 : Problématique, objectifs et hypothèses

1.1 Limites de la littérature actuelle

Il est démontré dans la recherche actuelle que les personnes souffrant d'un syndrome d'abatement présentent, entre autres, une altération du contrôle du trapèze supérieur et de la scapula lors de l'élévation de l'épaule. Toutefois, les mécanismes neurologiques qui sous-tendent ces altérations demeurent peu étudiés. Les études présentées dans les sections précédentes ont évalué différents impacts au niveau proprioceptif et corticospinal en lien avec diverses problématiques à l'épaule (Berth, Pap, Neuman, & Awiszus, 2009; Lin et al., 2015; Ngomo et al., 2015). La littérature demeure tout de même grandement limitée, avec seulement l'étude de Chung et collègues (2022) ayant étudié la population avec syndrome d'abatement. En outre, aucune étude n'a vérifié si les atteintes corticospinales sont limitées à l'hémisphère contrôlant l'épaule douloureuse, car aucune comparaison bi-hémisphérique au sein même d'un groupe atteint n'a été réalisée à ce jour, au meilleur de notre connaissance.

En ce qui concerne la vibration tendineuse, malgré qu'elle ait été utilisée avec d'autres populations qui ont des atteintes neurologiques (Conrad et al., 2011b; Jung, 2017; Marconi et al., 2011) et plus directement Ribot-Ciscar et al. en 2015 sur une population avec dystrophie musculaire facioscapulohumérale (Ribot-Ciscar et al., 2015), aucune étude ne semble avoir testé cet appareil de neurostimulation périphérique sur une population avec syndrome d'abatement. L'étude des mécanismes neurologiques pourrait améliorer la compréhension des déficits proprioceptifs et moteurs, et ainsi ajouter des connaissances clés pour la rééducation des personnes atteintes d'un syndrome d'abatement.

1.2 Objectif principal

L'objectif de cette étude était de comparer l'intégrité de mécanismes liés aux fonctions sensorimotrices obtenus par la stimulation magnétique transcrânienne et la vibration tendineuse entre un groupe contrôle sain versus un groupe avec un diagnostic de syndrome d'abatement de façon bilatérale.

1.2 Hypothèse

L'hypothèse principale est que l'intégration des informations proprioceptives ainsi que l'excitabilité du cortex moteur primaire soient altérées chez les personnes souffrant du syndrome d'abatement. La perception d'illusion était anticipée plus lente et moins claire et l'excitabilité corticospinale plus faible du côté de l'épaule douloureuse en comparaison avec l'épaule non douloureuse ainsi que le groupe contrôle suggérant une altération dans les mécanismes de contrôle sensorimoteurs en présence d'atteinte à l'épaule

Chapitre 2 : Méthodologie

Ce chapitre présente une description détaillée des différentes étapes du projet qui sont décrites de manière plus sommaire dans le Chapitre 3 (article). Afin d'éviter de la redondance, les aspects méthodologiques décrits en détail dans le Chapitre 3 seront seulement abordés brièvement dans le présent chapitre.

2.1 Population cible et recrutement

Afin de respecter les exigences du Comité d'Éthique de la Recherche de l'UQAC, de l'Énoncé de politique des trois Conseils et de la déclaration d'Helsinki, ce mémoire a fait l'objet d'une certification éthique dont le numéro du certificat est le 2021-698. Un formulaire de consentement a été remis, expliqué, puis cosigné (par l'équipe et le participant concerné) avant de débiter l'expérimentation permettant de s'assurer de l'obtention du consentement libre et éclairé des participants. Quinze participants avec un diagnostic de syndrome d'abusement (43 ± 25 ans) ainsi que quinze sujets sains appariés pour l'âge et le sexe (46 ± 14 ans) ont été recrutés.

La taille d'échantillon requise pour le projet a été estimée avec le logiciel G*Power (version 3.1.9.6. <https://www.psychologie.hhu.de/arbeitsgruppen/allgemeine-psychologie-und-arbeitspsychologie/gpower>; Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007). En se basant sur les données d'illusion de mouvement d'études similaires aux nôtres (Ribot-Ciscar et al., 2015; Ribot-Ciscar et al., 2004), la taille d'échantillon pour obtenir un contraste entre un groupe avec troubles à l'épaule et un groupe sain avec une puissance de 95% et une erreur de 5% était de 13 participants par groupe.

Le recrutement a été réalisé grâce aux réseaux sociaux de l'Université du Québec à Chicoutimi, ainsi que par la médiatisation dans une clinique privée. Les personnes intéressées contactaient directement l'évaluatrice principale soit par téléphone ou courriel afin de s'assurer verbalement ou par écrit de l'éligibilité du participant (voir les critères de sélection ci-dessous). Par la suite, une rencontre officielle directement à la clinique privée Coraction permettait de réaliser les tests de provocation de la douleur et les participants complétaient les documents à remplir incluant le formulaire de consentement, un questionnaire général sur l'état de santé et données socio-démographiques, le GPAQ (*Global Physical Activity Questionnaire*) (Armstrong & Bull, 2006) et le QuickDASH défini par le *Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (F Angst et al., 2011). (voir annexe 1).

Critères d'inclusion :

- Être âgé de 18 ans et plus;
- Être en bonne santé générale;
- Correspondre à un des deux groupes suivants :
 - Groupe 1 : n'avoir AUCUNE douleur à l'épaule.
 - Groupe 2 : avoir une douleur à l'épaule dans les mouvements d'élévation et/ou avoir un diagnostic de syndrome d'abutement depuis plus de 3 mois;

Critères d'exclusion liés à la santé générale :

- Troubles cognitifs;
- Toute maladie/blessure neurologique ou affectant les épaules;
- Antécédent (ATCD) de déchirure musculaire, tendineuse, capsulaire diagnostiquée ou opération/prothèse à l'épaule.

Critères d'exclusion liés à la SMT (Rossi et al., 2009):

- Grossesse;
- Présence de métal dans le crâne ou la mâchoire;
- ATCD ou présence de tumeur cérébrale;
- ATCD ou présence d'infection cérébrale;
- Système de dérivation du liquide céphalo-rachidien;
- Pompe viscérale/cardiaque ou stimulateur cardiaque;
- Stimulateur implanté;
- ATCD d'épilepsie;
- Syncopes récurrentes;
- Prise de médication qui abaisse le seuil de convulsion (ex : antidépresseur)
- Chirurgie intracrânienne ou présence de clips intracrâniens;
- Présence d'implant à la tête.

2.2 Devis expérimental

Le présent projet est une étude transversale consistant en une seule rencontre incluant deux parties. La première partie permettait de remplir les différents questionnaires, réaliser les tests cliniques ainsi que l'évaluation par l'ultrason de l'intégrité des structures musculo-tendineuses des épaules. La deuxième phase incluait la vibration tendineuse et la stimulation magnétique transcrânienne. Les prochains paragraphes

décrivent les différentes étapes de l'expérimentation dans l'ordre de passation, en détaillant les aspects ayant été abordé plus brièvement dans le Chapitre 3 (questionnaires, mesures cliniques, ultrason). Les procédures liées à la vibration et la stimulation magnétique transcrânienne sont toutefois décrites en profondeur dans le Chapitre 3 et ne sont donc pas reprises ici en détail.

2.2.1 Étapes de l'expérimentation dans l'ordre de passation

QuickDASH

Ce questionnaire permet de comptabiliser, via une échelle visuelle analogique de 1 à 5, le niveau de douleur ainsi que le niveau de difficulté de différents gestes ou tâches dans la vie (Durand et al., 2005). Sur un total de quatorze questions, six concernent la vie quotidienne avec des gestes simples par exemple se laver le dos ou utiliser un couteau pour couper des aliments où 1 représente 'aucune difficulté' et 5 'incapacité'. Une question concerne les limitations sociales en lien avec la douleur, une autre sur les limitations au travail, deux questions sur les symptômes incluant la douleur et les paresthésies, une sur les troubles du sommeil, quatre sur l'impact au travail et quatre sur les impacts sportifs. Un calcul de ratio remet sur 100 le pourcentage d'impact sur la qualité de vie en générale.

GPAQ

La version française du questionnaire *Global Physical Activity Questionnaire* (Armstrong & Bull, 2006) fut utilisée dans le but de mesurer le niveau d'activité physique chez les participants. Seize questions permettent d'évaluer le niveau de sédentarité en lien avec les activités au travail, les déplacements et les activités sportives. Le calcul mesure l'intensité des activités et la dépense énergétique associée aux différentes tâches et activités du participant dans une semaine type, offrant les équivalents métaboliques (MET, *Metabolic Equivalent of Task*) en minute par semaine.

Tests de provocation de la douleur pour le diagnostic du syndrome d'abusement

Les tests de provocation de la douleur incluaient les cinq tests suivants : Jobe, Hawkins-Kennedy, Neer, rotation externe résistée et l'arc douloureux, en respect des guides de pratique (Michener et al., 2009). Pour les quatre premiers tests, le participant en position debout devait appliquer une force contre les mains de l'évaluatrice et indiquer si une douleur était ressentie. Le test de l'arc douloureux se fait seul, c'est-à-dire que le participant devait simplement réaliser une élévation latérale complète et revenir le bras le long du corps.

Ultrason

Trois muscles ont été choisis pour la prise d'imagerie par l'ultrason : la longue portion du biceps, le supra-épineux et l'infra-épineux. L'objectif étant d'évaluer l'intégrité des structures musculo-tendineuses dans les deux groupes. Les prises de vues étaient faites en axe long et court et envoyées à Dr Mathieu Boudier-Revéret, physiatre au CHUM, qui en faisant la lecture, l'analyse et le diagnostic. L'ultrason utilisé est le Sonosite (FUJIFILM, Sonosite inc. USA). Pendant l'imagerie, le participant étant en position assise, en camisole, en jaquette ou sans vêtement pour libérer la partie de l'épaule. Le gel conducteur était appliqué directement sur la sonde 13-6 MHz qui était ensuite déposée sur la peau au niveau de la zone cible. Pour la longue portion du biceps, le participant devait placer son avant-bras sur sa cuisse, paume de main vers le ciel et la sonde était positionnée au niveau de la coulisse bicipitale repérée lors de l'imagerie en déplaçant doucement le bras en rotation externe au besoin. En ce qui concerne le supra-épineux, la main était positionnée sur la fesse controlatérale avec le coude vers le centre du corps afin de dégager la partie supérieure de la tête humérale et finalement, l'infra-épineux demandait un positionnement de la main sur la cuisse opposée.

Test de Nottingham

Le test de Nottingham (*Nottingham Sensory Assessment*; Miller, Doyle, & Arotca, 2016) est utilisé pour évaluer les déficits sensoriels. Le test est réalisé en position assise, yeux fermés, où l'évaluatrice mobilise passivement le bras du participant à 50° soit en flexion ou en abduction, puis redépose le bras le long du corps. Par la suite, le participant devait repositionner son bras et le bras opposé dans l'angle exact préalablement réalisé. L'évaluatrice cote de 0 à 3 ou 9 la performance (0 = absence de mouvement, 1 = sensation de mouvement, 2 = direction du mouvement, 3 = sens du mouvement, 9 = impossible de faire l'évaluation) qui inclue la position, l'angle et la direction afin d'établir s'il existe un déficit (0) ou non (3) chez le participant.

Vibration tendineuse

Tel que décrit dans le Chapitre 3, les participants étaient installés sur une chaise, dos appuyé contre le dossier, pieds au sol et jambes à 90° avec deux moteurs vibrants (Vibrasens, VB115, Techno Concept, France) installés sur les tendons des muscles abducteurs à l'épaule. L'amplitude de la vibration tendineuse était délivrée à 80Hz avec une amplitude de 1mm pendant une durée de 10s. Les procédures liées à la vibration ont respecté les guides de pratique associé au *Standardised Kinaesthetic Illusion Procedure* (SKIP; L. D. Beaulieu et al., 2020) offrant une procédure standardisée pour induire les meilleures illusions possibles et les mesurer en termes de clarté, direction et vitesse/amplitude du mouvement perçu.

Stimulation magnétique transcrânienne

En résumé, les participants étaient installés sur une chaise, dos appuyé contre le dossier, pieds au sol et jambes à 90°. Deux électrodes de surface Ag-AgCl (Kendall, Cardinal Health Canada inc. Ontario, Canada) étaient positionnées sur le muscle trapèze supérieur et une troisième sur la 7^e vertèbre cervicale, suivant les recommandations de SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*). L'électromyogramme (EMG model 1902, Cambridge Electronic Design Limited, UK) a permis l'enregistrement des potentiels moteurs évoqués suite à la stimulation. Le protocole de cette recherche impliquait la détermination du seuil moteur au repos et par la suite, dix stimulations à 120% de ce seuil, bras au corps et yeux fermés où la présence/absence des potentiels moteurs évoqués, la mesure de leur amplitude et leur latence étaient analysées. Comme pour la vibration tendineuse, le Chapitre 3 décortique les détails autour de la stimulation magnétique transcrânienne.

2.3 Variables à l'étude

Pour cette recherche, les variables suivantes étaient comparées entre les groupes sains et avec syndrome d'abusement, ainsi qu'entre les côtés dominants/non-dominants et douloureux/non-douloureux (mesures d'illusions et stimulation magnétique transcrânienne seulement):

- Les caractéristiques sociodémographiques et questionnaires :
 - Âge;
 - Sexe physiologique;
 - Taille;
 - Poids.
 - QUICKDASH;
 - GPAQ;
 - *Nottingham Sensory Assessment*.
- Les mesures du SKIP évaluant la perception d'illusion du mouvement pendant la vibration tendineuse :
 - Clarté/précision
 - Direction
 - Vitesse/amplitude
- Les mesures de stimulation magnétique transcrânienne :
 - Le seuil moteur au repos;
 - La présence et l'absence des potentiels moteurs évoqués;
 - L'amplitude des potentiels moteurs évoqués;
 - La latence des potentiels moteurs évoqués.

2.4 Traitement des données et analyses statistiques

La compilation des données a été faite sur des fichiers Excel et les analyses statistiques avec le logiciel SPSS version 26 (Armonk NY, United States) avec un niveau de signification alpha établi à 0.05. Le programme Matlab (The Mathworks Inc. United States, R2020b) a permis d'analyser les potentiels moteurs évoqués lors des séances. Le Chapitre 3 décrit plus en détail les démarches utilisées pour l'analyse statistique des différentes variables à l'étude.

Chapitre 3 : Article

Testing sensorimotor processing with tendon vibration and transcranial magnetic stimulation in subacromial impingement syndrome.

Émilie Bouchard^a; Lydiane Lauzier^a; Mathieu Boudier-Revéret^b; Stéphane Sobczak^{c,d}; Laurence Munger^a; Kossi Épiphané Ketounou^a; Marie-Pier Perron^a; Suzy Ngomo^a; Louis-David Beaulieu^a

^aLaboratoire BioNR, Centre intersectoriel en santé durable, Université du Québec à Chicoutimi, Saguenay (Qc), Canada

^bPhysical Medicine and Rehabilitation Service, Department of Medicine, Centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montreal, Canada

^cDépartement d'anatomie, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC, Canada

^dChaire de recherche en anatomie fonctionnelle, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC, Canada

Corresponding author : Louis-David Beaulieu (email : louis-david.beaulieu@ugac.ca)

Université du Québec à Chicoutimi,

555 Boulevard de l'Université

Chicoutimi (QC, Canada), G7H 2B1

Phone: 418-545-5011 #6109

Résumé

Objectif: Les personnes souffrant d'un syndrome d'abatement (SA) présentent une altération du contrôle sensorimoteur à l'épaule. Le but de cette étude est de tester la gestion des informations proprioceptives chez ces patients.

Méthode: Quinze participants avec SA et quinze contrôles ont été recrutés. L'utilisation de la vibration tendineuse (VIB), ainsi que la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) ont permis de collecter des données en lien avec le contrôle sensorimoteur de l'épaule et l'excitabilité du cortex moteur primaire (M1).

Résultats: Les résultats avec la VIB ont démontré une perception de la vitesse/amplitude plus lente ($p = 0.035$) du côté douloureux versus non-douloureux. Les données de la SMT furent limitées par des seuils moteurs au repos trop élevés en particulier chez le groupe avec SA.

Conclusion: Notre étude apporte de nouvelles évidences concernant l'intégrité du traitement des informations proprioceptives chez les personnes souffrant d'un SA et souligne la pertinence de la VIB comme outil clinique et d'étude.

Abstract

Objective: An altered sensorimotor control of the shoulder likely contributes to subacromial impingement syndrome (SIS), but the underlying mechanisms remains uncertain. The present study tested the integrity sensorimotor networks in persons with SIS.

Methods: Fifteen participants with SIS and fifteen controls were recruited. Proprioceptive processing was tested by tendon vibration (VIB) inducing kinesthetic illusions of shoulder abduction, and transcranial magnetic stimulation (TMS) tested corticospinal excitability of the upper trapezius.

Results: Participants with SIS and controls reported similar VIB-induced illusions in terms of clearness, direction and success rate. However, they showed significantly lower speed/amplitude on the painful versus non-painful side in participants with SIS ($p = 0.035$). No difference was found for TMS data, but procedures were challenged by high motor thresholds, discomfort and fear of pain, especially in participants with SIS.

Conclusion: Our study provides novel evidence on the integrity of networks involved in shoulder sensorimotor control in persons with SIS and underscores the potential of VIB as a sensory-based tool for clinical/research applications.

Keywords

Subacromial impingement syndrome; kinesthetic illusion; tendon vibration; transcranial magnetic stimulation; sensorimotor control; upper trapezius

1. Introduction

The lifetime prevalence of suffering from musculoskeletal shoulder disorders like subacromial impingement syndrome (SIS) is approximately 66% of the population (de Oliveira et al., 2017) and in 50% of cases symptoms will persist for more than one year (Dubé et al., 2020). Although the etiology of SIS remains unclear (Dhillon, 2019), scapular dyskinesia, resulting from weakness and a lack of coordination of scapular muscles during shoulder elevation (upper and lower trapezius, serratus anterior) (J. S. Lewis et al., 2005; Umer et al., 2012) is often observed in patients with shoulder disorders (J. S. Lewis et al., 2005; Lopes et al., 2015; Struyf et al., 2011; Umer et al., 2012). An altered shoulder proprioception (i.e. internal sense of joint and body movement and position in space) has been recently proposed as another contributing factor to the lack of control over scapular muscles during shoulder elevation (Ager, Borms, Deschepper, et al., 2020; Anderson & Wee, 2011). These sensorimotor impairments could be in turn exacerbated by the negative impact of pain itself on sensory and motor functions (Ager, Borms, Bernaert, et al., 2020; Warner et al., 1996).

However, neural mechanisms involved in these sensorimotor alterations remain understudied. The recent advent of non-invasive neurostimulation devices opened new opportunities to investigate specific mechanisms involved in the processing of proprioceptive afferents and cortico-motor control of scapular muscles. Muscle-tendon vibration (VIB) is known as an effective method for strongly depolarizing muscle spindle afferents, i.e. somatosensory receptors playing a central role in proprioception (J. P. Roll et al., 1989). In the absence of vision and limited cutaneous feedbacks, VIB elicits clear kinesthetic illusions coherent with the stretching of the vibrated muscle. So far, VIB has been used to investigate mechanisms of sensorimotor processing in healthy individuals (Calvin-Figuière et al., 1999; J. P. Roll et al., 2009; Thyron & Roll, 2010), and more recently, to identify and treat proprioceptive deficits in different populations such as chronic stroke (L.-D. Beaulieu, Schneider, & Ribot-Ciscar, 2016; Conrad, Scheidt, & Schmit, 2011a). To our knowledge, only two studies reported using VIB-induced illusions in persons suffering from musculoskeletal disorders of the shoulder. Persons with scapulohumeral muscular dystrophy showed a preserved ability to perceive kinesthetic illusions and responded positively to a VIB-based treatment with improved shoulder range of motions and self-rated

health (Ribot-Ciscar et al., 2015; Ribot-Ciscar et al., 2004). To date, no study verified if persons with SIS presented an altered perception of VIB-induced illusions. VIB could represent a useful tool for the clinical management of SIS, by providing a sensory-based method for evaluating and treating neural functions involved in the processing of key afferents subserving motor control (Naito, Morita, & Amemiya, 2016; Romaguère, Anton, Roth, Casini, & Roll, 2003)

Apart from VIB, transcranial magnetic stimulation (TMS) of the primary motor cortex (M1) provides a non-invasive and painless method to test the integrity and excitability of the corticospinal system, which is the main system for voluntary control of skeletal muscles (O'Sullivan et al., 2019). TMS can also be used to track changes within the corticospinal system resulting from pathological conditions or in response to therapies targeting sensorimotor deficits (R. Chen et al., 2008). We found only two studies having used TMS with the SIS population which highlighted a lower corticospinal excitability for the control of scapular and deltoid muscles compared to healthy controls (Berth et al., 2009; Chung et al., 2022). Further studies are required to get a better grasp on how these neurophysiological markers of proprioceptive (VIB) and motor control (TMS) functions are affected in the presence of SIS.

Therefore, the primary objective of this study was to assess and compare VIB- and TMS-related measures of sensorimotor functions between healthy and SIS populations, as well as between the painful and non-painful shoulders. The hypothesis was that illusions would be less clear and of lower speed/amplitude, along with lower corticospinal excitability in the painful shoulder vs. the non-painful one and vs. healthy counterparts.

2. Methods

2.1 Participants and study design

Fifteen participants with shoulder pain (5 men, 10 women, mean age 43 ± 15 years) and fifteen healthy counterparts (8 men, 7 women, mean age 46 ± 14 years; Table 1) were recruited. The inclusion criteria for

controls were: 18 years or older, in general good health with no history or present shoulder pain/injury. The group with shoulder pain needed to be diagnosed with the 3 out of 5 positive SIS tests (painful arc, Jobe test, Neer test, Hawkins-Kennedy test and resisted external rotation) (Michener et al., 2009) and having pain for more than 3 months. Furthermore, ultrasound images of subacromial shoulder structures (supraspinatus, infraspinatus, long head of the biceps brachii) were taken and verified by an expert physiatrist (Dr. Mathieu Boudier-Revéret from CHUM *Hôtel-Dieu de Montréal*) who helped confirm the integrity of subacromial and surrounding structures. Exclusion criteria for both groups were cognitive disorders, any other problem affecting the shoulders, previous shoulder or cervical surgery, total shoulder prosthesis, and muscles, tendons tear or capsulitis. Exclusion criteria related to TMS included pregnancy, cranial metallic or electronic implants, history of cerebral tumours or infection, history of syncope or epilepsy (Rossi et al., 2009). All participants gave their written consent before the experiment, which was approved by the local ethics committee (#2021-698).

The study consisted of one session lasting approximately 1.5 hours. The first part included SIS tests, questionnaires and ultrasound imagery. Then, vibration-induced kinesthetic illusion and TMS measures of corticospinal excitability of the upper trapezius muscles were obtained. The choice around upper trapezius was made because it presents an altered muscle activation during shoulder elevation in SIS population (Lopes et al., 2015) and is easily accessible for surface electromyography (required for TMS measurements).

2.2 Participants' characteristics

A questionnaire about shoulder pain history and symptomatology, comorbidities and sociodemographic information was first completed. Then, the level of pain and disability were established with the French-Canadian version of the Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (QuickDASH) questionnaire (Durand et al., 2005). The usual level of physical activity was measured using the French version of the Global physical activity questionnaire (GPAQ). Shoulder proprioception was tested with the proprioception subscale of the Nottingham Sensory Assessment (Miller et al., 2016).

2.3 Vibration-induced kinesthetic illusions

Kinesthetic illusions were elicited following guidelines from the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (step-by-step procedures fully detailed in (L.-D. Beaulieu, Schneider, Massé-Alarie, & Ribot-Ciscar, 2020)). The optimal joint position was kept constant throughout vibration trials using an inclinometer (Johnson Pitch and Angle Locator, USA) attached with an elastic band on the arm (Figure 1). Participants were comfortably seated on a chair with their eyes closed, the tested arm at rest in the evaluator's hands, leg joints around 90° and feet on the ground. Two tendon vibrators (VB115, Techno Concept, France) were placed under the armpit over tendons of shoulder adductor muscles including subscapularis, pectoralis major and latissimus dorsi to simulate a stretch of these muscles and therefore induce an illusion of shoulder abduction. Vibration was administered at 80 Hz and 1 mm during 10 s (L.-D. Beaulieu et al., 2020). SKIP rating sheet was used to measure kinesthetic illusions in terms of clearness/precision (perfectly clear and precise = 3; moderately clear/precise = 2; vague and not precise = 1; no illusion = 0) and direction (expected direction = 1; any other direction = 0). In addition, a visual analogue scale (VAS) was used to evaluate the perceived speed/amplitude of illusions (Scott & Huskisson, 1979). These procedures were realized on both shoulders (3 trials per side) in a random order between participants.

****Insert Figure 1 near here****

2.4 Transcranial magnetic stimulation

Participants were comfortably seated with the tested shoulder at rest (Figure 2). The resting state was chosen for TMS procedures instead of asking the participants to maintain an active contraction of their shoulder muscles to avoid inducing discomfort and fatigue, especially in our recruited participants with SIS. Surface electromyography followed SENIAM recommendations for electrodes' placement and standard skin preparation

(Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Ag-AgCl electrodes (Kendall, Cardinal Health Canada inc. Ontario, Canada) were placed 2 cm apart on the belly of each upper trapezius muscles at 50% distance on a line between C7 spinous process and the lateral aspect of the acromion. The ground electrode was placed on C7's spinous process. Electromyographic signals were amplified before digitization at 2 kHz sampling rate (1902 & 1401 systems, Cambridge Electronic Design Limited, UK) and computer-stored for online display and offline analysis (Spike 2 software, Cambridge Electronic Design Limited, UK). The upper trapezius' M1 representation or 'hotspot' was first approximated 2 cm antero-lateral from the longitudinal fissure based on the 10-20 EEG protocol (Herwig, Satrapi, & Schönfeldt-Lecuona, 2003; Klem, 1999). A 70-mm figure-of-eight coil connected to a MagStim200² stimulator (The Magstim company, UK) was placed on the scalp contralateral to the targeted upper trapezius at 45° angle with the medial line (Sakai et al., 1997). To find the hotspot, the coil was moved in small steps and stimuli were delivered at varying intensities until a position that consistently elicited motor evoked potentials (MEPs) in the upper trapezius at lowest intensity of stimulation was determined. The hotspot was marked on the scalp with a surgical pen and was always re-verified before each set of measurement by giving a few suprathreshold stimuli. The resting motor threshold, defined as the intensity of stimulation resulting in measurable MEPs of $\geq 50 \mu V$ approximately 50% of the time (Rossini et al., 2015), was established with the threshold-hunting algorithm (Awiszus, 2003; Rossini et al., 1994; Rossini et al., 2015) embedded in the motor threshold assessment tool 2.0 software (MTAT 2.0, Clinicalresearcher.org, South Carolina, USA). Then, 10 stimuli were delivered at 120% rMT to obtain the mean peak-to-peak amplitude and conduction time (latency) of MEPs. In cases where no measurable MEP was elicited even at maximum stimuli intensity, procedures were stopped and the participant was classified as 'absence of MEP'. During all TMS measurements, electromyographic recordings were constantly monitored visually to ensure that the upper trapezius remained at rest. All these procedures were realized on both sides, in a random order between participants.

Insert Figure 2 near here

2.5 Statistical Analysis

Analyses were realized with SPSS version 26 (Armonk NY, United States) and using an alpha level below 0.05. Nonparametric analyses were chosen for all ordinal variables (SKIP scores of illusion clearness, direction and speed/amplitude, questionnaires, sociodemographic characteristics) as well as for TMS variables (rMT, MEP amplitude and latency) since they did not respect the normal distribution as shown by the Shapiro-Wilk test and visual inspection of box-and-whisker plots. The Wilcoxon signed-rank test was applied for within-group comparisons (i.e. comparing between sides) and the Mann-Whitney U-test was used for between-group comparisons (i.e. between healthy and SIS groups). The Chi-square test was used for comparing the dichotomous classification of participants between 'absence of MEP' and 'presence of MEP'.

3. Results

Participants' characteristics are described in Table 1. There was no significant difference in characteristics between groups except for the QuickDASH questionnaire which was significantly ($p = 0.000$) higher (i.e. more impaired shoulder function) in persons with SIS. In general, apart from TMS procedures (see below), the experiment was well tolerated without adverse events or discomfort. However, participants in the SIS often required small breaks to move their painful shoulder and change posture.

Insert Table 1 near here

3.1 Vibration-induced kinesthetic illusions

Table 2 presents results related to VIB measures. All participants except two (one in each group) were able to perceive VIB-induced illusions. These two participants were never able to perceive an illusion on both sides even when testing multiple angular positions. Also, one participant in the healthy control group failed to perceive an illusion on its dominant shoulder and the same happen to another participant on its non-dominant side. Therefore, the success rate for eliciting perceptible illusions in our study was 90% (54/60 shoulders tested)

which fares within expected rates based on other published reports (between 87.5% to 100% success rate) (S. Calvin-Figuère, P. Romaguère, & J. P. Roll, 2000; Goble et al., 2011; Goble et al., 2012; Le Franc et al., 2021; Ribot-Ciscar et al., 2004). Of note, data from participants who failed to perceive a kinesthetic illusion were not removed from the analysis since SKIP and VAS scores of zero imply that no illusion was reported.

Illusions were in the expected direction, i.e. shoulder abduction. The clearest illusions were mostly reported when the shoulder was positioned around 45° of abduction (cf. optimal joint angles in Table 2). Statistical comparisons between groups and sides found that illusions had significantly lower speed/amplitude when comparing the painful shoulder versus the non-painful one ($p = 0.035$). Table 2 further shows large variations of scores between participants in how they rated the speed/amplitude perceived on the visual analogue scale, ranging from 0% to 90%. No significant difference was found for SKIP measures of clearness, direction and optimal joint angle, and no further within- and between-group difference was obtained.

Insert Table 2 near here

3.3 TMS results

TMS results are presented in Table 3. Measurable motor evoked potentials in the upper trapezius muscle were elicited in 12/15 and 11/15 controls on the non-dominant and dominant sides, respectively. For the SIS group, MEPs were elicited in 8/15 and 12/15 participants, respectively for the painful and non-painful sides. The proportion of presence/absence of measurable MEPs was compared between sides and groups with the Chi-square test and yielded no significant difference. For subsamples in which MEPs were present, resting motor thresholds were relatively high (~ 60 %MSO, cf. Table 3) and often precludes from testing at 120% rMT since the stimulation caused significant discomfort, especially in SIS participants but also in healthy controls. Indeed, only four participants in the SIS group accepted to complete the TMS testing at 120% rMT on their painful side, and six participants on their non painful side. Conversely, all but two controls presenting with measurable MEPs

were able to complete TMS testing at 120% rMT. Therefore, we decided not to realize statistical comparisons for mean MEP amplitudes and latencies at 120% rMT because of too many lacking data (means and SD or ratio are given in Table 3). For rMT data, although rMT values seemed slightly higher for the SIS group (Figure 3), no significant difference was found between rMT for all within- and between-group comparisons.

Insert Table 3 near here

4. Discussion

The present study was the first to compare vibration-induced illusions of shoulder movement between individuals suffering from SIS and healthy counterparts. Results only partially support our initial hypothesis which was that illusions would be less clear and of lower speed/amplitude, along with lower corticospinal excitability in the painful shoulder vs. the non-painful one and vs. healthy counterparts. The results showed the processing of sensory information from muscle spindles was mostly spared in the presence of SIS. Similar rate of success, clearness and direction of illusory perceptions were found compared to healthy counterparts, but their speed/amplitude were significantly lower on the affected shoulder compared to the non-painful one. Also, neurophysiological measures of cortico-motor control of the upper trapezius muscle failed to detect contrasts of corticospinal excitability between sides and groups. However, too high motor thresholds and TMS-related discomfort precluded from completing TMS measurements, especially in persons with SIS on their painful side. These findings are discussed below, along with recommendations for future clinical and research applications of VIB and TMS tools with populations suffering from musculoskeletal disorders of the shoulder.

4.1 Impact of shoulder pain and impairment on kinesthetic illusions

Two other studies applied tendon vibration in persons suffering from musculoskeletal shoulder impairments. The 2004 study from Ribot-Ciscar and colleagues applied vibration (80 Hz, 0.5 mm, 15 s duration) on 12 different muscle groups across the upper and lower extremities in 10 healthy and 20 participants with various muscular dystrophies (Ribot-Ciscar et al., 2004). Overall, no significant difference was found for all the

tested variables. They did however note a lower (non-significant trend) velocity of illusory perceptions for certain subgroups of participants, including those with facioscapulohumeral dystrophy. This observation seems to agree with our finding of a lower illusory speed/amplitude on the painful side in SIS group. The 2015 study from Ribot-Ciscar et al. applied vibratory stimuli to shoulder and arm muscles, including the triceps and biceps brachii as well as the pectoralis major, respectively for inducing illusions of elbow flexion, extension and shoulder abduction. In addition to reporting the perceived sensations in eight persons with facioscapulohumeral dystrophy, they provided eight 40-60 min sessions of vibratory treatment (named vibratory proprioceptive assistance) for a month. The therapeutic protocol included six blocks of stimulation eliciting a mix of uniplanar and multiplanar elbow/shoulder movements by stimulating the three targeted muscles alone or in combination. Their results showed that participants were able to perceive clear illusions in the expected direction coherent with the role of the stimulated muscles spindles (J.P. Roll & Vedel, 1982) like we found with the SIS population. Interestingly, participants reported that the amplitude of illusory perceptions often exceeded what they were able to reach voluntarily. The experimenters in 2015 Ribot-Ciscar's study also frequently reported antagonistic vibratory responses during kinesthetic illusions, i.e. involuntary contractions of muscles antagonistic to those vibrated (Ribot-Ciscar et al., 2015). These motor responses are likely highlighting vibration-induced facilitation of sensorimotor control networks coherent with the perceived movement (Calvin-Figuière et al., 1999; S. Calvin-Figuière, P. Romaguère, & J.-P. Roll, 2000). Kinesthetic illusions are known to activate key fronto-parietal and cerebellar networks involved in voluntary motor control (Naito et al., 2007; Romaguère et al., 2003). In accordance with these observations, the vibratory proprioceptive assistance protocol led to significant improvements in shoulder ranges of motion, isometric strength, self-rated shoulder function and health (Ribot-Ciscar et al., 2015). The repeated and painless perception of shoulder/elbow movements in patients with sensorimotor dysfunctions could have induced long-lasting plastic changes within these neural networks (Ribot-Ciscar et al., 2015). Considering the available literature, our results are mostly encouraging further research testing the effectiveness of VIB-based treatments in persons with SIS. Their relatively intact processing of VIB-induced afferents, like found with facioscapulohumeral dystrophic populations, could suggest a potential for positive plastic changes within shoulder sensorimotor control networks.

The lower speed/amplitude of illusions obtained on the painful side in our study might be implying a less effective, but still functional processing of muscle spindles afferents. Pain and non-use of affected limbs can have a profound impact on distributed neural networks involved in perceptual, cognitive/emotional and motor functions (Kleim & Jones, 2008; Langer, Hänggi, Müller, Simmen, & Jäncke, 2012; Luchtman & Firsching, 2015; Ngomo et al., 2015). On the other hand, individual data (Figure 2) shows that this lower speed/amplitude was neither systematic nor exclusive to the painful side of participants with SIS. Other sources of variation, such as higher difficulty to fully relax during VIB because of fear of pain, could also explain the lower speed/amplitude perceived. Complete relaxation is an important factor to control for eliciting kinesthetic illusions (L.-D. Beaulieu et al., 2020; Ribot-Ciscar et al., 2015). To minimize this risk, care was taken before each VIB trial to ensure the subject's relaxation (gently moving the arm, asking the participant to relax, etc.), following recommendations from the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (L.-D. Beaulieu et al., 2020). Future studies might consider using biofeedback methods (e.g. electromyography) to verify the level of relaxation before applying VIB in populations at higher risks of presenting kinesiphobic and protective attitudes.

4.2 Corticospinal excitability in shoulder disorders

A recent study (Chung et al., 2022) tested corticospinal excitability of the affected upper trapezius, lower trapezius and serratus anterior muscles in 14 persons with SIS. All TMS procedures were realized in an active muscle state, i.e. participants had to maintain steady a 90° scapular plan elevation. Compared to a resting state, an active contraction of the target muscle is known to reduce the threshold for eliciting MEPs, through a higher state of excitability from the involved pool of interneurons and motoneurons located at the M1 and spinal levels (Rossini et al., 2015). The authors stated in their methods that the active state was chosen because they found it difficult to elicit MEPs when the targeted muscles were at rest. From a methodological standpoint, our results give weight to this observation, since TMS measures were challenged by high motor thresholds and sometimes intolerable stimuli intensities. Furthermore, Lin and coworkers tested infraspinatus and deltoid muscles on 17

healthy participants and found that changing the arm position from 0 to 90° of elevation increased the maximal MEP value for the infraspinatus, but not the deltoid, highlighting the importance of considering the arm position when testing cortico-motor functions of shoulder muscles with TMS (Lin et al., 2015). However, from a patient-centered point of view, at least based on our recruited sample of persons with SIS, maintaining a 90° shoulder elevation would have affected their capacity and motivation to complete TMS testing. Fatigue and pain build-up can directly affect TMS outcome measures (Farina et al., 2001; Rittig-Rasmussen et al., 2014; Taylor & Gandevia, 2001). Even if the participant's arm was resting for the most part of the two experimental sessions, and that session's duration was kept below 1.5 hours, persons with SIS often asked for small breaks whenever they began feeling uncomfortable. Two participants having high QuickDASH scores (i.e. higher disability) demonstrated fear of pain behaviors during vibration and TMS, for instance by frequently asking for reassurance that these techniques are safe and painless. According to Chung et al.'s (2022), none of their participants with SIS complained of pain during their 3-4 hours experiment. Differences in our respective protocols and, more importantly, characteristics of participants could explain this discrepancy. Nevertheless, our results raise awareness on challenges inherent to using TMS in populations affected by musculoskeletal pain and disabilities.

Despite our missing TMS data in some participants, we were still able to compare motor thresholds and success rate to elicit MEPs. No significant difference for inter and intra-group comparisons was found. As shown in table 3, thresholds near or above 60% were quite frequent but not restricted to SIS participants. Conversely, Chung and colleagues (2022) reported a decreased corticospinal excitability (higher motor thresholds) of lower trapezius and serratus anterior, higher cortico-cortical and spinal inhibitory mechanisms (longer silent period) for the lower trapezius and cortical reorganization of M1 motor maps (posterior shift of the centre of gravity) in the upper trapezius and serratus anterior. Berth et al. tested the deltoid muscle on 10 participants with chronic rotator cuff tears and 13 healthy controls and found a higher corticospinal excitability for the rotator cuff tears group when the tested arm remained at rest, but conversely, a lower excitability was observed when they had to maintain a 5-10% maximal isometric contraction (Berth et al., 2009). Ngomo and colleagues found higher motor thresholds (lower excitability) for the infraspinatus (active state of about 5% of

maximal isometric contraction) in a group of 39 persons with rotator cuff tendinopathy when comparing with the unaffected side, and this finding was correlated with the duration of symptoms, but not their intensity (Ngomo et al., 2015). In 2007, Alexander compared corticospinal excitability of the upper and lower trapezius between 11 persons with non-traumatic shoulder-instability and 8 healthy controls. They found similar corticospinal excitability between groups for the upper trapezius but lower excitability for the lower trapezius muscle (C. M. Alexander, 2007). Overall, the available evidence is mostly pointing toward an altered corticospinal function in the presence of shoulder impairments, even though comparisons between studies are hindered by high heterogeneity of methods and populations. A lower corticospinal function of key muscles involved in shoulder control could be linked to pain-induced maladaptive plasticity, fear-avoidance mechanisms and limb non-use, as discussed above for interpreting VIB-related outcomes. The pairing of VIB and TMS technologies thus appear complementary for a specific investigation of mechanisms underlying sensory (VIB) and motor (TMS) impairments.

4.3 Limitations

Results from this research is limited because of the small sample sizes and loss of TMS data. Still, observations from our study encourage to study further VIB and TMS-related mechanisms of sensorimotor control, and possibly after-effects of therapeutic protocols, with higher statistical power. Our results also call for further research identifying the best VIB and TMS measurement methods adapted to the needs and challenges of populations suffering from musculoskeletal pain and disabilities. Discomfort and fatigue should be closely monitored during the experiment, for example using visual analog scales or the Borg questionnaire of perceived exertion (G. Borg, 1998). Also, stimulating M1 representations of trunk or proximal muscles like the upper trapezius could be facilitated by using different coil sizes and shape, like the double cone coil used for reaching the deeper representation of leg muscles (Davies, 2020). Interestingly, physiatrist' (MBR) reports based on ultrasound imagery identified subacromial structural damage in 16% of SIS and 12% of healthy participants. Asymptomatic damage to subacromial structures could have affected comparisons between SIS and 'healthy'

controls. Or, alternatively, our controls simply present normal age- & use-related lesions that form without any shoulder pain or dysfunction (Schwartzberg et al., 2016; Sher et al., 1995). This agrees with previous reports having questioned the mechanical impingement and resulting subacromial lesions as the primary mechanism leading to SIS (Dhillon, 2019; Dorrestijn et al., 2009; Holmgren et al., 2012; Khan et al., 2019; J. Lewis, 2016; J. S. Lewis, 2009; McFarland et al., 2013; Requejo-Salinas et al., 2022).

Conclusions

Our study provides novel evidence on the integrity of proprioceptive and corticospinal functions in persons living with shoulder impingement syndrome. Compared to healthy counterparts, they showed a similar capacity to perceive clear kinesthetic illusions on their affected shoulder, which were in the expected direction of shoulder abduction. They were however of lower speed/amplitude when comparing sides in the SIS group. Collecting TMS data was challenged by the high intensities required and related discomfort that was often exacerbated by the fear of pain in persons with SIS. Results failed to detect difference of corticospinal excitability between groups and sides and encourage future work to determine the best methodological procedures for increasing the relevance and success-rate of TMS when testing populations suffering from musculoskeletal pain and disabilities. Nevertheless, neurostimulation tools like VIB and TMS show promise to better understand mechanisms underlying sensorimotor dysfunctions in those populations, and even propose novel therapeutic methods that could specifically target these mechanisms.

Acknowledgements

The authors would like to thank all the participants who took part in our study. This work was supported by the Quebec Pain Research Network [Stimulus grant 2020-21]. LDB research program is supported by the *Fonds de Recherche du Québec – Santé* (Research Scholar Junior 1; #297854, <https://frq.gouv.qc.ca>).

Conflict of Interest Statement

None of the authors have potential conflicts of interest to be disclosed.

References

- Ager, A. L., Borms, D., Bernaert, M., Brusselle, V., Claessens, M., Roy, J. S., & Cools, A. (2020a). Can a Conservative Rehabilitation Strategy Improve Shoulder Proprioception? A Systematic Review. *J Sport Rehabil*, 1-16. doi:10.1123/jsr.2019-0400
- Ager, A. L., Borms, D., Deschepper, L., Dhooghe, R., Dijkhuis, J., Roy, J. S., & Cools, A. (2020b). Proprioception: How is it affected by shoulder pain? A systematic review. *J Hand Ther*, 33(4), 507-516. doi:10.1016/j.jht.2019.06.002
- Alexander, C. M. (2007). Altered control of the trapezius muscle in subjects with non-traumatic shoulder instability. *Clin Neurophysiol*, 118(12), 2664-2671. doi:10.1016/j.clinph.2007.09.057
- Anderson, V. B., & Wee, E. (2011). Impaired joint proprioception at higher shoulder elevations in chronic rotator cuff pathology. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(7), 1146-1151.
- Awiszus, F. (2003). TMS and threshold hunting. In *Supplements to Clinical neurophysiology* (Vol. 56, pp. 13-23): Elsevier.
- Beaulieu, L.-D., Schneider, C., Massé-Alarie, H., & Ribot-Ciscar, E. (2020). A new method to elicit and measure movement illusions in stroke by means of muscle tendon vibration: the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP). *Somatosensory & motor research*, 37(1), 28-36. doi:10.1080/08990220.2020.1713739
- Beaulieu, L.-D., Schneider, C., & Ribot-Ciscar, E. (2016). *Interventions non invasives en phase chronique post-AVC : rôle des afférences proprioceptives sur la plasticité cérébrale et le contrôle sensorimoteur*. Université Laval, Québec. Retrieved from <http://hdl.handle.net/20.500.11794/27412> WorldCat.org database.
- Berth, A., Pap, G., Neuman, W., & Awiszus, F. (2009). Central neuromuscular dysfunction of the deltoid muscle in patients with chronic rotator cuff tears. *J Orthop Traumatol*, 10(3), 135-141. doi:10.1007/s10195-009-0061-7
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*: Human kinetics.
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P. (1999). Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Experimental brain research*, 124(3), 342-350.
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P., & Roll, J.-P. (2000a). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain research*, 881(2), 128-138.
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P., & Roll, J. P. (2000b). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain research*, 881(2), 128-138.

- Chen, R., Cros, D., Curra, A., Di Lazzaro, V., Lefaucheur, J. P., Magistris, M. R., . . . Ziemann, U. (2008). The clinical diagnostic utility of transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin Neurophysiol*, *119*(3), 504-532. doi:S1388-2457(07)00618-9 [pii] 10.1016/j.clinph.2007.10.014
- Chung, Y. C., Chen, C. Y., Chang, C. M., Lin, Y. L., Liao, K. K., Lin, H. C., . . . Shih, Y. F. (2022). Altered corticospinal excitability of scapular muscles in individuals with shoulder impingement syndrome. *PLoS One*, *17*(5), e0268533. doi:10.1371/journal.pone.0268533
- Conrad, M. O., Scheidt, R. A., & Schmit, B. D. (2011). Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke. *Journal of Neurophysiology*, *106*(3), 1480-1488. doi:10.1152/jn.00404.2010
- Davies, J. L. (2020). Using transcranial magnetic stimulation to map the cortical representation of lower-limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*, *5*, 87-99.
- de Oliveira, F. C. L., Bouyer, L. J., Ager, A. L., & Roy, J. S. (2017). Electromyographic analysis of rotator cuff muscles in patients with rotator cuff tendinopathy: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, *35*, 100-114. doi:10.1016/j.jelekin.2017.06.002
- Dhillon, K. (2019). Subacromial impingement syndrome of the shoulder: a musculoskeletal disorder or a medical myth? *Malaysian orthopaedic journal*, *13*(3), 1.
- Dorrestijn, O., Stevens, M., Winters, J. C., van der Meer, K., & Diercks, R. L. (2009). Conservative or surgical treatment for subacromial impingement syndrome? A systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*, *18*(4), 652-660.
- Dubé, M.-O., Desmeules, F., Lewis, J., & Roy, J.-S. (2020). Rotator cuff-related shoulder pain: does the type of exercise influence the outcomes? Protocol of a randomised controlled trial. *BMJ open*, *10*(11), e039976. doi:10.1136/bmjopen-2020-039976
- Durand, M. J., Vachon, B., Hong, Q. N., & Loisel, P. (2005). The cross-cultural adaptation of the DASH questionnaire in Canadian French. *J Hand Ther*, *18*(1), 34-39. doi:10.1197/j.jht.2004.10.010
- Farina, S., Valeriani, M., Rosso, T., Aglioti, S., Tamburin, S., Fiaschi, A., & Tinazzi, M. (2001). Transient inhibition of the human motor cortex by capsaicin-induced pain. A study with transcranial magnetic stimulation. *Neuroscience letters*, *314*(1-2), 97-101.
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Dumas, M., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Brain activity during ankle proprioceptive stimulation predicts balance performance in young and older adults. *Journal of Neuroscience*, *31*(45), 16344-16352.
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Van Hecke, W., Sunaert, S., . . . Swinnen, S. P. (2012). The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: an important sensory role for right putamen. *Human brain mapping*, *33*(4), 895-908.
- 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.
- Herwig, U., Satrapi, P., & Schönfeldt-Lecuona, C. (2003). Using the international 10-20 EEG system for positioning of transcranial magnetic stimulation. *Brain topography*, *16*(2), 95-99.
- Holmgren, T., Hallgren, H. B., Öberg, B., Adolfsson, L., & Johansson, K. (2012). Effect of specific exercise strategy on need for surgery in patients with subacromial impingement syndrome: randomised controlled study. *Bmj*, *344*.
- Khan, M., Alolabi, B., Horner, N., Bedi, A., Ayeni, O. R., & Bhandari, M. (2019). Surgery for shoulder impingement: a systematic review and meta-analysis of controlled clinical trials. *Canadian Medical Association Open Access Journal*, *7*(1), E149-E158.
- Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation after Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *51*, S225-S239.
- Klem, G. H. (1999). The ten-twenty electrode system of the international federation. the international federation of clinical neurophysiology. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.*, *52*, 3-6.
- Langer, N., Hänggi, J., Müller, N. A., Simmen, H. P., & Jäncke, L. (2012). Effects of limb immobilization on brain plasticity. *Neurology*, *78*(3), 182-188. doi:10.1212/WNL.0b013e31823fcd9c

- Le Franc, S., Bonan, I., Fleury, M., Butet, S., Barillot, C., Lécuyer, A., & Cogné, M. (2021). Visual feedback improves movement illusions induced by tendon vibration after chronic stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18(1), 1-9.
- Lewis, J. (2016). Rotator cuff related shoulder pain: Assessment, management and uncertainties. *Man Ther*, 23, 57-68. doi:<https://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.009>
- Lewis, J. S. (2009). Rotator cuff tendinopathy/subacromial impingement syndrome: is it time for a new method of assessment? *Br J Sports Med*, 43(4), 259-264. doi:10.1136/bjism.2008.052183
- Lewis, J. S., Wright, C., & Green, A. (2005). Subacromial impingement syndrome: the effect of changing posture on shoulder range of movement. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35(2), 72-87. doi:10.2519/jospt.2005.35.2.72
- Lin, Y. L., Christie, A., & Karduna, A. (2015). Excitability of the infraspinatus, but not the middle deltoid, is affected by shoulder elevation angle. *Exp Brain Res*, 233(6), 1837-1843. doi:10.1007/s00221-015-4255-3
- Lopes, A. D., Timmons, M. K., Grover, M., Ciconelli, R. M., & Michener, L. A. (2015). Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 96(2), 298-306. doi:10.1016/j.apmr.2014.09.029
- Luchtmann, M., & Firsching, R. (2015). Central plasticity resulting from chronic low back pain in degenerative disorders of the spine. *Neural Regeneration Research*, 10(8), 1234.
- McFarland, E. G., Maffulli, N., Del Buono, A., Murrell, G. A., Garzon-Muvdi, J., & Petersen, S. A. (2013). Impingement is not impingement: the case for calling it "Rotator Cuff Disease". *Muscles, ligaments and tendons journal*, 3(3), 196.
- Michener, L. A., Walsworth, M. K., Doukas, W. C., & Murphy, K. P. (2009). Reliability and diagnostic accuracy of 5 physical examination tests and combination of tests for subacromial impingement. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(11), 1898-1903. doi:10.1016/j.apmr.2009.05.015
- Miller, R., Doyle, S., & Arotca, A. (2016). Reliability of a US version of the Nottingham sensory assessment. *The American Journal of Occupational Therapy*, 70(4_Supplement_1), 7011500015p7011500011-7011500015p7011500011.
- Naito, E., Morita, T., & Amemiya, K. (2016). Body representations in the human brain revealed by kinesthetic illusions and their essential contributions to motor control and corporeal awareness. *Neuroscience Research*, 104, 16-30.
- Naito, E., Nakashima, T., Kito, T., Aramaki, Y., Okada, T., & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European Journal of Neuroscience*, 25(11), 3476-3487.
- Ngomo, S., Mercier, C., Bouyer, L. J., Savoie, A., & Roy, J. S. (2015). Alterations in central motor representation increase over time in individuals with rotator cuff tendinopathy. *Clin Neurophysiol*, 126(2), 365-371. doi:10.1016/j.clinph.2014.05.035
- O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J., & Fulk, G. (2019). *Physical rehabilitation*: FA Davis.
- Requejo-Salinas, N., Lewis, J., Michener, L. A., La Touche, R., Fernández-Matías, R., Tercero-Lucas, J., . . . Roy, J.-S. (2022). International physical therapists consensus on clinical descriptors for diagnosing rotator cuff related shoulder pain: A Delphi study. *Brazilian journal of physical therapy*, 26(2), 100395.
- Ribot-Ciscar, E., Milhe-De Bovis, V., Aimonetti, J.-M., Lapeyssonnie, B., Campana-Salort, E., Pouget, J., & Attarian, S. (2015). Functional impact of vibratory proprioceptive assistance in patients with facioscapulohumeral muscular dystrophy. *Muscle & Nerve*, 52(5), 780-787. doi:10.1002/mus.24605
- Ribot-Ciscar, E., Tréfour, S., Aimonetti, J.-M., Attarian, S., Pouget, J., & Roll, J.-P. (2004). Is muscle spindle proprioceptive function spared in muscular dystrophies? A muscle tendon vibration study. *Muscle & Nerve*, 29(6), 861-866. doi:10.1002/mus.20044
- Rittig-Rasmussen, B., Kasch, H., Fuglsang-Frederiksen, A., Svensson, P., & Jensen, T. S. (2014). The role of neuroplasticity in experimental neck pain: a study of potential mechanisms impeding clinical outcomes of training. *Man Ther*, 19(4), 288-293.
- Roll, J., & Vedel, J. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental brain research*, 47(2), 177-190.

- Roll, J., Vedel, J., & Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental brain research*, 76(1), 213-222.
- Roll, J. P., Albert, F., Thyron, C., Ribot-Ciscar, E., Bergenheim, M., & Mattei, B. (2009). Inducing any virtual two-dimensional movement in humans by applying muscle tendon vibration. *J Neurophysiol*, 101(2), 816-823. doi:10.1152/jn.91075.2008
- Romaiguère, P., Anton, J.-L., Roth, M., Casini, L., & Roll, J.-P. (2003). Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Cognitive Brain Research*, 16(1), 74-82.
- Rossi, S., Hallett, M., Rossini, P. M., Pascual-Leone, A., & Safety of, T. M. S. C. G. (2009). Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 120(12), 2008-2039. doi:10.1016/j.clinph.2009.08.016
- Rossini, P. M., Barker, A., Berardelli, A., Caramia, M., Caruso, G., Cracco, R., . . . Lücking, C. (1994). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 91(2), 79-92.
- Rossini, P. M., Burke, D., Chen, R., Cohen, L., Daskalakis, Z., Di Iorio, R., . . . George, M. (2015). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an IFCN Committee. *Clinical Neurophysiology*, 126(6), 1071-1107.
- Sakai, K., Ugawa, Y., Terao, Y., Hanajima, R., Furubayashi, T., & Kanazawa, I. (1997). Preferential activation of different I waves by transcranial magnetic stimulation with a figure-of-eight-shaped coil. *Experimental brain research*, 113(1), 24-32.
- Schwartzberg, R., Reuss, B. L., Burkhart, B. G., Butterfield, M., Wu, J. Y., & McLean, K. W. (2016). High prevalence of superior labral tears diagnosed by MRI in middle-aged patients with asymptomatic shoulders. *Orthop J Sports Med*, 4(1), 2325967115623212. Retrieved from https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4710128/pdf/10.1177_2325967115623212.pdf
- Scott, J., & Huskisson, E. (1979). Vertical or horizontal visual analogue scales. *Ann Rheum Dis*, 38(6), 560.
- Sher, J. S., Uribe, J. W., Posada, A., Murphy, B. J., & Zlatkin, M. B. (1995). Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am*, 77(1), 10-15.
- Struyf, F., Nijs, J., De Graeve, J., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning in overhead athletes with and without shoulder pain: a case-control study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), 809-818. doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01115.x
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2001). Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. *Muscle Nerve*, 24(1), 18-29.
- Thyron, C., & Roll, J.-P. (2010). Predicting any arm movement feedback to induce three-dimensional illusory movements in humans. *Journal of neurophysiology*, 104(2), 949-959.
- Umer, M., Qadir, I., & Azam, M. (2012). Subacromial impingement syndrome. *Orthopedic reviews*, 4(2), e18. doi:10.4081/or.2012.e18
- Warner, J. J., Lephart, S., & Fu, F. H. (1996). Role of proprioception in pathoetiology of shoulder instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 330, 35-39.

Table 1. Participants' characteristics (mean \pm SD or median [25th-75th IQR])

	Control group	SIS group	<i>p value*</i>
Sex (male/female)	5/10	8/7	0.277
Age (year)	46 \pm 14	43 \pm 25	0.48
Height (m)	1.69 \pm 0.09	1.70 \pm 0.14	0.544
Weight (kg)	75.40 \pm 8.90	84.44 \pm 14.15	0.089
QuickDash (/100)	2.42 \pm 4.89	35.23 \pm 14.83	0.000
GPAQ (MET minutes/week)	6541.33 \pm 7347.55	5077.33 \pm 5984.60	0.663
Nottingham Sensory Assessment - proprioception subscale (/3)	3 [3-3]	3 [3-3]	1.000

*p value in bold is statistically significant. SD = standard deviation; IQR = interquartile range; SIS = shoulder impingement syndrome; MET = metabolic equivalent.

Table 2. Results of kinesthetic illusions for SIS and control groups (mean ± SD or median [25th-75th IQR])

	Control group			SIS group		
	Dominant shoulder	Non-dominant shoulder	<i>Within-group difference (p value)</i>	Painful shoulder	Non-painful shoulder	<i>Within-group difference (p value)</i>
SKIP direction (/1)	1 [1-1]	1 [0.5-1]	0.564	1 [1-1]	1 [1-1]	1.000
Optimal joint angle (° of abduction)	43.33 ± 18.48	46.00 ± 19.57	0.372	44.67 ± 19.32	46.00 ± 13.91	0.959
SKIP clearness (/3)	3 [2-3]	3 [1.5-3]	0.593	2 [2-3]	3 [3-3]	0.098
Speed/amplitude (%)	37.73 ± 24.38	38.54 ± 23.61	0.917	25.28 ± 20.47	36.85 ± 22.56	0.035

*p value in bold for within-group comparisons is statistically significant. No significant difference was found for between-group comparisons. SD = standard deviation; IQR = interquartile range; SIS = subacromial impingement syndrome; SKIP = Standardized Kinesthetic Illusion Procedure.

Table 3: TMS results of corticospinal excitability for SIS and control groups (mean \pm SD or ratio)

	Control group			SIS group		
	Dominant shoulder	Non-dominant shoulder	<i>Within-group difference (p value)</i>	Painful shoulder	Non-painful shoulder	<i>Within-group difference (p value)</i>
rMT (% MSO)	60.45 \pm 12.01	56.67 \pm 12.01	0.374	61.84 \pm 13.06	65.64 \pm 10.25	0.262
MEP amplitude (μV)	621.96 \pm 563.91	483.44 \pm 574.49	NT	434.67 \pm 217.27	779.21 \pm 617.11	NT
MEP latency (s)	0.01 \pm 0.00	0.01 \pm 0.00	NT	0.01 \pm 0.00	0.01 \pm 0.00	NT
Presence / absence of MEP	11/4	12/3	0.666	8/7	12/3	0.121

N.B. No statistically significant differences for within-group and between-group comparisons; TMS = transcranial magnetic stimulation; SD = standard deviation; SIS = subacromial impingement syndrome; SD = standard deviation; rMT = resting motor threshold; MSO = maximal stimulator output; NT = statistical comparisons were not tested because of lacking data; MEP = motor evoked potential.

A



B



Figure 1. Participant's positioning for vibration-induced kinesthetic illusions (A) and transcranial magnetic stimulation (B).

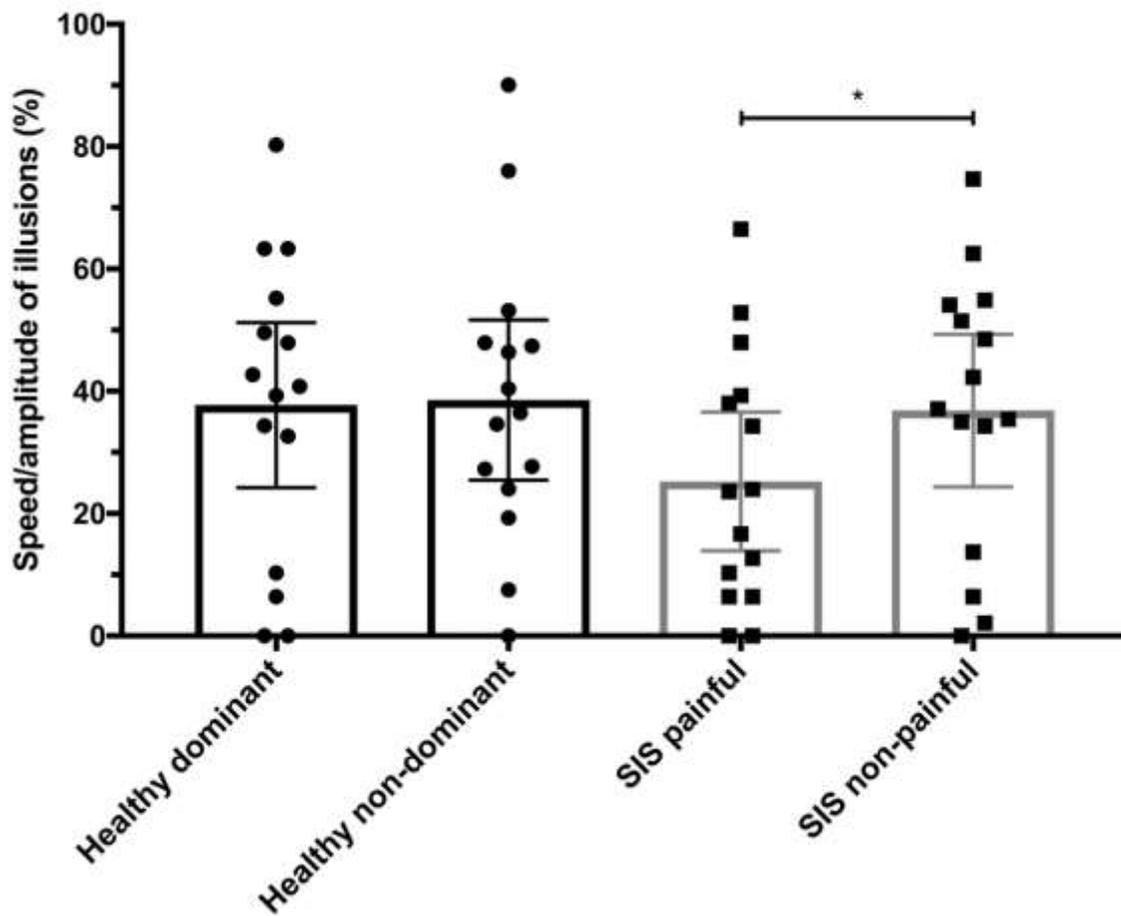


Figure 2. Individual and group (mean \pm 95% confidence intervals) results for the perceived speed/amplitude of illusions rated on a visual analogue scale. SIS: shoulder impingement syndrome; * denotes a statistical ($p < 0.05$) difference.

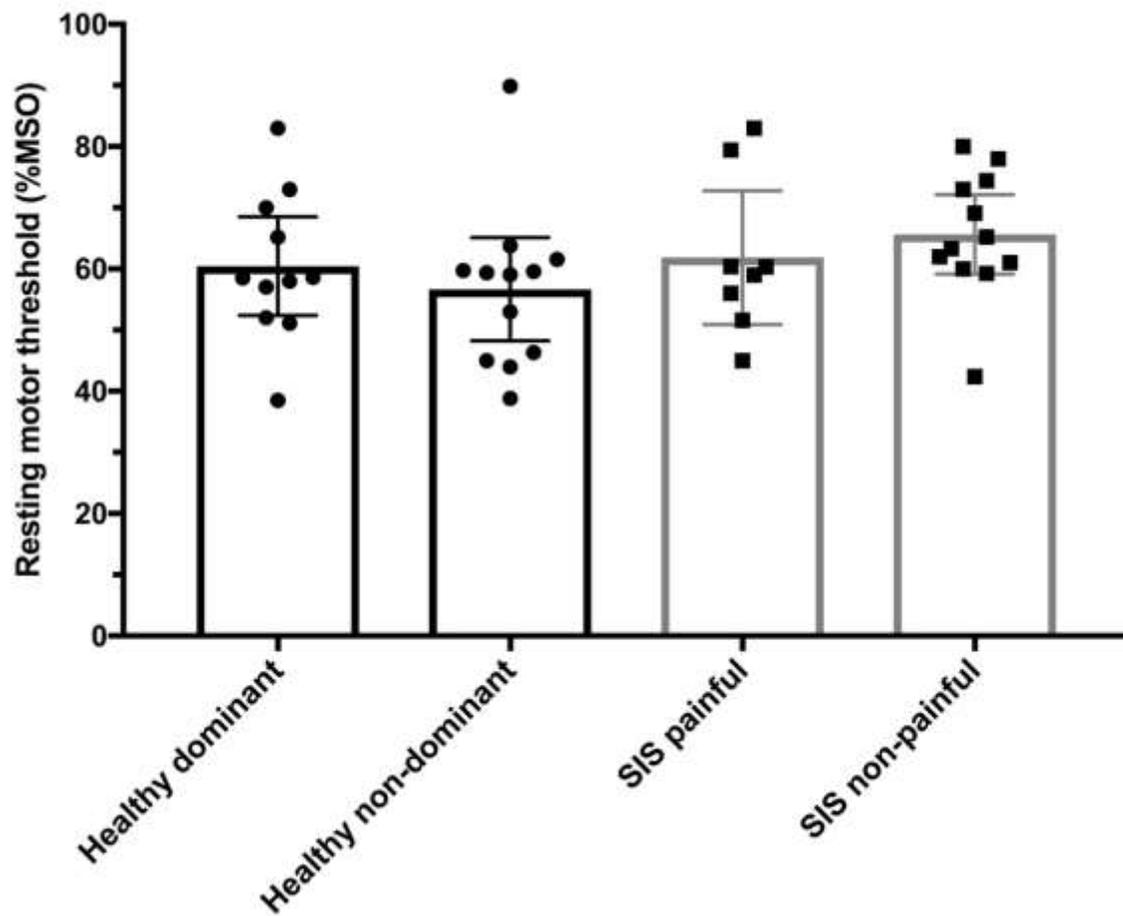


Figure 3. Individual and group (mean \pm 95% confidence intervals) results for resting motor thresholds. MSO = maximal stimulator output; SIS: shoulder impingement syndrome.

Chapitre 4 : Discussion

L'objectif de ce projet de maîtrise était de comparer l'intégrité des fonctions sensorimotrices testées par vibration tendineuse et stimulation magnétique transcrânienne intra-groupe (i.e. l'épaule saine versus l'épaule douloureuse et l'épaule dominante versus non-dominante) et inter-groupe (i.e. contrôles en santé versus personnes avec diagnostic de syndrome d'abutement). Les résultats confirment partiellement l'hypothèse proposée initialement. En effet, une diminution significative de la vitesse/amplitude de l'illusion du mouvement perçue du côté de l'épaule douloureuse vs non-douloureuse a été obtenue ($p = 0.035$). Cependant, aucune différence de vitesse/amplitude n'a été trouvée lors des comparaisons avec le groupe contrôle et les illusions perçues étaient similaires entre les côtés et les groupes concernant la clarté et la direction. Concernant les données obtenues de la stimulation magnétique transcrânienne pour analyser l'excitabilité corticospinale, aucune différence significative n'a été trouvée, tant inter qu'intra groupe. En effet, la difficulté de tester le trapèze supérieur au repos a amené une perte de données chez plusieurs participants, en particulier ceux dans le groupe avec syndrome d'abutement, puisque les seuils moteurs au repos étaient très hauts et causaient parfois de l'inconfort. L'interprétation neurophysiologique et les implications cliniques de ces résultats sont discutées ci-bas en plus des perspectives futures et des forces et limitations de ce projet de recherche.

4.1 Impact de la douleur sur les illusions de mouvement

Tel que décrit précédemment dans le mémoire, la vibration tendineuse permet l'activation des récepteurs sensoriels localisés au niveau des fibres neuromusculaires. Ceci envoie un signal erroné au cerveau indiquant un mouvement cohérent avec l'étirement des tendons ciblés par l'appareil de vibration. Cette illusion peut être quantifiée par sa direction, sa clarté ainsi que sa vitesse/amplitude du mouvement perçue offrant une évaluation de l'intégrité du traitement des afférentes proprioceptives par le système nerveux central. Cette technologie simple et non douloureuse a déjà été utilisée dans diverses pathologies comme chez les personnes avec des atteintes suite à un accident vasculaire cérébral (Le Franc et al., 2021) ou auprès d'une population parkinsonienne (Vaugoyeau, Hakam, & Azulay, 2011). Le Franc et al. ont couplé la vibration tendineuse au poignet avec la réalité virtuelle et comparé l'intensité de l'illusion perçue. Ils ont envoyé soit des images de mouvement souhaité, soit des images de la position statique du poignet ou aucune image virtuelle. Les résultats ont démontré une augmentation de l'illusion lorsque la réalité virtuelle envoyait une image représentative du mouvement souhaité proposant l'utilisation du retour visuel pour stimuler la proprioception chez cette clientèle (Le Franc et al., 2021). L'étude de Vaugoyeau et collègues a testé la vibration tendineuse au niveau des tendons d'Achilles entre un groupe atteint de la maladie de Parkinson et un groupe contrôle. Ils ont noté une réaction d'équilibre induite par la vibration similaire entre les deux groupes au début de la stimulation. Toutefois, dans le

groupe de participants avec la maladie de Parkinson, la fin de la perturbation liée à la vibration créait un déséquilibre plus important donc une augmentation drastique des risques de chute chez cette population (Vaugoyeau et al., 2011).

Plus spécifiquement pour les troubles à l'épaule, deux études de Ribot-Ciscar et al ont testé la vibration tendineuse sur des participants avec différents types de dystrophies musculaires, en particulier celle touchant une problématique à l'épaule, la dystrophie fascioscapulohumérale. Celle de 2004 a testé la vibration tendineuse (80 Hz, 0.5 mm, pendant 15 secondes) sur 12 muscles à différents niveaux sur le corps incluant les épaules, le cou, les poignets, les hanches et les chevilles. Ils ont recruté 10 participants sains et 20 participants souffrant de dystrophinopathie, dystrophie myotonique, dystrophie fascioscapulohumérale et dystrophie des ceintures (*limb girdle dystrophie*) (Ribot-Ciscar et al., 2004)). Mis à part les illusions induites par la vibration, ils ont aussi testé les déficits proprioceptifs à l'aide de deux méthodes supplémentaires. Dans la première, le participant devait reproduire le plus fidèlement possible sur une manette connectée à potentiomètre l'angle et la vitesse d'un mouvement réalisé précédemment par l'évaluateur sur leur membre. La seconde mesure permettait d'évaluer la réponse posturale induite par la vibration des muscles des chevilles et du cou en position debout, yeux fermés. L'ensemble des résultats ne démontraient aucune différence significative pour les tests de proprioception entre les groupes, sauf une diminution (mais non-significative) de la vitesse de perception d'illusion de mouvement dans certains groupes dont ceux avec la dystrophie fascioscapulohumérale. Cette observation correspondrait aux données observées auprès du groupe avec un syndrome d'abutement qui ont une perception de vitesse/amplitude de l'illusion de mouvement du côté de l'épaule avec douleur plus lente ($p = 0.035$). Toutefois, cette affirmation demeure difficile à comparer, considérant les différences au niveau des symptômes et de l'étiologie entre nos populations respectives. La dystrophie fascioscapulohumérale est une condition génétique rare amenant des dégénérescences au niveau de la force et de l'atrophie des muscles situés au niveau du visage, de la scapula et de l'épaule (Parsons, McMurtrie, Cooke, Balain, & Jaffray, 2009). Au contraire, ces éléments de force et de masse musculaire ne sont pas des enjeux avec le syndrome d'abutement, mais plutôt la douleur associée à certains mouvements d'élévation (Dhillon, 2019). De plus, l'approche de vibration pour réaliser des illusions de mouvements diffère entre la nôtre et celle de Ribot-Ciscar et collègues 2004 par une différence au niveau de l'amplitude des vibrations et des tendons vibrés. Notre approche a utilisé une amplitude de 1mm comparativement à 0,5mm pour Ribot-Ciscar et al. Les études comparant les différences en lien avec l'amplitude de vibration sont limitées, mais une plus grande amplitude permet probablement d'activer un rayon plus large de fibres Ia et II, et donc d'envoyer un signal sensoriel différent (Schofield et al., 2015). Par ailleurs, Ribot-Ciscar et al combinaient différentes illusions de mouvements par la vibration de plusieurs tendons sur le corps (sauf à l'épaule), contrairement à notre étude qui était spécifique à l'induction d'illusions d'abduction.

La 2^e étude de Ribot-Ciscar, celle de 2015, a testé la vibration sur le triceps brachial, le biceps brachial ainsi que le grand pectoral dans le but de reproduire des illusions de flexion et extension au coude et l'abduction à l'épaule. Ils ont recruté 8 participants avec une dystrophie facioscapulo-humérale qui devaient réaliser 8 séances de traitement par vibration d'une durée de 40 à 60 minutes étalées sur un mois (Ribot-Ciscar et al., 2015). Le protocole de cette vibration thérapeutique incluait 6 blocs de vibration soit sur un des trois muscles ou en combinaison créant des illusions de mouvement uni- et multiplanaires. Les résultats ont démontré, tout comme notre recherche, que les participants avec troubles à l'épaule percevaient une illusion claire et dans la direction attendue (J.P. Roll & Vedel, 1982). De plus, certains participants ont affirmé que l'illusion de mouvement allait plus loin que leur capacité réelle et cet effet apportait des sensations plaisantes déclenchant parfois des sourires spontanés. Nous avons remarqué la même chose auprès de certains de nos participants, tant chez les contrôles que les personnes avec douleur. Ceci indique à notre avis que l'élément de plaisir à l'expérience d'illusion n'est pas spécifique aux groupes ayant des atteintes sensorimotrices ou de la douleur. Autre élément intéressant, les évaluateurs dans l'étude de Ribot-Ciscar et al. (2015) ont aussi noté qu'il y avait régulièrement des réponses vibratoires antagonistes durant l'illusion, c'est-à-dire des contractions involontaires des muscles antagonistes à ceux vibrés. Ce type de réponses motrices pourrait démontrer que la perception du mouvement induit par la vibration facilite l'activation de circuits de contrôle sensorimoteurs cohérents avec le mouvement ressenti (Calvin-Figuère et al., 1999; Sarah Calvin-Figuère et al., 2000). Des études en imagerie cérébrale ont démontré que les illusions de mouvement activent des réseaux fronto-pariétaux et cérébelleux qui sont impliqués dans le contrôle des mouvements volontaires (Naito et al., 2007; Romaguère et al., 2003). Ceci concorde avec les observations de Ribot-Ciscar et al. démontrant une amélioration significative de l'amplitude de mouvement, de la force isométrique, de l'état fonctionnel de l'épaule et la santé en général suite au protocole de vibration thérapeutique (2015). Ces résultats pourraient signifier la présence de plasticité au niveau de ces circuits neuronaux. Cette technologie de neurostimulation périphérique pourrait permettre des avancées cliniques pertinentes pour améliorer le contrôle moteur et la proprioception chez les personnes avec syndrome d'abatement. Notre étude démontre, tout comme celles de Ribot-Ciscar et al. l'ont montré pour les populations avec dystrophies, que les personnes avec syndrome d'abatement conservent la capacité à ressentir des illusions, permettant de penser qu'un traitement par vibration pourrait potentiellement apporter des gains.

D'un autre côté, nos résultats démontrant une diminution de la perception de la vitesse/amplitude de mouvement du côté de l'épaule douloureuse pourraient signifier une perte d'intégrité/efficacité dans la gestion des informations proprioceptives. La douleur peut avoir un impact au niveau de la gestion des fonctions cognitives/émotionnelles, moteurs et la perception du mouvement (Luchtman & Firsching, 2015; Ngomo et al., 2015). La douleur chronique et la perte de fonction peuvent aussi amener des conséquences secondaires, entre autres la peur du mouvement et la sous-utilisation des membres atteints, pouvant ultimement exacerber l'état

via une plasticité négative dans les circuits neuronaux sous-utilisés (Kleim & Jones, 2008; Langer et al., 2012). D'autres sources potentielles peuvent aussi faire varier les résultats dont la capacité du participant à être au repos complet lors de la vibration tendineuse, élément important dans la réalisation de l'illusion du mouvement (L. D. Beaulieu et al., 2020; Ribot-Ciscar et al., 2015). Lors de cette recherche, l'évaluatrice a pris les dispositions nécessaires pour s'assurer, entre chaque vibration tendineuse, que le participant était au repos complet par des retours verbaux ou par de petits gestes doux suivant le protocole SKIP (*Standardized Kinesthetic Illusion Procedure* (L.-D. Beaulieu et al., 2020)). Les études futures pourraient s'assurer d'une procédure plus étoffée afin d'évaluer la capacité réelle du muscle à être au repos, par exemple par électromyographie avec rétroaction en temps réel. Autre point méthodologique, l'utilisation d'une échelle visuelle analogique pourrait améliorer la précision des mesures subjectives pour la clarté et la direction de l'illusion du mouvement. Dans le protocole SKIP, l'utilisation d'une échelle ordinale simple avait été choisie afin d'évaluer rapidement la clarté et la direction, ce qui facilite l'évaluation avec une population présentant des déficits proprioceptifs/attentionnels, par exemple ceux ayant subi un accident vasculaire-cérébrale (L. D. Beaulieu et al., 2020). Toutefois, cela n'est potentiellement pas assez spécifique chez une population où les atteintes peuvent être plus subtiles comme le syndrome d'abutement.

4.2 Excitabilité corticospinale chez les personnes avec troubles à l'épaule

La recherche autour de la stimulation magnétique transcrânienne permet d'évaluer l'intégrité des fonctions sensorimotrices avec diverses clientèles. Certaines études ont étudié différentes problématiques neuromusculosquelettiques entre autres la récente étude de Chung et al testant, en activité (i.e. épaule à 90° d'élévation latérale), le trapèze supérieur, le trapèze inférieur ainsi que le dentelé antérieur chez un groupe contrôle et un groupe avec syndrome d'abutement. Les résultats ont démontré certaines différences au niveau corticospinal dont un seuil moteur en activité plus haut pour le trapèze inférieur et le dentelé antérieur et une période de silence plus longue au niveau du trapèze inférieur. Ces résultats suggèrent une excitabilité corticospinale plus faible (seuil moteur) et une inhibition intracorticale/spinale (période de silence) plus élevée en présence d'un syndrome d'abutement (Chung et al., 2022). Contrairement à notre étude, les auteurs ont mentionné que le choix de réaliser leur protocole en activité était lié à la difficulté d'obtenir des potentiels moteurs évoqués au repos avec ces muscles cibles. Nos résultats sont en accord avec cette affirmation, vu la perte de données avec la stimulation magnétique transcrânienne et les seuils moteurs élevés obtenus. Tester les muscles en activité, comparativement au repos, est connu pour réduire le seuil moteur, via une augmentation du potentiel membranaire des interneurons et des motoneurons faisant partie de la voie corticospinale (Rossini et al., 2015). Lin et collègues ont eux-aussi testé l'infra-épineux et le deltoïde, en activité, en recrutant 17 participants sains afin d'évaluer, avec la stimulation magnétique transcrânienne, l'impact du changement

d'angle du membre supérieur au niveau de l'activité corticospinale. Les résultats ont démontré des différences entre la position 0 et 90° avec, entre-autres, une augmentation de l'amplitude des potentiels moteurs évoqués au niveau de l'infra-épineux, mais aucun changement pour le deltoïde. Ces résultats soulignent l'importance de prendre en compte la position du membre supérieur lors de l'analyse des fonctions cortico-motrices avec la stimulation magnétique transcrânienne (Lin et al., 2015). D'un point de vue méthodologique, les données de la littérature et les nôtres pourraient encourager la réalisation de la stimulation magnétique transcrânienne en activité, c'est-à-dire avec la contraction musculaire du ou des muscles cibles. En revanche, il existe des désavantages à réaliser un protocole en activité auprès des personnes avec un syndrome d'abatement.

En effet, d'un point de vue clinique, avec une population comme celle avec un syndrome d'abatement, réaliser une étude de stimulation magnétique transcrânienne en demandant de maintenir activement la position de 90° d'élévation à l'épaule apporte un risque de douleur, de fatigue et pourrait même exacerber la condition clinique du participant. De plus, la fatigue et la douleur affectent la validité et la fiabilité des mesures avec stimulation magnétique transcrânienne (Farina et al., 2001; Rittig-Rasmussen et al., 2014; Taylor & Gandevia, 2001). Malgré le fait que les participants, dans notre projet de recherche, étaient au repos et que la session complète durait entre 1 heure et 1 heure 30 minutes, les personnes avec un diagnostic de syndrome d'abatement demandaient de petites pauses si un inconfort ou une douleur se faisait sentir. Deux de nos participants, qui avaient un résultat élevé au questionnaire QuickDASH (donc plus grande atteinte fonctionnelle), ont régulièrement demandé du réconfort face à la peur de la douleur pouvant être induite par la vibration tendineuse et la stimulation magnétique transcrânienne. Au contraire, l'étude de Chung et collègues ont rapporté qu'aucun de leur participant n'avait signifié de l'inconfort ou de la douleur malgré une épaule testée en activité à 90° d'élévation et pendant une séance de plus de 3 heures. Ceci nous apparaît surprenant basé sur notre expérience, surtout considérant que nos participants respectifs présentaient des caractéristiques semblables sur le plan de la grandeur, du genre et du niveau de douleur considéré en moyenne comme modérée (5.57 ± 1.34 sur une échelle analogique de 10 points pour leurs participants versus 2.87 ± 0.64 sur une échelle de 5 points pour notre étude). Toutefois, il y a des différences potentielles au niveau de l'âge (23.64 ± 2.37 ans dans leur étude versus 43 ± 25 ans pour notre étude), du poids (63.93 ± 13.62 kg dans la leur versus 84.4 ± 14.2 kg dans la nôtre) ainsi que de l'indice de masse corporelle (21.83 ± 2.52 dans leur étude versus 29.2 ± 4.81 pour nos participants). En sachant qu'un âge plus élevé et la sédentarité sont liés à une diminution de l'excitabilité corticospinale (Houde et al., 2018; Seidler et al., 2010) et que la graisse sub-cutanée affecte l'enregistrement électromyographique (Kuiken, Lowery, & Stoykov, 2003), on peut spéculer que ces éléments peuvent avoir impacté négativement notre capacité à obtenir des données avec la stimulation magnétique transcrânienne.

Mis à part la stimulation magnétique transcrânienne, l'utilisation de techniques de neuroimagerie permettent aussi d'investiguer l'impact de la douleur chronique au niveau cérébral. Des études ont démontré une inhibition de l'activité du cortex moteur primaire lors de l'induction d'une douleur expérimentale ou douleur chronique (Berth et al., 2009; Burns, Chipchase, & Schabrun, 2016; Chung et al., 2022; Massé-Alarie, Schneider, & Gatchel, 2016; Tracey et al., 2000). Ces changements corticaux démontrent l'impact que la douleur chronique peut avoir au niveau de certaines zones du cerveau, d'où l'importance de poursuivre la recherche afin d'explorer plus en profondeur l'inter-influence complexe entre troubles musculosquelettiques, atteintes sensorimotrices et douleur chronique.

Malgré la perte de données chez certains participants, nous avons réussi à comparer les seuils moteurs ainsi que le taux de succès d'obtenir un potentiel moteur évoqué, ne démontrant aucune différence significative inter ou intra-groupe. D'autres études ont ressorti des résultats pointant vers une altération des fonctions corticospinales lors de troubles à l'épaule, comme Chung et al. Berth et collègues ont noté une hyperexcitabilité corticospinale du deltoïde chez des participants avec une déchirure de la coiffe des rotateurs lorsque le membre était testé au repos, mais une hypoexcitabilité lorsque les participants devaient maintenir une contraction maximale isométrique entre 5-10% (Berth et al., 2009). Chez des participants avec une tendinopathie de la coiffe des rotateurs, Ngomo et al ont trouvé des seuils moteurs en activité (5% de la contraction maximale isométrique) de l'infra-épineux plus hauts pour l'épaule atteinte en comparaison à l'épaule saine, concordant avec la durée des symptômes et non l'intensité de la douleur (Ngomo et al., 2015). Alexander a comparé l'excitabilité corticospinale du trapèze inférieur et supérieur en activité (20-30% de la contraction maximale isométrique) entre 11 participants avec une instabilité à l'épaule versus 8 participants sains, démontrant une similarité pour le trapèze supérieur, mais une diminution de l'excitabilité du trapèze inférieur (C. Alexander, 2007). En somme, malgré les variances de population et de méthodologie de ces diverses études, les évidences qui en ressortent pointent vers une altération des fonctions corticospinales en présence d'un problème à l'épaule.

4.2 Perspectives et considérations futures

Tel que décrit précédemment, le choix du meilleur protocole avec la stimulation magnétique transcrânienne chez une population souffrant d'un syndrome d'abatement demeure complexe. Dans le futur, les recherches devront statuer sur une méthode permettant d'obtenir des mesures fiables et sécuritaires avec une population souffrant de douleur musculosquelettique. Par ailleurs, les résultats obtenus avec cette recherche autant en vibration tendineuse qu'avec la stimulation magnétique transcrânienne encouragent à utiliser ces technologies pour évaluer les mécanismes neurologiques qui sous-tendent les troubles sensorimoteurs en présence d'un

syndrome d'abatement. Finalement, une prochaine étape pourrait être de tester les effets d'un traitement par vibration tendineuse chez cette population.

Dans l'optique de poursuivre la recherche au niveau des problématiques à l'épaule, tester les effets de la vibration auprès de personnes souffrant de capsulite rétractile représente une avenue d'étude intéressante. Cette pathologie touche 2% à 3% de la population et peut persister entre 1 à 3 ans au niveau des symptômes de douleur et de la perte d'amplitude de mouvement (Sheridan & Hannafin, 2006). Les approches conventionnelles tournent autour de la thérapie manuelle, des exercices de mobilité ainsi que les infiltrations ou l'arthrodilation (Neviaser & Hannafin, 2010; Shabbir, Arsh, Darain, & Aziz, 2021) permettant d'aller chercher des gains dans l'amplitude de mouvement et parfois la diminution de la douleur. Toutefois, ces gains peuvent prendre plusieurs mois avant de revenir à une mobilité identique à l'épaule saine (Le, Lee, Nazarian, & Rodriguez, 2017). Une étude récente a comparé deux groupes atteints d'une capsulite adhésive dont le premier réalisait une thérapie conventionnelle pendant 1 mois et le second groupe devait réaliser des exercices proprioceptifs en combinaison d'une thérapie conventionnelle. Les résultats ont démontré une différence significative sur l'impact de la douleur via les questionnaires SPADI et DASH démontrant l'impact positif des exercices de proprioception sur la gestion de la douleur et des activités de la vie quotidienne (Shabbir et al., 2021). Toutefois, aucune différence significative au niveau de l'amplitude de mouvement a été noté. Borg et collègues ont utilisé la vibration pulsatile profonde, un appareil mécanique qui vibre entre 400 et 1200 pulsations par minute, et mesuré la différence d'amplitude de mouvement par thermographie (H. Borg, Bohlin, & Ranje-Nordin, 2019). Trois séances étendues sur une semaine ont permis de constater des gains dans l'amplitude de mouvement et parfois des gains complets chez certains participants. Considérant que l'on observe un épisode inflammatoire en plus d'une modification des fibres de la capsule (Le et al., 2017), il demeure pertinent de poursuivre les recherches afin de mesurer l'impact dans la modification de la gestion des informations proprioceptives en utilisant des technologies comme la vibration tendineuse et la stimulation magnétique transcrânienne. À ce jour, il est encore complexe d'évaluer et de catégoriser les différents stades de la capsulite et les traitements, qu'ils soient invasifs ou non, vu qu'ils ne font pas l'unanimité (Le et al., 2017). Étudier l'impact de la perception d'illusion de mouvement sans douleur à l'épaule chez cette clientèle, sur le niveau de douleur, sur l'amplitude de mouvement et sur la fonction corticospinale apparaît une avenue de recherche prometteuse. Il y aura suite à cette recherche de maîtrise un projet doctoral qui poursuivra l'étude des troubles à l'épaule en incluant par exemple l'évaluation clinique et neurophysiologique des effets d'un traitement de thérapie manuelle et d'exercices proprioceptifs, combinés à une thérapie vibratoire/placebo.

4.3 Forces et limitations

Tout d'abord, cette étude avait un échantillon restreint dans les deux groupes, ne permettant pas une analyse statistique paramétrique. Toutefois, la plupart des études comparatives de groupe avec syndrome d'abutement ou problématique à l'épaule et avec la stimulation magnétique transcrânienne ou la vibration ont des échantillons se comparant à cette étude par exemple 10 sujets avec déchirure de la coiffe des rotateurs, 13 sujets sains pour Berth et al (Berth et al., 2009), 8 sujets atteints de dystrophie facioscapulohumérale (Ribot-Ciscar et al., 2015) et 14 sujets par groupe pour Chung et al (Chung et al., 2022).

L'impact de l'âge sur les données recueillies avec la stimulation magnétique transcrânienne suggère entre autres une diminution de l'excitabilité corticospinale (Houde et al., 2018) en plus d'une diminution des fonctions sensorielles et posturales (Seidler et al., 2010). Cet effet de l'âge n'a pas été pris en compte dans le recrutement ou l'analyse des données vu la variabilité dans l'âge des personnes recrutées et la faible taille d'échantillon ne permettant pas de former des sous-groupes en fonction de l'âge.

Tel qu'abordé plus tôt, la collecte de données par la stimulation magnétique transcrânienne au niveau de la zone du trapèze supérieur demeure un enjeu de taille lorsque cette stimulation se fait au repos, engendrant des seuils moteurs relativement hauts et diminuant les chances de collecter des potentiels moteurs évoqués analysables. Toutefois, en vue de contrôler le risque d'engendrer de la douleur par des postures irritantes, entre autres l'élévation à l'épaule, de futures études pourront trouver l'approche optimale afin obtenir les meilleurs résultats dans la collecte de données issues de la stimulation magnétique transcrânienne sans créer une irritation ou une douleur chez les participants. Par ailleurs, l'échelle visuelle analogique n'a pas été utilisée pour mesurer la perception de la douleur pendant l'expérimentation. En rétrospective, considérant notre défi de compléter l'expérimentation avec la stimulation magnétique transcrânienne, l'utilisation d'une échelle visuelle analogique aurait pu aider à mesurer plus précisément les enjeux de faisabilité avec les personnes souffrant d'un syndrome d'abutement.

Cette étude a toutefois la force d'être la première à étudier et comparer les deux hémisphères chez des personnes avec syndrome d'abutement. Cette clientèle est très peu étudiée avec la stimulation magnétique transcrânienne, en particulier le trapèze supérieur. Nos travaux apportent des données uniques et originales à la littérature scientifique actuelle. L'utilisation de la vibration tendineuse est une technologie novatrice qui est largement utilisée avec des personnes en santé et d'autres souffrant de déficits neurologiques, mais très peu avec des troubles musculosquelettiques au membre supérieur. Comme mentionné plus haut et à notre connaissance, deux études de Ribot-Ciscar ont utilisé la vibration tendineuse dans leur recherche avec des

troubles à l'épaule associé à une dystrophie. Cette approche non invasive, simple et peu coûteuse pourrait apporter des bienfaits cliniques significatifs en présence de troubles sensorimoteurs. Notre étude a permis d'établir les premières bases scientifiques dans le domaine qui serviront à mettre en place des études futures chez les personnes souffrant d'un syndrome d'abatement, voire d'autres pathologies à l'épaule comme la capsulite rétractile.

Conclusion

En conclusion, notre étude est la première ayant investigué, via la stimulation magnétique transcrânienne et la vibration tendineuse, les différences entre un groupe avec syndrome d'abatement en comparaison à un groupe contrôle. Cette étude apporte des évidences nouvelles sur la gestion des informations proprioceptives et l'intégrité des fonctions corticospinales chez les personnes souffrant d'un syndrome d'abatement. La comparaison entre les deux groupes a permis de constater des capacités semblables dans la clarté et la direction du mouvement perçu, mais une plus faible vitesse/amplitude du mouvement du côté douloureux versus non-douloureux. Il a été complexe de recueillir des données avec la stimulation magnétique transcrânienne considérant l'intensité élevée afin d'obtenir un potentiel moteur évoqué en particulier chez les participants avec un syndrome d'abatement. Aucune différence au niveau de l'excitabilité corticospinale n'a été observée entre les deux groupes ni entre les hémisphères, contrairement à ce qui était attendu selon la littérature. Nos résultats encouragent de futures études à pousser cette investigation et, surtout, à établir de meilleurs protocoles pour collecter des données avec la stimulation magnétique transcrânienne chez une clientèle souffrant de douleur ou d'incapacité musculosquelettique. Les appareils de neurostimulation périphérique et centrale sont des outils novateurs permettant de comprendre les mécanismes qui sous-tendent les atteintes sensorimotrices chez cette population pour éventuellement cibler les meilleures approches thérapeutiques.

Bibliographie

- Ager, A. L., Borms, D., Bernaert, M., Brusselle, V., Claessens, M., Roy, J. S., & Cools, A. (2020). Can a Conservative Rehabilitation Strategy Improve Shoulder Proprioception? A Systematic Review. *Journal of sport rehabilitation*, 1-16. doi: 10.1123/jsr.2019-0400
- Ager, A. L., Borms, D., Deschepper, L., Dhooghe, R., Dijkhuis, J., Roy, J. S., & Cools, A. (2020). Proprioception: How is it affected by shoulder pain? A systematic review. *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*, 33(4), 507-516. doi: 10.1016/j.jht.2019.06.002
- Ager, A. L., Roy, J. S., Gamache, F., & Hebert, L. J. (2019). The Effectiveness of an Upper Extremity Neuromuscular Training Program on the Shoulder Function of Military Members With a Rotator Cuff Tendinopathy: A Pilot Randomized Controlled Trial. *Military medicine*, 184(5-6), e385-e393. doi: 10.1093/milmed/usy294
- Ager, A. L., Roy, J. S., Roos, M., Belley, A. F., Cools, A., & Hebert, L. J. (2017). Shoulder proprioception: How is it measured and is it reliable? A systematic review. *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*, 30(2), 221-231. doi: 10.1016/j.jht.2017.05.003
- Akgün, K., Birtane, M., & Akarırmak, Ü. (2004). Is local subacromial corticosteroid injection beneficial in subacromial impingement syndrome? *Clinical rheumatology*, 23(6), 496-500.
- Alexander, C. (2007). Altered control of the trapezius muscle in subjects with non-traumatic shoulder instability. *Clinical neurophysiology*, 118(12), 2664-2671.
- Alexander, C. M. (2007). Altered control of the trapezius muscle in subjects with non-traumatic shoulder instability. *Clin Neurophysiol*, 118(12), 2664-2671. doi: 10.1016/j.clinph.2007.09.057
- Anderson, V. B., & Wee, E. (2011). Impaired joint proprioception at higher shoulder elevations in chronic rotator cuff pathology. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(7), 1146-1151.
- Angst, F., Goldhahn, J., Pap, G., Mannion, A. F., Roach, K. E., Siebertz, D., ... Simmen, B. R. (2007). Cross-cultural adaptation, reliability and validity of the German Shoulder Pain and Disability Index (SPADI). *Rheumatology (Oxford)*, 46(1), 87-92. doi: 10.1093/rheumatology/kel040
- Angst, F., Schwyzer, H. K., Aeschlimann, A., Simmen, B. R., & Goldhahn, J. (2011). Measures of adult shoulder function: Disabilities of the arm, shoulder, and hand questionnaire (DASH) and its short version (QuickDASH), shoulder pain and disability index (SPADI), American shoulder and elbow surgeons (ASES) society standardized shoulder assessment form, constant (Murley) score (CS), simple shoulder test (SST), oxford shoulder score (OSS), shoulder disability questionnaire (SDQ), and Western Ontario shoulder instability index (WOSI). *Arthritis care & research*, 63, S174-S188.
- Armstrong, T., & Bull, F. (2006). Development of the world health organization global physical activity questionnaire (GPAQ). *Journal of Public Health*, 14, 66-70.
- Awiszus, F. (2003). TMS and threshold hunting. Dans *Supplements to Clinical neurophysiology* (Vol. 56, pp. 13-23): Elsevier.
- Ayub, E. (1991). *Posture and the upper quarter* (Vol. 2).

- Bağcıer, F., Geler, K. D., Yorulmaz, E., & Altunok, E. Ç. (2020). Intra- and Inter-Rater Reliability of Ultrasound Measurements of Supraspinatus Tendon Thickness, Acromiohumeral Distance, and Occupation Ratio in Patients With Shoulder Impingement Syndrome. *Archives of rheumatology*, 35(3), 385-393. doi: 10.46497/ArchRheumatol.2020.7515
- Beaulieu, L.-D., Schneider, C., Massé-Alarie, H., & Ribot-Ciscar, E. (2020). A new method to elicit and measure movement illusions in stroke by means of muscle tendon vibration: the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP). *Somatosensory & motor research*, 37(1), 28-36. doi: 10.1080/08990220.2020.1713739
- Beaulieu, L.-D., Schneider, C., & Ribot-Ciscar, E. (2016). *Interventions non invasives en phase chronique post-AVC : rôle des afférences proprioceptives sur la plasticité cérébrale et le contrôle sensorimoteur*. (Thèse de doctorat inédite). Université Laval, Québec. Repéré à <http://hdl.handle.net/20.500.11794/27412> Disponible dans WorldCat.org.
- Beaulieu, L. D., Schneider, C., Masse-Alarie, H., & Ribot-Ciscar, E. (2020). A new method to elicit and measure movement illusions in stroke by means of muscle tendon vibration: the Standardized Kinesthetic Illusion Procedure (SKIP). 37(1), 28-36. doi: 10.1080/08990220.2020.1713739
- Ben Kibler, W. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American journal of sports medicine*, 26(2), 325-337.
- Berry, H., Fernandes, L., Bloom, B., Clark, R., & Hamilton, E. (1980). Clinical study comparing acupuncture, physiotherapy, injection and oral anti-inflammatory therapy in shoulder-cuff lesions. *Current medical research and opinion*, 7(2), 121-126.
- Berth, A., Pap, G., Neuman, W., & Awiszus, F. (2009). Central neuromuscular dysfunction of the deltoid muscle in patients with chronic rotator cuff tears. *J Orthop Traumatol*, 10(3), 135-141. doi: 10.1007/s10195-009-0061-7
- Bigliani, L. U., Ticker, J. B., Flatow, E. L., Soslowsky, L. J., & Mow, V. C. (1991). The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease. *Clinics in sports medicine*, 10(4), 823-838.
- Blum, K. P., Lamotte D'Incamps, B., Zytnicki, D., & Ting, L. H. (2017). Force encoding in muscle spindles during stretch of passive muscle. *PLoS computational biology*, 13(9), e1005767.
- Boer, B. C., Boetje, J., Stevens, M., van den Akker-Scheek, I., & van Raay, J. (2019). Adaptation, validity and reliability of the modified painDETECT questionnaire for patients with subacromial pain syndrome. *PLoS One*, 14(2), e0211880. doi: 10.1371/journal.pone.0211880
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Psyclnfo Database Record: Human kinetics.
- Borg, H., Bohlin, H., & Ranje-Nordin, C. (2019). Can myofascial treatment with pulsating vibrations improve mobility for patients with frozen shoulder. *A Case Study. J Case Rep Stud*, 7(5), 504.
- Brasil-Neto, J. P., McShane, L. M., Fuhr, P., Hallett, M., & Cohen, L. G. (1992). Topographic mapping of the human motor cortex with magnetic stimulation: factors affecting accuracy and reproducibility. *Electroencephalography and clinical neurophysiology/Evoked potentials section*, 85(1), 9-16.
- Brox, J. I., Gjengedal, E., Uppheim, G., Bøhmer, A. S., Brevik, J. I., Ljunggren, A. E., & Staff, P. H. (1999). Arthroscopic surgery versus supervised exercises in patients with rotator cuff disease (stage II

- impingement syndrome): a prospective, randomized, controlled study in 125 patients with a 212-year follow-up. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 8(2), 102-111.
- Buchbinder, R., Goel, V., Bombardier, C., & Hogg-Johnson, S. (1996). Classification systems of soft tissue disorders of the neck and upper limb: do they satisfy methodological guidelines? *Journal of clinical epidemiology*, 49(2), 141-149.
- Bulkmans, K., Peeters, I., De Wilde, L., & Van Tongel, A. (2020). The relationship of the acromion to the distal clavicle in normal and symptomatic degenerated acromioclavicular joints. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 140(4), 465-472. doi: 10.1007/s00402-019-03258-9
- Burke, D., Hagbarth, K.-E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *The Journal of physiology*, 261(3), 673-693.
- Burns, E., Chipchase, L. S., & Schabrun, S. M. (2016). Primary sensory and motor cortex function in response to acute muscle pain: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Pain*, 20(8), 1203-1213.
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P. (1999). Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Experimental brain research*, 124(3), 342-350.
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P., & Roll, J.-P. (2000). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain research*, 881(2), 128-138.
- Calvin-Figuère, S., Romaguère, P., & Roll, J. P. (2000). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. 881(2), 128-138.
- Carey, L. M. (2012). *Stroke rehabilitation: insights from neuroscience and imaging*. Oxford University Press. Inc.: Oxford university press.
- Chen, J., Luo, C.-F., & Luo, Z.-P. (2009). Initiatory biomechanical study on humeral head migration after coracoacromial ligament cut. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 129, 133-137.
- Chen, R., Cros, D., Curra, A., Di Lazzaro, V., Lefaucheur, J. P., Magistris, M. R., ... Ziemann, U. (2008). The clinical diagnostic utility of transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin Neurophysiol*, 119(3), 504-532. doi: S1388-2457(07)00618-9 [pii] 10.1016/j.clinph.2007.10.014
- Chester, R., Jerosch-Herold, C., Lewis, J., & Shepstone, L. (2018). Psychological factors are associated with the outcome of physiotherapy for people with shoulder pain: a multicentre longitudinal cohort study. *British journal of sports medicine*, 52(4), 269-275.
- Cholewinski, J. J., Kusz, D. J., Wojciechowski, P., Cielinski, L. S., & Zoladz, M. P. (2008). Ultrasound measurement of rotator cuff thickness and acromio-humeral distance in the diagnosis of subacromial impingement syndrome of the shoulder. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 16(4), 408-414. doi: 10.1007/s00167-007-0443-4
- Chung, Y. C., Chen, C. Y., Chang, C. M., Lin, Y. L., Liao, K. K., Lin, H. C., ... Shih, Y. F. (2022). Altered corticospinal excitability of scapular muscles in individuals with shoulder impingement syndrome. *PloS one*, 17(5), e0268533. doi: 10.1371/journal.pone.0268533

- CNESST. (2022). Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité au travail.^ CNESST Repéré à https://www.cnesst.gouv.qc.ca/sites/default/files/documents/statistiques-lesions-tms_0.pdf
- Conrad, M. O., Scheidt, R. A., & Schmit, B. D. (2011a). Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke. *Journal of Neurophysiology*, 106(3), 1480-1488. doi: 10.1152/jn.00404.2010
- Conrad, M. O., Scheidt, R. A., & Schmit, B. D. (2011b). Effects of wrist tendon vibration on targeted upper-arm movements in poststroke hemiparesis. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(1), 61-70.
- Davies, J. L. (2020). Using transcranial magnetic stimulation to map the cortical representation of lower-limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*, 5, 87-99.
- Day, B., Dressler, D., Maertens de Noordhout, A., Marsden, C., Nakashima, K., Rothwell, J., & Thompson, P. (1989). Electric and magnetic stimulation of human motor cortex: surface EMG and single motor unit responses. *The Journal of physiology*, 412(1), 449-473.
- Day, B. L., Thompson, P. D., Dick, J. P., Nakashima, K., & Marsden, C. D. (1987). Different sites of action of electrical and magnetic stimulation of the human brain. *Neuroscience letters*, 75(1), 101-106. doi: 10.1016/0304-3940(87)90083-8
- de Oliveira, F. C. L., Bouyer, L. J., Ager, A. L., & Roy, J. S. (2017). Electromyographic analysis of rotator cuff muscles in patients with rotator cuff tendinopathy: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, 35, 100-114. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.06.002
- Dean, B. J. F., Gwilym, S. E., & Carr, A. J. (2013). Why does my shoulder hurt? A review of the neuroanatomical and biochemical basis of shoulder pain. *British journal of sports medicine*, 47(17), 1095-1104. doi: 10.1136/bjsports-2012-091492
- Desmeules, F., Roy, J.-S., Dyer, J.-O., Frémont, P., Dionne, C., MacDermid, J. C., ... Rochette, A. (2018). IRSST.^ Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail Repéré à <https://www.irsst.qc.ca/publications-et-outils/publication/i/101113/n/lesions-professionnelles-coiffe-rotateurs-epaule>
- Dhillon, K. (2019). Subacromial impingement syndrome of the shoulder: a musculoskeletal disorder or a medical myth? *Malaysian orthopaedic journal*, 13(3), 1.
- Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Saturno, E., Pilato, F., Insola, A., Mazzone, P., ... Rothwell, J. (2001). The effect on corticospinal volleys of reversing the direction of current induced in the motor cortex by transcranial magnetic stimulation. *Experimental brain research*, 138, 268-273.
- Dietrich, T. J., Jonczyk, M., Buck, F. M., Sutter, R., Puskas, G. J., & Pfirrmann, C. W. (2016). Ultrasound of the coracoacromial ligament in asymptomatic volunteers and patients with shoulder impingement. *Acta Radiol*, 57(8), 971-977. doi: 10.1177/0284185115610930
- Dilek, B., Gulbahar, S., Gundogdu, M., Ergin, B., Manisali, M., Ozkan, M., & Akalin, E. (2016). Efficacy of proprioceptive exercises in patients with subacromial impingement syndrome: a single-blinded randomized controlled study. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 95(3), 169-182.

- Dorrestijn, O., Stevens, M., Winters, J. C., van der Meer, K., & Diercks, R. L. (2009). Conservative or surgical treatment for subacromial impingement syndrome? A systematic review. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(4), 652-660.
- Dubé, M.-O., Desmeules, F., Lewis, J., & Roy, J.-S. (2020). Rotator cuff-related shoulder pain: does the type of exercise influence the outcomes? Protocol of a randomised controlled trial. *BMJ open*, 10(11), e039976. doi: 10.1136/bmjopen-2020-039976
- Dubé, M.-O., Desmeules, F., Lewis, J. S., & Roy, J.-S. (2023). Does the addition of motor control or strengthening exercises to education result in better outcomes for rotator cuff-related shoulder pain? A multiarm randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*.
- Durand, M. J., Vachon, B., Hong, Q. N., & Loisel, P. (2005). The cross-cultural adaptation of the DASH questionnaire in Canadian French. *J Hand Ther*, 18(1), 34-39. doi: 10.1197/j.jht.2004.10.010
- Ellman, H. (1990). Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears. *Clinical orthopaedics and related research*, 254, 64-74.
- Fabis, J., Rzepka, R., Fabis, A., Zwierzchowski, J., Kubiak, G., Stanula, A., ... Maciej, R. (2016). Shoulder proprioception—lessons we learned from idiopathic frozen shoulder. *BMC musculoskeletal disorders*, 17(1), 1-8.
- Falla, D., Arendt-Nielsen, L., & Farina, D. (2009). The pain-induced change in relative activation of upper trapezius muscle regions is independent of the site of noxious stimulation. *Clinical Neurophysiology*, 120(1), 150-157. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.10.148>
- Farina, S., Valeriani, M., Rosso, T., Aglioti, S., Tamburin, S., Fiaschi, A., & Tinazzi, M. (2001). Transient inhibition of the human motor cortex by capsaicin-induced pain. A study with transcranial magnetic stimulation. *Neuroscience letters*, 314(1-2), 97-101.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*, 39(2), 175-191.
- Franza, M., Sorrentino, G., Vissani, M., Serino, A., Blanke, O., & Bassolino, M. (2019). Hand perceptions induced by single pulse transcranial magnetic stimulation over the primary motor cortex. *Brain stimulation*, 12(3), 693-701.
- French, D. J., France, C. R., Vigneau, F., French, J. A., & Evans, R. T. (2007). Fear of movement/(re) injury in chronic pain: a psychometric assessment of the original English version of the Tampa scale for kinesiophobia (TSK). *Pain*, 127(1-2), 42-51.
- Gill, T. J., McIrvine, E., Kocher, M. S., Homa, K., Mair, S. D., & Hawkins, R. J. (2002). The relative importance of acromial morphology and age with respect to rotator cuff pathology. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(4), 327-330.
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Dumas, M., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Brain activity during ankle proprioceptive stimulation predicts balance performance in young and older adults. *Journal of Neuroscience*, 31(45), 16344-16352.

- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Van Hecke, W., Sunaert, S., ... Swinnen, S. P. (2012). The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: an important sensory role for right putamen. *Human brain mapping*, 33(4), 895-908.
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. (1972). Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception? *Science*, 175(4028), 1382-1384.
- Grimmer, K. (1997). An investigation of poor cervical resting posture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 43(1), 7-16.
- Hagbarth, K. E., & Eklund, G. (1966). Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain research*, 2(2), 201-203.
- Hébert, L. J., Moffet, H., McFadyen, B. J., & Dionne, C. E. (2002). Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(1), 60-69.
- 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.
- Herwig, U., Satrapi, P., & Schönfeldt-Lecuona, C. (2003). Using the international 10-20 EEG system for positioning of transcranial magnetic stimulation. *Brain topography*, 16(2), 95-99.
- Holmgren, T., Hallgren, H. B., Öberg, B., Adolfsson, L., & Johansson, K. (2012). Effect of specific exercise strategy on need for surgery in patients with subacromial impingement syndrome: randomised controlled study. *Bmj*, 344.
- Houde, F., Laroche, S., Thivierge, V., Martel, M., Harvey, M.-P., Daigle, F., ... Leonard, G. (2018). Transcranial magnetic stimulation measures in the elderly: reliability, smallest detectable change and the potential influence of lifestyle habits. *Frontiers in aging neuroscience*, 10, 379.
- Imai, R., Hayashida, K., Nakano, H., & Morioka, S. (2014). Brain activity associated with the illusion of motion evoked by different vibration stimulation devices: an fNIRS study. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(7), 1115-1119.
- Jerosch, J., & Wüstner, P. (2002). Effect of a sensorimotor training program on patients with subacromial pain syndrome. *Der Unfallchirurg*, 105(1), 36-43.
- Johansson, K. M., Adolfsson, L. E., & Foldevi, M. O. (2005). Effects of acupuncture versus ultrasound in patients with impingement syndrome: randomized clinical trial. *Physical therapy*, 85(6), 490-501.
- Joo, Y., Cho, H. R., & Kim, Y. U. (2020). Evaluation of the cross-sectional area of acromion process for shoulder impingement syndrome. *The Korean journal of pain*, 33(1), 60-65. doi: 10.3344/kjp.2020.33.1.60
- Jung, S.-M. (2017). The effects of vibratory stimulation employed to forearm and arm flexor muscles on upper limb function in patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(9), 1620-1622.
- Justin D Y, T., & Andrew H C, T. (2014). Shoulder Impingement Syndrome, a Common Affliction of the Shoulder: A Comprehensive Review. *Proceedings of Singapore Healthcare*, 23(4), 297-305. doi: 10.1177/201010581402300406

- Kaiser, D., Bachmann, E., Gerber, C., Meyer, D. C., & SpringerLink. (2018). Influence of the site of acromioplasty on reduction of the critical shoulder angle (CSA) - an anatomical study. *BMC musculoskeletal disorders*. doi: 10.1186/s12891-018-2294-1. Repéré à <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2294-1>
<https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:101:1-2018111717271725921384>
<https://d-nb.info/117163840X/34>
<http://dx.doi.org/10.1186/s12891-018-2294-1>
<https://bmcmusculoskeletaldisord.biomedcentral.com/counter/pdf/10.1186/s12891-018-2294-1.pdf>
- Kerr, G. K., & Worringham, C. J. (2002). Velocity perception and proprioception. Dans *Sensorimotor control of movement and posture* (Vol. 508, pp. 79-86). Springer, Boston: Springer.
- Kessel, L., & Watson, M. (1977). The painful arc syndrome. Clinical classification as a guide to management. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 59(2), 166-172.
- Khan, M., Alolabi, B., Horner, N., Bedi, A., Ayeni, O. R., & Bhandari, M. (2019). Surgery for shoulder impingement: a systematic review and meta-analysis of controlled clinical trials. *Canadian Medical Association Open Access Journal*, 7(1), E149-E158.
- Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation after Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51, S225-S239.
- Klem, G. H. (1999). The ten-twenty electrode system of the international federation. the international federation of clinical neurophysiology. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.*, 52, 3-6.
- Koester, M. C., George, M. S., & Kuhn, J. E. (2005). Shoulder impingement syndrome. *The American journal of medicine*, 118(5), 452-455.
- Kuiken, T. A., Lowery, M., & Stoykov, N. (2003). The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthetics and orthotics international*, 27(1), 48-54.
- Labattut, L., Garret, J., Gallinet, D., Metais, P., Bonneville, N., & Clavert, P. (2021). Degenerative Status of Acromio-Clavicular Joint and Correlation Study Between Clinical Condition and X-Ray in Patients with Supra-Spinatus Tear. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30(7), e452-e452. doi: 10.1016/j.jse.2021.03.086
- Langer, N., Hänggi, J., Müller, N. A., Simmen, H. P., & Jäncke, L. (2012). Effects of limb immobilization on brain plasticity. *Neurology*, 78(3), 182-188. doi: 10.1212/WNL.0b013e31823fcd9c
- Le Franc, S., Bonan, I., Fleury, M., Butet, S., Barillot, C., Lécuyer, A., & Cogné, M. (2021). Visual feedback improves movement illusions induced by tendon vibration after chronic stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18(1), 1-9.
- Le, H. V., Lee, S. J., Nazarian, A., & Rodriguez, E. K. (2017). Adhesive capsulitis of the shoulder: review of pathophysiology and current clinical treatments. *Shoulder & elbow*, 9(2), 75-84.
- Levine, W. N., & Flatow, E. L. (2000). The pathophysiology of shoulder instability. *The American journal of sports medicine*, 28(6), 910-917.
- Lewis, J. (2016). Rotator cuff related shoulder pain: Assessment, management and uncertainties. *Manual Therapy*, 23, 57-68. doi: <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.009>

- Lewis, J. S. (2009). Rotator cuff tendinopathy/subacromial impingement syndrome: is it time for a new method of assessment? *British journal of sports medicine*, 43(4), 259-264. doi: 10.1136/bjsm.2008.052183
- Lewis, J. S. (2012). A specific exercise program for patients with subacromial impingement syndrome can improve function and reduce the need for surgery. *Journal of physiotherapy*, 58(2), 127. doi: 10.1016/S1836-9553(12)70093-0
- Lewis, J. S., Wright, C., & Green, A. (2005). Subacromial impingement syndrome: the effect of changing posture on shoulder range of movement. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 35(2), 72-87. doi: 10.2519/jospt.2005.35.2.72
- Lin, Y. L., Christie, A., & Karduna, A. (2015). Excitability of the infraspinatus, but not the middle deltoid, is affected by shoulder elevation angle. *Experimental brain research*, 233(6), 1837-1843. doi: 10.1007/s00221-015-4255-3
- Lopes, A. D., Timmons, M. K., Grover, M., Ciconelli, R. M., & Michener, L. A. (2015). Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 96(2), 298-306. doi: 10.1016/j.apmr.2014.09.029
- Luchtmann, M., & Firsching, R. (2015). Central plasticity resulting from chronic low back pain in degenerative disorders of the spine. *Neural Regeneration Research*, 10(8), 1234.
- Ludewig, P. M., Cook, T. M., & Nawoczenski, D. A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(2), 57-65.
- Mackenzie, T. A., Herrington, L., Horlsey, I., & Cools, A. (2015). An evidence-based review of current perceptions with regard to the subacromial space in shoulder impingement syndromes: Is it important and what influences it? *Clinical biomechanics*, 30(7), 641-648.
- Magee, D. J. (2013). *Orthopedic physical assessment-E-Book*. Elsevier, Missouri: Elsevier health sciences.
- Marconi, B., Filippi, G. M., Koch, G., Giacobbe, V., Pecchioli, C., Versace, V., ... Caltagirone, C. (2011). Long-term effects on cortical excitability and motor recovery induced by repeated muscle vibration in chronic stroke patients. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(1), 48-60.
- Massé-Alarie, H., Schneider, C., & Gatchel, R. J. (2016). Revisiting the Corticomotor Plasticity in Low Back Pain: Challenges and Perspectives. *Healthcare*, 4(3). doi: 10.3390/healthcare4030067
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical therapy*, 86(8), 1075-1090.
- McFarland, E. G., Maffulli, N., Del Buono, A., Murrell, G. A., Garzon-Muvdi, J., & Petersen, S. A. (2013). Impingement is not impingement: the case for calling it "Rotator Cuff Disease". *Muscles, ligaments and tendons journal*, 3(3), 196.
- Merletti, R., & Hermens, H. (2000). Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 283-286.

- Michener, L. A., Subasi Yesilyaprak, S. S., Seitz, A. L., Timmons, M. K., & Walsworth, M. K. (2015). Supraspinatus tendon and subacromial space parameters measured on ultrasonographic imaging in subacromial impingement syndrome. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 23(2), 363-369. doi: 10.1007/s00167-013-2542-8
- Michener, L. A., Walsworth, M. K., Doukas, W. C., & Murphy, K. P. (2009). Reliability and diagnostic accuracy of 5 physical examination tests and combination of tests for subacromial impingement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(11), 1898-1903. doi: 10.1016/j.apmr.2009.05.015
- Miller, R., Doyle, S., & Arotca, A. (2016). Reliability of a US version of the Nottingham sensory assessment. *The American Journal of Occupational Therapy*, 70(4_Supplement_1), 7011500015p7011500011-7011500015p7011500011.
- Millett, P. J., Clavert, P., Hatch III, G. R., & Warner, J. J. (2006). Recurrent posterior shoulder instability. *JAAOS- Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 14(8), 464-476.
- Moor, B. K., Bouaicha, S., Rothenfluh, D. A., Sukthankar, A., & Gerber, C. (2013). Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint? *BONE AND JOINT JOURNAL*, 95(7), 935-941.
- Mottram, S. (1997). Dynamic stability of the scapula. *Man ther*, 2(3), 123-131.
- Munday, S. L., Jones, A., Brantingham, J. W., Globe, G., Jensen, M., & Price, J. L. (2007). A Randomized, Single-Blinded, Placebo-Controlled Clinical Trial to Evaluate the Efficacy of Chiropractic Shoulder Girdle Adjustment in the Treatment of Shoulder Impingement Syndrome. *Journal of the American Chiropractic Association*, 44(6).
- Naito, E., Morita, T., & Amemiya, K. (2016). Body representations in the human brain revealed by kinesthetic illusions and their essential contributions to motor control and corporeal awareness. *Neuroscience Research*, 104, 16-30.
- Naito, E., Nakashima, T., Kito, T., Aramaki, Y., Okada, T., & Sadato, N. (2007). Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *European Journal of Neuroscience*, 25(11), 3476-3487.
- Navarro-Ledesma, S., Struyf, F., Labajos-Manzanares, M. T., Fernandez-Sanchez, M., Morales-Asencio, J. M., & Luque-Suarez, A. (2017). Does the acromiohumeral distance matter in chronic rotator cuff related shoulder pain? *Musculoskeletal Science and Practice*, 29, 38-42.
- Neer, C. S., 2nd. (1972). Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 54(1), 41-50.
- Neviaser, A. S., & Hannafin, J. A. (2010). Adhesive capsulitis: a review of current treatment. *The American journal of sports medicine*, 38(11), 2346-2356.
- Ngomo, S., Mercier, C., Bouyer, L. J., Savoie, A., & Roy, J. S. (2015). Alterations in central motor representation increase over time in individuals with rotator cuff tendinopathy. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 126(2), 365-371. doi: 10.1016/j.clinph.2014.05.035

- Nyffeler, R. W., Werner, C. M. L., Sukthankar, A., Schmid, M. R., & Gerber, C. (2006). Association of a Large Lateral Extension of the Acromion with Rotator Cuff Tears. *JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY -AMERICAN VOLUME-*, 88(4), 800-805.
- O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J., & Fulk, G. (2019). *Physical rehabilitation*. F.A. Davis company, Philadelphia: FA Davis.
- Oatis, C. A. (2009). *Kinesiology : the mechanics and pathomechanics of human movement* (2nd ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. Repéré à <http://catdir.loc.gov/catdir/enhancements/fy0828/2007037068-t.html>
<http://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb41208149h>
<http://catdir.loc.gov/catdir/enhancements/fy0801/2007037068-d.html>
- Ottenheijm, R. P., van't Klooster, I. G., Starmans, L. M., Vanderdood, K., de Bie, R. A., Dinant, G. J., & Cals, J. W. (2014). Ultrasound-diagnosed disorders in shoulder patients in daily general practice: a retrospective observational study. *BMC family practice*, 15, 115. doi: 10.1186/1471-2296-15-115
- Parsons, S. J., McMurtrie, A., Cooke, S., Balain, B., & Jaffray, D. (2009). Facioscapulohumeral muscular dystrophy assessment and treatment. *Orthopaedics and Trauma*, 23(3), 180-185.
- Petri, M., Dobrow, R., Neiman, R., Whiting-O'keefe, Q., & Seaman, W. E. (1987). Randomized, double-blind, placebo-controlled study of the treatment of the painful shoulder. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 30(9), 1040-1045.
- Poenaru, D., Cinteza, D., Petrusca, I., Cioc, L., & Dumitrascu, D. (2016). Local Application of Vibration in Motor Rehabilitation – Scientific and Practical Considerations. *Mædica*, 11(3), 227-231.
- Powell, J. K., & Lewis, J. S. (2021). Rotator Cuff-Related Shoulder Pain: Is It Time to Reframe the Advice, "You Need to Strengthen Your Shoulder"? *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 51(4), 156-158. doi: 10.2519/jospt.2021.10199
- Quoniam, C., Hay, L., Roll, J.-P., & Harlay, F. (1995). Age effects on reflex and postural responses to propriomuscular inputs generated by tendon vibration. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(3), B155-B165.
- Rabin, A., Irrgang, J. J., Fitzgerald, G. K., & Eubanks, A. (2006). The intertester reliability of the scapular assistance test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(9), 653-660.
- Requejo-Salinas, N., Lewis, J., Michener, L. A., La Touche, R., Fernández-Matías, R., Tercero-Lucas, J., ... Roy, J.-S. (2022). International physical therapists consensus on clinical descriptors for diagnosing rotator cuff related shoulder pain: A Delphi study. *Brazilian journal of physical therapy*, 26(2), 100395.
- Ribot-Ciscar, E., Milhe-De Bovis, V., Aimonetti, J.-M., Lapeyssonnie, B., Campana-Salort, E., Pouget, J., & Attarian, S. (2015). Functional impact of vibratory proprioceptive assistance in patients with facioscapulohumeral muscular dystrophy. *Muscle & nerve*, 52(5), 780-787. doi: 10.1002/mus.24605
- Ribot-Ciscar, E., Tréfourret, S., Aimonetti, J.-M., Attarian, S., Pouget, J., & Roll, J.-P. (2004). Is muscle spindle proprioceptive function spared in muscular dystrophies? A muscle tendon vibration study. *Muscle & Nerve*, 29(6), 861-866. doi: 10.1002/mus.20044

- Ristori, D., Miele, S., Rossetini, G., Monaldi, E., Arceri, D., & Testa, M. (2018). Towards an integrated clinical framework for patient with shoulder pain. *Archives of physiotherapy*, 8(1), 1-11.
- Rittig-Rasmussen, B., Kasch, H., Fuglsang-Frederiksen, A., Svensson, P., & Jensen, T. S. (2014). The role of neuroplasticity in experimental neck pain: a study of potential mechanisms impeding clinical outcomes of training. *Manual Therapy*, 19(4), 288-293.
- Roll, J. P., Albert, F., Thyron, C., Ribot-Ciscar, E., Bergenheim, M., & Mattei, B. (2009). Inducing any virtual two-dimensional movement in humans by applying muscle tendon vibration. *Journal of neurophysiology*, 101(2), 816-823. doi: 10.1152/jn.91075.2008
- Roll, J. P., & Vedel, J. P. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental brain research*, 47(2), 177-190.
- Roll, J. P., Vedel, J. P., & Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental brain research*, 76(1), 213-222.
- Romaiguère, P., Anton, J.-L., Roth, M., Casini, L., & Roll, J.-P. (2003). Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Cognitive Brain Research*, 16(1), 74-82.
- Rossi, S., Hallett, M., Rossini, P. M., Pascual-Leone, A., & Safety of, T. M. S. C. G. (2009). Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 120(12), 2008-2039. doi: 10.1016/j.clinph.2009.08.016
- Rossini, P. M., Barker, A., Berardelli, A., Caramia, M., Caruso, G., Cracco, R., ... Lücking, C. (1994). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 91(2), 79-92.
- Rossini, P. M., Burke, D., Chen, R., Cohen, L., Daskalakis, Z., Di Iorio, R., ... George, M. (2015). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an IFCN Committee. *Clinical neurophysiology*, 126(6), 1071-1107.
- Rossini, P. M., & Rossi, S. (1998). Clinical applications of motor evoked potentials. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 106(3), 180-194.
- Roth, B. J., & Basser, P. J. (1990). A model of the stimulation of a nerve fiber by electromagnetic induction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(6), 588-597.
- Roth, Y., Zangen, A., & Hallett, M. (2002). A coil design for transcranial magnetic stimulation of deep brain regions. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 19(4), 361-370.
- Roy, A., Ling, E., & Dahan, T. (2002). L'épaule douloureuse chronique. *Comment épauler votre patient*, 73-81.
- Sahin, E., Dilek, B., Baydar, M., Gundogdu, M., Ergin, B., Manisali, M., ... Gulbahar, S. (2017). Shoulder proprioception in patients with subacromial impingement syndrome. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 30(4), 857-862.

- Sakai, K., Ugawa, Y., Terao, Y., Hanajima, R., Furubayashi, T., & Kanazawa, I. (1997). Preferential activation of different I waves by transcranial magnetic stimulation with a figure-of-eight-shaped coil. *Experimental Brain Research*, 113(1), 24-32.
- Sarkar, K., Taine, W., & Uthoff, H. K. (1990). The ultrastructure of the coracoacromial ligament in patients with chronic impingement syndrome. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 254, 49-54.
- Schofield, J. S., Dawson, M. R., Carey, J. P., & Hebert, J. S. (2015). Characterizing the effects of amplitude, frequency and limb position on vibration induced movement illusions: Implications in sensory-motor rehabilitation. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 23(2), 129-141. doi: 10.3233/THC-140879
- Schwartzberg, R., Reuss, B. L., Burkhart, B. G., Butterfield, M., Wu, J. Y., & McLean, K. W. (2016). High prevalence of superior labral tears diagnosed by MRI in middle-aged patients with asymptomatic shoulders. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 4(1), 2325967115623212.
- Scott, J., & Huskisson, E. (1979). Vertical or horizontal visual analogue scales. *Annals of the rheumatic diseases*, 38(6), 560.
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., ... Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(5), 721-733.
- Seitz, A. L., McClure, P. W., Finucane, S., Boardman, N. D., & Michener, L. A. (2011). Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: Intrinsic, extrinsic, or both? *Clinical Biomechanics*, 26(1), 1-12. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.001
- Seizova-Cajic, T., Smith, J. L., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2007). Proprioceptive movement illusions due to prolonged stimulation: reversals and aftereffects. *PLoS one*, 2(10), e1037.
- Shabbir, R., Arsh, A., Darain, H., & Aziz, S. (2021). Effectiveness of proprioceptive training and conventional physical therapy in treating adhesive capsulitis. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 37(4), 1196.
- Sher, J. S., Uribe, J. W., Posada, A., Murphy, B. J., & Zlatkin, M. B. (1995). Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 77(1), 10-15.
- Sheridan, M. A., & Hannafin, J. A. (2006). Upper extremity: emphasis on frozen shoulder. *Orthopedic Clinics*, 37(4), 531-539.
- Smith, R. L., & Brunolli, J. (1989). Shoulder kinesthesia after anterior glenohumeral joint dislocation. *Physical therapy*, 69(2), 106-112.
- Snodgrass, S. J., Farrell, S. F., Tsao, H., Osmotherly, P. G., Rivett, D. A., Chipchase, L. S., & Schabrun, S. M. (2018). Shoulder Taping and Neuromuscular Control. *J Athl Train*, 53(4), 395-403. doi: 10.4085/1062-6050-68-17
- Söderlund, A., & Dean, E. (2015). What is the role of lifestyle behaviour change associated with non-communicable disease risk in managing musculoskeletal health conditions with special reference to chronic pain? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1), 1-7. doi: 10.1186/s12891-015-0545-y

- Stein, B. E. S., Wiater, J. M., Pfaff, H. C., Bigliani, L. U., & Levine, W. N. (2001). Detection of acromioclavicular joint pathology in asymptomatic shoulders with magnetic resonance imaging. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3), 204-208.
- Struyf, F., Nijs, J., De Graeve, J., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning in overhead athletes with and without shoulder pain: a case-control study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), 809-818. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01115.x
- Subaşı, V., Çakır, T., Arıca, Z., Sarier, R. N., Filiz, M. B., Doğan Ş, K., & Toraman, N. F. (2016). Comparison of efficacy of kinesiological taping and subacromial injection therapy in subacromial impingement syndrome. *Clin Rheumatol*, 35(3), 741-746. doi: 10.1007/s10067-014-2824-7
- Tauro, J. C., & Paulson, M. (2008). Shoulder Stiffness. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 24(8), 949-955. doi: 10.1016/j.arthro.2008.03.014
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2001). Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. *Muscle Nerve*, 24(1), 18-29.
- Thompson, E. L., Broadbent, J., Bertino, M. D., & Staiger, P. K. (2016). Do Pain-related Beliefs Influence Adherence to Multidisciplinary Rehabilitation?: A Systematic Review. *The Clinical Journal of Pain*, 32(2), 164-178. doi: 10.1097/ajp.0000000000000235
- Thyryon, C., & Roll, J.-P. (2010). Predicting any arm movement feedback to induce three-dimensional illusory movements in humans. *Journal of neurophysiology*, 104(2), 949-959.
- Timmons, M. K., Thigpen, C. A., Seitz, A. L., Karduna, A. R., Arnold, B. L., & Michener, L. A. (2012). Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. *Journal of sport rehabilitation*, 21(4), 354-370. doi: 10.1123/jsr.21.4.354
- Tracey, I., Becerra, L., Chang, I., Breiter, H., Jenkins, L., Borsook, D., & González, R. G. (2000). Noxious hot and cold stimulation produce common patterns of brain activation in humans: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroscience letters*, 288(2), 159-162.
- Uthhoff, H., Hammond, D. I., Sarkar, K., Hooper, G., & Papoff, W. (1988). The role of the coracoacromial ligament in the impingement syndrome: a clinical, radiological and histological study. *International orthopaedics*, 12, 97-104.
- Umer, M., Qadir, I., & Azam, M. (2012). Subacromial impingement syndrome. *Orthopedic reviews*, 4(2), e18. doi: 10.4081/or.2012.e18
- van der Sande, R., Rinkel, W. D., Gebremariam, L., Hay, E. M., Koes, B. W., & Huisstede, B. M. (2013). Subacromial impingement syndrome: effectiveness of pharmaceutical interventions—nonsteroidal anti-inflammatory drugs, corticosteroid, or other injections: a systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(5), 961-976.
- Vaugoyeau, M., Hakam, H., & Azulay, J.-P. (2011). Proprioceptive impairment and postural orientation control in Parkinson's disease. *Human movement science*, 30(2), 405-414.
- Wang, Y.-C., Wang, H.-K., Chen, W.-S., & Wang, T.-G. (2009). Dynamic visualization of the coracoacromial ligament by ultrasound. *Ultrasound in medicine & biology*, 35(8), 1242-1248.

- Warner, J. J., Lephart, S., & Fu, F. H. (1996). Role of proprioception in pathoetiology of shoulder instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 330, 35-39.
- Wassermann, E., Epstein, C., Ziemann, U., Walsh, V., Paus, T., & Lisanby, S. (2008). *Oxford handbook of transcranial stimulation*. Library of Congress Cataloguing: OUP Oxford.
- Wassermann, E. M., McShane, L. M., Hallett, M., & Cohen, L. G. (1992). Noninvasive mapping of muscle representations in human motor cortex. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 85(1), 1-8.
- White, R. H., Paull, D., & Fleming, K. (1986). Rotator cuff tendinitis: comparison of subacromial injection of a long acting corticosteroid versus oral indomethacin therapy. *The Journal of Rheumatology*, 13(3), 608-613.
- Wolf, B. R., Dunn, W. R., & Wright, R. W. (2007). Indications for Repair of Full-Thickness Rotator Cuff Tears. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(6), 1007-1016. doi: 10.1177/0363546506295079
- Worland, R. L., Lee, D., Orozco, C. G., SozaRex, F., & Keenan, J. (2003). Correlation of age, acromial morphology, and rotator cuff tear pathology diagnosed by ultrasound in asymptomatic patients. *Journal of the Southern Orthopaedic Association*, 12(1), 23-26.
- Wu, C.-H., Lin, C.-M., Wang, Y.-C., Wang, T.-G., & Wang, Y.-H. (2010). Reduced displacement of coracoacromial ligaments during shoulder motion in the aged: evaluation by ultrasonography. *Journal of Medical Ultrasound*, 18(3), 124-129.
- Wuelker, N., Korell, M., & Thren, K. (1998). Dynamic glenohumeral joint stability. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 7(1), 43-52.
- Wylie, J. D., Suter, T., Potter, M. Q., Granger, E. K., & Tashjian, R. Z. (2016). Mental health has a stronger association with patient-reported shoulder pain and function than tear size in patients with full-thickness rotator cuff tears. *JBJS*, 98(4), 251-256.
- Yao, L., Meng, J., Sheng, X., Zhang, D., & Zhu, X. (2014). A novel calibration and task guidance framework for motor imagery BCI via a tendon vibration induced sensation with kinesthesia illusion. *Journal of neural engineering*, 12(1), 016005.
- Yi-Ming, Z., Chen, X., Kai, Z., De-Gang, Y., & Jun, Z. Prediction of Rotator Cuff Injury Associated with Acromial Morphology: A Three-Dimensional Measurement Study. *Orthopaedic Surgery*, 12(5), 1394-1404. doi: 10.1111/os.12774. Repéré à <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdfdirect/10.1111/os.12774?download=true>
- Zangen, A., Roth, Y., Voller, B., & Hallett, M. (2005). Transcranial magnetic stimulation of deep brain regions: evidence for efficacy of the H-coil. *Clinical neurophysiology*, 116(4), 775-779.

Annexe 1 : Questionnaires auto-administrés

2 Version 2 du questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ)

MODULE DE BASE : Activité physique			
Je vais maintenant vous poser quelques questions sur le temps que vous consacrez à différents types d'activité physique lors d'une semaine typique. Veuillez répondre à ces questions même si vous ne vous considérez pas comme quelqu'un d'actif.			
Pensez tout d'abord au temps que vous y consacrez au travail, qu'il s'agisse d'un travail rémunéré ou non, de tâches ménagères, de cueillir ou récolter des aliments, de pêcher ou chasser, de chercher un emploi. <i>[Ajouter d'autres exemples si nécessaire]</i> . Dans les questions suivantes, les activités physiques de forte intensité sont des activités nécessitant un effort physique important et causant une augmentation conséquente de la respiration ou du rythme cardiaque, et les activités physiques d'intensité modérée sont des activités qui demandent un effort physique modéré et causent une petite augmentation de la respiration ou du rythme cardiaque.			
Question	Réponse	Code	
Activités au travail			
1	Est-ce que votre travail implique des activités physiques de forte intensité qui nécessitent une augmentation conséquente de la respiration ou du rythme cardiaque, comme [soulever des charges lourdes, travailler sur un chantier, effectuer du travail de maçonnerie] pendant au moins 10 minutes d'affilée ? [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]	Oui 1 Non 2 <i>Si Non, aller à P4</i>	P1
2	Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des activités physiques de forte intensité dans le cadre de votre travail ?	Nombre de jours <input type="text"/>	P2
3	Lors d'une journée habituelle durant laquelle vous effectuez des activités physiques de forte intensité, combien de temps consacrez-vous à ces activités ?	Heures : minutes <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P3 (a-b)
4	Est-ce que votre travail implique des activités physiques d'intensité modérée, comme une marche rapide ou [soulever une charge légère] durant au moins 10 minutes d'affilée ? [INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]	Oui 1 Non 2 <i>Si Non, aller à P7</i>	P4
5	Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des activités physiques d'intensité modérée dans le cadre de votre travail ?	Nombre de jours <input type="text"/>	P5
6	Lors d'une journée habituelle durant laquelle vous effectuez des activités physiques d'intensité modérée, combien de temps consacrez-vous à ces activités ?	Heures : minutes <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P6 (a-b)
Se déplacer d'un endroit à l'autre			
Les questions suivantes excluent les activités physiques dans le cadre de votre travail, que vous avez déjà mentionnées. Maintenant, je voudrais connaître votre façon habituelle de vous déplacer d'un endroit à l'autre ; par exemple pour aller au travail, faire des courses, aller au marché, aller à votre lieu consacré au culte. <i>[Ajouter d'autres exemples si nécessaire]</i>			
7	Est-ce que vous effectuez des trajets d'au moins 10 minutes à pied ou à vélo ?	Oui 1 Non 2 <i>Si Non, aller à P10</i>	P7
8	Habituellement, combien de jours par semaine effectuez-vous des trajets d'au moins 10 minutes à pied ou à vélo ?	Nombre de jours <input type="text"/>	P8
9	Lors d'une journée habituelle, combien de temps consacrez-vous à vos déplacements à pied ou à vélo ?	Heures : minutes <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P9 (a-b)

Suite à la page suivante

2 Version 2 du questionnaire mondial sur la pratique d'activités physiques (GPAQ), Suite

Question	Réponse	Code	
Activités de loisirs			
Les questions suivantes excluent les activités liées au travail et aux déplacements que vous avez déjà mentionnées. Maintenant je souhaiterais vous poser des questions sur le sport, le fitness et les activités de loisirs. <i>[Insérer les termes appropriés]</i>			
10	Est-ce que vous pratiquez des sports, du fitness ou des activités de loisirs de forte intensité qui nécessitent une augmentation importante de la respiration ou du rythme cardiaque comme [courir ou jouer au football] pendant au moins dix minutes d'affilée ? <i>[INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]</i>	Oui 1 Non 2 <i>Si Non, aller à P 13</i>	P10
11	Habituellement, combien de jours par semaine pratiquez-vous une activité sportive, du fitness ou d'autres activités de loisirs de forte intensité ?	Nombre de jours <input style="width: 30px;" type="text"/>	P11
12	Lors d'une journée habituelle, combien de temps y consacrez-vous ?	Heures : minutes <input style="width: 30px;" type="text"/> : <input style="width: 30px;" type="text"/> hrs mins	P12 (a-b)
13	Est-ce que vous pratiquez des sports, du fitness ou des activités de loisirs d'intensité modérée qui nécessitent une petite augmentation de la respiration ou du rythme cardiaque comme la marche rapide [faire du vélo, nager, jouer au volley] pendant au moins dix minutes d'affilée ? <i>[INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]</i>	Oui 1 Non 2 <i>Si Non, aller à P16</i>	P13
14	Habituellement, combien de jours par semaine pratiquez-vous une activité sportive, du fitness ou d'autres activités de loisirs d'intensité modérée ?	Nombre de jours <input style="width: 30px;" type="text"/>	P14
15	Lors d'une journée habituelle, combien de temps y consacrez-vous ?	Heures : minutes <input style="width: 30px;" type="text"/> : <input style="width: 30px;" type="text"/> hrs mins	P15 (a-b)
Comportement sédentaire			
La question suivante concerne le temps passé en position assise ou couchée, au travail, à la maison, en déplacement, à rendre visite à des amis, et inclut le temps passé [assis devant un bureau, se déplacer en voiture, en bus, en train, à lire, jouer aux cartes ou à regarder la télévision] mais n'inclut pas le temps passé à dormir. <i>[INSÉRER DES EXEMPLES LOCAUX ET MONTRER LES CARTES]</i>			
16	Combien de temps passez-vous en position assise ou couchée lors d'une journée habituelle ?	Heures : minutes <input style="width: 30px;" type="text"/> : <input style="width: 30px;" type="text"/> hrs mins	P16 (a-b)

Questionnaire : informations sur le participant

Date :

Code du participant :

Âge :	Sexe :
-------	--------

Taille :	Poids :
----------	---------

Tabagisme actuel ou antécédent :

Problèmes de santé/conditions associées :

Antécédents médicaux :

Antécédents chirurgicaux :

Médication :

Autres informations :

Nom & signature de l'évaluateur :

Questionnaire QuickDASH sur les incapacités reliées à une atteinte aux membres supérieurs

Évaluez votre capacité à faire les activités suivantes au cours de la dernière semaine en encerclant le numéro dans la colonne appropriée. Répondez en vous basant sur votre capacité à réaliser la tâche sans vous soucier de comment vous l'effectuez ou de quelle main vous utilisez pour réaliser l'activité.

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. Ouvrir un pot neuf ou fermé serré.	1	2	3	4	5
2. Faire de gros travaux ménagers (ex.: laver les murs, laver les planchers).	1	2	3	4	5
3. Transporter un sac d'épicerie ou un porte-document (valise).	1	2	3	4	5
4. Laver votre dos.	1	2	3	4	5
5. Utiliser un couteau pour couper des aliments.	1	2	3	4	5
6. Activités de loisirs durant lesquelles vous bougez votre bras librement (ex.: jouer au frisbee, au badminton, etc.).	1	2	3	4	5

	Pas du tout	Un peu	Moyennement	Beaucoup	Extrêmement
7. Au cours de la dernière semaine, dans quelle mesure votre problème au bras, à l'épaule ou à la main a-t-il nui à vos activités sociales habituelles avec votre famille, amis, voisins ou groupes? (encercler un chiffre)	1	2	3	4	5

	Pas limité du tout	Légerement limité	Moyennement limité	Très limité	Incapable
8. Au cours de la dernière semaine, avez-vous été limité dans votre travail ou dans vos autres activités habituelles à cause de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main? (encercler un chiffre)	1	2	3	4	5

Évaluez la sévérité des symptômes suivants au cours de la dernière semaine. (encercler un chiffre)

	Aucune	Légère	Modérée	Sévère	Extrême
9. Douleur au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5
10. Picotements (fourmillements) au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Tellement de difficulté que je ne peux pas dormir
11. Au cours de la dernière semaine, dans quelle mesure avez-vous eu de la difficulté à dormir à cause de votre douleur au bras, à l'épaule ou à la main? (encercler un chiffre)	1	2	3	4	5

$$\text{COTATION DU QuickDASH INCAPACITÉ/SYMPÔME} = \left(\frac{\text{somme des valeurs choisies}}{\text{nombre de questions répondues}} - 1 \right) \times 25$$

Un score du QuickDASH ne peut pas être calculé s'il y a plus qu'une réponse manquante.

© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.

Questionnaire QuickDASH sur les incapacités reliées à une atteinte aux membres supérieurs

MODULE TRAVAIL (OPTIONNEL)

Les questions suivantes portent sur l'impact de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main sur votre capacité à travailler (incluant « tenir maison » si cela est votre principale occupation).

Indiquez quel est votre travail même si votre problème au bras, à l'épaule ou à la main vous empêche de le réaliser actuellement : _____

Je n'ai pas de travail. (Ne répondez pas à cette section.)

Encercliez le numéro qui décrit le mieux votre capacité physique au cours de la dernière semaine. Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser votre travail au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste. Avez-vous eu de la difficulté à :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. utiliser la même technique de travail que d'habitude?	1	2	3	4	5
2. faire votre travail habituel à cause de votre douleur au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
3. faire votre travail aussi bien que vous l'auriez voulu?	1	2	3	4	5
4. passer le même nombre d'heures que d'habitude à réaliser votre travail?	1	2	3	4	5

MODULE SPORTS/MUSIQUE (OPTIONNEL)

Les questions suivantes portent sur l'impact de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main sur la pratique d'un instrument de musique, d'un sport ou des deux. Si vous pratiquez plus d'un sport ou d'un instrument (ou les deux), répondez en considérant l'activité qui est la plus importante pour vous.

Indiquez le sport ou l'instrument qui est le plus important pour vous peu importe si votre problème au bras, à l'épaule ou à la main vous empêche de le réaliser actuellement : _____

Je ne pratique pas un sport ou un instrument. (Ne répondez pas à cette section.)

Encercliez le numéro qui décrit le mieux votre capacité physique au cours de la dernière semaine. Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser cette activité au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste. Avez-vous eu de la difficulté à :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. utiliser la même technique que d'habitude pour pratiquer votre instrument ou sport?	1	2	3	4	5
2. pratiquer votre instrument ou sport habituel à cause de la douleur au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
3. pratiquer votre instrument ou sport habituel aussi bien que vous l'auriez voulu?	1	2	3	4	5
4. passer le même nombre d'heures que d'habitude à pratiquer votre instrument ou sport?	1	2	3	4	5

COTATION DES MODULES OPTIONNELS : Additionnez les valeurs encerclées; divisez par 4 (nombre d'items); soustraire 1; multipliez par 25.

Un score au module optionnel ne peut pas être calculé si des items ne sont pas répondus.

© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.

Annexe 2: Standardized Kinesthetic Illusion Procedure

Code du participant : _____ Date : ____/____/____

Angle optimal identifié :

Illusion obtenue en position statique ? Oui Non

Si non, angle de départ pour la méthode avec mouvement passif : _____

Illusion		Épaule testée :
Précision de l'illusion	Parfaitement clair et précise (3)	
	Modérément claire et précise (2)	
	Vague et non précise (1)	
	Aucune illusion (0)	
	Score (_ /3)	
Direction de l'illusion	Réponse attendue (1)	
	Autre (0)	
	Score (_ /1)	
Observations	Contraction visible du muscle vibré (#essais)	
	Contraction visible du muscle antagoniste (#essais)	
	Autres détails	

Échelles de perception amplitude/vitesse du mouvement

Very slow/small slow/small Moderate Fast/high Very fast/high

Perceived movement speed/amplitude