HAL
open science

Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique pour le diagnostic de troubles musculosquelettiques. Etude du personnel soignant du bassin ébroïcien

Maxime Houry

To cite this version:

Maxime Houry. Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique pour le diagnostic de troubles musculosquelettiques. Etude du personnel soignant du bassin ébroïcien. Education. Normandie Université, 2022. Français. NNT : 2022NORMR061 . tel-03957370

HAL Id: tel-03957370

https://theses.hal.science/tel-03957370

Submitted on 26 Jan 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Normandie Université

THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité STAPS

Préparée au sein de l'Université de Rouen Normandie

Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique pour le diagnostic de troubles musculosquelettiques. Etude du personnel soignant du bassin ébroïcien.

Présentée et soutenue par
MAXIME HOURY

Thèse soutenue le 02/12/2022 devant le jury composé de		
M. CHRISTOPHE HAUTIER	MAITRE DE CONFERENCES HDR, UNIVERSITE LYON 1 CLAUDE BERNARD	Rapporteur du jury
M. JACQUES VAILLANT	, UNIVERSITE GRENOBLE ALPES	Rapporteur du jury
M. JEREMY COQUART	PROFESSEUR DES UNIVERSITES, UNIVERSITE DE LILLE	Membre du jury
MME ALEXANDRA RORENN	MAITRE DE CONFERENCES HDR, UNIVERSITE PARIS 5 UNIVERSITE PARIS DESCARTES	Membre du jury
M. HASSANE ZOUHAL	PROFESSEUR DES UNIVERSITES, UNIVERSITE DE HAUTE BRETAGNE RENNES 2	Président du jury
MME CLAIRE TOURNY	PROFESSEUR DES UNIVERSITES, Université de Rouen Normandie	Directeur de thèse

Thèse dirigée par CLAIRE TOURNY (CENTRE D'ETUDES DES TRANSFORMATIONS DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES)

UNIVERSITÉ DE ROUEN NORMANDIE

ÉCOLE DOCTORALE 556 HSRT

Normandie Université

ETAPS

Financement

Cette thèse a bénéficié de l'accompagnement de la région de Normandie pour son financement. Le projet de thèse intitulé « Évaluations et rééducations innovantes des troubles musculo-squelettiques de l'épaule liés au travail » a été approuvé en 2019 au sein du plan des « Réseaux d'Intérêts Normands » (RIN) pour un co-financement apporté à 50% par la région Normandie et à 50% par les établissements La Musse – Fondation La Renaissance Sanitaire, situés à Saint-Sébastien-de-Morsent, dans l'Eure.

A travers cet accompagnement, la région Normandie avait pour but de conforter les axes de recherche d'excellence et en émergence sur le territoire normand.

La Fondation La Renaissance Sanitaire est un organisme privé à but non lucratif dont les préoccupations sont la qualité des soins, l'excellence des professionnels de santé et l'anticipation de l'évolution des services et des techniques en santé. Les établissements La Musse répondent à ces préoccupations en offrant 506 lits d'hospitalisation, de la médecine de proximité, une orientation des patients vers la pratique d'activité physique, l'accompagnement de sportifs professionnels, le suivi de patients en appareillage, l'accompagnement du handicap à travers des établissements médico-sociaux, des techniques de soin et de rééducation innovantes telles que l'équithérapie et l'utilisation d'exosquelette, ainsi que la formation de futurs professionnels de la rééducation.

La conjonction de ces intérêts a abouti à cette thèse encadrée par l'école doctorale Homme, Sociétés, Risques, Territoire (ED 556, HSRT) et le laboratoire « Centre d'Étude des Transformations des Activités Physiques et Sportives » (CETAPS, UR 3832), au sein de l'université Rouen Normandie.

Les établissements La Musse ainsi que le laboratoire CETAPS ont également répondu aux besoins logistiques rencontrés lors de la réalisation des travaux décrits dans cette thèse.

Remerciements

Je remercie chaleureusement Claire Tourny et Maxime Gilliaux d'avoir permis à ce projet de voir le jour, de m'avoir fait confiance pour le mener à bien et l'avoir dirigé avec bienveillance et dynamisme.

Merci aux établissements La Musse ainsi qu'au laboratoire CETAPS de m'avoir accueilli en leur sein durant ces trois années, et d'avoir apporté des échanges enrichissants avec les équipes de soignants, de chercheurs, permettant de maintenir le lien avec le terrain et les autres domaines de la recherche.

Grands remerciements à Yann Coste et Mathilde Bonnard qui à travers leurs collaborations ont chacun rendues réalisables les deux études présentées dans cette thèse.

Merci à Patricia Le Fol qui a rendu possible l'utilisation de nombreux matériels et de locaux indispensables à la bonne tenue des travaux entrepris. Merci également à toi pour les suggestions et retours constructifs que tu as pu apporter au long de ces année.

Je remercie Jérémy Coquart et Pierpaolo Iodice d'avoir bien voulu constituer le comité de suivi de thèse, merci pour vos encouragements et vos conseils lors de ces réunions.

Je remercie grandement Jérémy Coquart, Hassane Zouhal, Alexandra Roren, Jaques Vaillant et Christophe Hautier de m'avoir fait l'honneur de constituer le jury de thèse.

Je remercie particulièrement les équipes soignantes des établissements La Musse ainsi que l'ensemble des participantes de s'être rendues disponibles pour participer au recueil de données.

Merci également aux équipes de rééducateurs de La Musse avec qui une ambiance conviviale a permis d'avancer jour après jours durant ce marathon sans voir le temps passer.

Merci à l'équipe de l'institut de formation de La Musse et aux membres du laboratoire CETAPS de m'avoir accompagné, soutenu et encouragé joyeusement !

Bien-sûr, merci à tous mes proches, en premier lieu mes deux parents, ainsi que l'équipe des amis, de m'avoir soutenu depuis tant d'années, au cours de mon orientation, puis dans ce projet. Tous vos encouragements et vos conseils m'ont été d'une grande aide, et je compterai encore longtemps sur vous !

Merci enfin à Annaëlle, Charly, Constance, Grégory, Guillaume, Isabelle, Laura, Matthieu, Mathilde B, Mathilde C, Rita et Yann qui en plus d'avoir été proches de moi durant ces années, ont formé l'équipe des dernières relectures !

Sommaire

Financement ii
Remerciements iii
Sommaire iv
Index des tableaux viii
Index des figures ix
Index des annexes xi
Communications scientifiques xii
Communications orales xii
Posters xii
Articles xiii
Collaborations xiii
Communications orales xiii
Posters xiii
Article xiii
Introduction générale 1
Première partie : Revue bibliographique 3
I. Les Troubles Musculosquelettiques 4
A. Définitions 4
B. Epidémiologie 5
II. L'épaule 9
A. Structures de l'épaule 9
1. Ostéologie 9
2. Arthrologie 10
3. Myologie 11
4. Espace sous-acromial : 13
B. Fonctions de l'épaule 14
III. Syndrome de douleurs sous-acromiales 18
A. Mécanismes d'apparition du syndrome de douleurs sous-acromiales 18
B. Traitements du syndrome de douleurs sous-acromiales 22
IV. Physiologie de la douleur 24
V. Evaluation des mouvements de l'épaule 27
A. Cinématique 27
B. Cinétique 31

1. Electromyographie 31
2. Dynamométrie isocinétique 34
C. Méthode d'étude du signal au cours du mouvement : utilisation du « Statistic Parametric Mapping » (SPM) 36
VI. Professions concernées par les TMS de l'épaule 38
A. Métiers 38
B. Exposition aux contraintes 39
VII. Synthèse de la revue bibliographique 41
Deuxième partie : Contribution personnelle 42
Problématiques et hypothèses 43
Etude 1 : Importance de la biomécanique de l'épaule pour soigner le syndrome de douleurs sous-acromiales : Revue systématique de la littérature 45
A. Introduction 45
B. Méthodes 46
1. Méthodologie Prisma 46
2. Enregistrement en ligne 46
3. Critères d'éligibilité 47
4. Stratégie de recherche 47
5. Sélection des données 50
6. Récupération des données 50
7. Evaluation de la qualité 53
8. Synthèse des données 55
a. Classement des données 55
b. Traitement quantitatif et narratif 55
9. Qualité de la preuve 57
C. Résultats 57
1. Evaluation Grade 58
2. Résultats portant sur la cinématique 65
3. Résultats portant sur l'électromyographie 66
4. Résultats portant sur la dynamométrie isocinétique 66
D. Discussion 73
1. Principales découvertes 73
2. Effets de la douleur sous-acromiale sur le mouvement 73
a. Cinématique de la scapula 73
b. Activité EMG 74
c. Dynamométrie isocinétique 74

3. Cohérence à travers les outils : 75
4. Limites 76
5. Perspectives 77
Etude 2 : Changements du profil électromyographique de l'épaule atteinte d'un syndrome de douleurs sous-acromiale au sein d'une populations de soignants en activité : étude transversale. 78
A. Introduction 78
B. Matériels et méthodes 79
1. Cadre juridique 79
2. Population 80
a. Critères d'inclusion 80
b. Critères d'exclusion 80
c. Répartition par groupes et appariement 80
3. Questionnaires 80
4. Protocole 81
a. Echauffement 81
b. Tests cliniques 82
c. Capteurs EMG 82
d. Evaluation de la douleur 83
e. Dynamométrie 83
5. Enregistrement EGM 85
6. Traitement des données 85
a. Données dynamométriques isocinétiques 85
b. Données électromyographique 86
c. Méthode de synchronisation des données isocinétiques et électromyographiques 86
7. Méthode de traitement statistique 91
8. Calcul de la taille de l'échantillon 92
C. Résultats et interprétations 92
1. Le couple de force en rotation médiale est-il inférieur dans la population symptomatique ? 96
2. Le trapèze supérieur est-il hyperactif dans la population symptomatique lors d'une élévation du membre supérieur ? 97
3. L'activité EMG des muscles de l'épaule est-elle altérée dans la population symptomatique lors des mouvements d'élévation du membre supérieur ? 99
4. Résultats exploratoires 101
a. Couple 101

b. Deltoïde 102
c. Infra-épineux 103
d. Trapèze supérieur 105
e. Grand pectoral 106
D. Discussion 107
1. Population 107
2. Tests cliniques 108
3. Mesures des mouvements 108
4. Limites 110
5. Conclusion et perspectives 111
Troisième partie : Discussion 113
I. Synthèse des résultats 114
II. Limites 117
III. Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique chez le soignant 118
IV. Recommandations cliniques : 119
Bibliographie 122
Annexes 138
Résumé 155
Abstract 155

Index des tableaux

Tableau 1 : Liste des TMS du membre supérieur, leur statut vis-à-vis de la littérature scientifique et de la sécurité sociale française (24,25) 5
Tableau 2 : Evolution annuelle du nombre de maladies professionnelles occasionnées par des TMS, réparties par localisation (à l'exception du rachis), entre 2014 et 2019 (30) 7
Tableau 3 : Amplitudes mesurées des mouvements de l'épaule dans la population saine. ... 15
Tableau 4 : Principaux risques auxquels sont exposés les infirmiers et les aides-soignants en France (122) 40
Tableau 5 : Equation de recherche 49
Tableau 6 : Synthèse des études cinématiques. 60
Tableau 7 : Synthèse des études électromyographiques. 62
Tableau 8 : Synthèse des études isocinétiques. 63
Tableau 9 : Synthèse de l'évaluation AXIS 64
Tableau 10 : Synthèse des observations cinématiques dans les trois degrés de liberté en rotation des articulations de l'épaule. 68
Tableau 11 : Synthèse des observations cinématiques dans les trois degrés de liberté en translation des articulations de l'épaule. 69
Tableau 12 : Synthèse des observations électromyographiques. 70
Tableau 13 : Synthèse des résultats de dynamométrie isocinétique 71
Tableau 14 : Synthèse des méta-analyses produites à partir des données obtenues et de l'évaluation GRADE obtenue. 72
Tableau 15 : Caractéristiques de la population inclue 93
Tableau 16 : Résultats des tests cliniques effectués dans les deux populations 93
Tableau 17 : Description des amplitudes de la phase isocinétique lors des mouvements mesurés, dans les deux populations. 95
Tableau 18 : Caractéristiques des mouvements mesurés. Les amplitudes de début et de fin sont relatives au 0° défini dans la partie méthodes. 95

Index des figures

Figure 1 : Evolution du nombre de maladies professionnelles occasionnées par des TMS de 1970 à 2005 (29)....6
Figure 2 : Ostéologie de l'épaule, d'après Moore et al, (44)....10
Figure 3 : Myologie de l'épaule, d'après Moore et al, (4)....13
Figure 4 : Espace sous-acromial (48)....14
Figure 5 : Mouvements de la scapula d'après Ludewig et al, 2009 (49)....16
Figure 6 : Classification des formes de l'acromion, d'après Bigliani et al (62)....19
Figure 7 : Facteurs extrinsèques impliqués dans le syndrome de douleurs sous-acromiales, d'après Seitz et al, 2011 (11)....20
Figure 8 : Tests cliniques : a) Test de Hawkins-Kennnedy, b) Test de la rotation latérale contrariée (81), c) Test de l'arc douloureux....22
Figure 9 : Voies de la nociception au niveau a) Corne dorsale de la moelle épinière et b) supra-spinal....24
Figure 10 : Définition des mouvements de l'articulation sterno-claviculaire, calculés à partir de Xc, Yc, Zc : coordonnées spatiales de la clavicule, relativement à Xt, Yt, Zt : coordonnées spatiales du thorax, d'après Wu et al, 2004 (99)....28
Figure 11 : Définition des mouvements de l'articulation acromio-claviculaire calculés à partir de Xs, Ys, Zs : coordonnées spatiales de la scapula, mesurées relativement à Xc, Yc, Zc : coordonnées spatiales de la clavicule, d'après Wu et al, 2004 (99)....28
Figure 12 : Définition des mouvements de l'articulation gléno-humérale calculés à partir de Xh, Yh, Zh : coordonnées spatiales de la scapula, mesurées relativement à Xs, Ys, Zs : coordonnées spatiales de la clavicule, d'après Wu et al, 2004 (99)....29
Figure 13 : Marqueurs pour une évaluation optoélectronique du membre supérieur (102)..30
Figure 14 : Capteurs inertiels (103)....30
Figure 15 : Enregistrement du déplacement du poignet dans les 3 dimensions de l'espace au cours du temps (104)....31
Figure 16 : Dépolarisation mesurée d'une seule unité motrice (106)....32
Figure 17 : Décomposition d'un enregistrement en EMG de surface, d'après Merletti et al, 2016 (105)....33
Figure 18 : Synthèse graphique du fonctionnement SPM....37

Figure 19 : Diagramme de flux, sur le modèle PRISMA (159) 59
Figure 20 : Protocole d'échauffement d'une durée de 5 minutes, en continu. 82
Figure 21 : Installation pour les mesures en abduction 84
Figure 22 : Installation pour les mesures en rotation 85
Figure 23 : Unité inertielle solidarisée avec le bras de levier du dynamomètre 88
Figure 24 : Illustration de la synchronisation des données en fonction du temps.....89
Figure 25 : Enregistrement de la vitesse sur deux essais successifs. Bande grise : zone exclue. 90
Figure 26 : Amplitudes de la phase isocinétique de l'ensemble des essais de chaque participant. 94
Figure 27 : Comparaison du couple de force isocinétique lors de l'abduction entre les deux populations. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement. 96
Figure 28 : Comparaison de l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur lors de l'abduction entre les deux groupes. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement. CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique 97
Figure 29 : Mesures d'amplitude EMG moyenne durant la phase isocinétique d'élévation du membre supérieur ; Ligne noire = médiane, boite = quartiles 2 et 3 ; Moustache supérieure = 3e quartile + 1,5*intervalle interquartile ; Moustache inférieure =1er quartile - 1,5*intervalle interquartile ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique. 99
Figure 30 : Couple en fonction de l'amplitude articulaire lors du travail des rotateurs latéraux. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement. 101
Figure 31 : Comparaisons des amplitudes du signal EMG des 3 chefs du deltoïde au cours des mouvements de rotation médiale concentrique (en haut) et excentrique (en bas) ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique. 102
Figure 32 : Comparaison des amplitudes du signal EMG de l'infra-épineux lors du travail excentrique des rotateurs latéraux et médiaux. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique. 103

Figure 33 : Comparaison des amplitudes du signal EMG du trapèze supérieur lors du travail excentrique des rotateurs médiaux de l'épaule. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique. 105
Figure 34 : Comparaison de l'amplitude du signal EMG du grand pectoral lors de l'abduction excentrique. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique. 106
Figure 35 : Diagramme résumant les conduites à tenir pour la santé de l'épaule des soignants hospitaliers 121

Index des annexes

Annexe 1 : Grille d'évaluation AXIS utilisée pour évauler la qualité des études incluses dans la revue systématique de la littérature 138
Annexe 2 : Réponse du comité de protection des personnes..... 139
Annexe 3 : Document d'information destinée au participant..... 141
Annexe 4 : Formulaire de consentement éclairé 144
Annexe 5 : Version papier du Brief pain inventory 145
Annexe 6 : Version papier du quick-DASH 148
Annexe 7 : Version papier de la Pain Catastrophizing Scale 151
Annexe 8 : Protocole d'installation des capteurs EMG 152
Annexe 9 : Protocole de normalisation de l'EMG 153

Communications scientifiques

Communications orales

- 27/11/2020 : Communication orale : Webinar Medimex – 22e rencontres de l'isocinétisme : « Évaluation isocinétique et électromyographique de l'épaule : une étude de cas. », M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux.

- 18/02/2021 : communication orale : Colloque CETAPS axe prévention et santé : « Protocole d'évaluation isocinétique et électromyographique de l'épaule. », M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux.

- 24/06/2021 : Communication orale : 5e Doctoriales du CETAPS : « Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique et asymptomatique pour le diagnostic des troubles musculosquelettiques. » M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux.

- 16/06/2022 : Communication orale : Congrès de la SOFAMEA : « Relations entre les douleurs de l'épaule et les outils de diagnostic de routine : étude transversale. », M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux.

- 30/06/2022 : 6e doctoriales du CETAPS : " Évaluations anatomiques et fonctionnelles de l'épaule douloureuse : adaptations pour le travailleur.", M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux.

Posters

- 17/05/2021 : Poster : Congrès Journées Francophones de la Kinésithérapie : « Evaluation isocinétique et électromyographique de l'épaule : une étude pilote », M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux.

Articles

« Kinematic, electromyographic and isokinetic measurements matter for the management of shoulder subacromial pain syndrome: a systematic review “, M. Houry, C. Tourny, P. Le Fol, M. Gilliaux. (en cours de soumission)

« Motor changes during movement of painful shoulder in nurses and care assistants : a prospectivetransversal trial with Statistical parametric mapping analysis. », M. Houry, M. Bonnard, C. Tourny, M. Gilliaux, (en cours de soumission)

Collaborations

Communications orales

2022. Effet des rétroactions sur la douleur chez les travailleurs présentant des troubles musculosquelettiques. **Frasie**, Plourde, Houry, Robert, Bouyer et Roy. Congrès du Réseau Provincial de Recherche en Adaptation-Réadaptation (REPAR). Sherbrooke, Canada.

Posters

2022. Feedback for the prevention and rehabilitation of musculoskeletal disorders. Effects on function. **Frasie**, Plourde, Houry, Robert, Bouyer et Roy. The International Society of Posture and Gait Research (ISPGR) World Congress 2022. Montreal, Canada.

2022. Feedback for the prevention and rehabilitation of musculoskeletal disorders. Systematic review. Effects on sensorimotor outcome. Frasie, Plourde, Houry, Robert, Bouyer et Roy. 2022 Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK). Quebec, Montreal.

Article

“Feedback for the prevention and rehabilitation of musculoskeletal disorders”, A. Frasie, M. Houry, C. Plourde, M.T. Robert, L. Bouyer and J-S. Roy. (en cours de soumission).

Introduction générale

Parmi les troubles musculosquelettiques (TMS), les atteintes de l'épaule combinant douleurs et atteintes fonctionnelles en l'absence de traumatisme ou de restriction importante de l'amplitude articulaire ont dans un premier temps été nommées « conflit sous acromial » (1). Il semble cependant que les mécanismes entrant en jeu lors de ces atteintes de l'épaule soient multiples. Le terme de conflit ne serait pas alors représentatif de la pathologie. Ainsi, l'appellation « syndrome de douleur sous acromiale » (SDSA) est à présent préféré pour nommer ce type d'atteinte (2–5). Cette pathologie, la plus fréquente parmi les TMS de l'épaule (6), nécessite de prendre en compte des facteurs biologiques, le contexte social (en particulier, le milieu socio-professionnel) dans lequel elle survient et les caractéristiques psychologiques du patient (7,8). Il s'agit d'une approche biopsychosociale.

L'apparition de cette pathologie est favorisée par l'exécution de tâches nécessitant la sollicitation intense et répétée de l'articulation de l'épaule ainsi que par un contexte d'importants risques psycho-sociaux (RPS) (9). Pourtant, les mécanismes du SDSA n'ont été que peu étudiés dans un contexte socio-professionnel homogène (9). Le groupe des professionnels hospitaliers constitué par les infirmiers et les aides-soignants, présente des conditions de sollicitations articulaires et de RPS favorables à l'apparition de cette pathologie. Il existe une forte prévalence de TMS de l'épaule dans ce groupe (10). Une partie de cette thèse a été réalisée selon ce contexte professionnel.

Le SDSA est une pathologie identifiée à l'aide du récit typique du patient. Il se manifeste par une douleur de la zone antérieure et latérale de l'acromion, dont l'apparition est le plus souvent insidieuse, s'étalant sur plusieurs semaines à quelques mois. Les tests cliniques utilisés lors de l'examen physique ainsi que l'analyse d'imagerie de l'épaule obtiennent de faibles résultats pour orienter le diagnostic (2–5). S'il semble que le siège anatomique de cette pathologie soit l'espace sous-acromial, il semble également que ses mécanismes doivent être mieux compris. Plusieurs facteurs entrent en compte : la qualité du tissu tendineux, l'anatomie de l'acromion ainsi que la mécanique des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique (11).

Actuellement, un tiers des patients suivant le traitement recommandé pour soigner un conflit sous acromial (conservateur ou chirurgical) n'obtient pas de résultats satisfaisants (2). Ce sont les limites de la compréhension des aspects mécaniques de cette pathologie lorsque le clinicien cherche à diagnostiquer ou à soigner un « conflit ». L'intégration de conceptions plus larges dans la définition du SDSA incite à améliorer la compréhension des mécaniques de ce syndrome. Ainsi, une partie des recherches dans le domaine a été orientée vers l'observation du mouvement actif de l'épaule atteinte de SDSA.

Plusieurs méthodes ont été développées dans ce but. Les observations de la cinématique de l'épaule permettent de décrire le mouvement à chaque instant (12). La mesure de l'activité de chaque muscle par un enregistrement électromyographique (EMG) témoigne de la participation de chaque muscle au cours du mouvement (13–15). Des observations du couple isocinétique permettent de mettre en évidence le couple développé par musculature de manière globale au cours du mouvement (13–18). De plus, la qualité de l'analyse des résultats isocinétiques et EMG peut être améliorée par un traitement statistique popularisé lors de la dernière décennie : le « *Statistical Parametric Mapping* » (SPM) (19). L'utilisation dans la littérature de manière séparée ou combinée des variables enregistrables avec ces outils semble permettre de comprendre les altérations du mouvement identifiables en présence de SDSA.

Cette thèse avait pour objectif d'améliorer la compréhension du SDSA, en s'appuyant sur la littérature et du des mesures prises lors des mouvements de l'épaule, au sein d'une catégorie socio-professionnelle spécifique.

Première partie : Revue bibliographique

I. Les Troubles Musculosquelettiques

A. Définitions

Les troubles musculosquelettiques (TMS) ont été définis par l'Organisation Mondiale de la Santé (20) comme l'ensemble des pathologies touchant les tissus nerveux, musculaires et conjonctifs formant les os, articulations, muscles et tissus de soutient de l'appareil locomoteur. Il s'agit d'un groupe de plus de 150 pathologies, définies dans l'*« International statistical classification of diseases and related health problems, 11th edition»* (21). Cette définition proposée par l'OMS englobe une grande diversité d'affections comprenant la fracture du col du fémur, la tendinopathie de la coiffe des rotateurs ou la polyarthrite rhumatoïde.

Une partie de ces TMS a un mécanisme de survenue insidieux : lent et progressif, lié à l'activité professionnelle (22). Cette catégorie est définie comme *« large ensemble d'affections périarticulaires qui touchent les tissus mous (muscles, tendons, nerfs, vaisseaux, cartilages) et se traduisent principalement par des douleurs et une gêne fonctionnelle souvent quotidiennes »* (23). Ces TMS non-traumatiques liés à l'exercice professionnel sont, par abus de langage, également nommés TMS. C'est à cette catégorie que nous nous réfèrerons par la suite en parlant de TMS.

Les TMS du membre supérieur seraient liés de manière modérée à forte à l'exposition à des facteurs de risques présents lors de l'activité professionnelle (22). Les pathologies du membre supérieur peuvent être réparties en trois catégories : les TMS de l'épaule, du coude et du poignet. Ces pathologies sont assemblées sous la catégories des plaintes liées au membre supérieur, dénommée « Complains of Arm, Neck and Shoulder » (CANS) (1). Elle contient 37 diagnostics spécifiques pour les TMS du membre supérieur. La revue systématique de la littérature de Boocock et al. (24), propose un ensemble de 14 pathologies spécifiques du membre supérieur, dont le lien avec l'activité professionnelle a été mis en évidence. Depuis 1972 en France, les TMS font l'objet d'une prise en charge spécifique par la sécurité sociale, au titre de la maladie professionnelle (MP). Les MP occasionnées par des TMS sont décrites dans le tableau n°57 du régime général de la sécurité sociale (25). Ce dernier s'est enrichi au cours des réformes en 1982 et 1991,

considérant à présent 8 diagnostics de TMS donnant lieu à une prise en charge en MP. Le Tableau 1 montre la liste des pathologies connues dont le lien avec l'activité professionnelle a été mis en évidence et la liste de celles donnant lieu à une reconnaissance de MP (24,25). La différence entre ces deux catégories se répercute sur le décompte de ces pathologies. Ainsi, parmi les pathologies de l'épaule appartenant à la catégorie des CANS, la sécurité sociale française reconnait uniquement la tendinopathie de la coiffe des rotateurs (Tableau 1).

Tableau 1 : Liste des TMS du membre supérieur, leur statut vis-à-vis de la littérature scientifique et de la sécurité sociale française (24,25)

	Pathologies reconnues dans la littérature scientifique comme liées à la pratique professionnelle	Pathologies pouvant donner lieu à une prise en charge en maladie professionnelle
Plaintes irradiantes des cervicales	X	
Capsulite rétractile / Epaule gelée	X	
Tendinopathie de la coiffe des rotateurs	X	X
Epicondylite latérale	X	X
Epicondylite médiale		X
Hygromas du coude		X
Syndrome du tunnel carpien	X	X
Syndrome du tunnel ulnaire	X	X
Maladie de De Quervain	X	
Syndrome de Guyon	X	
Syndrome du tunnel radial	X	
Phénomène de Raynaud	X	
Tendinite du poignet	X	X
Ténosynovite.	X	X
Fibromyalgie	X	
Arthrose spécifique	X	
Syndrome du défilé thoraco-brachial	X	

B. Epidémiologie

Les TMS représentaient en 2016 le groupe de pathologies le plus important en nombre d'années vécues avec la pathologie à l'échelle de la planète (26). Ils concernaient 1,71

milliards de personnes en 2019, représentant la première source de soins en rééducation (27). La prévalence des TMS du membre supérieur est de 1% à 5% dans la population générale. Elle peut monter à 14,5% dans les populations les plus touchées (28). À l'échelle de la France, les réformes du tableau 57 de la Caisse nationale d'Assurance Maladie (CNAM), se sont accompagnées d'un accroissement important du nombre de MP, comme le montre la Figure 1 (29).

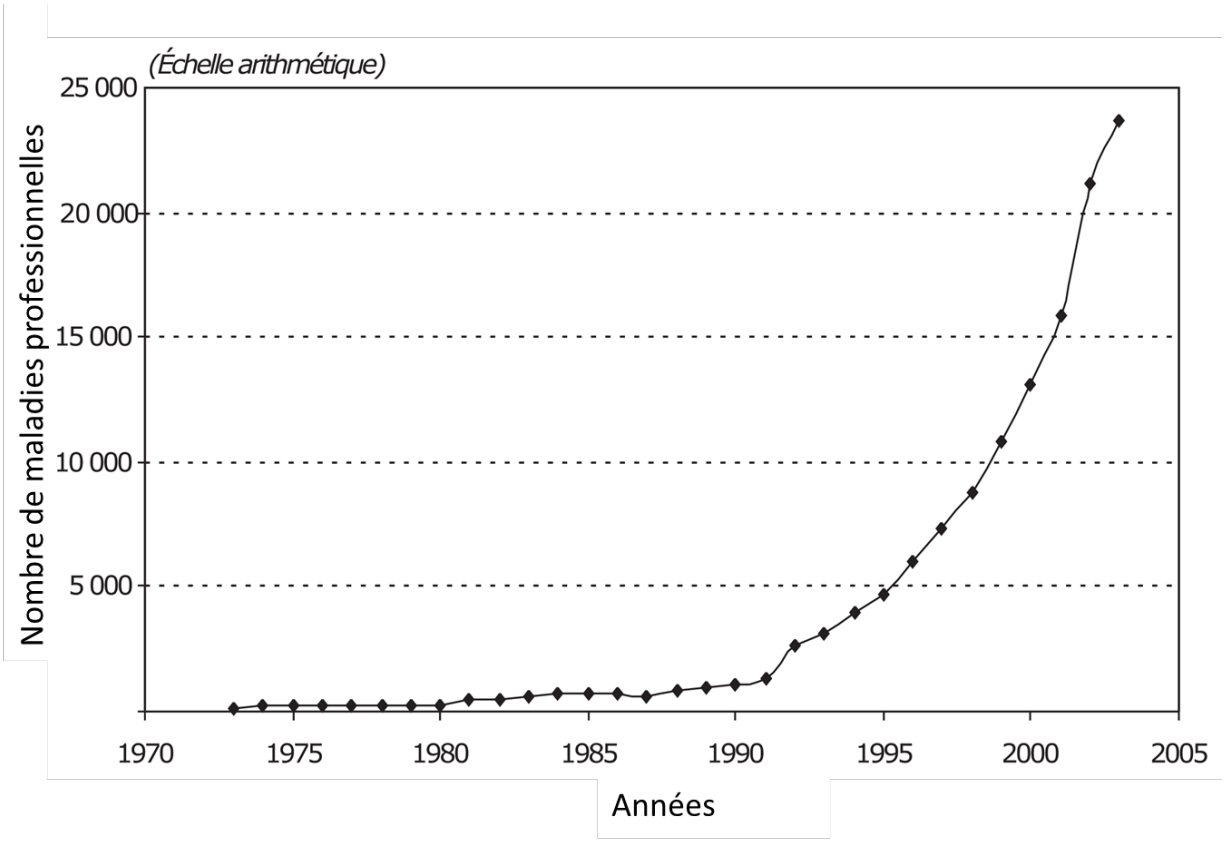


Figure 1 : Evolution du nombre de maladies professionnelles occasionnées par des TMS de 1970 à 2005 (29)

Une stabilisation a eu lieu au début des années 2010 (30). Les TMS sont à présent la principale cause de MP en France : en 2019, la CNAM déclare 44492 nouvelles MP occasionnées par des TMS. Il s'agit d'une croissance de 2,3% par rapport aux résultats de 2018, également croissants par rapport à ceux de 2017. Le Tableau 2 montre que cette croissance est principalement le reflet de la croissance des TMS du membre supérieur, représentant 91,2% du total des MP en 2019 (30).

Tableau 2 : Evolution annuelle du nombre de maladies professionnelles occasionnées par des TMS, réparties par localisation (à l'exception du rachis), entre 2014 et 2019 (30)

	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Épaule	13 050	13 445 *3,0 %*	12 948 *– 3,7 %*	13 223 *2,1 %*	14 359 *8,6 %*	15 241 *6,1 %*
Coude	9 289	9 322 *0,4 %*	9 268 *– 0,6 %*	9 407 *1,5 %*	9 708 *3,2 %*	10 037 *3,4 %*
Poignet-main-doigt	18 166	17 039 *– 6,2 %*	16 175 *– 5,1 %*	15 634 *– 3,3 %*	15 369 *– 1,7 %*	15 277 *– 0,6 %*
Genou	366	361 *– 1,4 %*	281 *– 22,2 %*	276 *– 1,8 %*	254 *– 8,0 %*	198 *– 22,0 %*
Pied-cheville	45	44 *– 2,2 %*	60 *36,4 %*	36 *– 40,0 %*	43 *19,4 %*	14 *– 67,4 %*
Divers	20	9 *– 55,0 %*	8 *– 11,1 %*	4 *– 50,0 %*	3 *– 25,0 %*	4 *33,3 %*

Les TMS concernent toutes les professions. Les activités professionnelles recrutant la force physique sont davantage atteintes au niveau des articulations distales. Celles nécessitant le maintien prolongé de postures sont plus atteintes au niveau du rachis et des racines des membres (31). Une étude réalisée auprès d'un large échantillon de travailleurs de 16 départements français soutient que l'apparition de TMS est influencée par la catégorie socio-professionnelle : le sexe, l'âge, le statut social, le dernier diplôme obtenu et le type de contrat en cours (32). Ce travail est concordant avec des études antérieures (33,34). Cependant, les résultats de ces études ne différencient pas les professions les unes des autres. Des travaux ciblant des professions spécifiquement permettraient d'enrichir les connaissances dans ce domaine.

Parmi les caractéristiques que peuvent présenter les divers exercices professionnels, plusieurs ont été identifiées comme facteurs de risque d'apparition des TMS. Les facteurs mécaniques sont les suivants (35):

- Le recrutement d'une importante force motrice d'origine musculaire,
- La nécessité de prendre des postures s'éloignant d'une posture de repos du corps, de manière prolongée,
- Un nombre important de répétitions de la même gestuelle,
- L'utilisation de surfaces corporelles comme d'une surface de friction

Des facteurs de contexte psychologique et social viennent s'y ajouter (36–38):

- Consommation de tabac
- Indice de masse corporelle élevé
- Présence de comorbidités
- Une importante demande au travail
- Un stress important au travail
- Un manque de support social
- Un manque de contrôle des tâches à réaliser

Il semble que les professions de santé soient particulièrement concernées par l'apparition de TMS. La revue systématique de la littérature menée par Davis et Kotowski (10) identifie que les infirmiers et les aides-soignants se plaignent d'avoir ressenti au cours de l'année écoulée des douleurs lombaires à 55%, de l'épaule à 44% des cervicales à 42% et du membre supérieur (à l'exclusion de l'épaule) à 26%. Une autre revue systématique menée par Occhionero et al. (39) montre que les deux zones anatomiques les plus atteintes par des TMS chez les infirmières sont les épaules (22-74%) et les cervicales (13-63%).

D'un point de vue économique, l'étude de Waehrer et al (40), montre qu'en 1993 aux Etats-Unis, les TMS étaient chez les soignants le principal générateur de coûts de santé, coûtant au total 3427 millions de dollars. Ce coût était engendré pour les seuls TMS survenus chez les infirmiers et aides-soignants aux États-Unis, employant environ 8,9 millions de personnes dans le secteur de la santé (40).

Synthèse

- L'appellation « TMS » rassemble un nombre important de pathologies aux mécanismes divers.
- Les TMS non traumatiques du membre supérieur sont associés à la pratique professionnelle.
- Les soignants sont particulièrement touchés par ces TMS, principalement au niveau de l'épaule
- La pathologie de l'épaule identifiée comme TMS associée au travail et reconnue par le système social Français est le syndrome de la coiffe des rotateurs.

II. L'épaule

La compréhension des TMS de l'épaule nécessite des éléments théoriques sur les structures en jeu et leur fonctionnement. Voici la description de l'articulation de l'épaule.

Il s'agit de l'articulation à la racine du membre supérieur. Elle est très mobile, mettant en rapport le manubrium sternal, la clavicule, la scapula, les côtes et l'humérus. Une première partie de ce chapitre sera consacrée aux structures de l'épaule, décrivant son ostéologie, son arthrologie et sa myologie. Une seconde partie présentera les aspects fonctionnels de l'épaule.

A. Structures de l'épaule

1. Ostéologie

La scapula est un os pair, plat, de forme triangulaire (Figure 2). Elle forme la partie postérieure de la ceinture scapulaire. Sa face postérieure présente la saillie osseuse de l'épine de la scapula, qui se prolonge par l'acromion, latéralement, d'abord vers l'arrière puis qui se réoriente vers l'avant. L'angle supéro-latéral de la scapula est plus épais. Il forme la glène : surface articulaire constituée de cartilage hyalin et délimitée par le labrum. La glène, orientée latéralement et vers l'avant répond à la tête humérale, formant l'articulation gléno-humérale. La partie supérieure de l'angle supéro-latéral de la scapula supporte le processus coracoïde : saillie osseuse courbée vers l'avant, le latéral et le bas (41,42).

La clavicule est un os pair, long, dirigé latéralement, en arrière et en haut, situé à l'avant de la ceinture scapulaire, au-dessus de la cage thoracique (Figure 2). Elle est légèrement courbée en forme de « S » dans un plan oblique vers l'avant et le bas. Son extrémité médiale forme l'articulation sterno-claviculaire, avec le manubrium sternal et le 1er cartilage costal. Son extrémité latérale forme l'articulation acromio-claviculaire, avec l'acromion de la scapula (41,42).

L'humérus est un os pair, long, vertical, formant le squelette du bras (Figure 2). Son extrémité supérieure, la tête humérale, dans sa partie supéro-médiale est une surface articulaire recouverte de cartilage hyalin, formant le tiers d'une sphère, s'articulant avec la

glène de la scapula (articulation gléno-humérale). Son extrémité inférieure s'articule avec le radius médialement et l'ulna latéralement, formant l'articulation du coude.

Le manubrium sternal est la partie supérieure du sternum, un os plat, impair, symétrique, situé en avant du thorax. Le manubrium s'articule avec les deux clavicules via les articulations sterno-claviculaires (43).

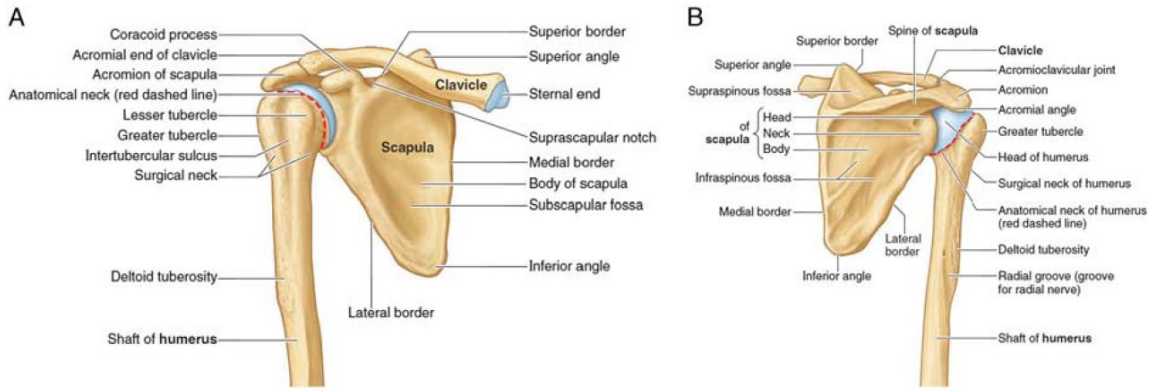


Figure 2 : Ostéologie de l'épaule, d'après Moore et al, (44)

2. *Arthrologie*

L'articulation gléno-humérale est l'articulation principale de l'épaule. Il s'agit d'une sphéroïde de type synovial, mettant en rapport la tête humérale dans sa partie médiale et la glène de la scapula. Cette disposition lui confère une mobilité importante. Elle est stabilisée par le labrum, fibro-cartilage s'insérant sur le bord de la glène. La capsule participe à la stabilisation dans les amplitudes extrêmes. Un ensemble de ligaments stabilise cette articulation. Le ligament coraco-huméral (faisceaux supérieur et inférieur) la stabilise en haut et en avant. Le ligament gléno-huméral (faisceau supérieur, moyen et inférieur), la stabilise en avant. Le ligament coraco-glénoïdien, en haut a pour rôle de suspendre la capsule. Le ligament coraco-acromial forme la voûte coraco-acromiale. Le ligament transverse de l'humérus prolonge la capsule. Les muscles jouent également un rôle de stabilisateurs actifs de la gléno-humérale : en particulier, la coiffe des rotateurs, constituée par les tendons des muscles sub-scapulaire, long biceps, supra-épineux et infra-épineux. Le tendon du long triceps a également un rôle stabilisateur (41,42).

L'articulation scapulo-thoracique est réalisée par l'intermédiaire de muscles, la faisant entrer dans la catégorie des syssarcoses. Elle est constituée d'un double plan de

glissement entre la face antérieure de la scapula, recouverte par le corps du muscle sub-scapulaire et les 7 premières côtes. Entre les deux, le muscle dentelé antérieur s'interpose, offrant un premier plan de glissement par sa face postérieure : l'espace scapuloserratique et un second plan de glissement par sa face antérieure : l'espace serratothoracique (45).

L'articulation sterno-claviculaire est une articulation à synoviale de type en selle. Un ménisque s'interpose entre les surfaces articulaires claviculaire et sternale, séparant l'articulation en deux. Elle est orientée vers le latéral et le haut. Elle est stabilisée par une capsule, le ménisque et les ligaments sterno-claviculaires (45).

L'articulation acromio-claviculaire est synoviale, de type plane. Elle est orientée vers le bas et le latéral. Elle est stabilisée par les ligaments trapézoïde, conoïde et coraco-claviculaire médial qui s'établissent tous les trois entre la face inférieure de la clavicule et la partie moyenne du processus coracoïde de la scapula (45).

3. Myologie

L'épaule est composée d'une importante musculature (21 muscles) permettant à l'épaule de remplir ses fonctions de mobilité et de stabilité. La musculature de l'épaule est illustrée sur la Figure 3.

Le grand et petit rhomboïde sont des adducteurs, élévateurs et rétropulseurs de la scapula. Ils s'insèrent sur le bord médial de la scapula et vont sur les processus épineux de la 7e vertèbre cervicale à la 4e vertèbre thoracique. Le trapèze se compose de 3 parties avec chacune leur rôle et insertions respectives. Le trapèze supérieur est élévateur de la scapula avec une sonnette latérale. Le trapèze moyen est adducteur et rétropulseur de la scapula. Le trapèze inférieur est abaisseur, avec une sonnette médiale et adducteur. Leurs insertions proximales vont de l'occiput à la 11e vertèbre thoracique. Le faisceau supérieur se projette sur le tiers latéral du bord postérieur de la clavicule, le faisceau moyen sur l'épine de la scapula, le faisceau inférieur sur le tubercule trapézien. Le supra-épineux assiste l'abduction de l'épaule et stabilise la tête humérale. Il provient de la fosse supra-épineuse et se projette sur le tubercule majeur de l'humérus. L'infra-épineux est rotateur latéral et a un rôle de contrôle de l'élévation de la tête humérale lors des mouvements d'élévation : en synergie avec le muscle deltoïde (46). Il provient de la fosse infra-épineuse et se projette sur le

tubercule majeur de l'humérus. Le petit rond a la même physiologie que l'infra-épineux, il provient du bord latéral de la scapula et se projette sur le tubercule majeur de l'humérus. Le grand rond est principalement rotateur médial et adducteur de la gléno-humérale : il part de la partie inférieure du bord latéral de la scapula et se termine sur la lèvre médiale de la gouttière bicipitale. Le grand dorsal est rotateur médial, adducteur et extenseur de la gléno-humérale. Il provient des épineuses des vertèbres depuis la 6e thoracique à la crète sacrale médiane et se projette sur le fond de la gouttière bicipitale de l'humérus. Le dentelé antérieur est propulseur et abducteur de la scapula. Il provient de la partie antérieure de la 1e à la 10e côte et se projette sur le bord médial de la scapula. Le subscapulaire est rotateur médial et adducteur de la gléno-humérale. Il provient de la face antérieure de la scapula et se projette sur le tubercule mineur de l'humérus. Le coracobrachial est fléchisseur et adducteur de la gléno-humérale. Il provient de l'apex du processus coracoïde et se projette sur le quart moyen supérieur de la face médiale de la diaphyse humérale. Le petit pectoral est antépulseur du moignon de l'épaule et réalise une bascule antérieure. Il provient du processus coracoïde et se projette sur les 3e, 4e et 5e côtes. Le grand pectoral est adducteur et rotateur médial de la gléno-humérale. Il provient de la clavicule, du sternum et de la 1e à la 6e côte. Le muscle deltoïde forme le galbe de l'épaule, il est responsable principalement de l'abduction. Son insertion proximale longe le bord antérieur du tiers latéral de la clavicule, le bord latéral de l'acromion et du bord postérieur de l'épine de la scapula dans sa partie latérale. Il se termine sur la tubérosité deltoïdienne, au quart moyen supérieur de la face latérale de l'humérus. Le biceps brachial stabilise la tête humérale pour sa longue portion et est suspenseur du bras pour sa courte portion. La longue portion provient du tubercule supra-glénoïdien, la courte portion provient de l'apex du processus coracoïde. Il se termine sur le tubercule bicipital du radius. Le triceps brachial est, par sa longue portion, suspenseur et coaptateur de la gléno-humérale principalement pour son rôle au niveau de l'épaule. Cette longue portion s'insère sur la partie inférieure du labrum. Le triceps se termine sur l'olécrane de l'ulna (41–43).

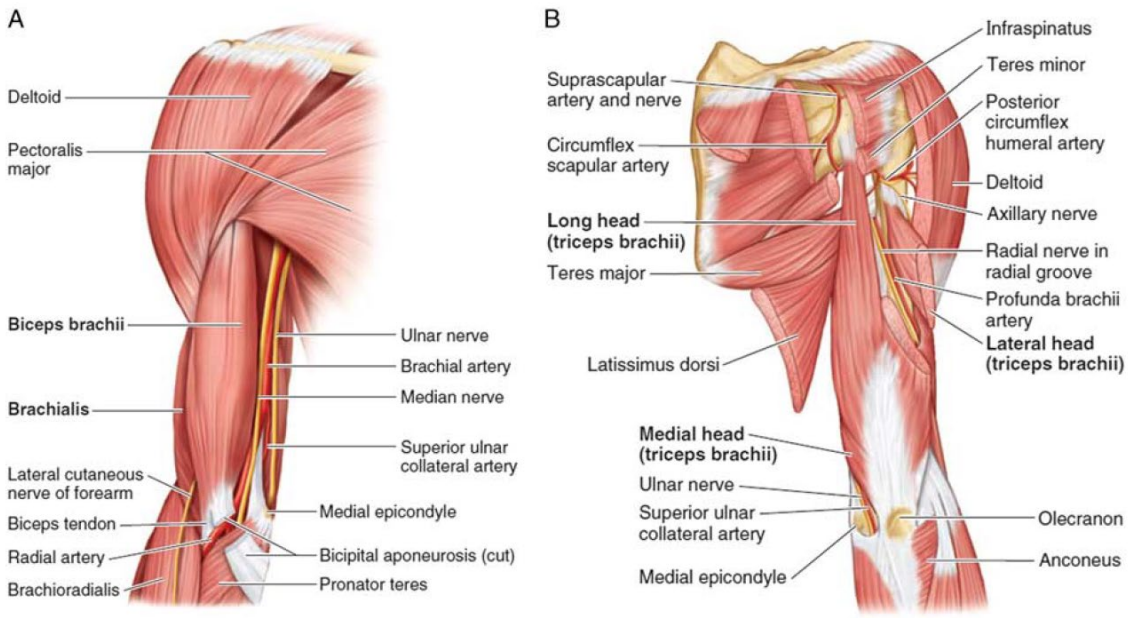


Figure 3 : Myologie de l'épaule, d'après Moore et al, (44)

4. <u>Espace sous-acromial :</u>

Il s'agit d'un espace restreint dans lequel les tendons de la coiffe des rotateurs vont coulisser au cours des mouvements de l'épaule. Il est mis en cause dans les lésions de la coiffe des rotateurs, donnant lieu à l'appellation de conflit sous-acromial, décrit pour la première fois par Neer (47). Cet espace repose sur le bord supérieur de la glène et la tête humérale, limité en arrière par l'épine et en haut par l'acromion ainsi que par le ligament coraco-acromial (Figure 4). Le processus coracoïde forme la limite antéro-médiale (48).

Le conflit sous acromial et les usures prématurées de la coiffe des rotateurs sont les parties basées sur l'anatomie et la qualité des tissus de l'explication des syndromes de douleurs sous-acromiales (SDSA). La littérature propose plusieurs hypothèses impliquant l'anatomie de cet espace, avec une variation des formes de l'acromion, d'autres impliquant la qualité des tendons par rapport aux contraintes liées à cet espace, également, un trouble de la motricité de la scapula ou de l'articulation gléno-humérale seraient en cause dans l'apparition de ces conflits (11).

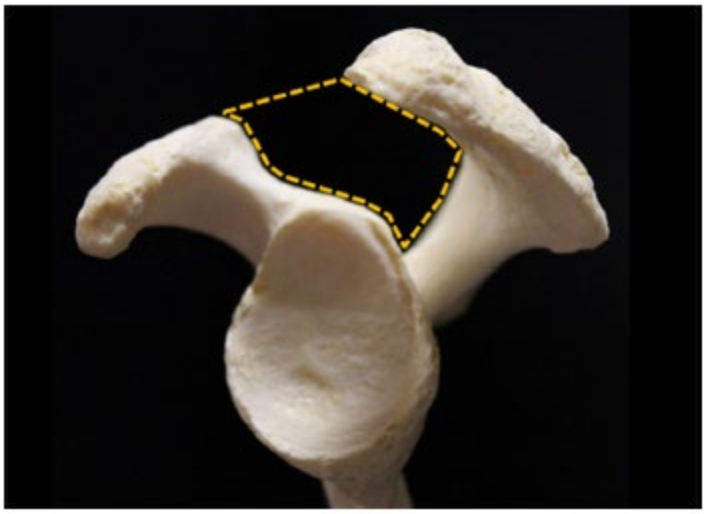


Figure 4 : Espace sous-acromial (48)

B. Fonctions de l'épaule

Ainsi composée, l'articulation de l'épaule est mobile dans les trois plans de l'espace, recrutant pour chaque mouvement l'ensemble des articulations présentées.

Pour comprendre comment les mouvements d'épaule se constituent, nous allons considérer d'une part les mouvements du complexe articulaire de l'épaule et d'autre part les mouvements de ses composants. La plus grande contribution aux mouvements de l'épaule est réalisée par les articulations gléno-humérale et l'unité scapulo-thoracique (45).

Le complexe articulaire de l'épaule réalise des mouvements d'élévation et abaissement dans le plan sagittal (aussi flexion et extension) et frontal (également abduction et adduction). Un plan fonctionnel, situé 40° en avant du plan frontal, est appelé plan scapulaire (49). Ce dernier est souvent décrit en complément des deux autres pour sa qualité fonctionnelle. Dans le plan sagittal, le mouvement d'abaissement se prolonge en arrière du plan frontal et prend alors le nom d'extension. L'abaissement dans le plan frontal est l'adduction. Elle est limitée par le corps. Une adduction dans le plan horizontal est permise, on parle également d'antépulsion horizontale. Celle-ci est complétée par une rétropulsion horizontale. Les mouvements de rotation sont décrits depuis 3 positions de référence : coude au corps, à 90° de flexion et à 90° d'abduction.

Les amplitudes de ces mouvements ont été présentées par l'académie américaine des chirurgiens orthopédistes (AAOS) (50). Les méthodes mises en œuvre pour les obtenir ont été perfectionnées au cours de la dernière décennie pour obtenir les mesures les plus représentatives possibles de la population générale (51–53). Cette littérature est concentrée sur les mouvements d'élévation dans le plan sagittal et frontal, de rotation latérale en position de coude au corps et avec 90° d'abduction, de rotation médiale avec 90° d'abduction et d'adduction horizontale. Le Tableau 3 récapitule les amplitudes maximales mesurées dans la population saine.

Tableau 3 : Amplitudes mesurées des mouvements de l'épaule dans la population saine.

Mouvement		Amplitude passive	Amplitude active
Elévation	Plan sagittal	170°**	159°*
	Plan frontal	164°***	150°*
Rotation latérale	Coude au corps	81°**	58°*
	à 90° d'abduction	103°**	97°**
Rotation médiale	à 90° d'abduction	61°**	57°**
Adduction	Plan horizontal (distance épicondyle huméral - acromion controlatéral, en cm)	23cm**	25cm**

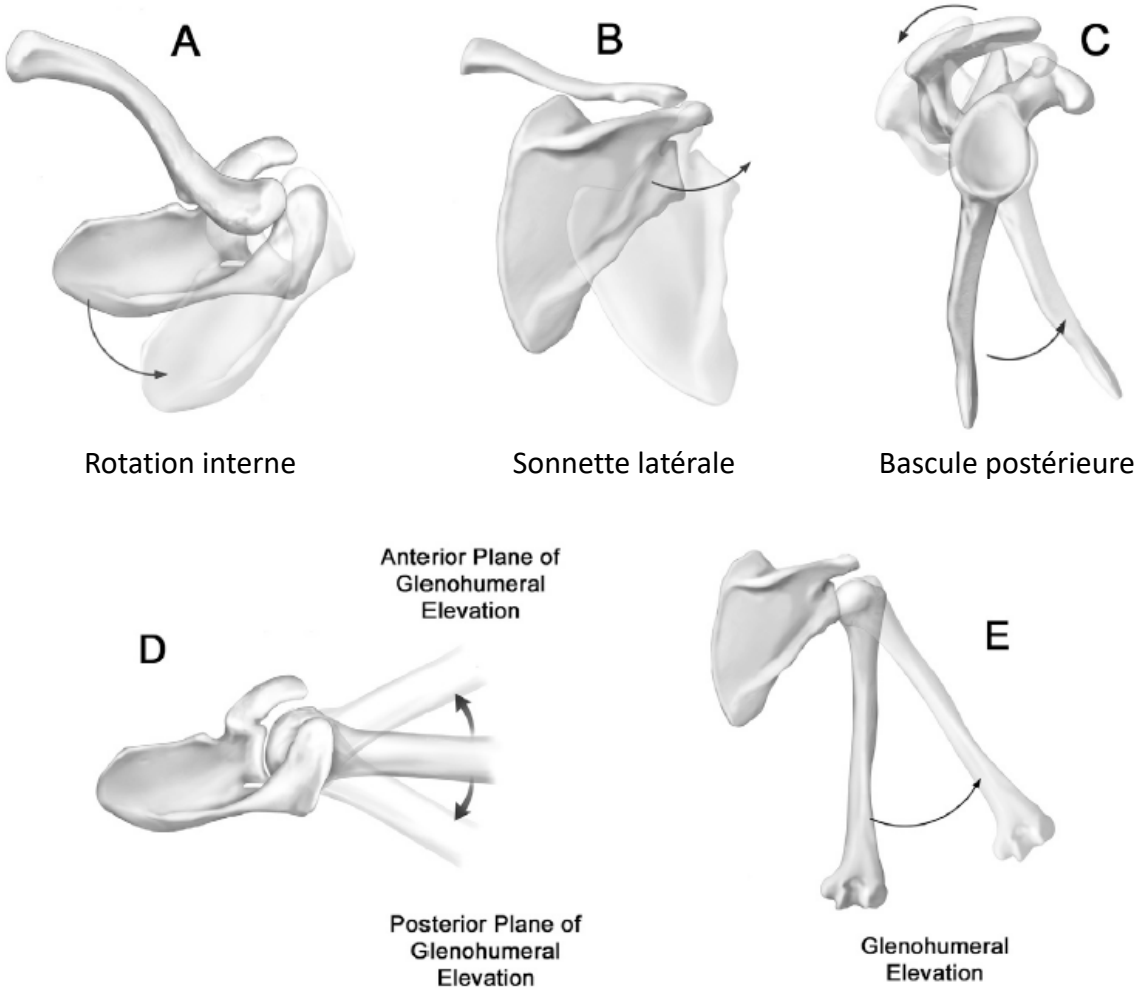
* : Gill et al, 2020 (51), ** : Vairo et al, 2012 (52), *** : Gill et al, 2006 (53)

Chaque articulation du complexe de l'épaule contribue à la construction de ces mouvements. Chaque articulation présente des degrés de liberté en fonction de sa conformation. Cette contribution a particulièrement été étudiée lors des mouvements d'élévation (54).

L'articulation gléno-humérale, sphéroïde, présente des mouvements de roulement dans les 3 dimensions de l'espace, ainsi que des mouvements de glissement inféro-supérieurs et antéro-postérieurs (55). Ces glissements sont complémentaires des roulements de la tête humérale sur la glène, de sorte que les deux surfaces restent en contact au cours des mouvements de l'épaule. La coordination entre les glissements et les roulements est assurée par la musculature de l'épaule. Le maintien du centrage de la tête humérale devant la glène est le fruit de l'équilibre entre les différents muscles : le deltoïde a une action d'élévation de la tête humérale, l'infra-épineux et le petit rond ont une action d'abaissement de la tête humérale (45,56). Lors d'une élévation d'épaule de 120°, dans le

plan frontal, la gléno-humérale contribue à 85° d'élévation en l'absence de pathologie de l'épaule. Cette participation est moindre de 4° lors d'une élévation dans le plan frontal. Une rotation latérale est également observée lors de ces mouvements, parvenant à 65° de rotation lors de la flexion et 60° de rotation lors de l'abduction (49).

L'articulation scapulo-thoracique contribue en grande partie à la mobilité de l'épaule. Sa participation conjuguée à celle de la gléno-humérale constituent le rythme scapulo-huméral. La scapula glisse sur le thorax par l'intermédiaire de deux jeux de bouses séreuses de part et d'autre du muscle dentelé antérieur, passant entre la scapula et le thorax. Ce sont les espaces serrato-thoracique en dedans, et scapulo-serratique en dehors (43,45). Les mouvements de la scapula sont les rotations interne et externe, autours d'un axe vertical, les sonnettes autours d'un axe antéro-postérieur et les bascules antérieures et postérieures



sont similaires quel que soit le plan d'élévation (49).

L’articulation acromio-claviculaire traduit les mouvements de la scapula par rapport à la clavicule. Ses mouvements peuvent être observés selon 3 dimensions. Lors d’une élévation du membre supérieur, leur mobilité respective est de 8° autours d’un axe vertical, de 11° autours d’un axe antéro-postérieur et de 19° autours d’un axe médio-latéral. La mobilité autours de l’axe vertical est augmentée lors d’une élévation dans le plan frontal, de 4° par rapport à une élévation dans le plan sagittal (49)

L’articulation sterno-claviculaire traduit la mobilité de la clavicule par rapport au sternum. Lors d’une élévation du membre supérieur, la clavicule réalise une rétraction de 16°, une élévation de 6° et une rotation postérieure de 31°. La clavicule a une rétraction et une élévation plus importante en abduction qu’en flexion (15° de rétraction et 4° d’élévation) (49).

III. Syndrome de douleurs sous-acromiales

Parmi les TMS touchant l'épaule, le diagnostic le plus fréquemment réalisé est celui de Syndrome de Douleurs Sous-Acromiales (SDSA), dans 29% des cas (6). Cette pathologie est définie par la présence de douleurs à la face antérieure et latérale du moignon de l'épaule, pouvant irradier au niveau du trapèze, de la face postérieure de la scapula et de la face antérieure du bras (57). Ces douleurs sont le plus souvent unilatérales et d'apparition progressive, sans origine traumatique (58). A l'origine, l'appellation de « conflit sous-acromial » avait été proposée par Neer, (47). Cette dernière sous-entendait que la cause principale de la douleur était un conflit entre les structures anatomiques : la tête humérale entrerait en contact avec la partie latérale ou antérieure de l'acromion ou avec la partie antérieure du processus coracoïde, générant respectivement un conflit sous-acromial ou un conflit coracoïdien. Ce contact endommagerait les tissus contenus dans l'espace sous acromial : les tendons de la coiffe des rotateurs ainsi que la bourse sous-acromiale (59).

Pourtant, ce mécanisme de provocation des symptômes ne semble pas suffisant pour expliquer la pathologie. La littérature récente permet d'enrichir la compréhension de cette pathologie en intégrant plusieurs mécanismes explicatifs (11,60). Certaines douleurs de l'épaule peuvent être liées à un conflit sous-acromial. Cette pathologie telle qu'elle est décrite ne correspond pas à toutes les douleurs d'épaule non traumatiques qui ne sont pas des capsulites rétractiles. C'est pourquoi l'appellation de SDSA lui est préférée (61). Les facteurs somatiques de cette pathologie sont distingués en mécanismes intrinsèques et extrinsèques, auxquels ajouteront des facteurs psychologiques et sociaux.

A. Mécanismes d'apparition du syndrome de douleurs sous-acromiales

Les mécanismes intrinsèques sont les facteurs atteignant la qualité des tissus contenus dans l'espace sous-acromial. Les tendons s'y trouvant peuvent voir leurs qualités mécaniques altérées par l'avancée en âge, l'altération de la vascularisation au cours du temps. La qualité du tendon peu également varier en fonction de la qualité de production du collagène liée au matériel génétique individuel. Enfin, l'architecture tendineuse entraînera des répercussions sur les capacités biomécaniques de l'épaule (11).

Les mécanismes extrinsèques recouvrent les facteurs altérant les tissus contenus dans l'espace sous-acromial, en raison des contraintes provenant de l'extérieur (11). Une première catégorie est la forme crochue, incurvée ou plate (Figure 6) que peut prendre l'acromion en fonction du bagage génétique d'architecture de la scapula, ou aux contraintes subies dans cette zone au cours de la vie (11,62).

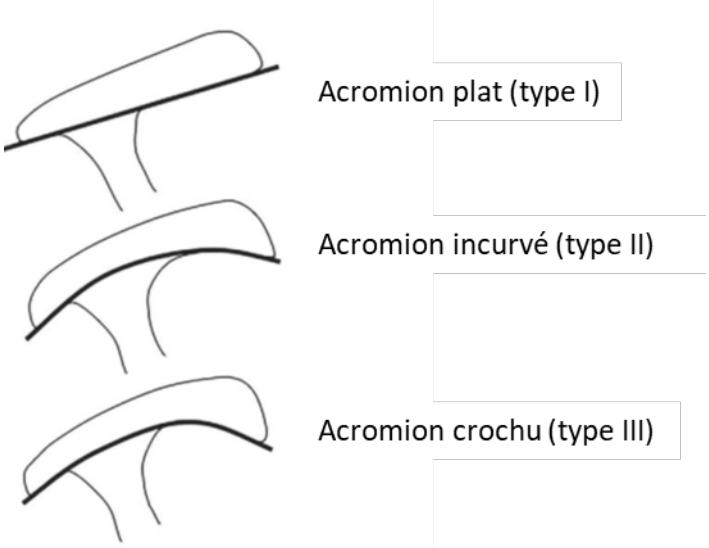


Figure 6 : Classification des formes de l'acromion, d'après Bigliani et al (62)

Une seconde catégorie est formée par l'ensemble des facteurs mécaniques entraînant une réduction de l'espace sous-acromial. Outre l'apparition de calcifications, les facteurs mécaniques prendront leur origine dans la mécanique de l'articulation gléno-humérale qui est une articulation instable. Les mouvements de roulement de cette articulation sphéroïde sont compensés par des glissements en sens opposés. Une altération de la capacité à réaliser ces glissements de manière coordonnée lors de l'élévation pourrait être à l'origine de souffrance dans l'espace sous-acromial (11,63). Elle nécessite pour autant une grande extensibilité. Les structures capsulo-ligamentaires peuvent également être impliquées. Les muscles de la coiffe des rotateurs jouant un rôle primordial dans de contrôle de ces mouvements, il est possible de suspecter leur implication dans l'apparition des symptômes (64). D'autre part, le volume de l'espace sous-acromial dépendra de la position de la scapula, en particulier dans le plan sagittal : sa bascule antéro-postérieure pourrait jouer un rôle dans l'apparition des symptômes. Cet os reposant librement sur le grill costal, sous le contrôle de la musculature péri-scapulaire, il semble que cette dernière puisse être

également impliquée dans l'apparition de symptômes (65). Tous ces facteurs mécaniques extrinsèques sont synthétisés dans la Figure 7.

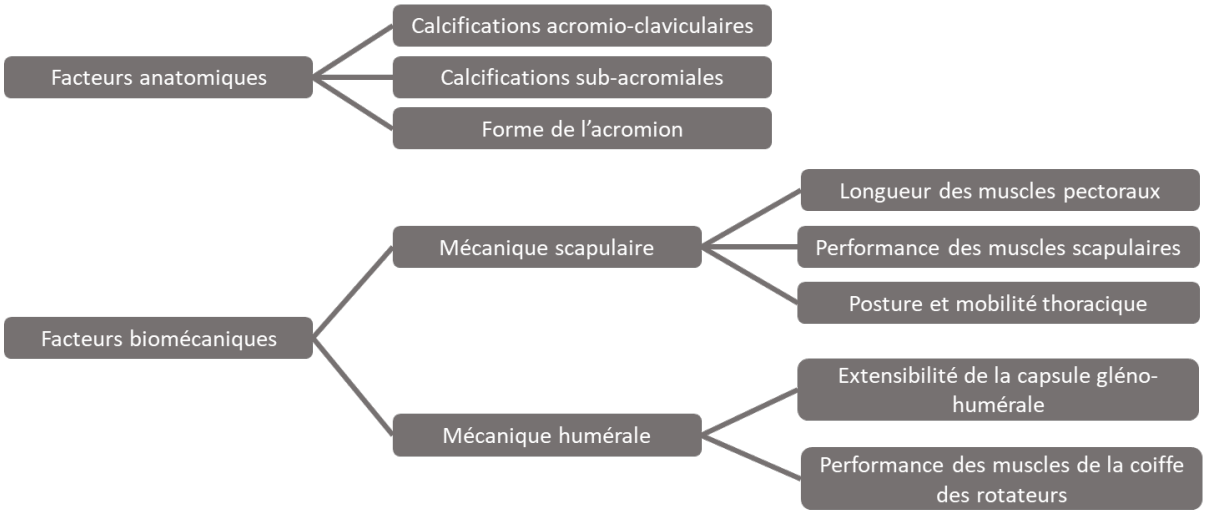


Figure 7 : Facteurs extrinsèques impliqués dans le syndrome de douleurs sous-acromiales, d'après Seitz et al, 2011 (11)

Les facteurs psychosociaux sont les facteurs contextuels extérieurs à l'épaule en elle-même qui auront également un effet sur les tissus. Les besoins professionnels sont à l'origine de gestuelles répétitives, de postures contraintes ainsi que de mobilisations dans des amplitudes extrêmes (35). La position du professionnel au sein d'une structure hiérarchique impliquera une présence de stress une reconnaissance sociale et une latitude de prise de décision propres à la situation (36–38). Ces facteurs sont à prendre en compte dans l'apparition de TMS.

Il a été montré que la présence de douleurs perturbait la motricité ainsi que la proprioception (66). Les douleurs d'épaule perturbent la synergie de la musculature lors de la réalisation de mouvements, avec des changements de la qualité et des délais d'activation des muscles (67). Cet aspect en rapport avec la physiologie de la douleur est développé dans la partie I.4, dédiée aux mécanismes douloureux. Il a aussi été observé que des ressources cognitives et psychologiques telles que l'optimisme et les attentes d'un changement dans les symptômes servaient à faire face aux douleurs de l'épaule (68).

Les outils diagnostics du SDSA s'appuient sur les connaissances accumulées selon l'optique du conflit sous acromial. La méthode la plus éprouvée (gold standard) de diagnostic du conflit sous-acromial consiste en l'observation de la disparition temporaire des symptômes suite à l'injection d'un produit anesthésiant dans l'espace sous-acromial (59). Le mécanisme de diagnostic et l'appellation suggèrent que les symptômes sont corrélés à l'état dans lequel se trouve l'espace sous-acromial et la coiffe des rotateurs contenus dedans (59). Cependant, les travaux en imagerie ne parviennent pas à établir de manière fiable le lien ainsi suggéré. En effet, de nombreux travaux sur des individus asymptomatiques de l'épaule obtiennent des imageries indiquant une atteinte de la coiffe des rotateurs, de la bourse sous-acromiale ou du cartilage (69–73). Il semblerait que la taille de la bourse sous-acromiale soit le marqueur en imagerie le plus fortement corrélé (r = 0,32) avec la présence de douleurs de l'épaule (74). En revanche, la distance acromio-humérale ne serait pas corrélée avec la présence de SDSA (75).

Au cours des décennies précédentes, des solutions complémentaires ont été proposées pour préciser le diagnostic de ces conflits à l'aide de tests cliniques. Cependant, ces derniers ne parviennent pas à atteindre cet objectif isolément (3,4,76). Il est à présent recommandé d'éviter l'imagerie de l'épaule en cas de suspicion de conflit sous acromial et d'utiliser une combinaison de 3 tests cliniques pour confirmer le diagnostic (58) :

- Le test de Hawkins-Kennedy (Figure 8 a) consiste en une rotation médiale passive de l'épaule placée à 90° de flexion. Le thérapeute soutient le bras et emmène le poignet vers le bas jusqu'à observer le début d'une compensation de la scapula en sonnette latérale. Si une douleur survient avant l'apparition de la sonnette, alors le test est positif (77).
- Le test de la rotation latérale contrariée (Figure 8 b) consiste à résister à la rotation latérale active bilatérale du patient, positionnée coude au corps, fléchis à 90° Le test est considéré positif si la force est asymétrique, si il y a apparition de douleurs d'épaule, ou en présence d'un signe de déficit comme décrit par Hertel et al, (78,79).
- Le test de l'arc douloureux (Figure 8 c) consiste à demander au patient de réaliser une élévation active, du membre supérieur, coude tendu, dans le plan de la scapula. Si une douleur apparait entre les 60° et 120° d'élévation, alors le test est positif (80).

Cette combinaison semble robuste (likelihood ratio positif = 10,56, likelihood négatif = 0,17) (81), mais concerne une population présentant des symptômes marqués et exclut les patients présentant 1 ou 2 signes sur les 3 ou décrivant une douleur bien que l'ensemble des tests soit négatif (81).

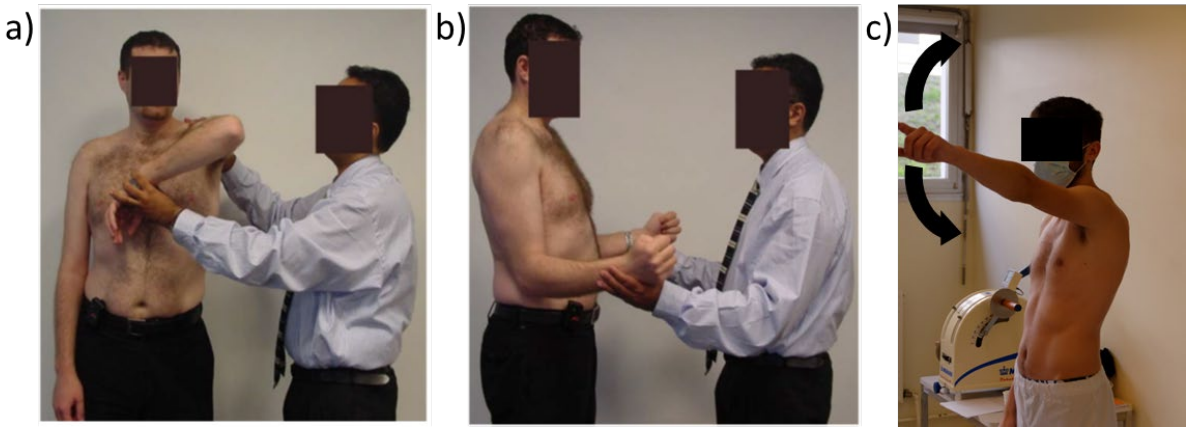


Figure 8 : Tests cliniques : a) Test de Hawkins-Kennedy, b) Test de la rotation latérale contrariée (81)*, c) Test de l'arc douloureux*

B. Traitements du syndrome de douleurs sous-acromiales

En première intention, un traitement non invasif est recommandé (58). L'injection de corticoïdes dans l'espace sous-acromial ainsi que la réalisation d'exercices de l'épaule d'une manière générale améliorent la fonction de l'épaule avec un haut niveau de preuve (82,83). L'utilisation d'ondes de choc radiales à haute intensité bénéficient également d'un haut niveau de preuve dans leur capacité à réduire la douleur et améliorer la fonction de l'épaule en cas de calcifications (58). La littérature rapporte que dans 30% des cas, l'approche non invasive n'apporte pas de résultats satisfaisants (84). Il est alors possible de réaliser une chirurgie, si l'imagerie confirme une atteinte des structures de l'épaule. En fonction de la situation, un geste de décompression de l'espace sous-acromial, de bursectomie, de coplanning ou de réparation de la coiffe des rotateurs peuvent être proposés (84). Cependant, les preuves actuelles ne permettent pas d'établir que la chirurgie obtienne de meilleurs résultats que le traitement non invasif (58,85,86).

Face aux douleurs sous-acromiales, les traitements mis en place ne permettent d'obtenir que des résultats partiels. Jusqu'à présent, les diagnostics et les traitements de ces douleurs s'appuient principalement sur la prise en compte de l'état anatomique de l'épaule ainsi que

sur le ressenti subjectif de la douleur. Pourtant, ces éléments ne suffisent pas à comprendre les mécanismes de douleurs sous-acromiales, il semble qu'il soit nécessaire de compléter ces informations. L'évaluation des mouvements de l'épaule semble être un moyen d'y parvenir. Les méthodes d'évaluation des mouvements de l'épaule en lien avec le SDSA ont été étudiées lors de cette thèse.

IV. Physiologie de la douleur

Comprendre la capacité des TMS à générer une douleur s'orientant vers un maintien chronique semble être un enjeu majeur de ces pathologies.

La douleur est définie par l' *« International association for the study of pain »* (IASP) comme *« une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable , associée à ou ressemblant à un dommage tissulaire réel ou potentiel* » (87).

Physiologiquement, la douleur prend sa source sous forme d'information nociceptive au niveau des terminaisons libres présentes dans les tissus. Celles-ci s'activent en présence d'élément nocif en déchargeant un potentiel d'action le long des fibres Aδ et C, pour rejoindre la corne dorsale de la moelle épinière (Figure 9 a). Le signal est alors transmis à un second neurone qui se projettera vers les structures supra-spinales en passant par la voie ventro-latérale de la moelle contro-latérale (Figure 9 b).

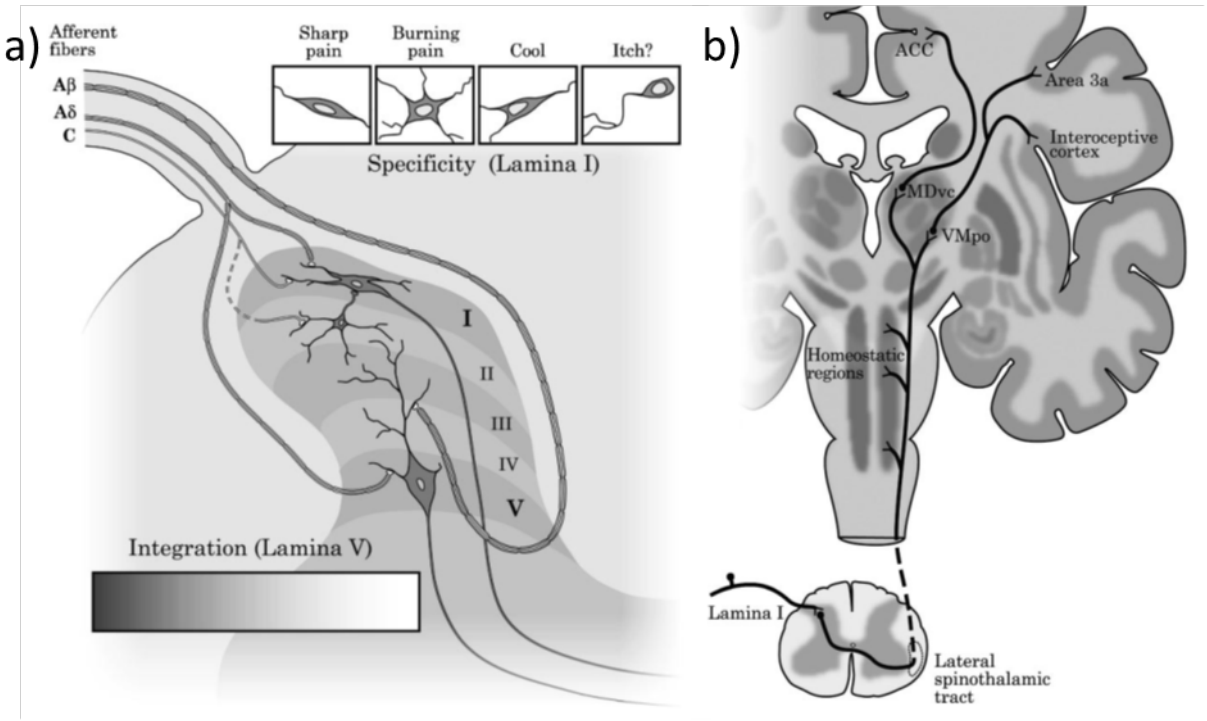


Figure 9 : Voies de la nociception au niveau a) Corne dorsale de la moelle épinière et b) supra-spinal, d'après Craig et al, 2003 (88)

Au niveau cérébral, l'information nociceptive se projette au niveau du bulbe et du tronc cérébral vers des centres responsables de l'homéostasie et des centres du système nerveux autonome. L'information ira ensuite rejoindre le cortex somato-sensoriel (Aire 3a) et intéroceptif par un relais réalisé dans le thalamus somato-senoriel (VMpo). D'autre part, l'information rejoindra aussi le cortex cingulaire antérieur (ACC) et l'insula en passant par le thalamus ventro-médial (MDvc) (89,90) (Figure 9 b).

Ainsi, l'information nociceptive se distribue largement sur des régions du système nerveux central. De plus, les expériences telles que les douleurs chroniques ou l'apparition de douleurs de membres fantôme ont amené à penser que la construction de la douleur était plus complexe que le simple transport de l'information nociceptive. C'est pourquoi Melzack (91) introduit le concept de « Neuromatrice de la douleur » qui permet d'inclure de multiples aspects et effets de la douleur. Il considère que des aspects cognitivo-évaluatifs, sensori-discriminatifs et affectivo-motivationnels permettront de constituer la perception de la douleur. Ces aspects sont associés à des effets sur la commande motrice (mouvements involontaires, inhibitions, stratégies de coping…) et des mécanismes de régulation du stress.

Les travaux de Woolf (92) présentent le mécanisme de sensitisation centrale qui explique que lorsque la voie de la douleur a été recrutée de manière intense et prolongée, un mécanisme de facilitation du recrutement de la voie de la douleur se met en place. Les mécano-récepteurs responsables de la réception des informations tactiles sont capables de recruter la voie de la douleur. Cette mécanique semble pertinente pour préserver un tissu lésé de sollicitations mécaniques, le temps de la cicatrisation. La sensitisation centrale correspond au maintien de la sollicitation de la voie de la douleur par les mécano-récepteurs en l'absence de lésion ou de cicatrisation. Le tissu devient alors douloureux lors de sollicitations mécaniques de faible intensité. Il s'agit d'une allodynie.

Ces deux mécanismes peuvent être impliqués dans le maintien des douleurs musculosquelettiques. L'épaule présente une quantité importante de structures ostéo-tendineuses, très riches en mécano-récepteurs et terminaisons libres, l'exposant à l'apparition et au maintien de douleurs (67). Les deux mécanismes précédemment décrits peuvent ainsi être impliqués dans le maintien des douleurs musculosquelettiques (67).

Au niveau de l'épaule, de nombreux effets de la douleur ont pu être observés sur la motricité. Ainsi Hodges et Tucker (93) constatent que les altérations du mouvement redistribuent l'activité musculaire de l'articulation, modifiant également la mécanique de l'épaule (94–96). Cette redistribution inconsciente a pour objectif d'obtenir un soulagement de la douleur à court terme au détriment des conséquences à long terme. Ainsi, cette altération pourrait être à la fois cause et conséquence de la présence de douleur liée aux TMS.

V. Evaluation des mouvements de l'épaule

Il semble nécessaire de compléter les approches subjectives, qualitatives et le plus souvent statiques de la santé de l'épaule. En effet, les méthodes actuelles recommandées pour soigner l'épaule douloureuse ne prennent pas en compte les aspects biomécaniques des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique. Il semble intéressant de mieux comprendre comment ces articulations se comportent en mouvement. Il est à présent possible d'utiliser des outils de mesure et d'interprétation statistique pour prendre en compte un ensemble de mesures réalisées au cours d'un mouvement.

A. Cinématique

L'étude de la cinématique de l'épaule à l'aide d'appareillages d'analyse du mouvement en 3 dimensions est à présent réalisable de manière non invasive par les professionnels de santé (97). L'analyse cinématique peut être reliée avec l'altération de la fonction de l'épaule pathologique (98). La cinématique des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique a récemment été proposée comme un paramètre à prendre en compte dans le processus décisionnel face aux pathologies non traumatiques des épaules (99).

Cette technique consiste à attribuer des coordonnées dans les 3 plans de l'espace aux pièces osseuses s'articulant entre elles. Ces coordonnées sont représentées dans la Figure 10 pour l'articulation sterno-claviculaire, dans la Figure 11 pour l'articulation acromio-claviculaire et dans la Figure 12 pour l'articulation gléno-humérale. L'enregistrement de leurs positions successives au cours du temps permet de reconstituer leurs mouvements et ainsi le jeu articulaire au cours du mouvement.

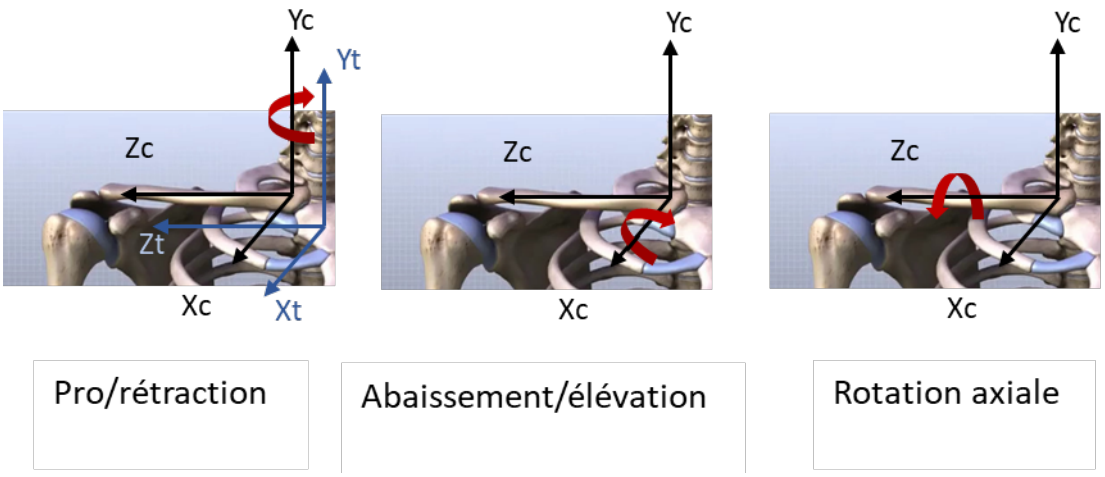


Figure 10 : Définition des mouvements de l'articulation sterno-claviculaire, calculés à partir de Xc, Yc, Zc : coordonnées spatiales de la clavicule, relativement à Xt, Yt, Zt : coordonnées spatiales du thorax, d'après Wu et al, 2004 (100).

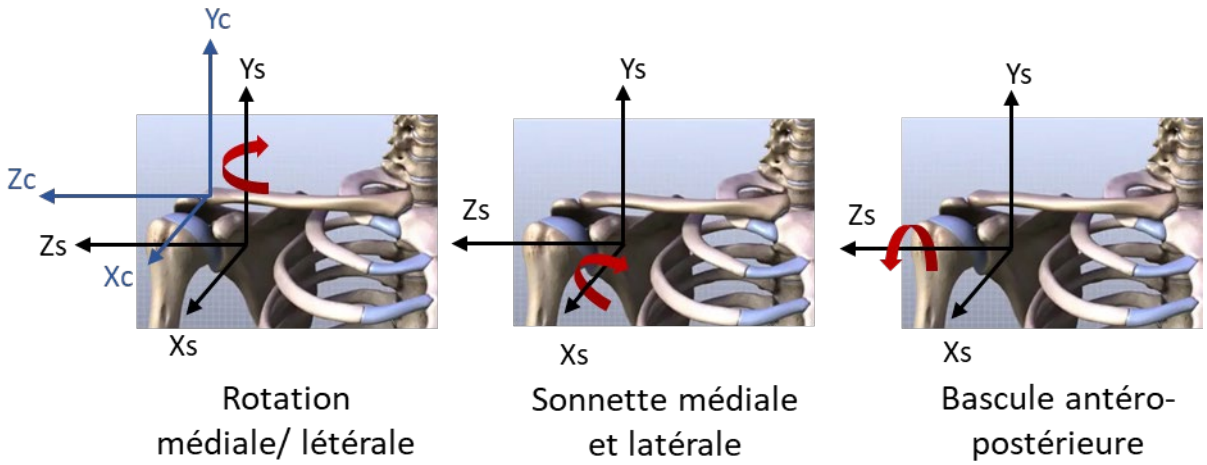


Figure 11 : Définition des mouvements de l'articulation acromio-claviculaire calculés à partir de Xs, Ys, Zs : coordonnées spatiales de la scapula, mesurées relativement à Xc, Yc, Zc : coordonnées spatiales de la clavicule, d'après Wu et al, 2004 (100)

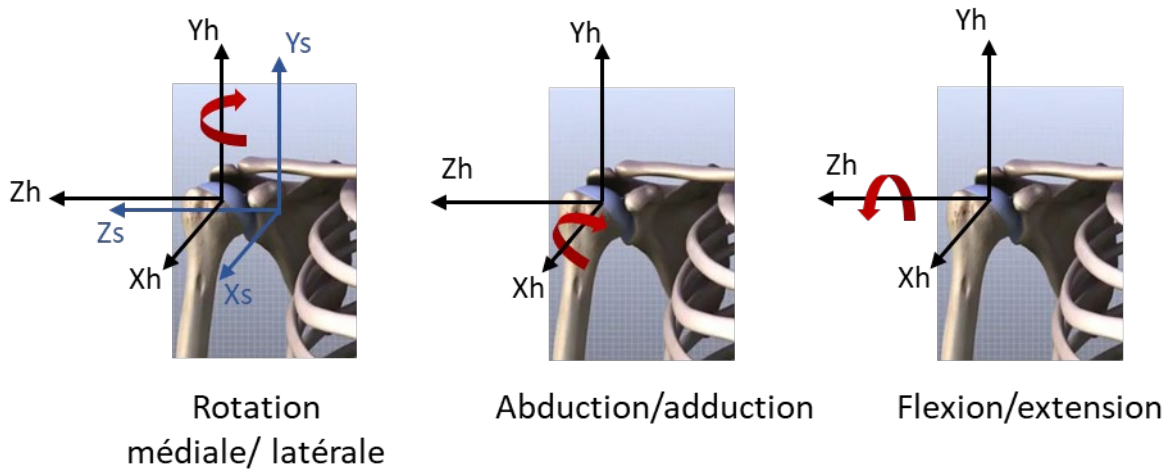


Figure 12 : Définition des mouvements de l'articulation gléno-humérale calculés à partir de Xh, Yh, Zh : coordonnées spatiales de la scapula, mesurées relativement à Xs, Ys, Zs : coordonnées spatiales de la clavicule, d'après Wu et al, 2004 (100)

L'utilisation d'un dispositif optoélectronique pour la détection de marqueurs fixés à même la peau (Figure 13) ou directement insérés sur la corticale osseuse permet de réaliser cet enregistrement de manière fiable (101). L'analyse de mouvement peut être réalisée à l'aide de dispositifs de détection électromagnétique. L'enregistrement par un récepteur immobile d'un champ magnétique de basse fréquence émis par le dispositif placé sur le segment en mouvement permet de reconstituer le mouvement en 3 dimensions (12). La combinaison d'enregistrements d'accéléromètre et de gyroscopes au sein d'unités de mesure inertielles (IMU = Inertial Measurements Units) est le 3e outil principal d'enregistrement de la cinématique fiable (Figure 14) (102). Ces outils de plus en plus accessibles permettent à présent d'envisager de s'appuyer dessus lors de la clinique pour quantifier la motricité de l'épaule en mouvement. La représentation des trois dimensions du mouvement est reconstituable au sein d'un environnement de simulation en 3 dimensions ou par lecture graphique plan par plan (Figure 15).

Figure 13 : Marqueurs pour une évaluation optoélectronique du membre supérieur (103)

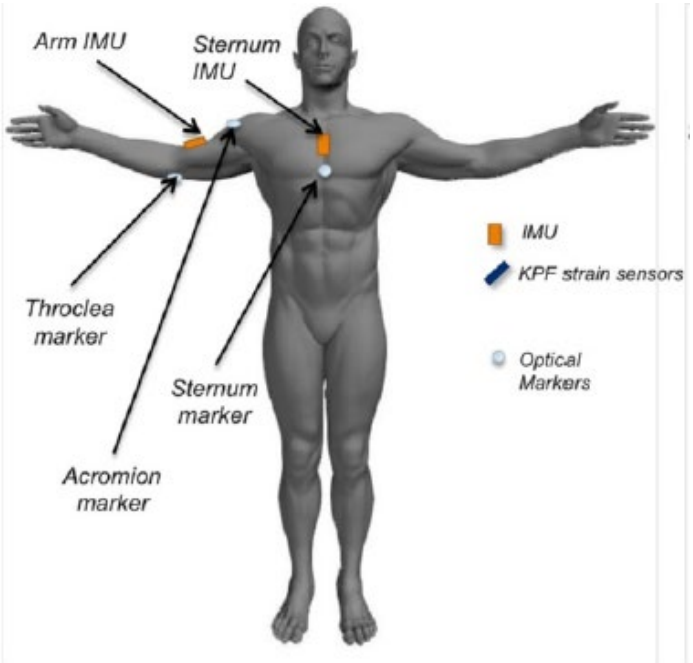


Figure 14 : Capteurs inertiels (104)

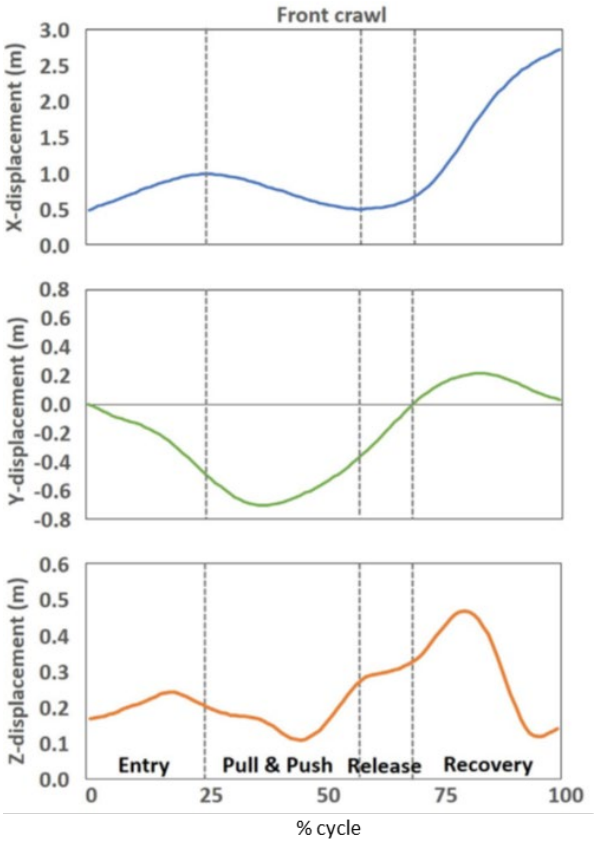


Figure 15 : Enregistrement du déplacement du poignet dans les 3 dimensions de l'espace au cours du temps (105).

B. Cinétique

1. *Electromyographie*

L'électromyographie consiste en l'enregistrement de l'activité électrique générée par le muscle lors de sa contraction. La contraction est déclenchée lorsque le potentiel d'action neuronal parvient à la plaque motrice. Le potentiel d'action est le signal électrique provenant du neurone alpha depuis la moelle épinière. La plaque motrice est la zone de contact du neurone avec la cellule musculaire. Lorsque la cellule musculaire est au repos, sa membrane entretient un déséquilibre d'ions potassium (K^+) et sodium (Na^+). Ce déséquilibre génère un potentiel électrique d'environ -90mV. Il s'agit du potentiel de repos. Lorsque le potentiel d'action parvient à la plaque motrice, les canaux ioniques à proximité sont activés, rompant le potentiel de repos et la polarisation par l'entée d'ions sodium dans la cellule. Il s'agit d'une dépolarisation ayant lieu au niveau de la membrane de la cellule musculaire,

prenant le relais du potentiel d'action provenant du neurone. Ce nouveau potentiel d'action se propage le long de la membrane de la cellule musculaire. Immédiatement après, les ions Na+ sont à nouveau chassés du milieu intra-cellulaire, restaurant le potentiel de repos. De ce courant d'ions résulte un courant électrique qui se propage le long de la membrane. Ce courant peut être enregistré à l'échelle d'une cellule lors d'électromyographie intramusculaire (Figure 16) (106,107). Un potentiel d'action neuronal se propage sur un petit nombre de cellules musculaires constituant ensemble une unité motrice. La contraction musculaire est associée à l'arrivée de potentiels d'action. Le potentiel d'action isolé entraine une réponse contractile brève de l'unité motrice. La succession de plusieurs potentiels d'action à fréquence élevée (supérieure à 30Hz) entrainera une contraction maintenue de l'unité motrice. Une augmentation de la fréquence jusqu'à 120Hz permet d'atteindre la contraction maximale de l'unité motrice plus rapidement (106). A l'échelle du muscle, l'importance de la contraction dépendra du nombre d'unité motrices simultanément recrutées par un potentiel d'action. Plus la contraction musculaire sera importante, plus le nombre d'unité motrice impliquées est important.

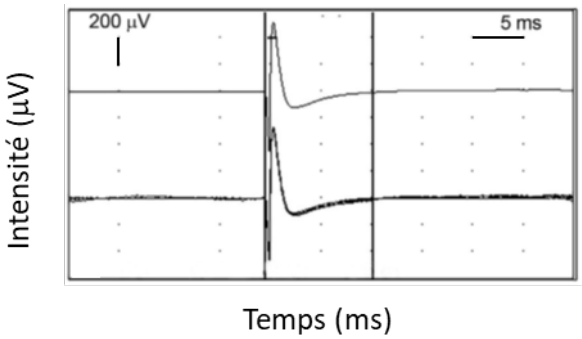


Figure 16 : Dépolarisation mesurée d'une seule unité motrice (107).

L'électromyographie de surface est une technique moins invasive que l'électromyographie intra-musculaire, recueillant depuis la surface de la peau le courant issu des dépolarisations des multiples unités motrices du muscle directement sous la peau. Le signal alors recueilli est la somme des dépolarisations des unités motrices survenant au cours du temps à proximité de l'électrode (Figure 17)(106). Le signal est donc influencé en amplitude par la fréquence des potentiels d'action délivrés et du nombre d'unités motrices impliquées. Ainsi, il devrait refléter l'importance de la contraction musculaire. L'électrode doit être donc placée à un endroit permettant de recueillir un signal représentatif du muscle

étudié. Ces emplacements sont définis pour un grand nombre de muscles par les normes définies par le « *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* » (SENIAM) (108).

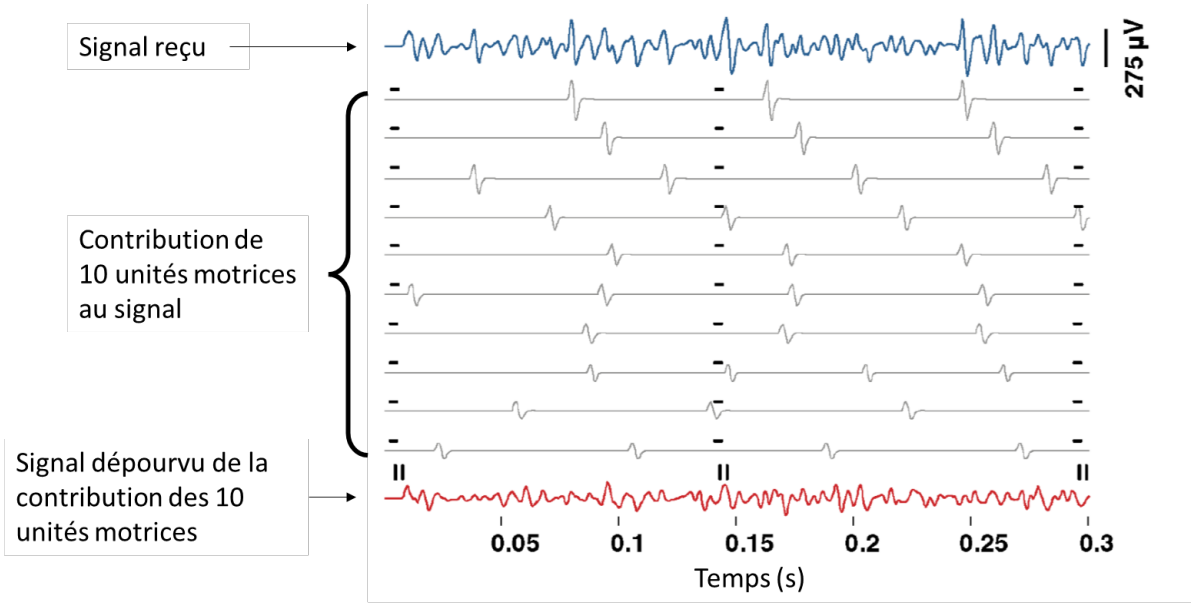


Figure 17 : Décomposition d'un enregistrement en EMG de surface, d'après Merletti et al, 2016 (106)

Lors d'une utilisation pour une interprétation clinique du signal, ce dernier doit être filtré, équilibré, redressé et lissé. L'amplitude de signal ainsi traité correspond à la quantité d'unité motrices réalisant une dépolarisation à proximité de l'électrode et peut être interprété comme une un niveau d'activité musculaire (106). La fiabilité de ces outils peut tout de même être discutée en regard des résultats obtenus par les EMG intramusculaires (109). Les enregistrements EMG sont de plus en plus utilisés pour rendre compte des contractions des muscles de l'épaule en mouvement (14). Dans le cadre de l'étude de l'épaule atteinte de SDSA, plusieurs travaux se basant sur l'amplitude du signal EMG ont déjà été réalisées. Des altérations de l'activité du trapèze supérieur, de l'infra-épineux, du supra-épineux, du deltoïde moyen et antérieur, ainsi que du grand dorsal ont été observées chez des participants présentant des TMS de l'épaule, lors d'une élévation contre résistance (13,15,110,111). Cependant, dans l'ensemble des cas où l'activité a été observée durant le mouvement, les analyses ont été réalisées sur des données de synthèse obtenues à partir de mesures, comme des moyennes sur l'ensemble du mouvement parcouru ou des moyennes sur des secteurs de la course. Dernièrement, des travaux essayent de prendre davantage en compte les mesures successives sur l'ensemble du

mouvement (14). Ces mesures semblent permettre de compléter la compréhension des TMS de l'épaule. Il semble que la prise en compte de l'ensemble des mesures prises au cours du mouvement permette d'être au plus proche du fonctionnement de la musculature.

2. *Dynamométrie isocinétique*

Les mesures isolées de la musculature doivent être complétées par une variable rendant compte de l'efficacité des contractions pour le mouvement. Les mesures dynamométriques rendent compte du couple de force développé. Le dynamomètre isocinétique présente un dynamomètre mobile suivant un plan et un axe, permettant de mesurer le couple développé en cours de mouvement de rotation ou de translation. L'appareil est capable de réaliser un mouvement à vitesse constante, résistant à une force variable au cours du temps. Pour que la vitesse soit constante, la résistance de la partie mobile est ajustée en temps réel en fonction du couple enregistré par le dynamomètre. Une vitesse constante permet de s'affranchir de l'inertie du membre et de l'appareil. Ainsi, le couple enregistré par le dynamomètre ne dépend que des capacités musculaires de l'individu évalué, sans être parasité par l'accélération. De même, l'appareil prend en compte la gravité, de sorte que la mesure soit indépendante de cette variable. Bien que cet appareillage soit suffisamment modulable pour s'adapter à l'ensemble des mouvements de l'épaule, les contraintes dans lesquelles il place le mouvement par rapport à un axe et un plan fixe, fait perdre au mouvement évalué une partie de sa valeur fonctionnelle et apporte des limites à son usage (112).

Les appareils de dynamométrie isocinétique peuvent enregistrer le couple développé au niveau d'une ou plusieurs articulations. Ils sont conçus de sorte à pouvoir s'adapter à plusieurs positionnements et couvrir un maximum de mouvements possibles. Les grosses articulations des membres tels que la hanche, le genou, la cheville, l'épaule, le coude et le poignet peuvent être mesurées. Il est également possible de réaliser des mesures de la force du rachis avec l'appareillage adapté. Enfin, certains dynamomètres permettent de mesurer la force globale du membre supérieur ou inférieur, combinant la participation des trois articulations du membre, enregistrant alors la force développée lors d'un déplacement linéaire. L'enregistrement du mouvement se fait sur un secteur déterminé en fonction des

caractéristiques articulaires et du participant. La vitesse du mouvement peut être réglée entre 1°/s et 1000°/s, cependant, les vitesses le plus souvent exploitées lors d'une évaluation isocinétique vont de de 30°/s pour les mouvements les plus lents à 300°/s pour les mouvements les plus rapides. Généralement, pour l'évaluation de l'épaule une vitesse faible de 60°/s et importante de 120°/s sont choisies (113). Il existe des protocoles utilisant aussi 90°/s (114) ou 180°/s (16). L'appareil peut être réglé pour réaliser des contractions concentriques (raccourcissement du muscle) ou pour réaliser des contractions excentrique (allongement du muscle). Enfin, l'enregistrement peut être réalisé sur un nombre prédéterminé de répétitions en fonction du paramètre à observer et des conditions de réalisation. Ainsi, il est recommandé pour l'évaluation de la force du membre de réaliser 3 à 5 répétitions sur un spectre de vitesses variées pour obtenir un aperçu complet des capacités de la musculature. Des protocoles de 20 à 30 répétitions à des vitesses entre 240 et 300°/s peuvent être utilisés pour observer les capacités d'endurance de la musculature testée (112).

La dynamométrie isocinétique est reconnue comme fiable pour mesurer les couples de force au cours du mouvement (115). Lors de son utilisation pour l'évaluation des épaules atteintes de tendinopathies comprises dans le syndrome de conflit sous-acromial, la dynamométrie isocinétique a montré un manque de force chez des participants symptomatiques comparativement à des participants asymptomatiques (16–18). Ces études se sont concentrées sur des diagnostics établis de tendinopathie ou de conflit sous-acromial, excluant une partie de la population souffrant de douleurs de l'épaule sans entrer dans un diagnostic établi. De plus, tout comme les études électromyographiques, les résultats des précédentes études reposent sur l'interprétation de résultats synthétiques et non sur l'interprétation de l'ensemble des mesures recueillies au cours du mouvement.

Au total, ces trois types d'appareillages ont en commun de rendre compte de manière fiable et quantitative des mouvements de l'épaule.

C. Méthode d'étude du signal au cours du mouvement : utilisation du « Statistic Parametric Mapping » (SPM)

L'enregistrement de mesures au cours du mouvement sous-entend un échantillonnage à haute fréquence pour parvenir à reconstituer un continuum représentant l'évolution de la mesure au cours du mouvement. Ces continuums représentent des variables à une dimension (le temps, le cycle du mouvement ou l'amplitude articulaire) au cours desquelles la mesure enregistrée varie. Ces résultats sont différents en termes de dimension d'une variable utilisée plus classiquement, constituée d'une seule mesure. Une variable constituée d'une seule valeur par individu est une variable à zéro dimension, une variable constituée d'une succession de mesures selon une dimension (par exemple le temps) est une variable à une dimension. L'interprétation du continuum selon une dimension permet d'observer le comportement de la variable selon cette dimension. Dans le but de manipuler statistiquement des variables à une dimension, il est possible d'utiliser la cartographie paramétrique statistique (SPM = *« Statistical Parametric Mapping »*). Cet outil avait à l'origine été mis au point pour l'analyse des résultats en 3 dimensions des mesures en imagerie à résonnance magnétique fonctionnelles (116). Dans le cas des données enregistrées au cours du temps, la SPM a été adaptée pour traiter des informations d'une dimension, permettant de comparer au sein de deux groupes, l'évolution d'une variable au cours du temps (117,118). Cet outil implémenté dans le langage Python permet de réaliser des comparaisons statistiques de populations de variables à une dimension pour réaliser des comparaisons de moyenne ainsi que des régressions linéaires simples ou multiples.

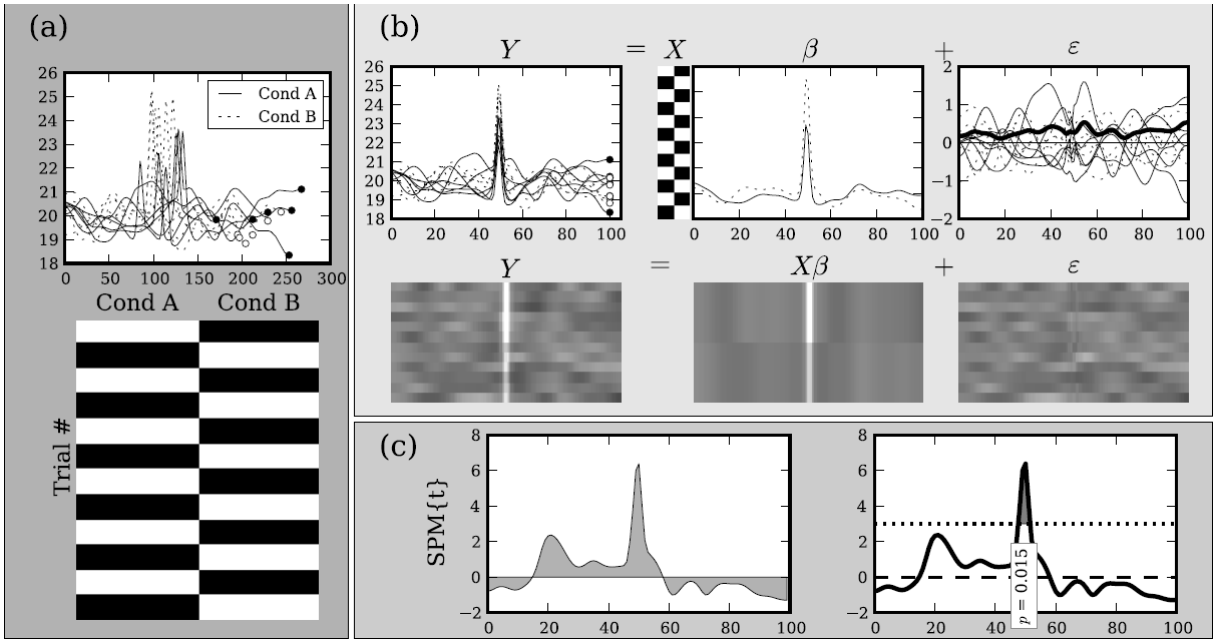


Figure 18 : Synthèse graphique du fonctionnement SPM

La Figure 18 présente : (a) Un ensemble de mesures de longueurs différentes ont été prises au cours du temps (haut), selon un design décrit dans la grille du bas. (b) Modèle de régression linéaire : l'ensemble des courbes normalisées (Y) est dissocié en une courbe moyenne (Xβ) ainsi que les résidus (ε). L'écart-type des mesures au cours du temps est représenté par la ligne épaisse sur ce même graphe. Ces mêmes mesures sont représentées sous la forme de matrices en dessous. (c) Les résultats d'un test t réalisé selon la méthode SPM : à gauche est représentée différence moyenne entre les deux conditions au cours de l'enregistrement, à droite : La variabilité de l'échantillonnage a permis de déduire un palier de différence au-delà duquel il y a moins de 5% de chances que la différence soit liée aux variabilités d'échantillonnage. Lorsque la courbe franchis ce seuil, la probabilité que ce franchissement soit lié au hasard est donnée sous la forme d'un « p ». (119)

VI. Professions concernées par les TMS de l'épaule

Toutes les professions ne présentent pas les mêmes facteurs de risque de TMS. Dans le but d'éliminer cette variabilité lors d'une étude sur la mécanique d'une de ces pathologies, le sujet est centré sur une activité particulièrement concernée par les TMS du membre supérieur. Les infirmiers et les aides-soignants sont principalement atteints de TMS de l'épaule. La région Normandie comptait 15900 aides-soignants et 13400 infirmiers en soins généraux en 2016, respectivement 4e et 5e professions les plus représentées de la région (120). Voici les définitions de ces professions telles qu'elles sont exercées en France, ainsi que les contraintes associées à leurs exercices.

A. Métiers

Le métier d'infirmier en France est défini par le ministère des Solidarités et de la Santé (121). Il consiste à réaliser l'évaluation, la planification et la dispense de soins adaptés à chaque situation de santé. Cette pratique s'appuie sur un savoir-faire et des connaissances spécifiques. Elle s'exerce en relation principalement avec les médecins et les autres professionnels paramédicaux. Ces professionnels exercent à l'issue d'un cursus d'études supérieures de 3 années.

Selon la définition du métier d'aide-soignant par le ministère des Solidarités et de la Santé (122), l'aide-soignant participe à la dispense des soins en collaboration avec l'infirmier. L'exercice est permis à l'obtention du diplôme d'état d'aide-soignant, à l'issue d'une formation de 41 semaines, ou par validation d'acquis d'expérience.

Ces deux professions sont communes dans les tâches à réaliser. La profession d'infirmier nécessite davantage de mobiliser des connaissances théoriques et implique davantage de prise de responsabilités de la part du soignant. Le métier d'aide-soignant est centré sur la réalisation des soins, impliquant une dépense physique plus importante.

B. Exposition aux contraintes

La pratique de ces deux professions peut varier en fonction des spécialités des services dans lesquels elle est exercée. Ces professionnels ayant une forte prévalence des TMS, la littérature montre également que ces derniers ont une exposition fréquente à certains risques professionnels. L'enquête « Surveillance médicale des expositions aux risques professionnels » (SUMER) de 2017 rapporte l'exposition aux risques professionnels d'infirmiers et d'aides-soignants en France au cours des années 2010 (123). Les principaux risques auxquels les soignants sont exposés sont résumés dans le Tableau 4. Parmi ces risques, nous retrouvons les contraintes posturales et articulaires, ainsi que la manutention manuelle de charge qui font partie des facteurs de risques mécaniques de l'apparition des TMS du membre supérieur (35). De plus, la faible qualité des conditions de travail lors de l'exercice de ces professions expose à des facteurs de risque psycho-sociaux de l'apparition de TMS (124). Les facteurs de modulation de risques psycho-sociaux au travail tels qu'une importante charge de travail, un faible support social et un manque de contrôle des tâches à exécuter sont présents dans l'exercice des professions d'infirmier et d'aide-soignant (38).

Tableau 4 : Principaux risques auxquels sont exposés les infirmiers et les aides-soignants en France (123)

Risque	Infirmier		Aide-soignant	
	n	%	n	%
Contraintes posturales et articulaires	357 900	84,7	791 900	92,9
Travail exigeant une position forcée d'une ou plusieurs articulations	-	-	255 600	30
Position debout ou piétinement	297 500	70,4	739 800	86,7
Position debout ou piétinement 20 heures ou plus par semaine	-	-	353 600	41,5
Déplacement à pied dans le travail	295 700	70	586 200	68,7
Déplacement à pied 20 heures ou plus par semaine	-	-	178 600	20,9
Manutention manuelle de charge	232 600	55	571 800	67
Manutention manuelle 10 heures ou plus par semaine	-	-	151 700	17,8
Manutention manuelle 20 heures ou plus par semaine	-	-	66 500	7,8
Autres contraintes posturales (accroupi, en torsion)	174 900	41,4	504 200	59,1
Position fixe de la tête et du cou	103 100	24,4	-	-
Position à genou ou accroupie	-	-	416 700	48,9
Posture pénible	-	-	212 600	24,9
Autres postures pénibles 2 heures ou plus par semaine	-	-	366 800	43

VII. Synthèse de la revue bibliographique

Nous avons vu la complexité de l'articulation de l'épaule à travers son anatomie et sa physiologie. Sa place est importante pour les professions de santé, exposées aux facteurs de risques d'apparition de douleurs de l'épaule. Ces dernières peuvent avoir de multiples origines. L'appui sur l'état anatomique de l'épaule pour orienter les traitements de TMS de l'épaule ne semble pas suffisant pour que ces derniers aient une efficacité optimale. La biomécanique semble être une piste complémentaire, faisant partie du champ de compétence du kinésithérapeute. Il ne faudra néanmoins pas négliger les aspects psychologiques et sociaux présents dans cette pathologie.

L'étude de la biomécanique est à présent facilitée par l'émergence et la démocratisation d'outils d'analyse du mouvement qui sont, grâce aux décennies de développement à présent fiables pour une utilisation clinique à grande échelle.

Les travaux s'intéressant aux signes du syndrome de douleurs sous acromiales ont été jusqu'à présent orientés vers des aspects qualitatifs, faisant le plus souvent appel à des critères subjectifs (tests cliniques, questionnaires fonctionnels), soit à des mesures statiques de l'épaule (amplitude articulaire maximale, pic de force ou activité EMG isométrique). Il semble que des changements dans l'exécution du mouvement soient partie intégrante du syndrome de douleurs sous acromiales, en tant que cause et conséquence. Dans les deux cas, il s'agirait d'éléments amenant au perfectionnement des soins apportés face à ces syndromes.

Deuxième partie : Contribution personnelle

Problématiques et hypothèses

Les études présentées avaient pour objectif de s'intéresser aux répercussions que peut avoir le syndrome de douleurs sous-acromiales sur les mouvements de l'épaule, d'abord d'un point de vue général, puis en resserrant sur une population de soignants, profession présentant de nombreux facteurs de risque. L'enjeu était de trouver des mesures du mouvement permettant d'identifier le syndrome de douleurs sous acromiales, ainsi que de s'appuyer sur ces altérations du mouvement pour perfectionner les rééducations de l'épaule.

Dans un premier temps, nous avons réalisé une revue systématique de la littérature synthétisant les changements mesurés en cours de mouvement à l'aide d'outils de mesure cinématique, électromyographique et dynamométrique. Cette dernière avait pour objectif de répondre à la problématique suivante : **Quels sont les effets du syndrome de douleurs sous-acromiales sur les mouvements de l'épaule ?** Plus précisément, trois questionnements découlent de cette problématique :

- Quelles modifications du mouvement en cours ont effectivement été observées à l'aide de mesures de la cinématique, EMG et du couple isocinétique ?
- Les résultats obtenus avec ces trois outils sont-ils cohérents les uns avec les autres ?
- Quels mécanismes du syndrome de douleurs sous-acromiales peuvent être proposés face à ces résultats ?

Dans un second temps, une étude transversale a été réalisée. Elle avait pour but de compléter et de préciser les réponses apportées par la première étude, ainsi que d'atteindre l'objectif général de la thèse. Cette dernière étude a permis de comparer des mesures EMG et de dynamométrie isocinétique de mouvements prises chez une population de soignants symptomatique et non symptomatique. Ces caractéristiques ont permis de répondre à la problématique suivante : **Quels sont les effets du syndrome de douleur sous-acromiales sur les mesures isocinétiques et EMG dans une population de soignants maintenant leur activité professionnelle ?** Cette problématique peut être développée en deux questions plus précises :

- Observe-t-on les mêmes altérations de la motricité dans cette population que dans les diverses populations de la littérature à travers des mesures isocinétiques et électromyographiques ?
- Quelles observations au sein de cette population permettent de compléter les éléments apportés par la littérature ?

Etude 1 : Importance de la biomécanique de l'épaule pour soigner le syndrome de douleurs sous-acromiales : Revue systématique de la littérature

A. Introduction

Le SDSA est une pathologie multifactorielle. Il semble que la biomécanique des articulations de l'épaule ainsi que la musculature permettant de la mobiliser puissent être impliquées dans l'apparition et le maintien de cette pathologie (11). Pourtant les méthodes d'évaluation de l'épaule actuellement recommandées ne prennent pas en compte ces aspects biomécaniques (58). Les méthodes de mesure et d'analyse statistique présentées en introduction font l'objet d'un développement actif depuis plusieurs décennies (12,100,125,126). L'absence de prise en compte de cet aspect par les cliniciens peut être liée à une faible accessibilité de ce matériel technologique en routine clinique et du faible niveau de preuve associant les aspects biomécaniques aux douleurs de l'épaule. Une amélioration de ce niveau de preuve semble alors nécessaire pour inciter les professionnels à se saisir de ce thème de travail et ainsi espérer améliorer les résultats obtenus lors des rééducations.

Lors de l'état de l'art, trois types d'évaluation du mouvement, non invasifs ont été identifiés : les mesures cinématiques, électromyographiques et isocinétiques. Ces outils peuvent être utilisés de manière simple, répétée et sans risque par tout professionnel de rééducation formé à leur utilisation, nécessitant une évaluation du mouvement.

Une revue systématique de la littérature est une méthode d'investigation scientifique permettant d'agglomérer l'ensemble des preuves empiriques déjà constituées sur un sujet d'étude en suivant une méthodologie rigoureuse. Ces travaux produisent un état de la diversité des travaux sur le champ et permettent d'établir des recommandations de bonne pratique ainsi que des recommandations pour de futures recherches (127).

Bien que des travaux aient déjà réalisé des synthèses de ces paramètres, ils n'ont pas réalisé de recensement systématique, ont pris des paramètres principalement qualitatifs ou ont ciblé une seule des 3 méthodes d'évaluation du mouvement (61,97,111).

L'objectif de cette revue de la littérature était d'établir combien pouvaient être cohérentes les observations de variations des mouvements de l'épaule dues à la présence de douleurs de l'épaule et de conflit sous-acromial, réalisées avec plusieurs outils différents de mesure du mouvement. Nous avons cherché si les observations étaient cohérentes entre elles à travers les différents travaux et à travers les outils, permettant de déduire les méthodes et mouvements les plus susceptibles d'illustrer l'altération biomécanique en jeu et de mieux comprendre les mécanismes de cette pathologie.

B. Méthodes

1. Méthodologie Prisma

Cette revue systématique de la littérature a été réalisée en suivant la méthodologie proposée par la *« Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses statement »* (PRISMA). Ces recommandations éditées en 2010 (128), ont fait l'objet d'une révision récente (129). Cette liste de recommandations a pour but de standardiser la construction méthodologique des revues systématiques de la littérature avec la transparence et la qualité suffisante pour que les recommandations qui en sont issues soient les plus robustes possibles.

2. Enregistrement en ligne

Le registre *"Prospective Register of Systematic Review"* (PROSPERO) permet l'enregistrement des projets de revue systématique avant leur réalisation. Cet enregistrement permet de s'assurer que la méthodologie employée lors de la réalisation de l'étude correspond bien au projet établi a priori, en toute transparence. Tout changement du protocole en cours d'étude peut ainsi être retrouvé, potentiellement ouvrant un biais méthodologique. Cette revue a été enregistrée au sein du registre PROSPERO sous le numéro CRD42021234891 le 1er juin 2021.

3. *Critères d'éligibilité*

En cherchant ici à recueillir des observations comparatives entre deux populations pour comprendre les symptômes d'une pathologie, ce travail s'apparente à une étude sur l'étiologie de la douleur sous-acromiale. Dans ce type d'études, la conception ne s'articule pas autour d'une intervention comme le ferait un essai contrôlé randomisé. C'est pourquoi il est proposé lors de l'élaboration des critères d'inclusion non pas d'utiliser une méthode PICO (*Population, Intervention, Comparison, Outcome*) mais plutôt une méthode PEO : *Population, Exposure, Outcome* (130).

Les études incluses étaient des études transversales, s'intéressant à une population âgée de 18 à 65 ans, atteinte de SDSA ou de conflit sous-acromial. L'exposition à ces douleurs est le critère d'exposition retenu. Les mesures servant à réaliser la comparaison avec le groupe sans douleurs de l'épaule devaient être une mesure cinématique, EMG ou isocinétique réalisée en cours de mouvement. Les mesures se basant sur l'imagerie médicale ont été exclues pour rester dans le champ de compétence de professionnels non-radiologues.

Pour obtenir un ensemble d'études cohérent en regard de la définition du syndrome de douleurs sous-acromiales, nous avons sélectionné les études depuis 2011, qui est une année à partir de laquelle les problématiques biomécaniques ont commencé à être incluses dans la définition de cette pathologie.

4. *Stratégie de recherche*

La recherche bibliographique a été menée sur la période allant de l'origine des bases de données à janvier 2022. Lors de l'établissement d'une stratégie de recherche, il semble qu'une combinaison optimale de bases de données pour réaliser une revue systématique soit composée de *Embase, Medline, Web of science, et Google Scholar* (131). Parmi ces bases de données, seules la *base Medline via Pubmed* et *Scholar Google* étaient accessibles. La stratégie de recherche a complété ces bases de données avec une recherche menée sur *Cochrane librairy, Science Direct et Scopus*. Les équations de recherche ont été élaborées

indépendamment par 3 auteurs, Maxime Houry (MH), Maxime Gilliaux (MG) et Claire Tourny (CT) pour retrouver les résultats dans *Pubmed.* Par la suite, MH a adapté les équations de recherche de chaque auteur pour les 4 autres bases de données. Les formulations et le nombre de résultats par base de données sont présentés dans le Tableau 5.

Tableau 5 : Equation de recherche

	Pubmed	Scholar	Cochrane	Science direct	Scopus	Total
Equation 1	((shoulder impingement syndrome[MeSH Terms]) AND (diagnoses[MeSH Terms]))	"shoulder impingement syndrome" AND "Diagnoses"	MeSH descriptor: [Shoulder Impingement Syndrome] explode all trees and with qualifier(s): [diagnosis - DI]	"Shoulder impingement syndrome" AND Diagnoses	"shoulder impingement syndrome" AND "Diagnoses"	
Date de recherche	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	
Nombre de résultats	1535	1586	36	415	638	4210
Equation 2	(("Musculoskeletal Physiological Phenomena"[Mesh]) AND ("Diagnostic Techniques and Procedures"[Mesh]) AND (shoulder impingement syndrome[MeSH Terms])	"Movement" AND "Measurement tool" AND "Shoulder impingement syndrome"	MeSH descriptor: [Shoulder Impingement Syndrome] explode all trees and with qualifier(s): [rehabilitation - RH]	Movement AND measure AND "Shoulder impingement syndrome"	Movement AND measure AND "Shoulder impingement syndrome"	
Date de recherche	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	
Nombre de résultats	615	166	61	383	74	1299
Equation 3	(("Outcome and Process Assessment, Health Care"[Mesh]) AND (shoulder impingement syndrome[MeSH Terms])	"outcome assessment" AND "Health" AND "Shoulder impingement syndrome"	("outcome assessment" AND "Health" AND "Shoulder impingement syndrome")	assessment AND "Health" AND "Shoulder impingement syndrome"	assessment AND "Health" AND "Shoulder impingement syndrome"	
Date de recherche	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	11/01/2022	
Nombre de résultats	460	359	33	304	213	1369
Total	2610	2111	130	1102	925	6878

5. *Sélection des données*

Les résultats des recherches ont été importés depuis les bases de données vers le *logiciel Mendeley Desktop*, (*version 1.19.8, Mendeley Ltd*). Ce dernier a permis de constituer une bibliothèque contenant l'ensemble des 6878 résultats de recherche et de supprimer automatiquement 2630 doublons. Ce fichier a été converti en fichier Excel (suite *Microsoft Office 365 MSO (Version 2207 Build 16.0.15427.20182) 64 bits*) dans lequel les articles étaient présentés par leur référence, leur titre et le DOI. Cette forme brève a permis de réaliser un tri par les titres puis par la lecture des résumés en double aveugle.

Pour appliquer cette méthode, une étudiante de Master de recherche en psychomotricité, Mathilde Bonnard (MB) a été associée à ce projet de revue systématique. Deux sessions de travail ont permis de préparer à exécuter une sélection efficace. Au cours de la première session, le thème et les objectifs de la revue lui ont été présentés. A l'issue de cette session, une phase de test de sélection sur une centaine de titres a été réalisée : en aveugle, chacun de son côté. Une seconde session a permis d'ajuster les conditions d'inclusion et d'exclusion des titres basées sur ce premier groupe de sélection de 100 titres.

Au cours de la phase de sélection des titres, quatre sessions de correction ont permis de résoudre les conflits de sélection. Pour conserver l'aveugle lors de cette session, une macro Excel permettait de déterminer une liste des articles ayant fait l'objet d'un conflit. Les deux évaluateurs discutaient alors de l'inclusion de chacun des articles dans cette situation. En cas d'absence de consensus, il était possible de faire appel à un troisième auteur (CT) pour contribuer à la décision.

Une dernière phase de sélection avec une lecture complète des articles a permis de terminer la sélection des articles, suivant le même schéma que précédemment. Dans cette dernière phase, le motif d'exclusion de l'article était précisé.

6. *Récupération des données*

Les données importantes ont été extraites des articles inclus par deux auteurs : MH et MB.

- Caractéristiques principales de l'étude :
    - L'année de publication,
    - Le 1er auteur,
    - Le type d'étude,
- Caractéristiques des groupes :
    - La taille des groupes,
    - Leur âge moyen
    - Leur activité
    - Les méthodes de diagnostic employées
- Caractéristiques du résultat :
    - Type de mesure (Cinématique, EMG ou Isocinétique)
    - L'outil employé
    - Mouvement évalué
- Valeur du résultat

En raison de la nature des résultats recherchés, plusieurs types de résultats étaient attendus :

- Cinématiques :
    - Position
    - Vitesse
    - Accélération

(Chacun de ces résultats pouvait être obtenu dans les 6 degrés de liberté que permettent les articulations)

- Electromyographiques :
    - Amplitude
    - Fréquence
    - Délai d'activation
    - Rapports d'amplitude

(Chacun pour l'ensemble des muscles de l'épaule)

- Isocinétiques :
    - Amplitude
    - Rapports d'amplitude

(pour chaque mouvement actif de l'épaule)

Pour l'ensemble de ces situations, il est possible d'obtenir les différences moyennes entre les groupes. A travers ces outils, les valeurs absolues sont très variables en fonction de la mesure réalisée. C'est pourquoi pour harmoniser ces résultats et obtenir une taille de l'effet interprétable, les différences moyennes seront converties en différences moyennes standardisées par l'écart type (abrégées SMD pour « *Standardised Mean Difference* »), connue aussi sons l'appellation de « d de Cohen ». Le d de Cohen permet de caractériser une taille d'effet : une taille d'effet de magnitude inférieure à 0,2 est considéré comme négligeable, entre 0,2 et 0,5 : petit, de 0,5 à 0,8 : moyen, entre 0,8 et 1 : important et supérieur à 1 : très important (127,132).

Il se calcule en divisant la différence de moyenne des deux groupes par l'écart-type commun des deux groupes, comme présenté dans l'équation 1 :

$$\text{Équation 1 : } D_{Cohen} = \frac{M_{G1} - M_{G2}}{S_{Commun}}$$

L'écart-type commun des deux groupes se calcule comme présenté dans l'équation 2 :

$$\text{Équation 2 : } S_{Commun} = \sqrt[2]{\frac{(N_1-1).S_1^2+(N_2-1).S_2^2}{N_1+N_2-2}}$$

Où N est le nombre de participants du groupe et S est l'écart-type du groupe.

En fonction des données restituées dans les documents, plusieurs méthodes ont été employées pour le calcul des écart-types de chaque groupe :

A partir de l'erreur standard qui se calcule comme présenté dans l'équation 3 :

Équation 3 : $SD = SE.\sqrt[2]{N}$ (SE = erreur standard, N = taille de l'échantillon)

Il est aussi possible de retrouver l'erreur standard à partir des intervalles de confiance à 95% (95%CI), se calculant comme présenté dans l'équation 4 :

Équation 4 : $SE = \frac{95\%CI_{Limite\ supérieure} - 95\%CI_{Limite\ inférieure}}{3{,}92}$

En cas d'absence de ces données, il est possible de retrouver l'erreur standard de la différence de moyennes (MD) entre groupes à partir d'une statistique t, calculé avec l'équation 5 :

Équation 5 : $SE = \left|\frac{MD}{t}\right|$

En cas d'absence, la statistique t est retrouvable à partir de la valeur p et de la taille des groupes, donnant la valeur à aller lire dans la table de student (ou avec Excel).

Dans ce cas, le calcul de l'écart-type commun diffère du calcul de l'écart-type par groupe, il prend la forme de l'équation 6 :

Équation 6 : $SD_{commun} = \frac{SE}{\sqrt[2]{\frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2}}}$

Toutes ces méthodes ont été nécessaires pour déterminer les tailles d'effet lors de cette revue systématique (127).

Certains travaux n'ont pas reporté l'ensemble de leurs résultats ailleurs que sur des graphiques. En particulier, les résultats non significatifs ont fait l'objet de ce traitement dégradé. Dans ce cas, il était possible de qualifier la différence entre groupes comme présentant une « élévation », un « abaissement » ou un changement « incertain ».

7. *Evaluation de la qualité*

La qualité des études a pu être vérifiée à l'aide de la grille d'évaluation « *Appraisal tool for Cross-sectional studies* » (AXIS), spécifiquement conçue pour évaluer des études transversales (133). Il s'agit d'une grille d'évaluation en 20 points (Annexe 1):

1. Les objectifs de l'étude étaient-ils clairement énoncés ?
2. Le design de l'étude était-il approprié pour les objectifs de l'étude ?
3. La taille de l'échantillon était-elle justifiée ?
4. La population cible était-elle clairement définie ?

5. L’échantillon était-il établi auprès de la population représentative de la population cible ?
6. La méthode de sélection de l’échantillon permettait-elle de sélectionner les participants représentatifs de la population cible ?
7. Des mesures étaient-elles mises en place pour comptabiliser les non-répondants ?
8. Les facteurs de risque et les variables mesurées correspondaient-ils aux objectifs de l’étude ?
9. Les facteurs de risque et variables étaient-ils mesurés de manière appropriée avec des outils qui avaient préalablement fait l’objet d’une étude ?
10. Les marqueurs de précision statistique (p, intervalles de confiance, …) étaient-ils clairement énoncés ?
11. La méthode était-elle suffisamment décrite en détail pour être reproduite ?
12. Les données descriptives de l'échantillon ont-elles été décrites ?
13. Le taux de réponse soulève-t-il une question à propos du biais de non-réponse ?
14. Si nécessaire, l'information des non-répondants a-t-elle été décrite ?
15. Les résultats ont-ils une cohérence interne ?
16. Les résultats présentés correspondent-ils aux analyses présentées dans la section méthode ?
17. La discussion et conclusion sont -elles justifiées par les résultats ?
18. Les limites de l'étude sont-elles discutées ?
19. Y a-t-il des sources de financement ou des conflits d'intérêt pouvant affecter l'interprétation des résultats par les auteurs ?
20. L'étude a-t-elle été approuvée par un comité éthique ? Ou le consentement des participants a-t-il été obtenu ?

Parmi cette liste, les questions n°7, 13 et 14 concernent des études où il est possible d’avoir des participants inclus mais dont les résultats ne peuvent être recueillis, soit parce qu’ils ne répondent pas au questionnaire ou qu’ils ne se présentent pas à des examens successifs. Les études incluses ici ne concernent que des designs où l’inclusion et la mesure sont suffisamment liées pour ne pas pouvoir présenter de cas de « non-répondant ». Cette manière de faire a déjà été réalisée auparavant (134). Il a été décidé d’éliminer ces 3

questions de la grille d'évaluation. Ainsi, il s'agit d'une grille sur 17 points. Deux auteurs (MH & MB) ont évalué les études incluses à l'aide de cette grille, précisant si besoin leur évaluation sur un complément d'explication de chaque question et comment y répondre, publié par le même auteur (135).

8. Synthèse des données

a. Classement des données

Il semble que les variables incluses dans cette étude puissent être influencées de manière très diverse par la présence de douleurs de l'épaule. C'est pourquoi il ne semble pas pertinent d'analyser toutes ces données ensemble, mais plutôt de conserver la répartition par variables. En effet, une perturbation du fonctionnement de l'épaule peut être observée à travers l'augmentation d'une amplitude selon un degré de liberté, tandis qu'elle diminuera dans un autre degré de liberté. Également, il ne semble pas pertinent de mettre sur un même ordre l'intensité d'activité EMG d'un muscle et son délai d'activation. Ainsi, les résultats ont été classés par outil d'observation (cinématique, EMG ou isocinétique).

Concernant les résultats de la cinématique, les études dans le domaine ont conservé la distinction mouvement par mouvement, en effet, il semble que la mécanique des mouvements de l'épaule ne soit pas comparable en fonction du plan dans lequel s'effectue le mouvement. Cette distinction s'est également appliquée à notre synthèse de résultats. Au contraire, lors de l'analyse des résultats EMG, cette distinction n'est pas faite, car il semble que l'activation musculaire ne soit pas dépendante du mouvement choisi.

Si les résultats étaient des rapports de plusieurs variables, ils étaient traités séparément.

b. Traitement quantitatif et narratif

Si une ou plusieurs catégories rassemblaient des résultats sous formes de données quantitatives exploitables, provenant de plusieurs études, il était alors possible d'assembler leurs résultats à l'aide d'une méta-analyse. Le choix était alors d'utiliser un modèle d'effets aléatoires. Cela est justifié par le fait que les groupes de participants étaient recrutés sur des

critères variables, générant une grande variabilité entre les groupes issus des différentes études. De plus, dans ce genre d'études, il s'agit du choix recommandé par défaut (136).

Dans ce cas, la méta analyse considère non seulement que les observations ($\hat{\theta}$) sont formées par la moyenne observée (θ) ainsi que l'erreur d'échantillonnage (ε), selon la relation représentée dans l'équation 7 :

$$\text{Équation 7 : } \widehat{\theta_k} = \theta_k + \varepsilon_k$$

Mais aussi que la moyenne obtenue dans l'étude est une composition de la vraie moyenne (μ) ainsi que de la variabilité de la population générale (ζ) selon la relation représentée dans l'équation 8 :

$$\text{Équation8 : } \theta_k = \mu + \zeta_k$$

Et qu'ainsi il est possible de représenter les données selon l'équation 9 :

$$\text{Équation 9 : } \hat{\theta}_k = \mu + \zeta_k + \varepsilon_k$$

L'opération de méta-analyse consiste à sommer l'ensemble des résultats auxquels un poids aura été attribué. Le poids (w) est calculé à parti de la variance de chaque échantillon (s^2) ainsi que d'une estimation de la variance de la véritable taille de l'effet (τ^2), selon l'équation 10 :

$$\text{Équation 10 : } w_k = \frac{1}{s_k^2 + \tau^2}$$

Ainsi les observations pour un résultat donné peuvent être synthétisées avec l'équation 11 :

$$\text{Équation 11 : } \hat{\theta} = \frac{\sum_{k=1}^{K} \hat{\theta}_k . w_k}{\sum_{k=1}^{K} w_k}$$

Ces calculs ont été réalisés de manière automatisée dans le logiciel *RStudio* (*"Spotted Wakerobin" Release (7872775e, 2022-07-22) for Windows*), utilisant le package *{meta}* (136). Les résultats n'ayant pas fait l'objet d'une synthèse quantitative ont été commentés à travers une synthèse narrative.

9. *Qualité de la preuve*

Pour chacun des résultats, la qualité de la preuve scientifique a été déterminée selon les recommandations *« Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation* » (GRADE) (137). Selon ces recommandations, la qualité de la preuve est alors notée de « Très faible », « Faible », « Modérée » ou « Elevée ». Cette note est déterminée par la qualité des études incluses dans la revue : l'inclusion d'essais contrôlés randomisés donne un niveau « Elevé », l'inclusion d'études observationnelles donne un niveau « Faible ». Ces niveaux peuvent être réhaussés ou abaissés en fonction de la qualité des études : la mise en évidence d'un risque de biais, d'incohérence, le manque de lien entre les observations et l'affirmation, l'imprécision des résultats ou l'observation d'un biais de publication sont les critères sur lesquels s'appuyer pour dégrader la qualité de la preuve. D'autre part, le niveau de preuve peut être revu à la hausse en fonction de la taille de l'effet, de la preuve d'un effet dose-réponse ou du fait que les auteurs suggèrent un effet délétère en l'absence d'effet observé (138).

C. Résultats

La recherche auprès des bases de données a permis d'identifier 6878 résultats. Après retrait des doublons, resserrement sur la période cible ainsi que le tri à travers la lecture des titres et des résumés, 17 études transversales ont été conservées (16,55,147–153,139–146). La procédure d'inclusion est présentée sur la Figure 19. Six études (154–159) ont été exclues lors de la lecture de l'intégralité des articles. Trois d'entre elles (154,156,157) car elles ne comparaient pas les groupes entre eux, deux (155,159) parce qu'elles incluaient une population qui ne correspondait pas aux critères d'inclusion de la revue, et une (158) parce que la tâche durant laquelle avait lieu la mesure était isométrique. Les études incluses ont recueilli les résultats de 943 participants, d'âge moyen de 35,6 $\pm$ 6,1 ans. Les caractéristiques des études, des groupes, outils et mouvements étudiés sont résumés dans les Tableau 6, Tableau 7 et Tableau 8. L'ensemble des études recueillent une évaluation AXIS bonne à élevée. La synthèse de l'évaluation de la qualité est présentée dans le Tableau 9. Le score le plus bas était de 10 sur 17, le plus élevé était de 15 sur 17. Sept études étaient gradées de

qualité élevée. Cependant, aucune des études incluses ne sont parvenue à satisfaire aux critères de l'inclusion aléatoire d'un échantillon représentatif de l'ensemble de la population cible.

1. *Evaluation Grade*

L'ensemble des études incluses étaient observationnelles, plaçant l'évaluation initiale de la qualité de la preuve pour l'ensemble des résultats à « Faible ». Tenant compte des limitations de l'incohérence des résultats de la présence de biais de publication et des tailles d'effet, ces niveaux de preuve initiaux ont pu être révisés à la hausse ou à la baisse. Au total, 84 résultats cinématiques différents, 27 résultats EMG différents ainsi que 4 résultats isocinétiques ont été synthétisés dans cette revue systématique. La qualité de la preuve a été évaluée comme « Modérée » pour 6 résultats, et « Faible » pour 14 résultats. Les autres résultats ont recueilli un nveau de preuve « Très faible ». Le tableau XX synthétise les évaluations de la qualité de la preuve des résultats ayant pu être établie sur la synthèse quantitative d'au moins 2 études.

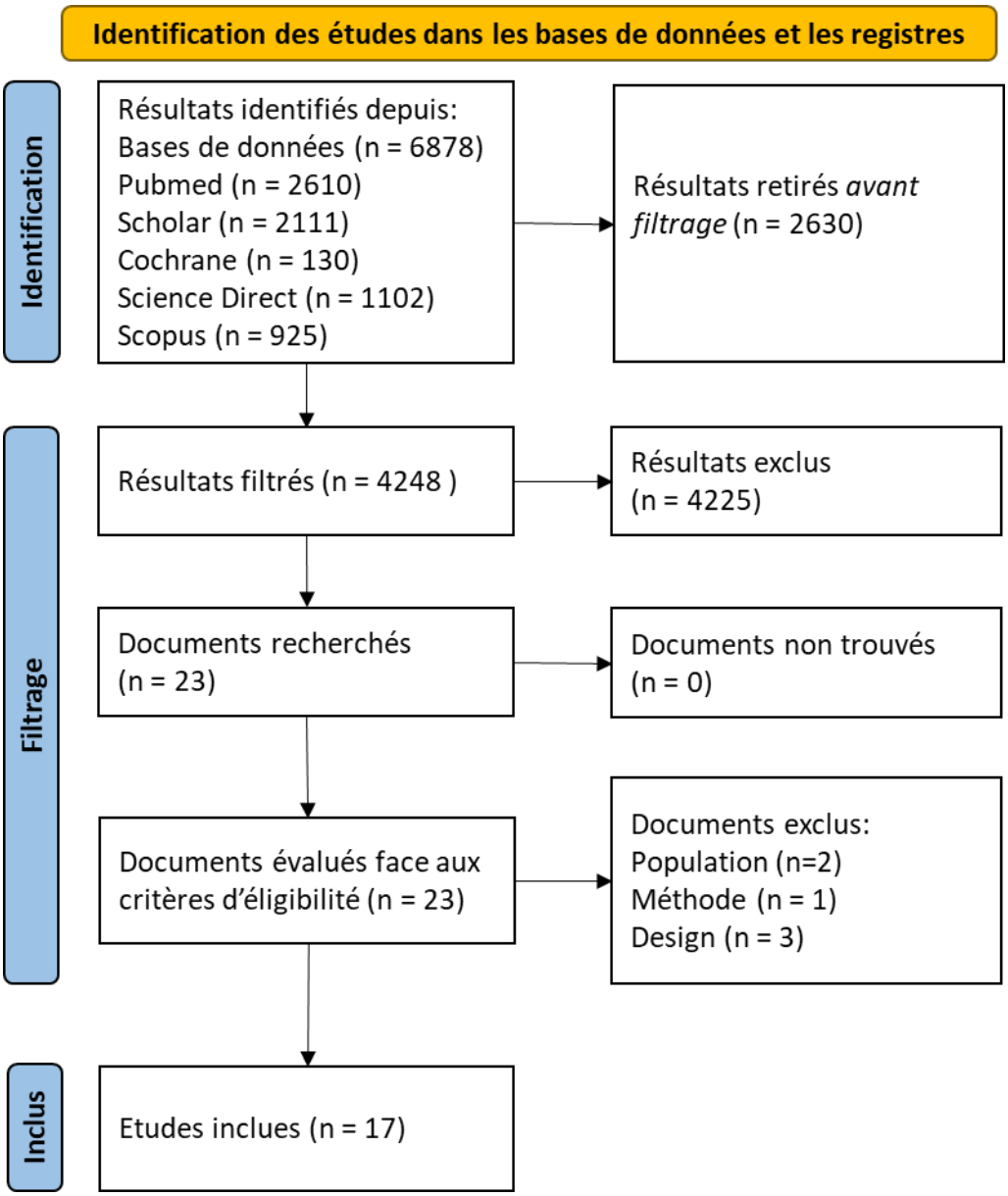


Figure 19 : Diagramme de flux, sur le modèle PRISMA (160)

Tableau 6 : Synthèse des études cinématiques.

Auteur et année	Participants	Outils	Mouvement	Résultats			Score AXIS
				Dans le plan sagittal	Dans le plan frontal	Dans le plan horizontal	
Lawrence et al, 2014	Asymptomatique : n=12, âge=29.3 ±6.8, Symptomatique : n=10, âge :35.7±13.4	Système électromagnétique Flock of Birds mini-BIRD (Ascension Technology Corporation, Shelburne, VT)	Flexion	SC : SMD=-1.49, se=0.48 **	-	-	13
			Scaption	SC : SMD=-1.56, se=0.49 **	-	-	
			Abduction	SC : SMD=-1.25, se=0.47 **	-	-	
Lawrence et al, 2014	Asymptomatique : n=12, âge=29.3 ±6.8, Symptomatique : n=10, âge :35.7±13.4		Flexion	-	-	-	13
			Scaption	-	-	-	
			Abduction	Axe supéro-inférieur, GH : SMD=-1.06, se=0.46	-	-	
Taghizadeh Delkhoush, 2014	Asymptomatique : n=21, âge=24.67 ± 3.68, Symptomatique : n=21, âge : 22.05 ± 3.83	Speedometer system (Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran)	Scaption	Vitesse d'élévation : SMD = -6.07, se=0.73 ***	-	-	11
Turgut et al, 2016	Asymptomatique : n=37, âge=24 ± 1, Symptomatique : n=29, âge : 26.1 ± 7.5	Dispositif de suivi électromagnétique Flock of Birds (Ascension Technology Corporation, Shelburne, VT)	Flexion	ST : SMD = -0.76, se=0.26 *	-	-	13
Mason et al, 2018	International wheelchair rugby players ; âge = 34 ± 5 Asymptomatique : n=5, Symptomatique: n=5	Unités Coda CX1 et logiciel Odin (Codamotion, Charnwood Dynamics Ltd, Leicestershire, UK)	Propulsion en fauteuil roulant	SMD=-0.35, se=0.64	SMD-0.64, se=0.65	SMD=-0.32 se=0.64	14

*SMD=Différence de moyennes standardisée, se = erreur standard de la SMD ; *=p<0,05 ; **=p<0,01 ; ***=p<0,001, GH = Articulation glénohumérale, ST=Articulation scapulo-thoracique, SC=Articulation sternoclaviculaire, HT=Articulation humérothoracique*

Tableau 6 (suite) : Synthèse des études cinématiques.

Auteur et année	Participants	Outils	Mouvement	Résultats			Score AXIS
				Dans le plan sagittal	Dans le plan frontal	Dans le plan horizontal	
Rosa et al, 2019	Asymptomatique : n=28, âge=27.4 ± 6.6, Symptomatique : n=25, âge : 32.2 ± 12.3 ; Raideur de la capsule postérieure : n=27 ; âge = 29.0 ± 8.0 ; Douleur sous acromiale+ raideur capsule postérieure n=25, âge=33.5 ± 10.1	Dispositif Flock of Birds (miniBird) (Ascension Technology Corp, Burlington, VT, USA)	Flexion	F(3,499)=3.41 * higher	-	SMD=0.63 se=0.23 ***	13
Rossi et al, 2020	Asymptomatique : n=50, âge=38 ± 10.1, Symptomatique : n=47, âge : 48 ± 8.6	Système de suivi électromagnétique (Polhemus Inc, Colchester, VT) et logiciel MotionMonitor (Innovative Sports Training, Chicago, IL)	Abduction	Position : SMD=-0.60 se=0.20 ** Vitesse : SMD=-0.25 se=0.20	Position : SMD=-0.07 se=0.20 Vitesse : SMD=-0.24 se0.20	Position : SMD=-0.17 se=0.20 Vitesse : SMD=-0.10 se=0.20	14
Gonçalves et al, 2021	Asymptomatique : n=61, âge=22.3 ± 3.03, Symptomatique : n=56, âge=26.9 ± 7.02	Système de huit caméras Vicon® (Vicon Motion System Ltd., Oxford Metrics, UK)	Flexion	ST : ** Elévation HT : ** Elévation	ST : * Abaissement	-	13
			Abduction	ST : ** Abaissement	HT: ** Elévation ST : ** Abaissement	-	
Kolk et al, 2021	Asymptomatique : n=30, âge=51 ± 5.7, Symptomatique : n=40, âge=50 ± 6.4	Disopsitif de suivi électromagnétique Flock of Birds (Ascension Technology Inc., Milton, Vermont, USA)	Flexion	GH : SMD=-0.84 se=0.25 ** ST : SMD=0.46 se=0.24	GH : SMD=-0.04 se=0.24 ST : SMD=0.66 se=0.25 *	GH : SMD=-0.19 se=0.24 ST: SMD=0 se=0.24	15
			Abduction	GH : SMD='-0.65 se=0.25 * ST : SMD=-0.63 se=0.25 *	GH : SMD=0.02 se=0.24 ST : SMD=0.86 se=0.25 **	GH : SMD=0.91 se=0.25 * ST : SMD=-0.39 se=0.24	

*SMD=Différence de moyennes standardisée, se = erreur standard de la SMD ; *=p<0,05 ; **=p<0,01 ; ***=p<0,001, GH = Articulation glénohumérale, ST=Articulation scapulo-thoracique, SC=Articulation sternoclaviculaire, HT=Articulation humérothoracique+J18:Q27*

Tableau 7 : Synthèse des études électromyographiques.

Auteur, année	Participants	Outil	Mouvement	Muscles	Resultats			Score AXIS
					Amplitude	Début	Fin	
Phadke et al, 2013	Asymptomatique : n=25, âge=32.20 ± 9.8, Symptomatique : n=24, âge=35.09 ± 12.5	Système EMG (Therapeutics Unlimited, Iowa City, IA, USA)	Scaption	UT, LT, SA, AD		UT : SMD=-0.84, se=0.30 *		10
Castelein et al, 2016	Asymptomatique : n=20, âge=28.9± 11.5, Symptomatique : n=17, âge=30.1 ± 10.3	EMG intramusculaire et de syrface TeleMyo 2400 G2 Telemetry System (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ)	scaption, wall-side, elevation with resisted external rotation	UT, MT, LT, SA, Pm, LS, RM	Pm : SMD=0.45, se=0.33 *			13
Michener et al, 2016	Asymptomatique : n=28, âge=37.9± 14.3, Symptomatique : n=28, âge=38.4 ± 14.1	EMG de surface (Bagnoli 8; Delsys Inc, Boston, MA, USA)	Scaption	UT/SA, UT/LT, UT/MT, LT/SA	UT/LT : SMD=0.74, se=0.28 *, LT/SA : SMD=-0.39, se=0.27 *			15
Ayatollahi et al, 2017	Asymptomatique : n=10, âge=29.10± 6.57, Symptomatique : n=8, âge=31.63 ± 9.39	EMG de surface (sans plus de précision)	Scaption	UT, MT, LT, SA	-			13
Kara et al, 2019	Asymptomatique : n=22, âge=31.16± 10.2, Symptomatique : n=22, âge=31.8± 10.7	EMG de surface 8 canneaux (Noraxon Telemyo DTS System, Scottsdale, USA)	Six exercices	UT, MT, LT	-			14
Maghdadi et al, 2019	Asymptomatique : n=30, âge=24± 2.59, Symptomatique : n=30, âge=25± 2.29	EMG de surface Muscle Tester ME6000 (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland)	Table tennis specific movement : Forehand topspin loop	UT, LT, SA, SS, AD, BB	UT : SMD=1.04, se=0.28* SA : SMD=-1.07, se=0.28 * ; SS : SMD=-1.48, se=0.28 **	UT : SMD=1.15, se=0.28** SA : SMD=1.43, se=0.29 **	UT : SMD=0.36, se=0.26* SA : SMD=-0.37, se=0.26 * ; SS : SMD=0.34, se=0.26 **	13

*SMD=différence de moyennes standardisées ; se=Erreur standard de la SMD ; *=p<0.05 ; **=p<0.01 ; ***=p<0.001, UT=Trapèze sumérieur, MT=Trapèze moyen, LT=Trapèze inférieur, SA=Dentelé antérieur, Pm=Petit pectoral, LS=Elévateur de la scapula, RM=Grand rhomboïde, SS=Supra-épineux, AD=Deltoïde antérieur, MD=Deltoïde moyen, BB=Biceps brachial*

Tableau 8 : Synthèse des études isocinétiques

Auteur, année	Participants	Outil	Mouvement	Resultats	Score AXIS
Land et al, 2017	Asymptomatique : n=51, âge=50.8 ± 4.7, Symptomatique : n=51, age : 51.2 ± 5.7	Dynamomètre isocinétique NORM Humac ((CSMI), 2006)	RL	SMD = -0.41, se=0.20, p=0.78	15
			RM	SMD = -0.40, se=0.20, p=0.77	
			Exc RL/ Con RM	SMD = -0.30, se=0.20, p=0.82	
			Con RL/Con RM	SMD = -0.35, se=0.20, p=0.95	
Letafakar et al, 2018	Asymptomatique: n=24, âge=22.83±2.15, Symptomatique : n=24, âge : 23.33±2.47	Dynamomètre isocinétique Biodex® (Biodex® Medical System, Inc. Shirley, NY).	RL	SMD = -0.71, se=0.30, p=0.74	13
			RM	SMD = -0.42, se=0.30, p=0.62	

Synthèse des études isocinétiques : RL = Rotation latérale ; RM = Rotation médiale ; Exc = excentrique ; Con = Concentrique ; SMD = Différence de moyennes standardisée, se = erreur standard de la SMD

Tableau 9 : Synthèse de l'évaluation AXIS

Auteur, année	1	2	3	4	5	6	8	9	10	11	12	15	16	17	18	19	20	Score /17	Score %	Qualité
Phadke et al, 2013	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗	✗	✓	✗	✓	10	59%	Bonne
Lawrence et al (a), 2014	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	13	76%	Bonne
Lawrence et al (b), 2014	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	13	76%	Bonne
Taghizadeh Delkhoush et al , 2014	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✓	✗	✓	✓	11	65%	Bonne
Castelein et al, 2016	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	13	76%	Bonne
Michener et al, 2016	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	15	88%	Elevée
Turgut et al (a), 2016	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	13	76%	Bonne
Ayatollahi et al, (2017)	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	13	76%	Bonne
Land et al, 2017	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	15	88%	Elevée
Letafatkar et al, 2018	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	13	76%	Bonne
Mason et al, 2018	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	14	82%	Elevée
Kara et al, 2018	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	14	82%	Elevée
Meghdadi et al, 2019	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	13	76%	Bonne
Rosa et al, 2019	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	14	82%	Elevée
Rossi et al, 2020	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	14	82%	Elevée
Gonzçalves et al, 2021	✓	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	13	76%	Bonne
Kolk et al, 2021	✓	✓	✓	✓	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	15	88%	Elevée

✓ = Item valide ; ✗ = Item non valide

2. *Résultats portant sur la cinématique*

Huit études portaient sur la cinématique (55,140,141,144,150–153). Elles totalisaient 529 participants, dont 233 étaient symptomatiques. Six études concernaient l'élévation et l'abaissement dans le plan sagittal (55,140,144,150,152,153), 3 dans le plan de la scapula (55,140,141) et 5 dans le plan frontal (55,140,151–153), enfin, une étude portait sur des mouvements fonctionnels (147). Les 8 études ont mesuré les mouvements articulaires selon les 3 degrés de liberté de rotation des articulations de l'épaule. Deux (55,150) ont également mesuré les déplacements articulaires de l'articulation gléno-humérale selon les deux degrés de liberté en translation qu'elle présente. Une étude (151) a mesuré l'articulation scapulo-thoracique selon les 3 degrés de liberté en translation qu'elle présente. Sept études (55,140,144,150–153) ont observé l'articulation scapulo-thoracique, 3 (55,150,153) ont observé l'articulation gléno-humérale, 3 (141,150,152) ont observé la cinématique globale de l'épaule, une (140) a observé les articulations acromio-claviculaire et sternoclaviculaire. Les résultats sont synthétisés avec les données chiffrées dans le Tableau 10 et le Tableau 11.

Parmi ces résultats, quatre études parviennent à établir le consensus que les participants symptomatiques ont moins de bascule postérieure de l'articulation scapulo-thoracique lors d'une élévation dans le plan frontal. La méta-analyse de deux études dont il était possible d'obtenir les données nécessaires a permis d'observer que cet effet était modéré. Le niveau de preuve pour ce résultat est « Faible ». La différence, d'après une des études (153) serait de l'ordre de 4 à 8°. La méta-analyse des mesures de l'articulation scapulo-thoracique, selon le plan horizontal, lors de la flexion de l'épaule montre une tendance à une rotation médiale plus importante dans le groupe symptomatique, cependant, on observe une grande variabilité des mesures, avec un intervalle de confiance large et une hétérogénéité entre les résultats de 72%, p=0,06. Les autres méta-analyses qui ont pu être réalisées avec les résultats cinématiques montrent des résultats contradictoires.

Certains effets très importants ont également été observés pour des résultats étudiés par une seule étude. La bascule postérieure de la clavicule serait moindre de 5,2-5,9° dans le groupe symptomatique (140) ; la vitesse d'élévation du bras serait moindre de 512°/s dans le

groupe symptomatique (141) ; la translation vers le bas de la tête humérale lors de l'abduction serait plus importante de 1mm chez le groupe symptomatique (55).

3. Résultats portant sur l'électromyographie

Six études (139,142,143,145,148,149) reportaient des mesures de l'activité musculaire lors du mouvement, pour un total de 264 participants, dont 129 avaient des symptômes. Cinq études (142,143,145,148,149) ont mesuré les amplitudes du signal EMG de 11 muscles de l'épaule, 2 études (143,148) ont observé 2 rapports de l'amplitude du signal EMG de 2 muscles et une étude (143) a observé deux autres rapports. Deux études (139,149) ont mesuré le délai d'activation de 6 muscles et une étude (149) a observé le délai de désactivation de 6 muscles. Les résultats sont synthétisés sur le Tableau 12.

Parmi ces résultats, la méta-analyse de deux études (139,149) parvient à établir une preuve de qualité « Modérée » que les groupes symptomatiques avaient un délai d'activation du trapèze supérieur plus court que le groupe asymptomatique. La taille de l'effet est très importante. Le délai a été mesuré plus court de 45ms dans le groupe symptomatique (149). L'amplitude du signal EMG du supra-épineux a été observée dans une étude (149) comme moins actif de 9,5% dans le groupe symptomatique que dans le groupe asymptomatique. Également, l'amplitude du signal EMG du muscle petit pectoral est plus importante dans le groupe symptomatique que asymptomatique dans une étude (142). Les autres méta-analyses qui ont pu être réalisées à partir des données électromyographiques ont montré une trop forte variabilité pour tirer des conclusions ou des résultats contradictoires.

4. Résultats portant sur la dynamométrie isocinétique

Deux études (16,146) ont rapporté les mesures du pic de couple mesuré lors des rotations latérale et médiale de l'épaule. Ces études regroupent 150 participants dont 75 étaient symptomatiques. La méta-analyse des résultats a montré que les participants symptomatiques ont un moindre pic de couple que les participants asymptomatiques lors de la rotation médiale d'épaule. Ce résultat a été recueilli avec un « Faible » niveau de preuve,

avec une petite taille d'effet. Les résultats obtenus en rotation latérale présentent une trop forte variabilité pour tirer une conclusion. Les deux études trouvent conjointement que lorsque l'atteinte concerne le membre dominant, les participants symptomatiques développent un couple moins important. Cependant, ces observations ne sont pas confirmées par la méta-analyse : Lors des rotations latérales excentriques à 120°/s : SMD = -0,72, 95%IC[-2,38 ; 0,93]. Lors des rotations médiales excentriques à 60°/s : SMD = -0,69, 95%IC[-1,51 ; 0,13].

Tableau 10 : Synthèse des observations cinématiques dans les trois degrés de liberté en rotation des articulations de l'épaule.

Mouvement	Articulation	Auteur	Plan sagital (flexion) (positif lorsque le groupe syptomatique a plus de flexion ou de bascule postérieure)	Plan frontal (abduction) (Positif lorsque le groupe symptomatique a plus d'abduction)	Plan horizontal (rotation) (Positif lorsque le groupe symptomatique a plus de rotation médiale)
Flexion	HT	Gonçalves et al, 2021	NS ≈		
	GH	Kolk et al, 2021	-0,84±0,25 **	-0,04±0,24	0,19±0,24
		Lawrence et al, 2014	NS ↑	NS ↓	NS ↑
	ST	Kolk et al, 2021	0,46±0,24	0,66±0,25 *	0±0,24
		Turgut et al, 2016	-0,76±0,26 *	NS ↓	NS ≈
		Gonçalves et al, 2021	** ↑	* ↓	NS ↓
		Lawrence et al, 2014	NS ↓	NS ↓	NS ↑
		Rosa et al, 2019	F(3,499)=3,41 * ↑	NS ≈	0,63±0,23 ***
	AC	Lawrence et al, 2014	NS ↓	NS ↑	NS ↑
	SC		-1,49±0,48 **	NS ↓	NS ↓
Scaption	HT	Taghizadeh Delkhoush et al, 2014	6,07±0,73 *** (Vitesse d'élévation)		
	GH	Lawrence et al, 2014	NS ↑	NS ≈	NS ≈
	ST		NS ↓	NS ↓	NS ↑
	AC		NS ↓	NS ↑	NS ↑
	SC		-1,56±0,49 **	NS ↓	NS ↑
Abduction	HT	Gonçalves et a, 2021	** ↑	** ↓	NS ≈
	GH	Lawrence et al, 2014	NS ↑	NS ≈	NS ≈
		Kolk et al, 2021	-0,65±0,25 *	0,02±0,24	0,91±0,25 *
	ST	Gonçalves et a, 2021	** ↓	** ↑	** ↑
		Lawrence et al, 2014	NS ↓	NS ↓	NS -
		Rossi et al, 2020	Position : -0,60±0,20 ** Velocity : -0,25±0,20	Position : -0,07±0,20 Velocity : =-0,24±0,20	Position : -0,17±0,20 Velocity : -0,10±0,20
		Kolk et al, 2021	-0,63±0,25 *	0,86±0,25 **	-0,39±0,24
	AC	Lawrence et al, 2014	NS ↓	NS ↑	NS ↑
	SC		-1,25±0,47 **	NS ↓	NS ↑
Fonctionnel	ST	Mason et al, 2018	-0,35±0,64.	-0,64±0,65.	-0,32±0,64.

*NS=Non significatif, *=p<0,05 ; **=p<0,01 ; ***=p<0,001 GH = Articulation glénohumérale, ST=Articulation scapulo-thoracique, SC=Articulation sternoclaviculaire, HT=Articulation humérothoracique ; ↑ = Plus élevé ; ↓ = Moindre ; ≈ = Incertain*

Tableau 11 : Synthèse des observations cinématiques dans les trois degrés de liberté en translation des articulations de l'épaule

			Axe anréro-suptérieur (positif lorsque le groupe symptomatique a davantage de translation antérieure)	Axe supero-inferieur (positifl lorsque le groupe symptomatique a davantge de translation supérieure)	Axe medio-latéral (positif lorsque le groupe symptomatique a davantage de translation latérale)
Flexion	GH	Lawrence et al, 2014	NS ≈	NS ↓	
		Rosa et al, 2019	-0,65±0,23 **	NS ≈	
Scaption	GH	Lawrence et al, 2014	NS ↑	NS ↓	
Abduction	GH	Lawrence et al, 2014	NS ≈	-1,06±0,46 **	
	ST	Rossi et al, 2020	0,43±0,21	-0,17±0,20	-0,28±0,20

*NS=Non significatif, *=p<0,05 ; **=p<0,01 ; ***=p<0,001 GH = Articulation glénohumérale, ST=Articulation scapulo-thoracique, SC=Articulation sternoclaviculaire, HT=Articulation humérothoracique ; ↑ = Plus élevé ; ↓ = Moindre ; ≈ = Incertain*

Tableau 12 : Synthèse des observations électromyographiques.

		Amplitude du signal EMG			Délai d'activation			Délai de désactivation		
Muscle/ratio	Auteur	SMD	SMDse	p	SMD	SMDse	p	SMD	SMDse	p
UT	Castelein et al, 2016	0,03	0,33	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Ayatollahi et al, 2017	0,64	0,49	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Kara et al, 2019	↓		0,38	-	-	-	-	-	-
	Meghdadi et al, 2019	1,04	0,28	0,01	-1,15	0,28	0,00	0,36	0,26	0,01
	Phadke et al, 2013	-	-	-	-0,84	0,30	0,01			
MT	Castelein et al, 2016	0,27	0,33	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Ayatollahi et al, 2017	0,04	0,47	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Kara et al, 2019	≈		0,74	-	-	-	-	-	-
IT	Castelein et al, 2016	-0,13	0,33	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Ayatollahi et al, 2017	0,09	0,47	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Kara et al, 2019	↓		0,21	-	-	-	-	-	-
	Meghdadi et al, 2019	-0,39	0,26	0,30	-0,09	0,26	0,81	0,34	0,26	0,30
	Phadke et al, 2013	-	-	-	-0,18	0,29	>0,05	-	-	-
AD	Castelein et al, 2016	-0,17	0,33	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Ayatollahi et al, 2017	0,13	0,47	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Meghdadi et al, 2019	-1,07	0,28	0,01	1,43	0,29	0,00	-0,37	0,26	0,01
	Phadke et al, 2013	-	-	-	0,23	0,29	>0,05			
Pm	Castelein et al, 2016	0,45	0,33	0,02	-	-	-	-	-	-
LS	Castelein et al, 2016	0,08	0,33	>0,05	-	-	-	-	-	-
RM	Castelein et al, 2016	-0,02	0,33	>0,05	-	-	-	-	-	-
SS	Meghdadi et al, 2019	-1,48	0,29	0,00	-0,55	0,26	0,15	0,34	0,26	0,00
SA	Meghdadi et al, 2019	0,41	0,26	0,31	0,14	0,26	0,71	-0,14	0,26	0,31
	Phadke et al, 2013	-	-	-	0,30	0,29	>0,05	-	-	-
MD	Ayatollahi et al, 2017	-0,24	0,48	>0,05	-	-	-	-	-	-
BB	Meghdadi et al, 2019	0,40	0,26	0,29	-0,28	0,26	0,27	-0,41	0,26	0,29
UT/SA	Michener et al, 2016	-0,03	0,27	>0,05	-	-	-	-	-	-
UT/IT	Michener et al, 2016	0,74	0,28	0,03	-	-	-	-	-	-
	Kara et al, 2019	-0,37	0,30	0,68	-	-	-	-	-	-
UT/MT	Michener et al, 2016	-0,01	0,27	>0,05	-	-	-	-	-	-
	Kara et al, 2019	0,08	0,30	0,39	-	-	-	-	-	-
IT/SA	Michener et al, 2016	-0,39	0,27	0,03	-	-	-	-	-	-

SMD = Différence moyenne standardisée, SMDse = erreur standard de la SMD ; UT=Trapèze supérieur, MT=Trapèze moyen, LT=Trapèze inférieur, SA=Dentelé antérieur, Pm=Petit pectoral, LS=Elévateur de la scapula, RM=Grand rhomboïde, SS=Supra-épineux, AD=Deltoïde antérieur, MD=Deltoïde moyen, BB=Biceps brachial ; ↑= Plus élevé ; ↓ = Moindre ; ≈= Incertain

Tableau 13 : Synthèse des résultats de dynamométrie isocinétique

Mouvement	Auteur	MD	SD	SDM	SMDse	p
Rotation latérale (RL)	Land et al, 2017	-3,69	8,92	-0,41	0,20	0,78
	Letafakar et al, 2018	-4,39	6,22	-0,71	0,30	0,74
Rotation médiale (RM)	Land et al, 2017	-5,49	13,83	-0,40	0,20	0,77
	Letafakar et al, 2018	-5,28	12,49	-0,42	0,29	0,62
Ratio RL/RM Exc/Con	Land et al, 2017	-0,12	0,38	-0,30	0,20	0,82
Ratio RL/RM Con/Con	Land et al, 2017	-0,06	0,16	-0,35	0,20	0,95

Exc = excentrique ; Con = Concentrique ; MD = Différence de moyenne ; SD = écart type ; SMD = Différence de moyennes standardisée, SMDse = erreur standard de la SMD

Tableau 14 : Synthèse des méta-analyses produites à partir des données obtenues et de l'évaluation GRADE obtenue.

Type de mesure	Catégorie de variable	Sous-catégorie	Nombre d'études	SMD [95%IC]	Heterogeneité : I^2 (p)	Interpretation	Evaluation GRADE
Cinématique	ST durant la flexion	Sagittal	2	-0.15, [-7.90;7.60]	92% (<0.01)	Résultats contradictoires	⊗○○○
		Horizontal	2	0.32 [-3.68; 4.32]	72% (0.06)	Trop forte variabilité	⊗○○○
	ST durant l'abduction	Sagittal	2	-0.61 [-1.12; -0.14]	0% (0.93)	Moindre bascule postérieure due aux symptomes	⊗⊗○○
		Frontal	2	0.38 [-5.52;6.29]	88% (<0.01)	Résultats contradictoires	⊗○○○
		Horizontal	2	-0.26 [-1.62; 1.11]	0% (0.49)	Résultats contradictoires	⊗○○○
EMG	Amplitude	UT	3	0.58 [-0.75; 1.91]	63% (0.07)	Trop forte variabilité	⊗○○○
		MT	2	0.19 [-1.18;1.57]	0% (0.69)	Différence négligeable	⊗○○○
		LT	3	-0.23 [-0.78; 0.32]	0% (0.63)	Trop forte variabilité	⊗○○○
		SA	3	-0.43 [-1.99; 1.13]	71% (0.03)	Trop forte variabilité	⊗○○○
	Rapports	UT/LT	2	0.19 [-6.86; 7.24]	86% (<0.01)	Résultats contradictoires	⊗○○○
		UT/MT	2	0.03 [-0.54; 0.60]	0% (0.82)	Différence négligeable	⊗○○○
	Délai de début	UT	2	-1.01 [-2.97; 0.96]	0% (0.45)	Moindre délai du aux symptomes	⊗⊗⊗○
		LT	2	-0.13 [-0.70; 0.44]	0% (0.82)	Différence négligeable	⊗○○○
		SA	2	0.83 [-6.79; 8.45]	88% (<0.01)	Trop forte variabilité	⊗○○○
Dynamométrie isocinétique		AD	2	0.21 [-0.80; 1.22]	0% (0.68)	Trop forte variabilité	⊗○○○
		LR	2	-0.50 [-2.26; 1.26]	0% (0.41)	Moindre pic de couple dû aux symptomes	⊗○○○
		MR	2	-0.41 [-0.53; -0.29]	0% (0.95)	Trop forte variabilité	⊗⊗○○

ST = Scapulo-Thoracique ; UT = Trapèze supérieur, M = Trapèze moyen, LT = Trapèze inférieur ; SA = Dentelé antérieur , AD = Deltoïde antérieur ; LR = Rotation latérale, MR = rotation médiale ; ⊗○○○ = Très faible, ⊗⊗○○ =Faible, ⊗⊗⊗○ =Modéré, ⊗⊗⊗⊗=Elevé

D. Discussion

1. *Principales découvertes*

Cette revue de la littérature cherchait à observer les cohérences parmi les changements des mouvements observés par différentes méthodes, liées à la présence d'un syndrome de douleur sous-acromiale. Ainsi, 17 études observationnelles, portant sur 943 participants ont été incluses. Elles synthétisaient les résultats sur 84 mesures cinématiques, 27 mesures électromyographiques et 4 mesures de dynamométrie isocinétiques.

2. *Effets de la douleur sous-acromiale sur le mouvement*

Les observations faisant le meilleur consensus au sein des résultats observés montrent que la présence de syndrome de douleur sous-acromiale est liée à une diminution de la bascule postérieure de la scapula, une diminution du délai d'activation du trapèze supérieur et une diminution de la force maximale en rotation médiale de l'épaule. Ces variables ont été retenues car elles ont été mises en avant dans plusieurs études et les méta-analyses qui en ont découlé ont confirmé la cohérence statistique des résultats entre les diverses sources.

a. *Cinématique de la scapula*

L'articulation scapulothoracique a été l'articulation la plus observée. La différence entre les groupes mise en évidence lors de l'abduction est d'une taille d'effet « modérée », aboutissant à un niveau de preuve « Faible ». Cette différence de la cinématique observée en abduction n'est pas retrouvée lors de la flexion qui a été observée par 5 études. Dans ce cas, les résultats obtenus sont contradictoires et présentent une trop forte variabilité pour tirer des conclusions. Cette différence entre les deux mouvements suggère que les altérations cinématiques sont spécifiques du mouvement choisi. Plusieurs travaux (11,97,161) ont déjà mis en avant l'importance de la cinématique de la scapula au cours du mouvement pour la compréhension du syndrome de douleur sous-acromiale, parlant de dyskinésie de la scapula. Ce travail met surtout en avant la bascule de la scapula. Les déficits

de bascule postérieure et de sonnette latérale avaient déjà été proposés comme altérations de la cinématique scapulaire en lien avec le syndrome de douleur sous acromiale (97). Les plans d'élévation et d'abaissement de l'épaule n'avaient pas été mis en avant comme paramètres influençant l'apparition de ces altérations. Ce travail suggère que l'élévation dans le plan frontal vérifierait plus nettement une altération de la bascule postérieure de la scapula qu'une élévation dans le plan sagittal.

b. Activité EMG

Une revue de la littérature (111) traitant des effets des tendinopathies de l'épaule sur l'activité électromyographique des muscles de l'épaule lors d'une activité statique ou dynamique a montré que la preuve d'un changement de l'activité lors d'une contraction dynamique est limitée en raison de l'imprécision des mesures. Cette preuve est basée sur une étude (94) qui s'est focalisée sur l'amplitude du signal EMG. Dans cette revue de la littérature, les études incluses traitaient de l'amplitude du signal EMG et des délais d'activation et de désactivation. Il a été possible d'obtenir une synthèse des résultats de deux études sur les délais d'activation, montrant que le trapèze supérieur a un délai d'activation plus court chez les participants atteints du syndrome de douleur sous-acromiale. Ce résultat suggère que le schéma d'activation de l'épaule douloureuse est modifié. Concernant les amplitudes d'activité musculaire, cette fois-ci, les résultats des études s'intéressant au trapèze supérieur étaient contradictoires. L'altération de l'amplitude de l'activité des muscles supra-épineux et petit pectoral, suggère une atteinte de l'équilibre de l'épaule également dans cette dimension de l'amplitude du signal EMG.

c. Dynamométrie isocinétique

Les mesures du couple lors des mouvements de l'épaule montrent une diminution du couple en rotation médiale dans le groupe symptomatique. Bien que la rotation latérale semble également diminuée, les mesures présentent une trop grande imprécision pour conclure à un effet significatif. Cependant, les deux études, en entrant davantage dans les détails, identifient conjointement que lorsque l'atteinte se trouve sur le membre dominant, le

groupe symptomatique développe un couple moins important en rotation latérale excentrique réalisée à 120°/s et en rotation médiale excentrique à 60°/s. Cependant, la méta-analyse de ces données ne permet pas de conclure à une différence entre les populations sur la base de ces deux études.

3. Cohérence à travers les outils :

L'ensemble des observations réalisées tendent vers un seul objectif : celui de décrire l'état d'une épaule symptomatique par rapport à l'épaule asymptomatique. Il est donc attendu que les observations viennent se compléter les unes et les autres pour améliorer la compréhension du fonctionnement de l'épaule atteinte de syndrome de douleur sous acromiale.

Ainsi, avec le manque de bascule postérieure de la scapula, il est possible de s'attendre à observer un déséquilibre de l'activité musculaire de l'épaule. Cela pourrait être objectivé par un déséquilibre du rapport entre les rotateurs médiaux et les rotateurs latéraux d'épaule. C'est bien le cas dans une des conditions observées par la seule étude (16) observant ce rapport, mais n'est pas le cas dans les autres conditions. Le lien entre la bascule postérieure de l'épaule et la qualité d'activité EMG du trapèze supérieur a été mis en avant dans des précédents travaux (162,163). La présence concomitante de l'altération de la bascule postérieure de la scapula et du délai d'activation du trapèze suggère que le syndrome de douleur sous-acromiale repose en partie sur cette interaction.

Les changements de l'amplitude du signal EMG des muscles supra-épineux (149) et petit pectoral (142) sont également à interroger : un enraidissement du petit pectoral peut expliquer le déficit de bascule postérieure. Cet enraidissement peut être signifié par la diminution de l'activité musculaire observée. Cependant, une revue de la littérature montre qu'il n'y a pas de raccourcissement de ce muscle chez les participants symptomatiques (164).

L'altération du muscle supra-épineux pourrait être liée à une diminution du couple en rotation qui est observée, bien que non significative. L'abaissement de la force en rotation médiale suggère une altération des rotateurs médiaux, cependant, ces derniers n'ont pas fait l'objet d'observations dans les études incluses. Nous voyons ici que les changements

observés à travers les mesures EMG ne sont pas reflétés par les changements plus globaux observés lors de la dynamométrie, ainsi les changements des muscles isolés ne se reflètent pas au niveau global pour expliquer la pathologie. Il est possible de soupçonner ici des mécanismes de compensation qu'il reste à explorer.

4. Limites

La principale limite de ce travail est l'exclusion des travaux précédant 2011. Ce choix a été réalisé car la définition du syndrome de douleur sous acromiale a évolué au cours des dernières décennies, passant d'une appellation de conflit sous acromial à l'appellation de syndrome de douleurs sous acromiale. La nuance entre les deux appellations semble permettre de séparer deux aspects des douleurs de l'épaule. Il est possible que le conflit sous-acromial désigne plutôt les atteintes anatomiques ayant pour provenance principale une détérioration des tissus contenus par l'espace sous acromial ainsi que du contenant de cet espace. Le SDSA désignerait alors une atteinte dans laquelle les aspects anatomiques seraient de moindre importance en faveur des facteurs contextuels tels que les conditions psychologiques et sociales de l'individu prendraient plus d'importance. Ainsi, ces considérations ont réellement émergé au début des années 2010 avec la prise de conscience par certains auteurs que les outils basés uniquement sur l'anatomie ne pouvaient suffire pour soigner les douleurs de l'épaule (3,11). Malgré ces précautions, il semble que chaque étude ait utilisé sa propre définition de la pathologie et utilisé de diverses méthodes pour réaliser l'inclusion des participants symptomatiques. Les études utilisant de l'imagerie médicale ont été exclues, permettant de se concentrer sur les outils accessibles à une pratique clinique de rééducateur. Les choix réalisés pour regrouper les données provenant de conditions de mesures différentes peuvent entrainer des biais, masquant des résultats liés à des conditions particulières. D'autre part, les choix de regroupement des études qui nous ont paru pertinents peuvent également induire des biais dans l'apparition de résultats. Enfin, il semble que parmi les études incluses, il y ait un manque de contrôle de l'intensité du mouvement : autant les études dynamométriques requéraient une contraction à force maximale, autant les mouvements actifs contre résistance faible ou dans le cadre d'un geste

fonctionnel ne permettaient pas de rendre compte de l'intensité avec laquelle le geste est effectué.

5. Perspectives

Ces résultats inciteront le clinicien et le chercheur à se préoccuper de la bascule postérieure de la scapula, mettre en place des dispositifs permettant de suivre et restaurer son amplitude de fonctionnement. À ces changements cinématiques sont à associer des changements de fonctionnement de la musculature, avec en premier lieu, le délai d'activation du trapèze supérieur. Une amélioration du contrôle de ces muscles permettrait d'aboutir à une amélioration globale du fonctionnement de l'épaule pouvant être observé à travers une restauration du couple isocinétique en rotation médiale.

Etude 2 : Changements du profil électromyographique de l'épaule atteinte d'un syndrome de douleurs sous-acromiale au sein d'une populations de soignants en activité : étude transversale.

A. Introduction

Les conclusions de la première étude ont renforcé les hypothèses d'une altération de la mécanique de l'épaule en fonctionnement. Les atteintes cinématiques et dynamométriques observées peuvent être liées à l'altération du fonctionnement de la musculature. Cependant, dans les études inclues dans la revue systématique, l'enregistrement de l'activité EMG de l'épaule était réalisé lors de mouvements à force sous-maximale. De plus, les populations recrutées étaient hétérogènes du point de vue de l'utilisation quotidienne de leur épaule ainsi que de leur situation socio-professionnelle. Or, le syndrome de douleur sous-acromiale semble en rapport avec le contexte d'activité du participant. D'une part, les caractéristiques de l'utilisation de l'épaule telles que la présence de gestes répétitifs, d'amplitudes extrêmes, de contraintes importantes ou de positions maintenues sont des facteurs de risque de l'apparition et du maintien de ces douleurs (35). D'autre part, le stress au travail, l'autonomie dans les tâches et le degré de reconnaissance obtenus dans ce cadre sont également des facteurs entrant en compte dans l'apparition et le maintien de syndrome de douleurs sous-acromiales (28,36,38). Ces facteurs de risque sont retrouvés lors de l'exercice hospitalier des soignants paramédicaux (33).

Les travaux déjà réalisés sur le sujet s'exposent à plusieurs limites dues aux contraintes imposées par cette pathologie. Premièrement, les facteurs contextuels ne sont que faiblement contrôlés en choisissant de se tourner vers une population générale (152,153). Ce dernier peut être contrôlé en s'adressant à un corps de métier spécifique. Deuxièmement, les tâches proposées aux participants lorsqu'elles ne sont pas réalisées sous le contrôle d'un dynamomètre ou dans un objectif de performance maximale, ne permettent pas de rendre compte de l'intensité avec laquelle le mouvement est réalisé (142,148). L'utilisation d'un dynamomètre ou le fait de donner un objectif de performance permettait de contrôler ce paramètre. Enfin, les mesures recueillies en cours de mouvement sont le plus souvent restituées pour une analyse sous la forme d'une valeur synthétique de

l'ensemble du mouvement (une valeur maximale ou moyenne). L'utilisation d'un outil statistique prenant en compte un ensemble de mesures enregistrées au cours du temps permet de contrôler ce dernier paramètre.

L'objectif de cette étude était de comparer les mesures de la musculature de l'épaule en mouvement d'une population atteinte de douleurs de l'épaule à celles d'une population sans douleurs de l'épaule, en apportant des réponses à ces limites.

L'hypothèse de ce travail était qu'au sein de la population de soignants nous observerions une redistribution de la motricité de l'épaule réalisant un mouvement à force maximale. Les résultats de la précédente revue systématique nous ont orientés plus précisément vers les hypothèses suivantes :

- Le couple développé lors de la rotation médiale de l'épaule devrait être inférieur dans la population symptomatique.
- Malgré une forte variabilité lors des observations, il est possible que le trapèze supérieur soit hyperactif dans la population symptomatique.
- Les altérations de l'activité EMG dans la population symptomatique ont lieu lors des mouvements d'élévation et d'abaissement de l'épaule.

Plusieurs muscles ne font pas l'objet d'hypothèse ainsi orientées mais leur présence dans la littérature incite à aller explorer leur comportement au cours des divers mouvements de l'épaule en fonction de la population. Ainsi, il est possible que l'amplitude du signal EMG du grand pectoral, de l'infra-épineux et des 3 chefs du deltoïde puisse être altérée en présence de douleurs de l'épaule (94,165). Des explorations en cours de mouvement ont déjà été réalisées, ce travail ajoute une analyse de l'activité EMG sous la forme d'une variable continue au cours du temps grâce à l'analyse SPM.

B. Matériels et méthodes

1. Cadre juridique

L'étude a été approuvée par le Comité de protection des personnes Ile-De-France X, sous le numéro ID RCB 2018-A02677-48, le 4 mars 2020 (Annexe 2). Les participants signaient un

formulaire de consentement après présentation des détails de l'expérience par l'investigateur principal.

2. *Population*

a. *Critères d'inclusion*

La population cible de l'étude était composée d'infirmiers et aides-soignants exerçant dans les établissements hospitaliers à Évreux et à proximité. Les participants déclarant avoir des douleurs de l'épaule et ceux déclarant ne pas en avoir étaient invités à participer à l'expérience.

b. *Critères d'exclusion*

Des antécédents de traumatisme de l'épaule, la pratique d'un sport impliquant les épaules (volleyball, handball, basketball, escalade, …), la consommation du tabac, le suivi d'un traitement de corticoïdes de plus de 3 mois, la présence d'une insuffisance cardiaque le fait d'être enceinte étaient les critères d'exclusion de l'étude.

c. *Répartition par groupes et appariement*

Les mesures de l'épaule étaient réalisées sur l'épaule déclarée douloureuse dans le cas de douleurs de l'épaule. Les participants sans douleurs de l'épaule étaient pairés aux personnes avec douleurs selon des critères de genre, d'âge (plus ou moins 5 ans), et de profession. L'épaule testée chez les participants sans douleurs était celle qui correspondait à l'épaule testée chez le participant avec douleurs selon la latéralité du membre dominant des deux participants.

3. *Questionnaires*

La fonction de l'épaule des participants était évaluée à l'aide de la version courte du *Disabilities of Arm, Shoulder and Hand* (Quick-DASH, Annexe) (166). Une évaluation étendue

du ressenti de la douleur était réalisée à l'aide *du Brief Pain Inventory* (BPI, Annexe 5) (167). Enfin, un aspect psychologique de la perception de la douleur a été évalué afin de contrôler un de ses aspects subjectifs avec la *Pain Catastrophizing Scale* (PCS, Annexe 7) (168) sous la forme de questionnaires en ligne, utilisant Microsoft-Forms. Il était demandé aux participants de répondre aux questionnaires dans les 48h précédant le rendez-vous. Ce délai avait pour but d'être suffisamment proche de l'examen physique et laisser le temps aux participants trouver une place dans leur emploi du temps pour y répondre. Le temps estimé pour répondre aux questionnaires était de 30 à 45 minutes. Il a été décidé de leur proposer ce format de réponses en ligne pour pouvoir se concentrer sur le protocole expérimental sur une durée de 1h.

4. Protocole

Les mesures ont eu lieu sur le plateau technique de rééducation du service d'hospitalisation à temps partiel des établissements La Musse entre novembre 2020 et novembre 2021. Maxime Houry intervenait en tant qu'opérateur principal. Il avait pour rôle de contacter et d'accueillir les participants, de vérifier que les questionnaires avaient été remplis, mener l'échauffement, les tests cliniques, l'installation du matériel et la prise de mesures. Yann Coste assistait la préparation du matériel et le recueil de mesures EMG. Après un échauffement, les tests cliniques étaient réalisés, puis l'installation des capteurs de surface. Ceux-ci étaient normalisés suivant un protocole. Le participant était alors installé pour réaliser les mouvements sur le dynamomètre isocinétique.

a. Echauffement

L'échauffement était une suite de gestes (Figure 20) guidé par l'investigateur principal et durait 5 minutes. Cet échauffement avait pour but de mobiliser la musculature selon une intensité modérée et les articulations de l'épaule dans les amplitudes maximales permises pour préparer les participants aux efforts qui leur seraient demandés par la suite. Les échauffements proposés dans la littérature suivent ces principes, permettant d'identifier des exercices communs avec le protocole actuel (169).

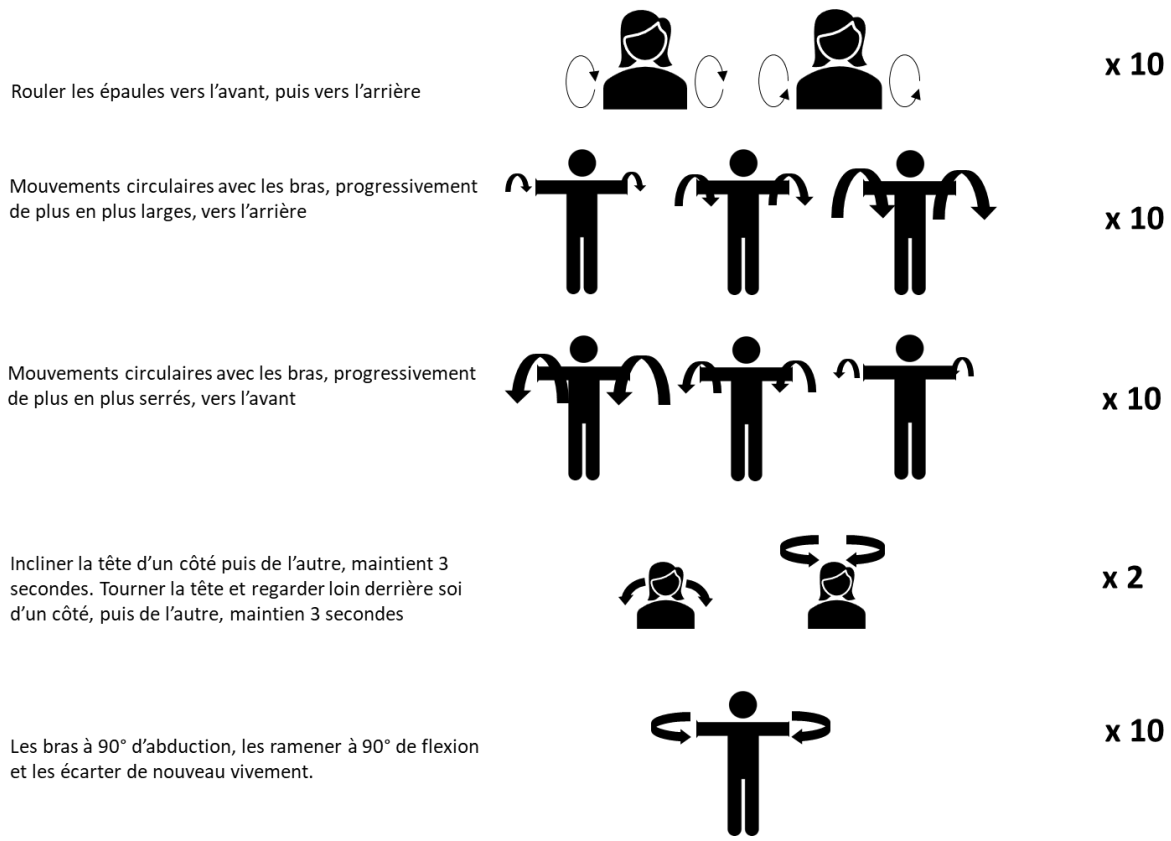


Figure 20 : Protocole d'échauffement d'une durée de 5 minutes, en continu.

b. Tests cliniques

Les tests cliniques discriminant la présence de conflit sous-acromial (Hawkins-Kennedy, Arc douloureux, test de l'infra-épineux, (Figure 8, page 22) étaient alors réalisés. Ces tests servaient à contrôler l'état de l'épaule des participants par rapport aux normes pour le diagnostic de conflit sous-acromial. Trois tests positifs confirmaient le diagnostic de conflit sous-acromial, un nombre inférieur permettait de distinguer le niveau de symptômes des participants (3,58,81).

c. Capteurs EMG

Les capteurs électromyographiques (EMG) Delsys Trigno Aventi de surface étaient installés sur l'épaule à tester en regard du deltoïde antérieur, moyen et postérieur, du trapèze

supérieur (108) , de l'infra-épineux (170) et de la partie claviculaire du grand pectoral (171,172). Le protocole d'installation des capteurs EMG est détaillé dans l'Annexe 8.

L'étape de normalisation contenait 10 contractions isométriques contre résistance manuelle de l'investigateur. Le participant était mis en position, la contraction demandée était décrite par l'investigateur, le participant devait augmenter la force développée sur les deux premières secondes et maintenir un maximum jusqu'à la cinquième seconde. Chaque mouvement était répété deux fois, avec 30 secondes de pause entre chaque mouvement (173). Le protocole suivi pour la normalisation des enregistrements EMG est détaillé dans l'Annexe 9.

d. Evaluation de la douleur

La douleur était évaluée à l'aide d'une échelle visuelle analogique (EVA) (174,175), avant l'étape de la normalisation, avant les mouvements d'abduction, avant les mouvements de rotation et après les mesures.

e. Dynamométrie

Les mesures de force étaient réalisées sur un dynamomètre isocinétique CONTREX. Avant l'installation sur le dynamomètre, le participant était invité à s'hydrater en buvant au moins la moitié d'un verre d'eau. Pour les mouvements d'abduction, le participant était installé en décubitus latéral, du côté opposé au côté testé (Figure 21). Ses jambes étaient fléchies pour le stabiliser et une sangle stabilisait son bassin. Le bras testé saisissait la poignée du bras du dynamomètre, le coude en extension. La rotation d'épaule et la pronosupination étaient libres. Le centre de rotation du dynamomètre était alors placé en arrière de l'acromion de l'épaule testée. La longueur du bras du dynamomètre était réglée par rapport à la longueur du bras du participant. L'amplitude était ajustée en fonction de la morphologie et des capacités de chacun, partant d'une position coude au corps à une élévation de 120° ou moins en fonction des capacités du participant. La position de repos était à 20° au-dessus de l'horizontale.

Figure 21 : Installation pour les mesures en abduction

Les mouvements de rotation étaient effectués en position assise, l'épaule en abduction de 45°, dans le plan frontal, le coude en flexion à 90° (Figure 22). Le tronc était stabilisé par une ceinture. Le participant entrainait le dynamomètre à l'aide d'une poignée d'une longueur qui lui était ajustée. L'amplitude était la plus grande possible, limitée en rotation médiale par la cuisse du participant et en rotation latérale par le début de compensation du complexe de l'épaule et du tronc ou par la douleur. La position de repos était à 20° au-dessus de l'horizontale.

L'amplitude était d'abord parcourue à vitesse lente. Le participant devait laisser son bras relâché autant que possible pour que le dynamomètre puisse prendre en compte le poids du membre en fonction de l'amplitude. Le mouvement désiré était expliqué au participant. Une phase de familiarisation à intensité sous-maximale précédait la mesure (3 répétitions pour les mouvements concentriques, 1 répétition pour les mouvements excentriques). Cette phase pouvait être répétée en cas de doute sur le mouvement. La mesure du mouvement répétée 5 fois pour les mouvements concentriques, 3 fois pour les mouvements excentriques. Les mouvements étaient toujours réalisés dans le même ordre : abduction concentrique, abduction excentrique, rotation concentrique médiale et latérale

réciproques, rotation médiale excentrique, rotation latérale excentrique. Un repos d'une minute était respecté entre chaque mouvement.

Figure 22 : Installation pour les mesures en rotation

5. *Enregistrement EGM*

L'enregistrement EMG était déclenché par un opérateur dédié au contrôle de l'appareillage EMG (Yann Coste, étudiant en 3e puis en 4e année de Masso-kinésithérapie à l'institut de formation des établissements La Musse) de manière coordonnée avec la réalisation des mouvements contre résistance isocinétique.

6. *Traitement des données*

a. *Données dynamométriques isocinétiques*

Les données isocinétiques étaient compilées par le logiciel CONTREX associé au dynamomètre isocinétique sous un tableur Excel. Ce dernier combinait les mesures du couple isocinétique, de l'amplitude articulaire et de la vitesse du bras au cours du

mouvement avec une fréquence d'échantillonnage de 256Hz. Un filtrage « *single pole IIR low pass* » ainsi que la compensation de la gravité étaient appliqués aux mesures de couple enregistrées.

Un traitement des données par une programmation Python sur logiciel Spyder *(Spyder IDE 5.1.5 ; Python 3.9.12 64-bit | Qt 5.9.7 | PyQt5 5.9.2 | Windows 10)* permettait de ne conserver que les mesures réalisées à vitesse constante pour chaque essai. Pour être valide, la mesure devait avoir été enregistrée lorsque la vitesse du mouvement était maintenue au-dessus de 95% de la vitesse cible (90°/s).

b. Données électromyographique

Les données EMG étaient compilées par le logiciel EMGWorks *(EMGWorks Acquisition 4.7.9, 64bit, EMGWorks Analysis, 4.7.3.0)* sous un tableur Excel, avec une fréquence d'échantillonnage de 2000Hz. Les données récupérées contenaient d'une part les mesures de contraction maximale volontaire isométrique servant à la normalisation et d'autre part les mesures recueillies au cours des mouvements isocinétiques. Les mesures EMG étaient automatiquement lissées et redressées par le logiciel EMGWorks, selon la méthode de la moyenne quadratique (*Root Mean Square*, RMS), avec une fenêtre de 125ms.

Une programmation Python permettait d'appliquer la normalisation des mesures EMG basées sur les mesures prises lors de la contraction maximale volontaire isométrique. La normalisation était réalisée selon l'équation 13 :

Équation 13 : $EMG_{normalisée} = \frac{EMG_{mesurée} - EMG_{base}}{EMG_{maximale\ isométrique} - EMG_{base}}$

c. Méthode de synchronisation des données isocinétiques et électromyographiques

L'analyse SPM repose sur l'analyse de variables à une dimension constituées convenablement. Dans le cas d'une analyse SPM t-pairée, il est possible de commencer par concevoir qu'il s'agit, tout comme dans un test t, de comparer les moyennes de deux populations. La particularité de la SPM est qu'au lieu que la variable faisant l'objet de la comparaison ne soit composée que d'une seule valeur, ce qui correspond à une variable à 0

dimension, la variable en question est un ensemble de variables se succédant les unes aux autres, prises successivement à courte intervalle par exemple au cours du temps. La SPM ayant été conçue à l'origine pour interpréter les valeurs contenues dans les voxels en imagerie fonctionnelle du cerveau, cette technique peut être utilisée pour traiter les données en 4 dimensions (3 dimensions de l'espace et 1 de temps) (116). Dans le cadre d'une mesure d'une variable à 1 dimension au cours du temps, seule la dimension de temps est conservée et une adaptation a été proposée pour convenir à cette analyse à 1 dimension (117).

Les variables utilisées ici sont les enregistrements au cours du temps de l'EMG et du dynamomètre isocinétique. Chacun de ces enregistrement forme un ensemble de « n » mesures « V » , organisées selon l'équation 14 :

$$\text{Équation 14 : } [V_1 \quad \dots \quad V_n]$$

Pour comparer ces ensembles de variables, ils doivent avoir une forme semblable : la suite de valeurs comparées doit être de même longueur. Il est pour cela nécessaire de contrôler le nombre de mesures successives réalisées pour chaque participant et pour chaque mesure. Cela permet de former un ensemble de « n » mesures « V » sur la même amplitude articulaire pour « k » participants de chaque groupe. Les mesures conservées sont celles faisant se superposer les mesures enregistrées pour les deux participants de la paire. Les deux groupes étant constitués du même nombre de participants, la comparaison entre les deux populations s'effectue sur deux ensembles de mêmes dimensions, comme décrit dans l'équation 15 :

$$\text{Équation 15 : } \begin{bmatrix} V_{1,1} & \cdots & V_{n,1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ V_{1,k} & \cdots & V_{n,k} \end{bmatrix}$$

Une table semblable est constituée pour chaque mesure et chaque mouvement. De la sorte, les mesures issues des deux groupes pourront être comparées mesure par mesure et variable par variable.

Pour que les mesures soient comparables entre elles entre les participants, un point de repère a été pris avec l'angle donné par le dynamomètre : ce dernier reflète l'amplitude

articulaire de l'épaule au cours du temps, comparable entre les participants dont l'installation était standardisée.

D'autre part, les résultats inclus devaient avoir été enregistrés à vitesse constante pour ne concerner que la partie isocinétique et ainsi s'affranchir de l'inertie du membre. Pour cela, les données n'étaient conservées que si elles étaient enregistrées à une vitesse dépassant le seuil de 95% de la vitesse cible.

Pour que les données EMG et isocinétiques soient synchronisées, une unité de mesure inertielle enregistrait la vitesse de déplacement de l'appareil isocinétique (

Figure 23). Une prise de repère sur les enregistrements de vitesse des deux appareils ainsi que la prise en compte de leur taux d'échantillonnage a permis de les synchroniser. La Figure 24 illustre le résultat de cette synchronisation. Elle présente les enregistrements de la vitesse mesurée par le dynamomètre et le capteur inertiel, simultanément à l'enregistrement du couple de force isocinétique et de l'amplitude du signal EMG. Cette figure permet d'observer que les deux outils d'enregistrement de la vitesse obtiennent les mêmes valeurs de vitesse simultanément. Ainsi, la mesure EMG était bien associable à une mesure d'amplitude articulaire et interprétable en fonction du couple développé au cours du temps.

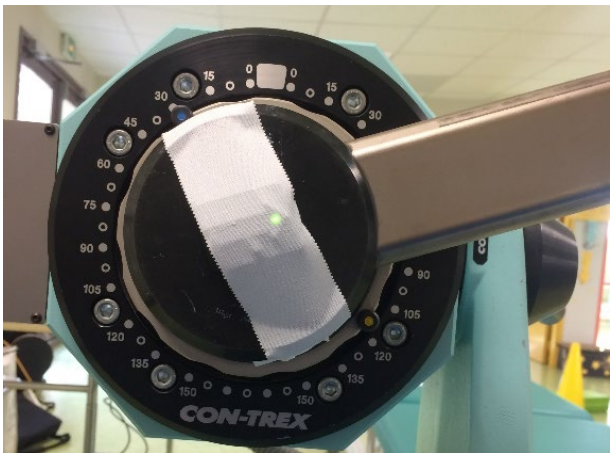


Figure 23 : Unité inertielle solidarisée avec le bras de levier du dynamomètre

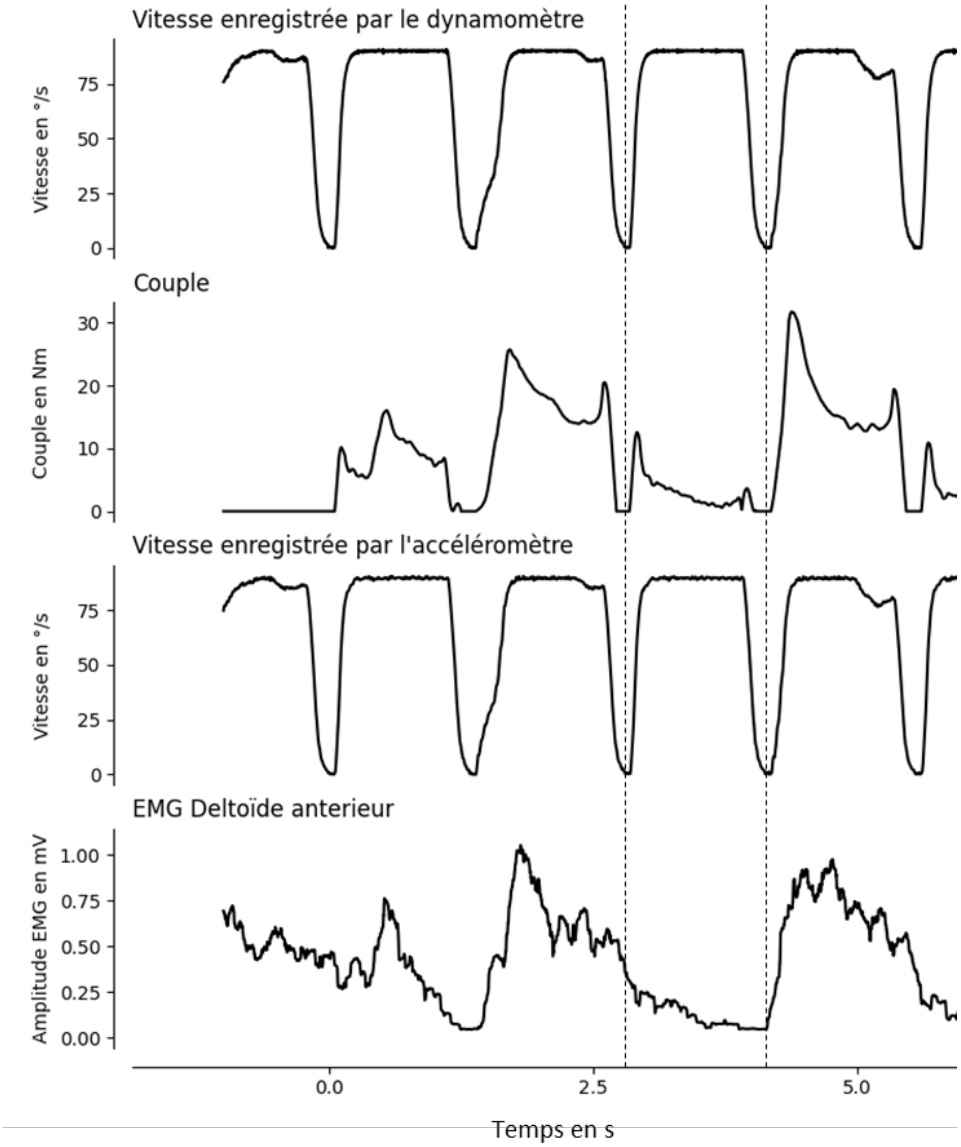


Figure 24 : Illustration de la synchronisation des données en fonction du temps

Chaque mouvement était répété plusieurs fois pour s'assurer d'obtenir au moins un enregistrement sur le maximum d'amplitude. Plusieurs répétitions pouvaient avoir été réalisées avec succès : une répétition était considérée comme couronnée de succès si la phase isocinétique avait une amplitude d'au moins 80% de l'amplitude de la répétition la plus longue. Dans ce cas, les données concernées étaient inclues sur l'amplitude de la répétition la plus courte et les valeurs des répétitions étaient moyennées pour former une

courbe moyenne du participant pour le mouvement et la mesure en question (Figure 25). La partie de la mesure ne se superposant pas avec les autres était exclue.

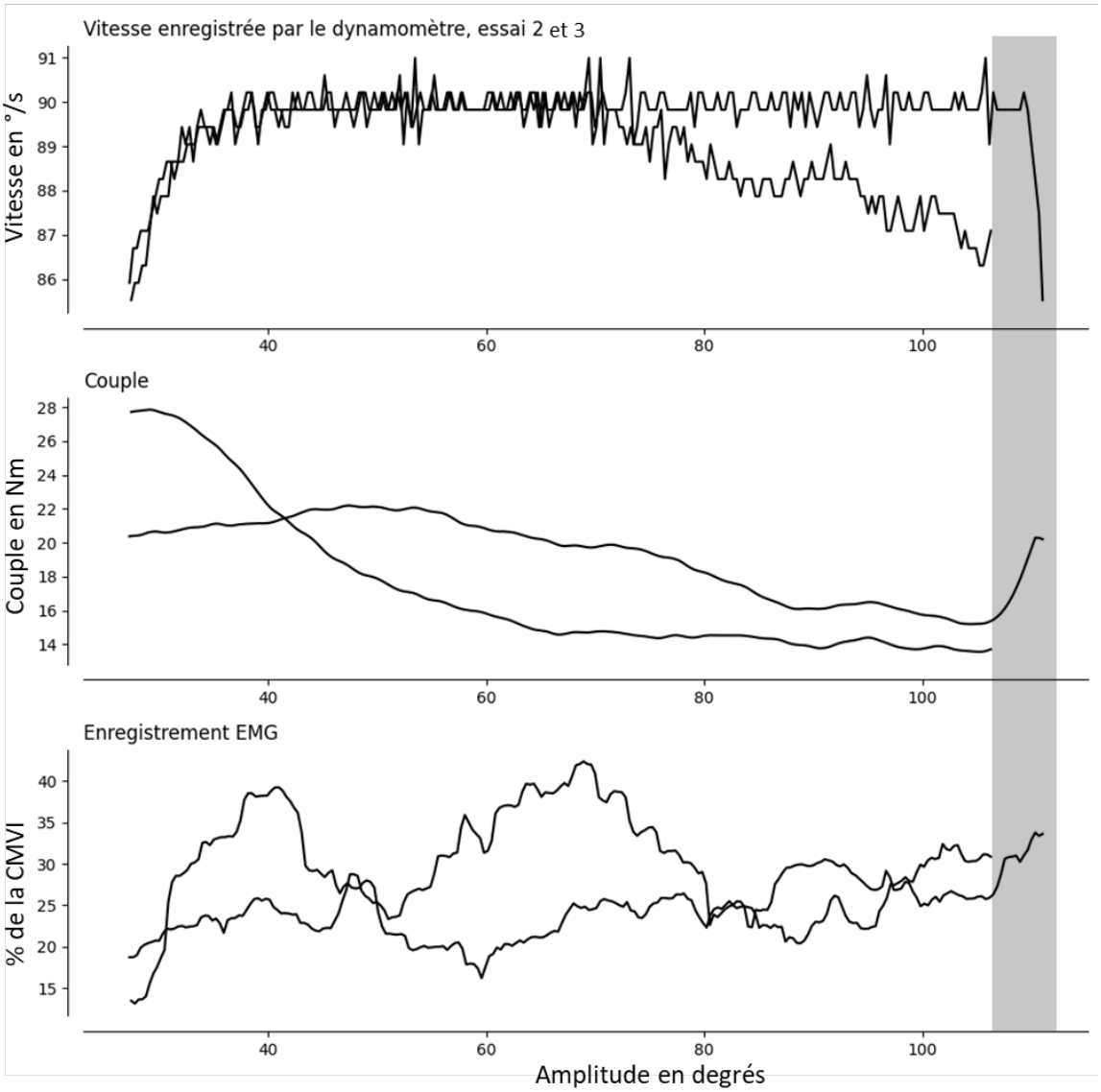


Figure 25 : Enregistrement de la vitesse sur deux essais successifs. Bande grise : zone exclue.

Par la suite, pour confronter l'ensemble des participants, la même logique a été suivie : n'était comparable que l'amplitude sur laquelle l'ensemble des mesures étaient réalisées au-dessus de la vitesse seuil. Chaque mouvement se déroulant sur une amplitude particulière, l'amplitude commune à l'ensemble des participants était déterminée pour chaque mouvement. Si un participant n'avait obtenu des mesures que sur une amplitude où les autres participants n'avaient pas obtenu de mesures, il était alors exclu des résultats.

7. *Méthode de traitement statistique*

L'analyse en cartographie paramétrique statistique a été utilisée pour comparer les ensembles de mesures des participants des deux groupes sur une amplitude articulaire. Pour y parvenir, il est nécessaire de constituer des recueils de mesures réalisées sur les mêmes amplitudes articulaires. Le package SPM1D adapte les principaux tests statistiques pour prendre en compte une variable à 1 dimension. Pour tester la première et la deuxième hypothèse, un test statistique de comparaison de moyenne « t pairé unidirectionnel » a été appliqué. Ce test nécessite de respecter la normalité des distributions, testée en appliquant le test de Shapiro-Wilk sur l'ensemble des continuums testés. Si cela n'était pas le cas, l'équivalent non paramétrique était appliqué. Le package SPM1D propose dans ce cas une adaptation de « pseudo test-t » selon la méthode de Nichols et Holmes (176). Pour tester la troisième hypothèse, une analyse multivariée de l'amplitude du signal EMG du deltoïde moyen, de l'infra-épineux et du trapèze supérieur lors de l'abduction excentrique a été réalisée. Pour l'appliquer, il était nécessaire de vérifier plusieurs prérequis. Premièrement, il fallait vérifier l'absence de valeurs extrêmes univariées (valeurs présentant un « z » > 3,29) et multivariées à l'aide du calcul de la distance de Mahalanobis. La normalité univariée de la distribution était estimée par le test de Shapiro-Wilk et la normalité de la distribution multivariée par le test de Shapiro-Wilk multivarié. La multicollinéarité était évaluée à l'aide du test de corrélation de Pearson. La linéarité des distributions était vérifiée par lecture graphique des nuages de points créés variable par variable. L'homogénéité des variances et des covariances était estimée à partir de la taille de chaque groupe ne devant pas excéder un rapport de 1 pour 4 ainsi que de la variance de chaque groupe, ne devant excéder un rapport de 1 pour 10 (177). Le package SPM1D ne permettait pas d'adapter l'ensemble de ces vérifications à des continuums de mesure. Les valeurs moyennes des amplitudes de signal EMG ont été rassemblées pour réaliser l'analyse multivariée sur une variable à 0 dimension à l'aide du logiciel RStudio (*2022.07.1, Build 554, RStudio PBC*).

8. Calcul de la taille de l'échantillon

Actuellement, aucun outil n'est conçu pour réaliser un calcul de taille de l'échantillon a priori sur une analyse SPM. Une estimation de la taille de l'échantillon nécessaire a été basée premièrement sur un calcul dans le cadre de l'utilisation d'une variable ponctuelle pour des différences observées sur un couple dynamométrique (16) ainsi qu'à partir de résultat de mesures d'amplitudes de signal EMG réalisées sur des muscles de l'épaule (178). Le calcul a été réalisé sur la prévision de la réalisation d'un test « t pairé », univarié, avec un risque alpha de 5% et un objectif de puissance statistique de 80%, à l'aide du logiciel G*Power *(v3.1.9.6, université de Düsseldorf, Allemagne*) (179). La taille d'échantillon nécessaire était de 15 paires. Cette taille a également été confirmée par l'utilisation lors de travaux précédents, d'échantillons constitués de 10 à 14 paires de participants, pour l'utilisation d'une analyse des données avec l'outil SPM dans des plans d'expérience similaires, lors de mesures EMG et de couple isocinétique (180,181). Un calcul de taille de l'échantillon a été réalisé pour l'analyse multivariée. Ce dernier informe que pour une taille d'effet modérée de f^2=0,5, avec une puissance statistique de 0,8, et pour un risque alpha = 0,05, 30 participants étaient nécessaires.

C. Résultats et interprétations

Trente-trois participants ont été inclus dans l'étude. En fonction de la présence de douleurs de l'épaule, deux groupes ont été constitués, dont les caractéristiques sont décrites dans le Tableau 15. Au départ, une différence de mesure est statistiquement significative est retrouvée entre les deux groupes pour la mesure de la douleur réalisée à l'aide de l'échelle visuelle analogique (EVA), le *Brief pain index* (BPI) minimum et général. Une absence de différence statistiquement significative est retrouvée dans les scores du quick-DASH et de la *Pain Catastrophizing Scale* (PCS).

Tableau 15 : Caractéristiques de la population inclue

		Symptomatiques n=17	sd	Asymptomatiques n=16	sd	p
Age		43,0	11,52	42,3	11,87	0,855
BMI		24,61	3,49	25,26	3,67	0,608
EVAmax		3,6	3,26	0,7	1,48	0,003
BPI	Maximum	4,0	2,75	2,7	1,99	0,140
	Minimum	1,2	1,47	0,3	0,75	0,036
	Actuel	2,2	2,28	1,0	1,77	0,120
	Général	4,5	2,03	1,9	1,90	<0.001
Quick-DASH		15,6	13,79	16,9	17,80	0,829
PCS		11,9	8,92	7,7	6,44	0,164

Sd = Ecart-type, EVA = Echelle visuelle analogique, BPI = Brief pain index, Quick-DASH = Version courte du "Disability of Arm, Shoulders and Hand questionnaire" (DASH), PCS = Echelle de catastrophisme de la douleur

Les résultats obtenus avec les tests cliniques sont synthétisés dans le Tableau 16. Parmi les 17 participantes symptomatiques, 10 ont obtenu au moins 1 test positif parmi les 3 réalisés. Dans 5 cas, 2 tests ont été positifs et dans 3 cas, 3 tests ont été positifs. La différence entre les deux groupes était statistiquement significative si l'on considérait comme critère valable d'avoir 1 seul test positif ou une combinaison de deux tests.

Tableau 16 : Résultats des tests cliniques effectués dans les deux populations

		Résultats positifs		
		Symptomatiques n=17	Asymptomatiques n=16	Fisher test p-value
Tests cliniques positifs	Au moins 3	3	0	0,227
	Au moins 2	5	0	0,044
	Au moins 1	10	0	<0,001

Sur l'ensemble des mouvements, chaque participant a parcouru une amplitude qui lui était propre. Les amplitudes parcourues au sein des deux groupes sont illustrées sur la Figure 26 et les valeurs ainsi que les comparaisons entre les groupes sont synthétisées dans le

Tableau 17.

La phase isocinétique parcourait entre 60 et 100° d'amplitude lors des mouvements d'abduction et entre 40 et 80° d'amplitude lors des mouvements de rotation. Avec une lecture graphique il est possible d'observer que la distribution de l'amplitude parcourue par

le groupe symptomatique lors de l'abduction concentrique est constituée de nombreux résultats hors des valeurs de dispersion autours de la moyenne. De plus, il semble que la dispersion des mesures soit plus importante dans le groupe symptomatique. Une ANOVA a été réalisée afin de comparer les amplitudes de mouvements. Les résultats montrent que le groupe symptomatique avait une amplitude de mouvement moyenne inférieure de 7° par rapport au groupe asymptomatique (p<0,001).

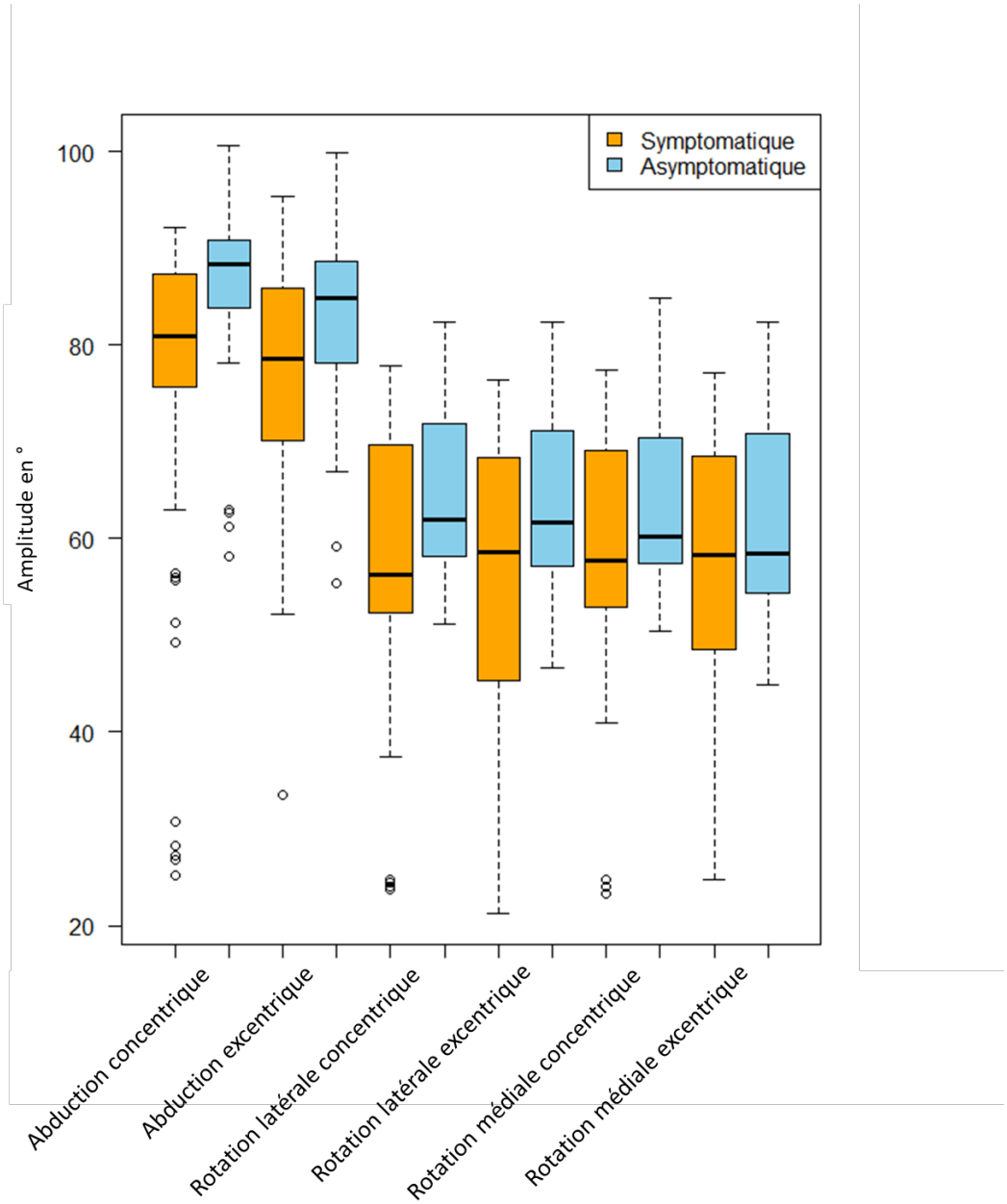


Figure 26 : Amplitudes de la phase isocinétique de l'ensemble des essais de chaque participant.

Tableau 17 : Description des amplitudes de la phase isocinétique lors des mouvements mesurés, dans les deux populations.

		Symptomatique			Asymptomatique					
		Nombre	Amplitude Moyenne	sd	Nombre	Amplitude Moyenne	sd	Différence moyenne	sd	p
Abduction	Concentrique	63	75,7	17,7	73	87,1	8,2	-11,4	13,4	<0,001
	Excentrique	41	76,6	13,2	41	82,7	9,8	-6,1	11,7	0,002
Rotateurs latéraux	Concentrique	74	57,4	14,2	70	64,3	8,1	-6,9	11,6	<0,001
	Excentrique	40	55,8	15,9	39	63,5	9,2	-7,8	13,1	0,01
Rotateurs médiaux	Concentrique	73	58,1	13,7	73	63,6	8,4	-5,4	11,4	0,005
	Excentrique	40	56,8	14,8	42	61,7	9,6	-4,9	12,4	0,08

Sd = Ecart-type

Les mesures ont pu être comparées pour 15 paires de participantes lors des mouvements en rotation médiale et latérale concentrique, sur une amplitude de 33° et 21° respectivement. Les autres mouvements mesurés n'ont pu obtenir la superposition que de 14 paires, un participant ayant obtenu des mesures sur une amplitude différant complètement des autres participants. Les amplitudes sur lesquelles les comparaisons ont été réalisées et le nombre de paires inclues pour chaque mouvement sont synthétisées dans le Tableau 18.

Tableau 18 : Caractéristiques des mouvements mesurés. Les amplitudes de début et de fin sont relatives au 0° défini dans la partie méthodes.

	Abduction		Rotateurs latéraux		Rotateurs médiaux	
	Concentrique	Excentrique	Concentrique	Excentrique	Concentrique	Excentrique
Début (°)	42	60	20	2	-8	18
Fin (°)	62	48	-1	11	25	8
Amplitude (°)	20	12	21	9	33	10
Nombre de paires inclues	14	14	15	14	15	14

1. *Le couple de force en rotation médiale est-il inférieur dans la population symptomatique ?*

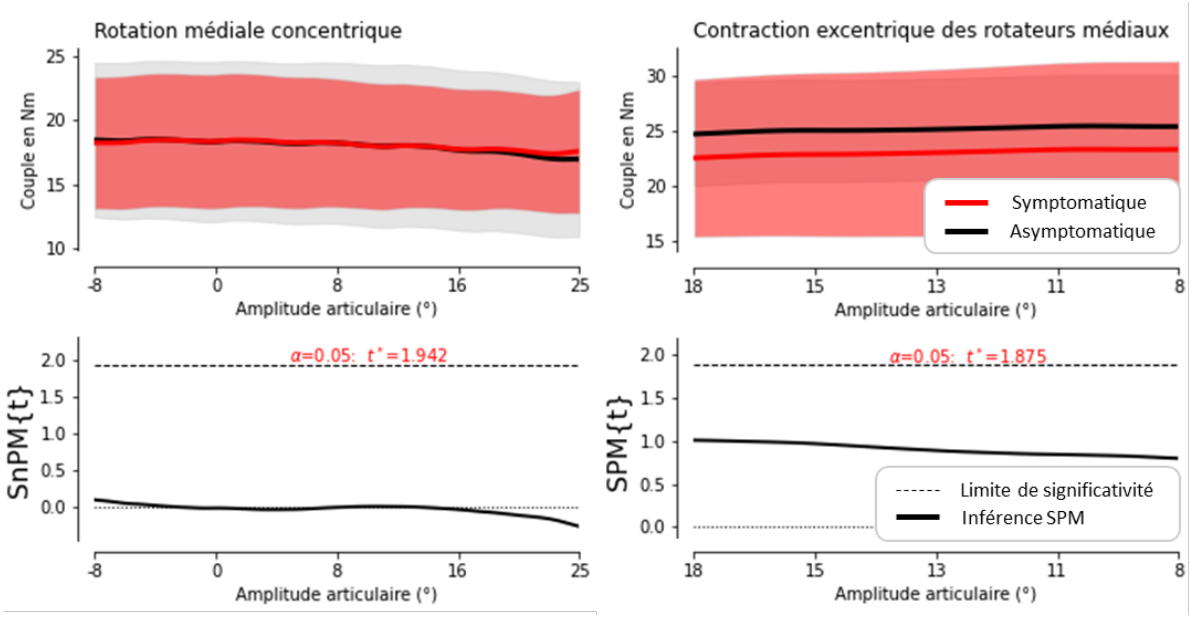


Figure 27 : Comparaison du couple de force isocinétique lors de l'abduction entre les deux populations. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement.

Deux comparaisons dans cet ensemble de données permettaient de tester cette première problématique : les comparaisons entre les deux populations des mesures en rotation médiale concentrique et lors du travail excentrique des rotateurs médiaux. Dans les deux cas, le couple de force mesuré indiquait le couple développé par les rotateurs médiaux de l'épaule. Lors de la rotation concentrique, les couples obtenus ne respectaient pas une distribution normale. Statistiquement, aucune différence significative entre les populations n'a été observée. Pour les contractions excentriques, la distribution des variables respectait une distribution normale. Aucune différence significative n'a été observée (Figure 27).

Les résultats de la revue de la littérature basés sur deux travaux (16,146) obtenant des résultats similaires entre eux orientaient vers une l'hypothèse que la force est moins importante dans la population symptomatique. Pourtant, les résultats obtenus dans cette expérience ne semblent pas pouvoir orienter vers cette réponse. Au mieux, lors d'une contraction en mode excentrique, le couple est moindre dans le groupe symptomatique que dans le groupe asymptomatique, sans atteindre une différence significative. On remarque

que lors de cette phase, la variabilité de la mesure est plus importante que dans le groupe asymptomatique, contrairement à ce que l'on peut observer avec le mode concentrique. Cela peut suggérer que certains participants symptomatiques développent un couple moins important que les participants asymptomatiques. Également, les participants symptomatiques n'ont pas eu besoin de réaliser d'esquive de l'effort maximal en raison de la douleur sur l'amplitude mesurée. En revanche, l'observation de l'amplitude sur laquelle la phase isocinétique est conservée montre que les participant symptomatiques ont une phase isocinétique de plus petite amplitude. Ainsi, la douleur semble davantage impacter l'amplitude sur laquelle la phase isocinétique est conservée. Si la force lors de la phase isocinétique ne semble pas affectée, celle-ci est mobilisable sur une amplitude plus petite, ce qui peut expliquer l'apparition de différence de force entre deux populations si l'exercice isocinétique présente une amplitude déterminée à respecter, comme cela a été le cas dans la littérature présentant ce type de protocole (16,146).

2. *Le trapèze supérieur est-il hyperactif dans la population symptomatique lors d'une élévation du membre supérieur ?*

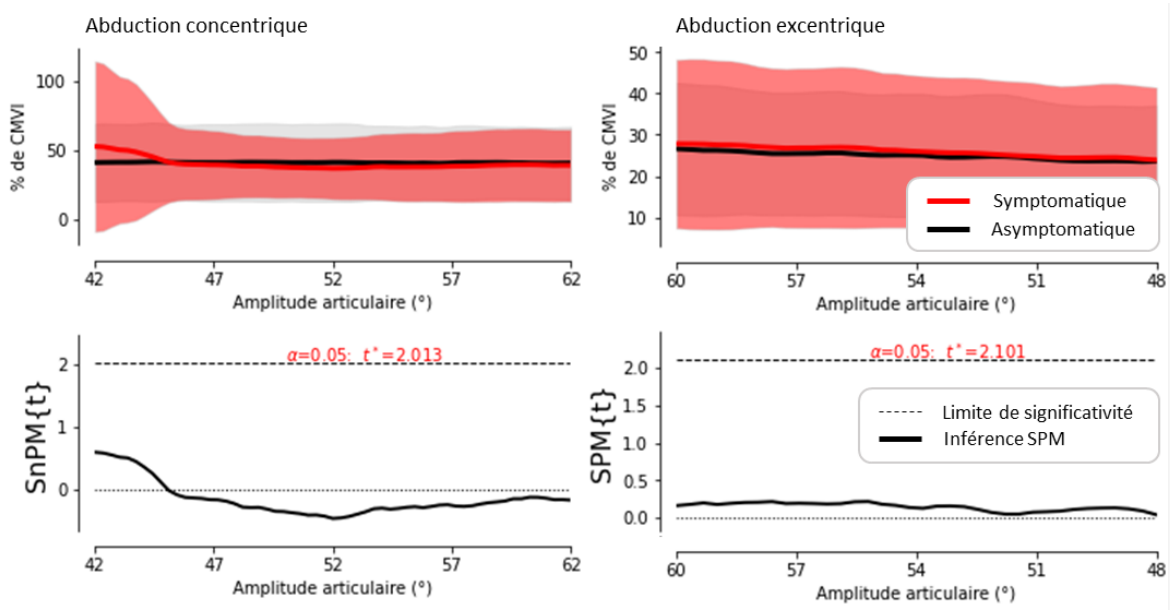


Figure 28 : Comparaison de l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur lors de l'abduction entre les deux groupes. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement. CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique

Pour répondre à cette seconde problématique, l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur lors de l'abduction concentrique et excentrique a été comparée entre les deux populations (Figure 28). Lors de l'abduction concentrique, la distribution des données ne respectait pas la loi normale. Statistiquement, aucune différence significative n'a été observée. La distribution des données lors de l'abduction excentrique respectait la loi normale. Statistiquement, aucune différence significative n'a été observée.

La revue de la littérature réalisée en amont regroupe plusieurs travaux ayant mesuré l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur (145,148,149,182). D'après ces résultats, il était possible de supposer que le trapèze supérieur serait hyperactif lors d'un mouvement d'élévation de l'épaule dans le groupe symptomatique par rapport au groupe asymptomatique. Ici, aucune différence significative n'est observable au cours de la phase isocinétique lors de l'abduction concentrique ou excentrique. Tout comme dans le cas de l'hypothèse précédente, il est possible de supposer que la phase isocinétique étant celle au cours de laquelle le fonctionnement de l'épaule est optimal, même en présence de douleurs de l'épaule, les mesures au cours de cette phase n'ont pas permis de mettre en évidence de différence entre les deux populations. Une grande variabilité de la mesure est observable à travers le nuage formé par les écart-types des mesures. Cette grande variabilité peut être due au matériel de mesure. En effet, les mesures obtenues avec une électromyographie de surface peuvent varier en fonction des conditions d'installation. L'installation a pourtant suivi les recommandations en la matière. D'autre part, l'investissement dans la tâche de la part du participant peut être remise en cause. Pourtant, chacun a participé sur la base du volontariat et était encouragé au cours de l'exercice pour réaliser une performance optimale.

Ces résultats ne permettent pas d'appuyer les résultats obtenus dans la revue de la littérature suggérant que l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur sont affectés par les douleurs de l'épaule.

3. *<u>L'activité EMG des muscles de l'épaule est-elle altérée dans la population symptomatique lors des mouvements d'élévation du membre supérieur ?</u>*

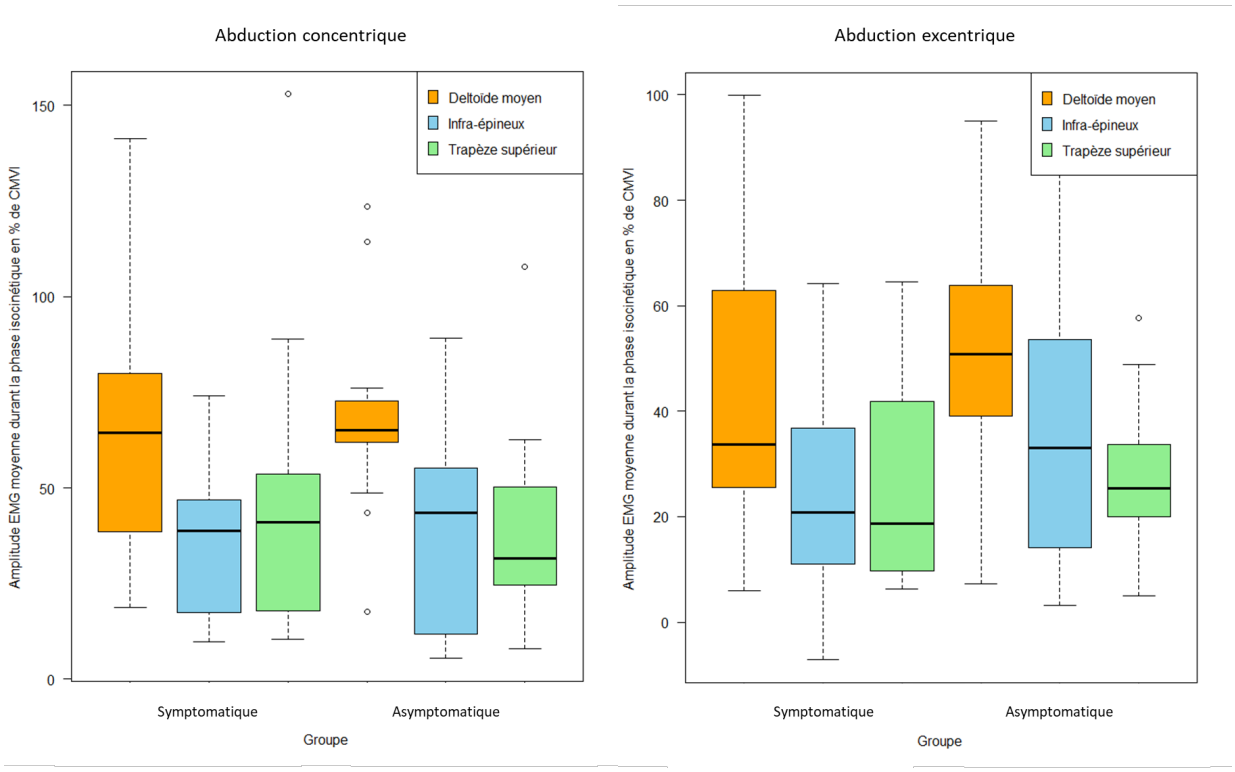


*Figure 29 : Mesures d'amplitude EMG moyenne durant la phase isocinétique d'élévation du membre supérieur ; Ligne noire = médiane, boite = quartiles 2 et 3 ; Moustache supérieure = 3e quartile + 1,5*intervalle interquartile ; Moustache inférieure =1er quartile - 1,5*intervalle interquartile ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique.*

Pour répondre à cette dernière problématique, l'amplitude moyenne des mesures EMG du deltoïde antérieur, de l'infra-épineux et du trapèze supérieur au cours du mouvement d'abduction excentrique ont été comparées entre les participantes symptomatiques et asymptomatiques. Dans un premier temps, il est possible de réaliser une lecture graphique de ces variables sur la Figure 29 (l'abduction concentrique y est également représentée à gauche). Lors de l'abduction excentrique, il apparaissait que les niveaux d'amplitude médians étaient inférieurs dans le groupe symptomatique. Pour autant, la distribution dans les deux groupes est difficile à comparer. Les deux populations ont été comparées selon un plan d'analyse statistique multivarié MANOVA, sachant que les deux groupes étaient équilibrés, le nombre de variables a été réduit de sorte à garder davantage de participants (n=33) que de conditions (groupe x variable = 6). Lors de la préparation du test, trois valeurs

aberrantes ont été retrouvées dans les mesures du trapèze supérieur. Aucune valeur aberrante n'a été retrouvée au niveau multivarié. Les données aberrantes ne semblaient pas être liées à une erreur de notation, elles ont donc été conservées dans les calculs. Les mesures de l'infra-épineux et du trapèze supérieur ne respectaient pas une distribution normale. Ainsi, la normalité multivariée n'était pas non plus respectée. Le test envisagé étant robuste face à la violation de cette règle, il a pu être effectué. Le test de multicollinéarité indiquait que les variables testées n'étaient pas liées entre elles (corrélation de Pearson <0,9). Le test de linéarité des variables ne permettait pas d'établir de lien entre les variables, faisant perdre de la puissance au test lors de son exécution. L'homogénéité des covariances n'était pas respectée, nécessitant d'utiliser le test de Pillai. Les variances étaient homogènes. Le test statistique a obtenu une valeur p = 0,49, l'hypothèse nulle ne pouvait pas être rejetée.

Cette dernière analyse vient compléter les réponses aux interrogations sur les effets des douleurs d'épaule sur son fonctionnement lors des mouvements d'élévation. Alors que pour répondre aux problématiques précédentes, un traitement variable par variable a été préféré, ici, les amplitudes du signal EMG de plusieurs muscles stratégiques de la motricité de l'épaule ont pu être prises en compte pour comparer les deux populations. Pour améliorer la puissance du test et gagner en clarté, seul le chef moyen du deltoïde, l'infra-épineux et le trapèze supérieur ont été inclus dans l'analyse, uniquement lors de l'abduction excentrique. Au lieu d'utiliser l'ensemble de la courbe de chaque enregistrement, les amplitudes moyennes au cours de la phase isocinétique ont été utilisées ici. L'ensemble des conditions d'applications de l'évaluation multivariée n'ont pas été respectées. Sans interdire formellement l'usage du test, il semble que son résultat doive être interprété avec précaution. La lecture graphique montre que le groupe asymptomatique aurait une activité du deltoïde moyen et du trapèze supérieur légèrement moindre. Cependant, la différence entre les deux groupes n'était pas significative. D'après cette analyse de l'amplitude du signal EMG de 3 muscles de l'épaule lors d'une élévation excentrique, il n'est pas possible de conclure à une différence de fonctionnement entre les deux groupes.

4. Résultats exploratoires

a. Couple

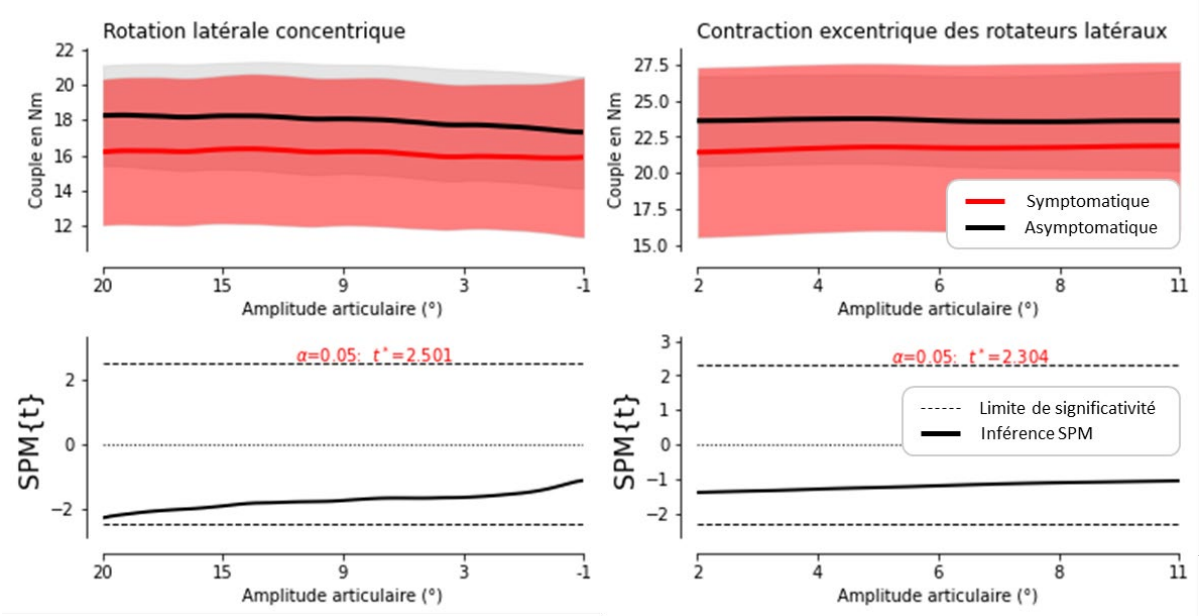


Figure 30 : Couple en fonction de l'amplitude articulaire lors du travail des rotateurs latéraux. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement.

Aucune différence du couple développé par les participants n'a été observée au cours des mouvements d'abduction concentrique et excentrique. Le couple lors de la rotation médiale a été détaillé plus haut. Lors de la rotation latérale, le couple est moindre dans le groupe symptomatique, sans atteindre le seuil de significativité du test t bilatéral (Figure 30).

Les mesures de couple ont permis de se repérer par rapport à l'amplitude de l'activité EMG. Sans que le couple ne soit significativement différent entre les deux groupes, il a été moindre dans le groupe symptomatique lors des mouvements de rotation latérale concentrique et du travail des rotateurs médiaux et latéraux. Pour autant, il s'agit aussi de phases où une hyperactivité a été observée dans le groupe symptomatique. Le moindre couple survient avec une augmentation de la variabilité de l'échantillon, suggérant qu'une partie seulement des participants symptomatiques présentent une force moindre. Ces résultats sur les rotateurs latéraux peut être interprétée comme l'existence d'une sensibilité

importante de cette musculature associée aux douleurs. Sa contraction serait alors inhibée par la présence de douleurs.

b. Deltoïde

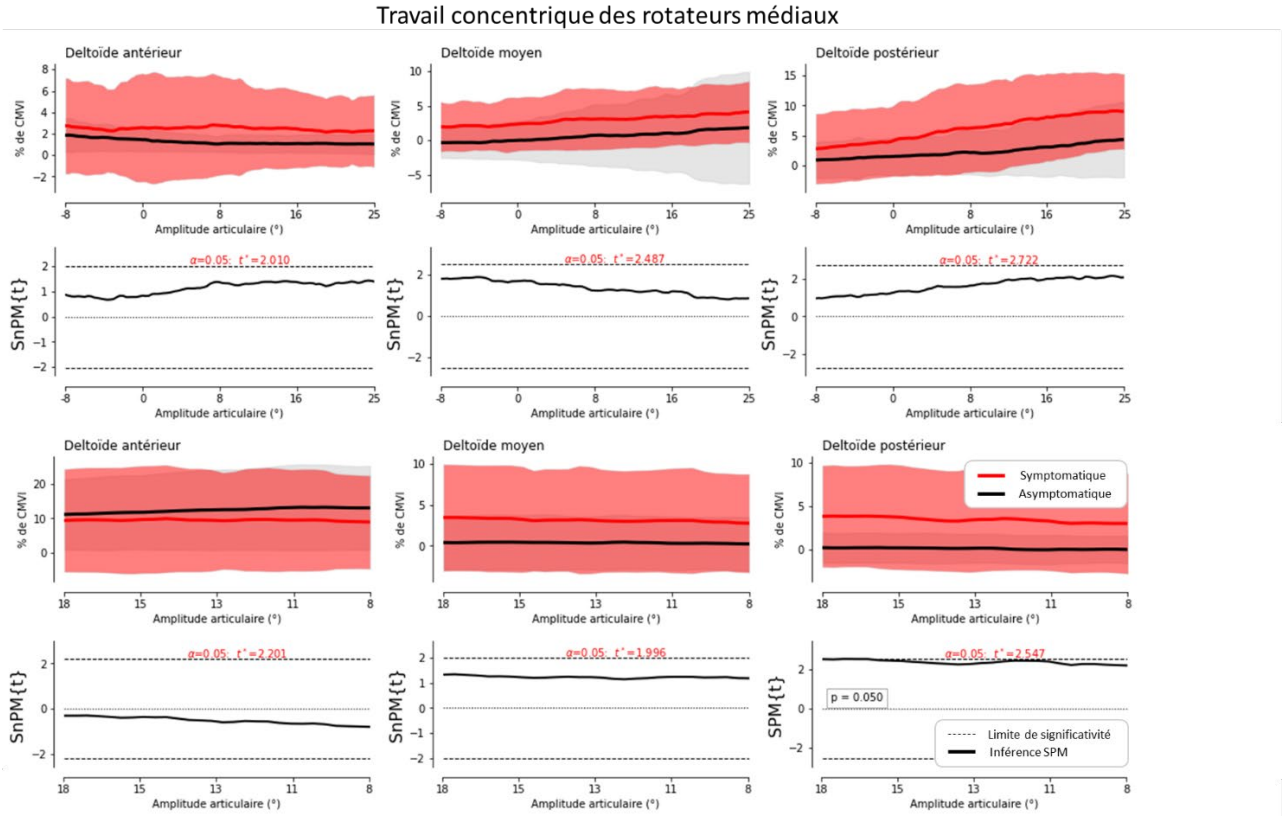


Figure 31 : Comparaisons des amplitudes du signal EMG des 3 chefs du deltoïde au cours des mouvements de rotation médiale concentrique (en haut) et excentrique (en bas) ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique.

Graphiquement, il est possible d'observer que les trois chefs du deltoïde étaient hyperactifs lors du travail concentrique et excentrique des rotateurs médiaux de l'épaule, à l'exception du deltoïde antérieur lors de la phase excentrique (Figure 31). De plus, lors de la phase excentrique, le chef postérieur du deltoïde était significativement hyperactif (p=0,0497), sur la base d'un test t pairé bilatéral (distribution normale). A l'exception de ce cas, les distributions des mesures ne respectaient pas la normalité. Aucun tests n'a montré de différence statistiquement significative entre les deux groupes.

Le deltoïde présente, lors des mouvements de rotation médiale concentrique et excentrique, une activité plus importante chez les participants symptomatiques. Tout comme le grand pectoral, cette hyperactivité est trouvée sur des mouvements ne correspondant pas à la physiologie du deltoïde. Les amplitudes d'activité sont en effet proches de 0% de la contraction maximale volontaire isométrique. La variabilité de l'amplitude du signal EMG au cours de ces mesures est plus importante dans la population symptomatique, suggérant que si certains participants conservent une activité proche de celle du groupe asymptomatique, une partie seulement de ce groupe présente une hyperactivité.

c. *Infra-épineux*

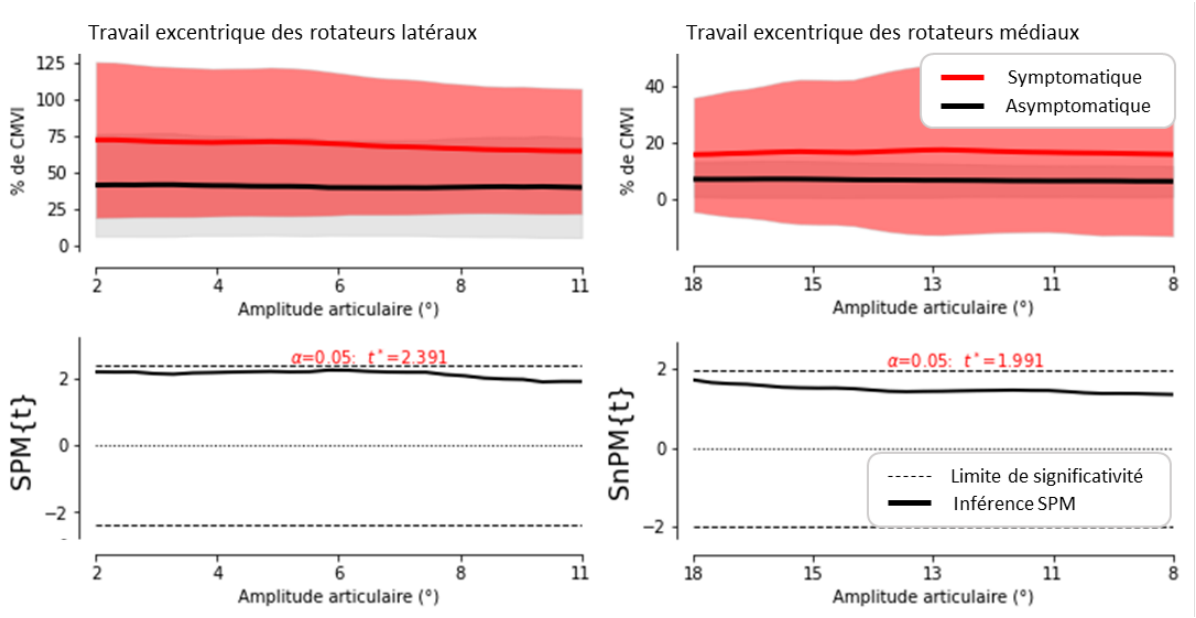


Figure 32 : Comparaison des amplitudes du signal EMG de l'infra-épineux lors du travail excentrique des rotateurs latéraux et médiaux. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique.

Il est possible d'observer graphiquement que l'amplitude du signal EMG était supérieure dans le groupe symptomatique par rapport au groupe asymptomatique lors du travail excentrique des rotateurs latéraux et médiaux. Cependant, cette différence n'était pas significative. La distribution des données était normale lors du travail excentrique des

rotateurs latéraux et ne l'était pas lors du travail excentrique des rotateurs médiaux (Figure 32).

L'hyperactivité de l'infra-épineux est observée lors des mouvements de rotation en excentrique. Ce résultat uniquement sur les mouvements excentriques peut être dû aux difficultés d'organisation motrice du participant pour appréhender le mouvement excentrique. Il semble que cette difficulté touche principalement les participants symptomatiques. Cette fois, le mouvement de rotation correspond à la physiologie de l'infra-épineux, dans son rôle freinateur. Cette différence peut être associée avec l'observation d'un moindre couple lors de la sollicitation des rotateurs latéraux de l'épaule. Il semble que malgré l'hyperactivité, le couple fourni soit moindre. La diminution du couple serait alors non pas liée à une diminution de l'activité musculaire mais à une synergie moins performante. A nouveau, cette altération du couple est accompagnée d'une augmentation de la variabilité, permettant de supposer que parmi la population atteinte de douleurs de l'épaule, seule une partie présentait une diminution de force en rotation latérale.

d. Trapèze supérieur

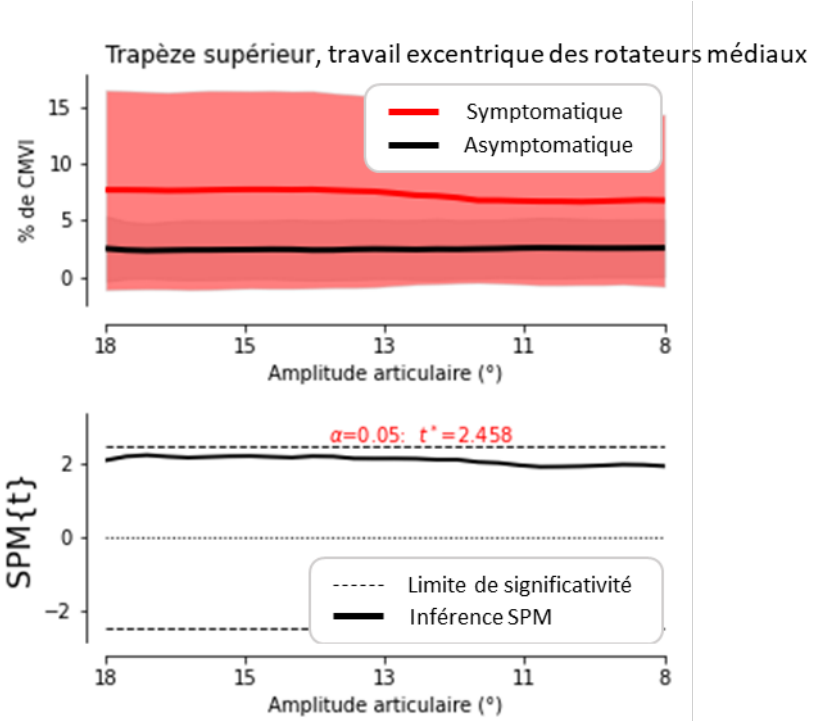


Figure 33 : Comparaison des amplitudes du signal EMG du trapèze supérieur lors du travail excentrique des rotateurs médiaux de l'épaule. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique.

En dehors des hypothèses formulées pour l'élévation du membre supérieur, à la lecture graphique, l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur était plus élevé dans le groupe symptomatique que dans le groupe non symptomatique lors du travail excentrique des rotateurs médiaux de l'épaule. Cependant, cette différence n'était pas significative (Figure 33).

Ainsi, le trapèze supérieur présente également une hyperactivité lors du travail des rotateurs médiaux en mode excentrique. Comme dans les autres cas, la variabilité de la mesure est augmentée, suggérant qu'une partie des participants symptomatiques présente cette hyperactivité.

e. Grand pectoral

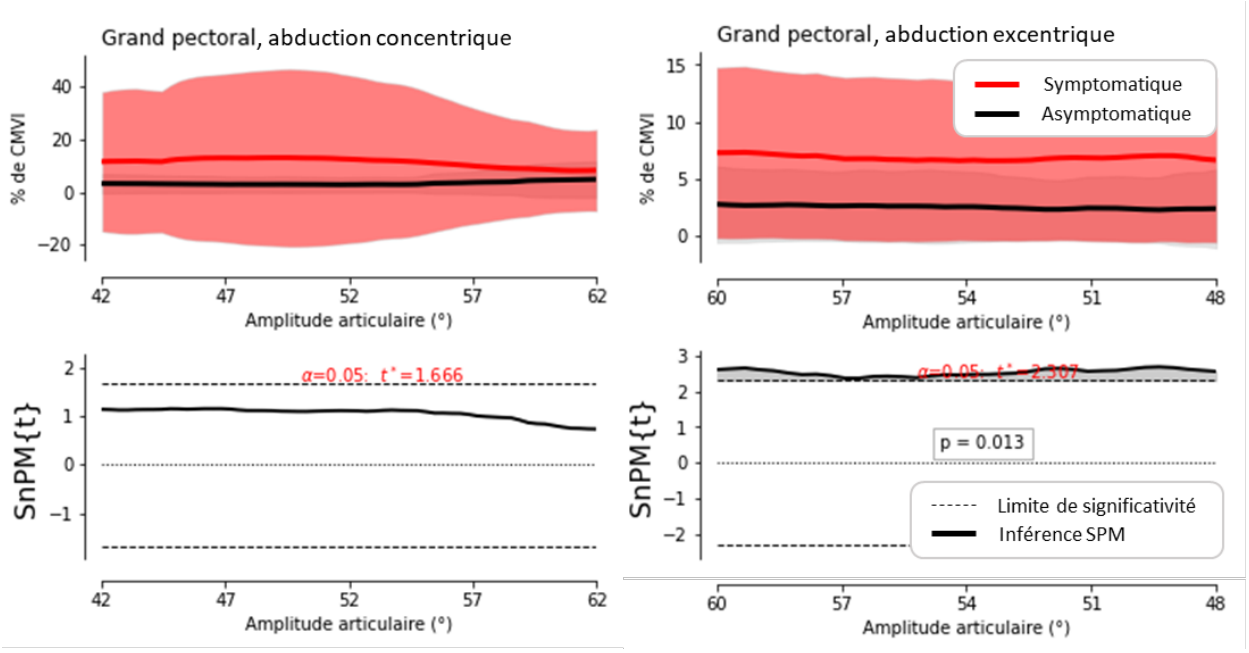


Figure 34 : Comparaison de l'amplitude du signal EMG du grand pectoral lors de l'abduction excentrique. Au-dessus, courbes moyennes des deux groupes et écart-type (nuage) au cours du mouvement, en dessous, inférence statistique au cours du mouvement ; CMVI = Contraction Maximale Volontaire Isométrique.

Concernant l'amplitude du signal EMG du Grand pectoral, la distribution des mesures était normale lors des mouvements de rotation médiale uniquement. Une hyperactivité significative du grand pectoral lors de l'abduction excentrique a été observée (p= 0,013) (Figure 34). Cette hyperactivité est aussi présente bien que non significative lors de l'abduction concentrique.

Le Grand pectoral étant un muscle adducteur, il devrait être relativement inhibé lors des mouvements d'abduction. Il semble que le mode excentrique révèle davantage cette hyperactivité, il est possible de penser que cela soit dû à la déstabilisation plus importante du participant, particulièrement atteint de douleurs de l'épaule, face à ce mode de contraction moins habituel et ici contraint par le dynamomètre. Cette hyperactivité est également présente lors d'un mouvement d'abduction, physiologie inverse de celle du grand pectoral. Cependant, l'adduction ne fait pas partie des mouvements observés pour pouvoir commenter l'amplitude du signal EMG du grand pectoral lors d'une phase active. C'est justement le sens du travail d'Overbeek et al (183) qui met en rapport le travail des

abaisseurs, dont le grand pectoral lors de leur phase agoniste et hors de cette phase. Dans cette étude, le grand pectoral présente un rapport significativement abaissé chez les participants symptomatiques, indiquant soit une inhibition lors de la phase agoniste, soit une hyperactivité hors phase agoniste. Notre résultat va dans le même sens, présentant une hyperactivité significative en dehors d'une phase agoniste.

D. Discussion

Dans ce travail, les mesures EMG réalisées au cours d'un mouvement dynamique contrôlé par dynamomètre isocinétique étaient comparées entre une population de soignantes atteintes de syndrome de douleurs sous-acromiales et sans douleurs de l'épaule.

1. Population

Les deux populations avaient été pairées, si bien qu'elles sont bien d'âge et de corpulence similaire. L'ensemble des participants inclus étaient des femmes. Cette variable ne faisait pas l'objet d'un contrôle particulier, cependant, le corps de métier ciblé est fortement représenté par les femmes et les conditions d'inclusion nécessitant de trouver deux personnes d'âge semblable a rendu l'inclusion d'hommes impossible. Par ailleurs, lors du recrutement, aucun homme contacté n'a déclaré présenter de symptômes. Les variables mesurant la douleur permettaient d'illustrer la différence entre les deux populations. La douleur perçue d'un point de vue général lorsque la réponse était demandée en amont de l'expérience (BPI général) ainsi que la perception de douleur liée à la réalisation des tâches (EVA maximum) permettaient cette illustration. L'atteinte fonctionnelle à travers la réponse au Quick-DASH, quant à elle, ne semble pas avoir été différente entre les deux populations. De même, le catastrophisme était semblable dans les deux populations, permettant d'avoir un aperçu du contrôle de cette variable au cours de l'expérience. Enfin, le choix d'une population de soignant exerçant dans les services hospitaliers en tant qu'infirmières et aides-soignantes a permis de contrôler l'exposition aux facteurs de risque de développement de TMS.

2. *Tests cliniques*

Le protocole expérimental comprenait une phase d'utilisation des tests diagnostiques spécifiques au conflit sous-acromial. Les participantes inclues ne répondaient aux critères de diagnostic du conflit sons-acromial que pour 3 d'entre elles. Les écarts au sein de cette variable semblent montrer premièrement que la population concernée par le SDSA est plus large que la population atteinte d'un conflit sous-acromial. Ainsi cette étude se place dans une optique de prévention de l'aggravation des symptômes. Secondement, il semble que la diversité des résultats de ces tests représente la diversité des atteintes de la population incluse. Cette diversité risque d'augmenter la variabilité au sein des mesures principales.

L'absence de résultats positifs dans le groupe asymptomatique peut être expliqué par la proximité entre la définition d'un participant symptomatique (avoir des douleurs de l'épaule apparues insidieusement, depuis plus d'un mois) et la présence de douleurs lors de ces tests. Il est possible que lors du recrutement, les participants aient découvert leurs symptômes en reproduisant des gestuelles très proches des tests cliniques proposés. Si la combinaison de ces tests a pour but de distinguer le conflit sous acromial des autres pathologies de l'épaule, la littérature montre que la signification de chacun de ces tests pris séparément est moins claire (3).

3. *Mesures des mouvements*

Les mesures de couple, ainsi que l'amplitude du signal EMG des 3 chefs du deltoïde, de l'infra-épineux, du trapèze supérieur et du grand pectoral ont été enregistrées lors des mouvements d'abduction, de rotation latérale et médiale isocinétique concentrique et excentriques. Le recrutement a permis au total d'inclure 33 participantes. Parmi ces 33 participantes, 30 ont pu être assemblées par paires d'âges, sexe et profession identique. L'appairage des participants était par la suite complété au moment de la mesure où le membre testé était en fonction de la latéralité du participant. Ces 15 paires formées répondaient au calcul de taille d'échantillon nécessaire pour parvenir à la puissance statistique désirée.

Cependant, lors de la réalisation des mesures, il n'était pas possible de superposer les 15 mesures réalisées par rapport à leur amplitude articulaire, nécessitant l'exclusion d'une paire. C'est pourquoi, lors de l'abduction concentrique et excentrique ainsi que lors des rotations excentriques, 14 paires ont pu être analysées. Des travaux ont déjà présenté des différences entre groupes sur des mesures EMG avec des schémas d'analyses statistique similaires, avec seulement 14 paires (181).

Les amplitudes lors de la phase isocinétique étaient plus étroites que les amplitudes actives de l'épaule (51,52). Le mouvement étant fortement contraint par l'appareillage, il était important que les participants se sentent en confiance. Les amplitudes étaient donc prédéfinies avec des marges permettant de conserver cette confiance tout au long des mesures. De plus, la sélection uniquement des phases isocinétiques impliquait de ne pas tenir compte des phases d'accélération et de décélération. Les résultats d'amplitudes de mouvement recueillis pour l'ensemble de la population montraient des amplitudes plus larges pour les mouvements en abduction qu'en rotation, ce qui correspond aux différences entre rotations et abductions actives de l'épaule. Les comparaisons des amplitudes entre les populations n'étaient pas prévues a priori. Elles montrent que l'amplitude est plus restreinte dans le groupe symptomatique. Cette restriction peut être expliquée par une demande des participants à effectuer les mesures sur une plus petite amplitude en raison de leur état, de même qu'une précaution supplémentaire de la part de l'opérateur. Cette moindre amplitude peut aussi avoir été causée par une sensibilité plus importante de l'épaule lors du mouvement, incitant le participant à anticiper le freinage du mouvement.

Enfin, l'installation en appareillage isocinétique offre une standardisation rigoureuse d'installation des participants et une bonne fiabilité de la mesure de l'angle articulaire (184), tout en s'adaptant aux différentes morphologies. Ainsi, tenant compte des morphologies de chacun, les mesures que nous avons obtenues sont comparées en fonction de positions articulaires comparables et de courses musculaires comparables. La superposition sur la base des amplitudes a impliqué de ne conserver que les mesures prises entre le début de phase le plus tardif et la fin de phase la plus précoce parmi les mesures incluses. Cette méthode n'est pas appliquée dans tous les travaux (152) qui préfèrent considérer l'ensemble de la course de tous les participants. Il semble pourtant que si ces comparaisons ne se

basent pas sur une biomécanique comparable, les contraintes en jeu ne seront pas comparables induisant de la variabilité dans les mesures.

Ces trois raisons expliquent que par exemple sur l'abduction qui a une amplitude active de 150° (51), la phase isocinétique mesurée ait été comprise entre 60 et 100° et que l'amplitude de comparaison ait été de 20° pour l'amplitude concentrique et 12° pour l'amplitude excentrique. Les mesures en phase excentrique ont recueilli de moindres amplitudes car étaient très contraignantes, surprenantes et parfois douloureuses pour les participantes.

Pour les abductions de l'épaule le 0 de référence étant l'horizontale, l'amplitude enregistrée correspond à un huitième de l'amplitude totale de l'épaule, dans la zone fonctionnelle permettant d'orienter le membre.

Le zéro degré de référence des rotations étant placé 20° au-dessus de l'horizontale, le secteur où a lieu la mesure se situe dans un secteur où l'épaule est davantage en rotation médiale que latérale. Ce résultat peut être expliqué par le fait que le secteur en rotation latérale puisse davantage déclencher la douleur que le secteur en rotation médiale et qu'il permette moins aisément l'usage de la musculature.

Lors du test des trois hypothèses formulées au cours de cette étude, les hypothèses nulles n'ont pu être rejetées. Pourtant, plusieurs résultats suggèrent une hyperactivité de la musculature de l'épaule des participants symptomatiques. Le résultat le plus évident est l'hyperactivité du grand pectoral lors du mouvement d'abduction excentrique.

4. Limites

Ce travail avait l'ambition d'observer un large nombre de variables et de conditions. Cependant, les outils statistiques utilisés ne permettaient d'évaluer qu'une variable à la fois. C'est pourquoi une succession d'hypothèses a été proposée. Sans annuler l'inflation du risque alpha lié à la répétition des mesures, cette démarche a permis de hiérarchiser l'interprétation des variables.

Ce travail s'est limité à une population de soignants issus du bassin ébroïcien. Il a exclu les participants fumeurs, ce qui a permis d'exclure les participants ayant des pathologies tendineuses pour lesquelles il était possible de suspecter l'implication du tabagisme dans leur pathologie (185). Cependant, cette limite a écarté une partie conséquente de la population de soignants qui était la cible de départ.

Aucun homme n'a pu être inclus dans l'étude. Ce manque d'hommes a pour explication qu'ils sont très faiblement représentés dans la population de soignants incluse et que les rares hommes volontaires présentaient des critères d'exclusion ou aucune paire ne pouvait être formée à partir des volontaires.

Pour optimiser l'usage réalisé du dynamomètre isocinétique, le contrôle de l'amplitude articulaire et de la vitesse du mouvement ont poussé à exclure une grande partie des données, parfois une paire de participants et de ne pas tenir compte de la phase d'accélération pourtant informative dans ces travaux (186). Ce choix a été réalisé pour permettre une meilleure rigueur de la sélection des données.

La partie résultat a montré que la variabilité des mesures était importante, ce qui a rendu difficile la comparaison des deux groupes.

5. Conclusion et perspectives

Dans la population symptomatique, il semble que certains mouvements de l'épaule développent paradoxalement un couple moindre, alors que la musculature est hyperactive par rapport à un groupe asymptomatique. Cela peut signer une altération des synergies entre les groupes musculaires. Ces conclusions vont en accord avec l'hypothèse d'une réorganisation de la motricité au cours du mouvement en présence de douleurs. Il semble que cette réorganisation soit plus présente dans une partie des participantes symptomatiques. A la suite de ce travail il semble intéressant de chercher à déterminer si ce sont les mêmes participants dont les mesures s'écartent du groupe asymptomatique à travers les différentes variables. De futures recherches pourraient être destinées à identifier ces participants parmi de nouveaux groupes symptomatiques. En clinique, il semble

pertinent de chercher à limiter l'hyperactivité de la musculature et à améliorer le contrôle moteur des patients atteints de SDSA. De futures recherches pourraient étudier l'efficacité de techniques utilisées dans ce but.

Troisième partie : Discussion

I. Synthèse des résultats

Le but de ce travail était d'étudier les contributions de l'évaluation neuro-musculaire aux diagnostics des troubles musculosquelettiques non traumatiques, pouvant devenir chroniques. Ces pathologies sont majoritairement rassemblées sous l'appellation de syndrome de douleurs sous-acromiales. L'évaluation neuro-musculaire a été explorée à travers les outils cinématiques, électromyographiques et isocinétiques.

Une revue systématique de la littérature a permis d'observer si la littérature parvenait à établir des consensus sur les effets du syndrome de douleurs sous-acromiales (SDSA) sur les mouvements de l'épaule. Des consensus ont été trouvés à travers ces 3 outils inclus. Des pistes de recherche ont été ajoutées à travers le recensement de variables dont l'altération a été observée de manière isolée dans la littérature.

Ainsi, avec une qualité de preuve faible, un consensus de 4 études indiquait que le SDSA induit une moindre bascule postérieure de la scapula au cours de l'abduction. Un consensus de 2 études indiquait que ce syndrome induit une diminution du délai d'activation du trapèze supérieur. Enfin, un consensus de 2 études indiquait la diminution de force des rotateurs médiaux de l'épaule liée à la présence du SDSA. Il s'agit des connaissances recueillant à ce jour le plus fort niveau de preuve concernant le lien entre le SDSA et les altérations du mouvement. Les altérations de bascule de la scapula peuvent ainsi être associées au raccourcissement du délai d'activation du trapèze supérieur, rendant ces résultats cohérents entre eux. D'autres résultats apparus de manière isolée ont été relevés, pouvant orienter vers davantage d'investigations.

Ces résultats fournis par la revue systématique ont permis d'orienter les hypothèses d'une étude transversale où le spectre a été resserré sur une population au sein du corps de métier de soignants exerçant en service hospitalier. Un des objectifs de l'étude était d'observer si les résultats de cette population seraient cohérents avec les résultats de la revue de la littérature. L'étude transversale ne permettait pas de couvrir l'ensemble des observations recueillies au sein de la revue systématique. Les mesures isocinétiques en rotation médiale n'ont pas obtenu une différence aussi franche entre les populations que celles obtenues dans la revue. Cependant, lors du mode excentrique, la différence

s'accentuait pour s'en approcher. Dans la littérature (16,146) cette différence est accentuée lors de la phase excentrique, allant dans le sens des résultats de l'étude transversale. Le délai d'activation du trapèze supérieur n'a pas été retenu dans l'analyse pour se concentrer sur un traitement en « *Statistical Parametric Mapping* » (SPM) de l'ensemble de la courbe d'amplitude du signal EMG. Ce traitement statistique permettait pour la première fois de rendre compte de l'activité de la musculature de l'épaule atteinte de douleurs, sur une amplitude de mouvement, comparativement à celle d'une épaule asymptomatique. Il était possible d'imaginer que cette méthode de traitement des données serait plus informative sur les différences existantes entre deux populations. En effet, là où une valeur spécifique de synthèse de l'information (moyenne ou pic) engendre une perte d'information, lors de ce protocole, l'utilisation de la méthode SPM permettait de restituer l'ensemble des valeurs mesurées, tout en contrôlant la croissance du risque statistique de la première espèce. Cependant, les variables mesurées n'ayant que peu de variations sur la fenêtre temporelle prise en compte, les courbes formaient la plupart du temps une suite linéaire, finalement proche de leur valeur moyenne. De plus, les mesures EMG ont présenté une forte variabilité rendant les deux populations difficiles à différencier.

La revue systématique orientait vers l'observation d'une diminution du couple isocinétique en présence d'un SDSA. Bien qu'une légère diminution du couple ait pu être observée, celle-ci n'était pas significative lors de l'étude transversale.

Le deltoïde antérieur et moyen ainsi que le trapèze supérieur faisaient partie des muscles observés par les études incluses dans la revue de la littérature. Une étude permettait de supposer une hyperactivité du trapèze supérieur lors de l'élévation. Cependant, les mesures recueillies lors de l'abduction n'allaient pas dans ce sens. Ainsi, ces dernières mesures sont en accord avec les 3 autres conclusions des études recensées dans la revue de la littérature mesurant l'amplitude du signal EMG du trapèze supérieur. Aucun résultat dans la revue ne permettait d'émettre d'hypothèses concernant le deltoïde. Les observations exploratoires de l'étude transversale n'ont d'ailleurs pas apporté d'observations d'une différence significative entre les deux groupes. Pour autant, il semble que le deltoïde puisse être hyperactif hors des phases où il joue un rôle agoniste.

D’autres résultats exploratoires mettent en évidence une hyperactivité de la musculature de l’épaule de certains participants symptomatiques. Cette notion d’hyperactivité de la musculature n’apparait pas dans les résultats des études incluses dans la revue de la littérature.

La présence d’hyperactivité a également été observée en parallèle d’une relative diminution de la performance lors de la mesure du couple développé lors du mouvement. Ainsi, il semble que la réorganisation de l’activité neuro-musculaire liée à la présence de douleurs de l’épaule (66,67) n’apparaisse que chez certains patients atteints de SDSA. De plus, cette réorganisation est exacerbée lors d’une contraction volontaire maximale en mode excentrique. Cet effet peut être lié à l’aspect plus contraignant et moins habituel du mode excentrique. D’autre part, le fait de s’adresser à une population de professionnels maintenant son activité donne lieu à une variété importante de réponses aux variables mesurées. Certains participants symptomatiques semblent ne pas avoir de changement de leur activité EMG ou de leur force tandis qu’il semble qu’une partie des symptomatiques présente une altération de l’activité neuro-musculaire. Il reste à savoir si les participants présentant le plus de variations sont les mêmes et si cela se traduit par une expression clinique plus importante (intensité de la douleur, présence de tests cliniques positifs).

L’orientation de l’étude observationnelle vers une profession spécifique est une caractéristique qui n’a pas été retrouvée au sein des études incluses dans la revue systématique. En revanche, certaines études concernaient une population de sportifs spécifique. Cet aspect peut expliquer les différences de résultats entre l’étude 1 et l’étude 2. Cette orientation vers une population de professionnels est une originalité de ce travail. De plus, elle permet de comprendre qu’une partie des professionnels en activité dans un service présentent divers degrés de sévérité de SDSA. Ces professionnels sont quotidiennement exposés à des facteurs de risque de l’apparition et du maintien de ces troubles musculosquelettiques et ils poursuivent l’exercice de leur profession en dépit des douleurs.

Les études électromyographiques de l’épaule incluses dans la revue de la littérature évaluaient les comportements des muscles de l’épaule dans un mouvement d’élévation et d’abaissement dans le plan de la scapula, aussi connu pour être le plan fonctionnel d’élévation et d’abaissement ou lors d’un geste fonctionnel (*Forehand topspin loop*, ou des

exercices de rééducation). En revanche, l'intensité de la contraction n'était pas contrôlée : la résistance variait au cours du mouvement en raison de la pesanteur ou de la nature du geste. Une des forces de l'étude que nous avons menée auprès de la population de soignants est que nous avons couplé l'évaluation de la force et de l'activité musculaire. Il était demandé aux participantes de réaliser le mouvement à force maximale associée à des encouragements. Ces enregistrements ont donc été réalisés lors d'une contraction volontaire maximale.

Ce contrôle du couple développé au cours du mouvement a contraint le geste d'élévation à être réalisé soit dans le plan frontal, soit dans le plan sagittal, l'appareil d'isocinétisme utilisé ne permettant pas d'installation testant l'élévation et l'abaissement dans le plan de la scapula. Les mouvements d'abduction sont ceux s'approchant le plus des études incluses traitant de l'EMG. C'est pourquoi ils ont été choisis. Lors de l'utilisation de dynamomètres isocinétiques dans les études incluses dans la revue systématique, les mouvements ont été réalisés à 60°/s et 120°/s. Dans l'étude transversale, la vitesse utilisée était de 90°/s, prenant une vitesse intermédiaire pour limiter le nombre de variables. Cette vitesse, bien que moins fréquemment rencontrée dans la littérature a déjà été utilisée pour l'étude des mouvements de l'épaule (187).

II. Limites

Ce travail, en voulant s'adresser à la vaste question de l'évaluation des mouvements de l'épaule face au syndrome de douleurs sous-acromiales, s'est principalement confronté à deux problèmes :

Le premier est la grande variété de mesures du mouvement et du grand nombre de variables mécaniques dont il est nécessaire de tenir compte lorsque l'on s'intéresse aux mouvements de l'épaule. Face à cette limite, le choix du nombre de variables observées et des priorités réalisées a été l'objet d'un compromis entre l'étendue explorée et la qualité des observations.

Le second est la question encore débattue de la définition du syndrome de douleurs sous-acromiales (2). Il y a d'une part l'étiquette de « conflit » sous-acromial. Cette

pathologie est à présent définie par une apparition lente et progressive de douleurs à la face antéro-latérale de l'épaule, sans diminution des amplitudes articulaires, pour lesquelles la triade de tests cliniques (test de Hawkins-Kennedy, test de la rotation latérale contrariée et test de l'arc douloureux) est positive (58). Par la suite apparaît le terme de syndrome de douleurs sous-acromiales, qui semble être un nouveau terme pour le conflit sous-acromial, sans que sa définition ne soit reprécisée. Ainsi, lors du recrutement qui a eu lieu lors de l'étude transversale, un grand nombre de participants présentait des douleurs de l'épaule non traumatiques, ne correspondant pas exactement à la définition du conflit sous-acromial. De même, parmi les études incluses au sein de la revue de la littérature, une grande variabilité dans la méthode d'orientation d'un participant vers le groupe symptomatique a été observé. Ainsi, il a été considéré dans ce travail que le SDSA était une forme plus légère et probablement précoce du conflit sous-acromial.

Aujourd'hui, les outils d'analyse du mouvement représentés au long de cette thèse peuvent faire l'objet d'un investissement de la part de quelques centres spécialisés dans ce domaine. Bien que l'émergence récente de solutions d'interprétation des données facilite leur utilisation par un plus grand nombre de professionnels, l'interprétation des résultats de ces outils semble toujours être l'affaire de spécialistes. Leur accès au plus grand nombre de professionnels reste actuellement limité par ces deux facteurs.

III. Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique chez le soignant

Au cours de cette thèse, nous avons vu que l'épaule est une articulation complexe combinant quatre articulations avec de nombreux degrés de liberté, nécessitant la coordination de 15 muscles pour gérer une motricité exigeante.

Le syndrome de douleurs sous-acromiales met en jeu des mécanismes de la physiologie de la douleur interagissant avec des mécanismes musculosquelettiques pour former une pathologie complexe. Les connaissances sur la physiologie de la douleur ont indiqué que le système musculosquelettique est influencé par la présence de douleurs (67,93).

Les données indiquent ainsi que les participants symptomatiques présentent une motricité de l'épaule différente de celle des participants asymptomatiques. Cependant, le niveau de preuve de ces éléments est à présent faible, issu d'études transversales. Ces travaux indiquent que les mesures de mouvement ne sont pas suffisamment altérées par le syndrome de douleurs sous-acromiales pour permettre de l'identifier sur la base de ces mesures.

Il semble important de distinguer le diagnostic de conflit sous-acromial, pouvant être diagnostiqué en suivant les recommandations de Diercks et al., de 2014 (58) d'un syndrome de douleurs sous-acromiales qui se manifeste sous la forme de douleurs de l'épaule pouvant apparaitre au travail ou après le travail sans pour autant présenter une triade de tests cliniques positifs. Cette appellation est récente. Il semble qu'elle ait pour rôle de remplacer le terme de « conflit sous-acromial », pour définir un ensemble de troubles musculosquelettiques de l'épaule d'apparition progressive, englobant ce qui est actuellement défini par « conflit sous-acromial » (2). Il semble que la définition de ce syndrome doive encore être précisée. Une définition plus précise permettrait aux rééducateurs de mieux la soigner et la prévenir. Il serait alors également possible de sensibiliser les populations de travailleurs présentant des facteurs de risque de survenue de ce syndrome, favorisant leur investissement dans des actions de prévention et la mise en place de soins précoces.

L'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule atteinte de douleurs d'origine sous-acromiale a permis de pointer des pistes pour améliorer les actes de prévention et de soin.

IV. Recommandations cliniques :

Ainsi il semble que d'un point de vue musculosquelettique, nous puissions orienter un patient atteint de douleurs d'épaule vers

- Une augmentation de la bascule postérieure de sa scapula lors des mouvements d'élévation de l'épaule.
- Un abaissement global du tonus de l'épaule.
- Une amélioration du contrôle moteur, particulièrement lors des phases excentriques

De plus, il semble pertinent de mettre en place des actions de préventions auprès de populations exposées de manière prolongées aux facteurs de risques d'apparition de douleurs musculosquelettiques, comme le sont les soignants. Le rééducateur peut y trouver sa place. L'ensemble de la démarche de recherche et de réflexion clinique parcourues, aboutissant à ces recommandations ont été synthétisées sous forme de diagramme (Figure 35).

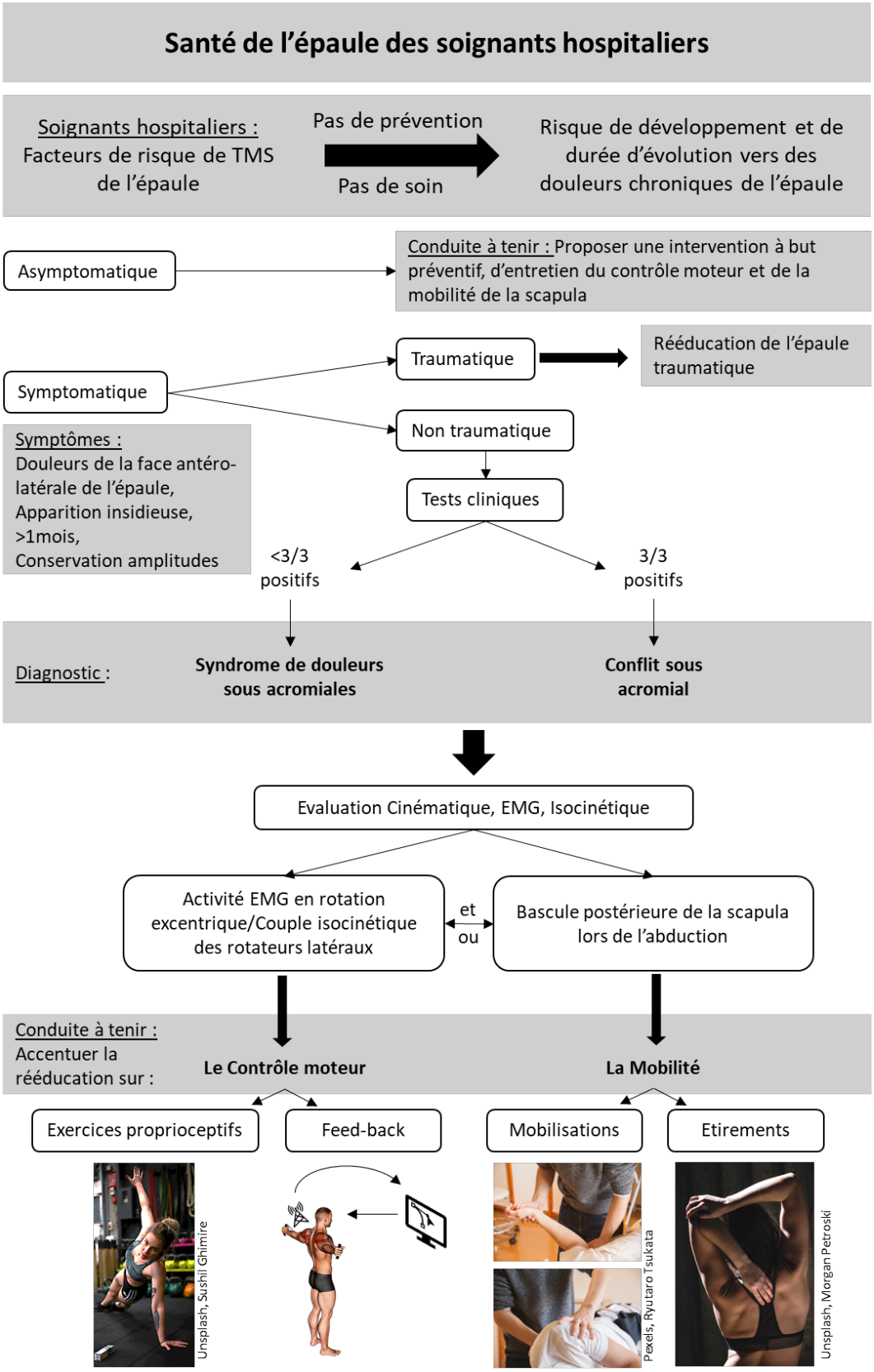


Figure 35 : Diagramme résumant les conduites à tenir pour la santé de l'épaule des soignants hospitaliers

Bibliographie

1. Huisstede BMA, Miedema HS, Verhagen AP, Koes BW, Verhaar JAN. Multidisciplinary consensus on the terminology and classification of complaints of the arm, neck and/or shoulder. Occup Environ Med. 2007;64(5):313–9.

2. Dhillon K. Subacromial Impingement Syndrome of the Shoulder: A Musculoskeletal Disorder or a Medical Myth? Malaysian Orthop J [Internet]. 2019 Nov 1;13(3):1–7. Available from: http://www.morthoj.org/2019/v13n3/impingement-syndrome.pdf

3. Hegedus EJ, Goode AP, Cook CE, Michener L, Myer CA, Myer DM, et al. Which physical examination tests provide clinicians with the most value when examining the shoulder? Update of a systematic review with meta-analysis of individual tests. Br J Sports Med. 2012 Nov;46(14):964–78.

4. Hegedus EJ, Goode A, Campbell S, Morin A, Tamaddoni M, Moorman CT 3rd, et al. Physical examination tests of the shoulder: A systematic review with meta-analysis of individual tests. Br J Sports Med. 2008 Feb;42(2):80–92.

5. Lewis J. Rotator cuff related shoulder pain: Assessment, management and uncertainties. Man Ther [Internet]. 2016 Jun;23:57–68. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2016.03.009

6. van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management. Ann Rheum Dis [Internet]. 1995 Dec 1;54(12):959–64. Available from: https://ard.bmj.com/lookup/doi/10.1136/ard.54.12.959

7. De Baets L, Matheve T, Meeus M, Struyf F, Timmermans A, Baets L De, et al. The influence of cognitions, emotions and behavioral factors on treatment outcomes in musculoskeletal shoulder pain: a systematic review. Clin Rehabil. 2019;33(6):980–91.

8. Sterud T, Johannessen HA, Tynes T, Johannessen A. Work-related psychosocial and mechanical risk factors for neck/shoulder pain: A 3-year follow-up study of the general working population in Norway. Int Arch Occup Environ Health. 2014;87(5):471–81.

9. Bernal D, Campos-Serna J, Tobias A, Vargas-Prada S, Benavides FG, Serra C. Work-related psychosocial risk factors and musculoskeletal disorders in hospital nurses and nursing aides: A systematic review and meta-analysis. Int J Nurs Stud [Internet]. 2015;52(2):635–48. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2014.11.003

10. Davis KG, Kotowski SE. Prevalence of Musculoskeletal Disorders for Nurses in Hospitals, Long-Term Care Facilities, and Home Health Care. Hum Factors J Hum Factors Ergon Soc [Internet]. 2015 Aug 21;57(5):754–92. Available from: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0018720815581933

11. Seitz AL, McClure PW, Finucane S, Boardman ND, Michener LA. Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: Intrinsic, extrinsic, or both? Clin Biomech [Internet]. 2011

Jan;26(1):1–12. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.001

12. Wong WY, Wong MS, Lo KH. Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. Prosthet Orthot Int. 2007;31(1):62–75.

13. Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T, et al. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. J Electromyogr Kinesiol [Internet]. 2009 Oct;19(5):789–99. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.08.006

14. Gaudet S, Tremblay J, Begon M. Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. J Sports Sci [Internet]. 2018 May 3;36(9):985–93. Available from: https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1347697

15. Myers JB, Hwang J-H, Pasquale MR, Blackburn JT, Lephart SM. Rotator cuff coactivation ratios in participants with subacromial impingement syndrome. J Sci Med Sport [Internet]. 2009 Nov;12(6):603–8. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S144024400800114X

16. Land H, Gordon S, Watt K. Isokinetic clinical assessment of rotator cuff strength in subacromial shoulder impingement. Musculoskelet Sci Pract [Internet]. 2017;27:32–9. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.msksp.2016.11.012

17. Tyler TF, Nahow RC, Nicholas SJ, McHugh MP, York N. Quantifying shoulder rotation weakness in patients with shoulder impingement. J shoulder Elb Surg. 2005;14(6):570–4.

18. Macdermid JC, Ramos J, Drosdowech D, Faber K, Patterson S. The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. J shoulder Elb Surg. 2004;13(6):593–8.

19. Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson M. Statistical Parametric Mapping (Spm): Theory, Software and Future Directions. 2008;

20. World Health Organization. Musculoskeletal conditions [Internet]. 2021. Available from: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions

21. World Health Organization. International classification of diseases for mortality and morbidity statistics (11th Revision) [Internet]. International classification of diseases for mortality and morbidity statistics (11th Revision). 2018. Available from: https://icd.who.int/browse11/l-m/en

22. Bernard BP, Putz-Anderson V, Susan Burt Libby L Cole ME, Fairfield-Estill Lawrence Fine CJ, Katharyn Grant DA, Gjessing Lynn Jenkins Joseph Hurrell Jr CJ, et al. Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors : A Critical Review of Epidemiologic Evidence for WRMDs [Internet]. NIOSH Publication No. 97-141. 1997. 590 p. Available from: http://www.cdc.gov/niosh%0Ahttp://www.cdc.gov/niosh%0Ahttps://certisafety.com/pdf/mdwf97-

141.pdf%0Ahttp://www.cdc.gov/niosh%0Ahttps://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/

23. Brière J, Fouquet N, Ha C, Imbernon E, Plaine J, Rivière S, et al. Des indicateurs en santé travail Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur en France. 2015;51. Available from: http://invs.santepubliquefrance.fr/Publications-et-outils/Rapports-et-syntheses/Travail-et-sante/2015/Des-indicateurs-en-sante-travail

24. Boocock MG, Collier JMKK, McNair PJ, Simmonds M, Larmer PJ, Armstrong B. A Framework for the Classification and Diagnosis of Work-Related Upper Extremity Conditions: Systematic Review. Semin Arthritis Rheum [Internet]. 2009 Feb;38(4):296–311. Available from: https://www.scopus.com/inward/record.uri?partnerID=HzOxMe3b&scp=58549103339&origin=inward

25. Institut National de Recherche et de Sécurité. Tableau n°57 du régime général [Internet]. 2017. Available from: https://www.inrs.fr/dms/tabmalpro/TableauTabMalPro/RG-57-1/TMP_RG 57.pdf

26. Vos T, Abajobir AA, Abate KH, Abbafati C, Abbas KM, Abd-Allah F, et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. Lancet [Internet]. 2017 Sep;390(10100):1211–59. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673617321542

27. Cieza A, Causey K, Kamenov K, Hanson SW, Chatterji S, Vos T. Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. Lancet [Internet]. 2020 Dec;396(10267):2006–17. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(20)32340-0

28. Da Costa JT, Baptista JS, Vaz M. Incidence and prevalence of upper-limb work related musculoskeletal disorders: A systematic review. Work. 2015;51(4):635–44.

29. Hatzfeld N. L'émergence des troubles musculo-squelettiques (1982-1996) [Internet]. Histoire & mesure. 2006. 111–140 p. Available from: https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09515089.2014.961186

30. Caisse nationale d'Assurance Maladie. Rapport Annuel 2019 L'assurance Maladie - Risques professionnels [Internet]. 2020. Available from: https://assurance-maladie.ameli.fr/sites/default/files/rapport_annuel_2019_de_lassurance_maladie_-_risques_professionnels_decembre_2020.pdf

31. Wilkins K, Mackenzie SG. Work injuries. Heal reports [Internet]. 2007;18(3):25–42. Available from: http://europepmc.org/abstract/MED/17892250

32. Carton M, Santin G, Leclerc A, Gueguen A, Goldberg M, Roquelaure Y, et al. Prévalence des troubles musculo-squelettiques et des facteurs biomécaniques d'origine professionnelle : premières estimations à partir de Constances. Bull Epidémiol Hebd [Internet]. 2016;35–36:630–9. Available from: http://invs.santepubliquefrance.fr/beh/2016/35-36/pdf/2016_35-36_4.pdf

33. Vinck L. Enquête Sumer 2010. Les expositions aux risques professionnels. Les ambiances et contraintes physiques. Synthèse • Stat' [Internet]. 2014;8:159–64. Available from: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwi5keLBkrDyAhXV3oUKHXlNATgQFnoECAQQAQ&url=http%3A%2F%2Fdares.travail-emploi.gouv.fr%2FIMG%2Fpdf%2FSynthese_Stat_no_08_-_Risques_professionnels_ambiances_et_contraintes_physiques.pdf&

34. Roquelaure Y, Ha C, Pelier-Cady M-C, Nicolas G, Descatha A, Leclerc A, et al. Work increases the incidence of carpal tunnel syndrome in the general population. Muscle Nerve [Internet]. 2008 Apr;37(4):477–82. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18938266

35. Bao S. Mechanical stress. In: Handbook of Clinical Neurology [Internet]. 1st ed. Elsevier B.V.; 2015. p. 367–96. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-62627-1.00019-6

36. Bongers PM, De Winter CR, Kompier MAJJ, Hildebrandt VH, Winter CR De, Kompier MAJJ, et al. Psychosocial factors at work and musculoskeletal disease. Scand J Work Environ Heal [Internet]. 1993 Oct;19(5):297–312. Available from: http://www.sjweh.fi/show_abstract.php?abstract_id=1470

37. da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. Am J Ind Med [Internet]. 2009;53(3):n/a-n/a. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ajim.20750

38. Pekkarinen L, Elovainio M, Sinervo T, Heponiemi T, Aalto AM, Noro A, et al. Job demands and musculoskeletal symptoms among female geriatric nurses: The moderating role of psychosocial resources. J Occup Health Psychol. 2013;18(2):211–9.

39. Occhionero V, Korpinen L, Gobba F. Upper limb musculoskeletal disorders in healthcare personnel. Ergonomics. 2014;57(8):1166–91.

40. Waehrer G, Leigh JP, Miller TR. Costs of occupational injury and illness within the health services sector. Int J Heal Serv. 2005;35(2):343–59.

41. Bakhsh W, Nicandri G. Anatomy and Physical Examination of the Shoulder. Sports Med Arthrosc. 2018;26(3):e10–22.

42. Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur - Membre supérieur. 2nd ed. Elsevier Masson, editor. 2007.

43. Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur - Tête et Tronc. Elsevier Masson, editor. 2007.

44. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Clinically Oriented Anatomy. Walters Kluwer. Lippincott Williams \& Wilkins, Baltimore; 2014.

45. Dufour M, Pillu M. Biomécanique fonctionnelle : Membres - Tête - Tronc. Elsevier M. 2006.

46. Mura N, O'Driscoll SW, Zobitz ME, Heers G, Jenkyn TR, Chou SM, et al. The effect of infraspinatus disruption on glenohumeral torque and superior migration of the humeral head: A biomechanical study. J Shoulder Elb Surg. 2003;12(2):179–84.

47. Neer C. Anterior Acromioplasty for the Chronic Impingement Syndrome in the Shoulder: A PRELIMINARY REPORT. J Bone Jt Surg [Internet]. 1972;54(1):41–50. Available from: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1972/54010/Anterior_Acromioplasty_for_the_Chronic_Impingement.3.aspx

48. Le Reun O, Lebhar J, Mateos F, Voisin JL, Thomazeau H, Ropars M. Anatomical and morphological study of the subcoracoacromial canal. Orthop Traumatol Surg Res [Internet]. 2016;102(8):S295–9. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2016.08.001

49. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, Laprade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. J Bone Jt Surg - Ser A. 2009;91(2):378–89.

50. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Joint motion: method of measuring and recording. Churchill Livingstone; 1965.

51. Gill TK, Shanahan EM, Tucker GR, Buchbinder R, Hill CL. Shoulder range of movement in the general population: Age and gender stratified normative data using a community-based cohort. BMC Musculoskelet Disord. 2020;21(1):1–9.

52. Vairo GL, Duffey ML, Owens BD, Cameron KL. Clinical descriptive measures of shoulder range of motion for a healthy, young and physically active cohort. Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol [Internet]. 2012;4(1):1. Available from: Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology

53. Gill H, Gustafsson L, Hawcroft L, McKenna K. Shoulder joint range of motion in healthy adults aged 20 to 49 years. Br J Occup Ther. 2006;69(12):556–61.

54. Matsuki K, Matsuki KO, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T, Sugaya H, et al. Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. J Orthop Sports Phys Ther. 2012;42(2):96–104.

55. Lawrence RL, Braman JP, Staker JL, Laprade RF, Ludewig PM. Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 2: glenohumeral joint. J Orthop Sports Phys Ther. 2014 Sep;44(9):646–55, B1-3.

56. Mura N, O'Driscoll SW, Zobitz ME, Heers G, Jenkyn TR, Chou S-M, et al. The effect of infraspinatus disruption on glenohumeral torque and superior migration of the humeral head: A biomechanical study. J Shoulder Elb Surg [Internet]. 2003 Mar;12(2):179–84. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105827460286815X

57. Hermans J, Luime JJ, Meuffels DE, Reijman M, ... Does this patient with shoulder pain have rotator cuff disease?: The Rational Clinical Examination systematic review. Jama

[Internet]. 2013; Available from: https://jamanetwork.com/journals/jama/article-abstract/1733724

58. Diercks RL, Bron C, Dorrestijn O, Meskers C, Naber R, de Ruiter T, et al. Guideline for diagnosis and treatment of subacromial pain syndrome. Acta Orthop [Internet]. 2014 Jun 21;85(3):314–22. Available from: https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84921293354&partnerID=40&md5=a2c7c72f1c309f8d6a32e8e406272ec1

59. Neer CS. Impingement lesions. Clin Orthop Relat Res. 1983;No. 173:70–7.

60. Bigliani LU, Levine WN. Subacromial impingement syndrome. J Bone Joint Surg Am. 1997 Dec;79(12):1854–68.

61. Kinsella R, Pizzari T. Electromyographic activity of the shoulder muscles during rehabilitation exercises in subjects with and without subacromial pain syndrome: a systematic review. Shoulder Elb [Internet]. 2017; Available from: https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1758573216660038

62. Bigliani LU, Morrison DS, April E. The Morphology of the Acromion and Its Relationship to Rotator Cuff Tears. Orthop Trans. 1986;(10):216.

63. Ludewig PM, Cook TM. Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. J Orthop Sports Phys Ther. 2002 Jun;32(6):248–59.

64. Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. Am J Sports Med. 2006 Mar;34(3):385–91.

65. McClure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. Phys Ther. 2006 Aug;86(8):1075–90.

66. Tucker KJ, Hodges PW. Changes in motor unit recruitment strategy during pain alters force direction. Eur J Pain [Internet]. 2010;14(9):932–8. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.ejpain.2010.03.006

67. Struyf F, Lluch E, Falla D, Meeus M, Noten S, Nijs J. Influence of shoulder pain on muscle function: implications for the assessment and therapy of shoulder disorders. Eur J Appl Physiol. 2015;115(2):225–34.

68. Baets L De, Matheve T, Meeus M, Struyf F, Timmermans A. The influence of cognitions , emotions and behavioral factors on treatment outcomes in musculoskeletal shoulder pain : a systematic review. 2019;

69. Girish G, Lobo LG, Jacobson JA, Morag Y, Miller B, Jamadar DA. Ultrasound of the shoulder: Asymptomatic findings in men. Am J Roentgenol. 2011;197(4):713–9.

70. Connor PM, Banks DM, Tyson AB, Coumas JS, D'Alessandro DF. Magnetic resonance imaging of the asymptomatic shoulder of overhead athletes: A 5-year follow-up study. Am J Sports Med. 2003;31(5):724–7.

71. Miniaci A, Mascia AT, Salonen DC, Becker EJ. Magnetic resonance imaging of the shoulder in asymptomatic professional baseball pitchers. Am J Sports Med. 2002;30(1):66–73.

72. Worland RL, Lee D, Orozco CG, SozaRex F, Keenan J. Correlation of age, acromial morphology, and rotator cuff tear pathology diagnosed by ultrasound in asymptomatic patients. J South Orthop Assoc [Internet]. 2003;12(1):23–6. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12735621

73. Frost P, Andersen JH, Lundorf E. Is supraspinatus pathology as defined by magnetic resonance imaging associated with clinical sign of shoulder impingement? J shoulder Elb Surg. 1999;8(6):565–8.

74. Jäschke M, Köhler HC, Weber MA, Tischer T, Hacke C, Schulze C. Subacromial impingement syndrome: association of multiple magnetic resonance imaging parameters with shoulder function and pain. Arch Orthop Trauma Surg [Internet]. 2021;(0123456789). Available from: https://doi.org/10.1007/s00402-021-04032-6

75. Park SW, Chen YT, Thompson L, Kjoenoe A, ... No relationship between the acromiohumeral distance and pain in adults with subacromial pain syndrome: a systematic review and meta-analysis. Sci Rep [Internet]. 2020; Available from: https://www.nature.com/articles/s41598-020-76704-z

76. Gismervik SØ, Drogset JO, Granviken F, Rø M, Leivseth G. Physical examination tests of the shoulder: a systematic review and meta-analysis of diagnostic test performance. BMC Musculoskelet Disord. 2017 Jan;18(1):41.

77. Hawkins RJ, Kennedy JC. Impingement syndrome in athletes. Am J Sports Med [Internet]. 1980 May 23;8(3):151–8. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278591905702659

78. Leroux JL, Thomas E, Bonnel F, Blotman F. Diagnostic value of clinical tests for shoulder impingement syndrome. Rev Rhum Engl Ed [Internet]. 1995;62(6):423—428. Available from: http://europepmc.org/abstract/MED/7552206

79. Hertel R, Ballmer FT, Lombert SM, Gerber C. Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture. J Shoulder Elbow Surg. 1996;5(4):307–13.

80. Kessel L, Watson M. The painful arc syndrome. Clinical classification as a guide to management. J Bone Jt Surg - Ser B. 1977;59(2):166–72.

81. Park H Bin, Yokota A, Gill HS, Rassi G El, McFarland EG, El Rassi G, et al. Diagnostic accuracy of clinical tests for the different degrees of subacromial impingement syndrome. J Bone Jt Surg - Ser A. 2005;87(7):1446–55.

82. Pieters L, Lewis J, Kuppens K, Jochems J, Bruijstens T, Joossens L, et al. An Update of Systematic Reviews Examining the Effectiveness of Conservative Physical Therapy Interventions for Subacromial Shoulder Pain. J Orthop Sports Phys Ther. 2020 Mar;50(3):131–41.

83. Steuri R, Sattelmayer M, Elsig S, Kolly C, Tal A, Taeymans J, et al. Effectiveness of

conservative interventions including exercise, manual therapy and medical management in adults with shoulder impingement: a systematic review and meta-analysis of RCTs. Br J Sports Med. 2017 Sep;51(18):1340–7.

84. Garving C, Jakob S, Bauer I, Nadjar R, ..., Brunner UH, et al. Impingement syndrome of the shoulder. Dtsch Arztebl Int [Internet]. 2017;114(45):765–76. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5729225/

85. Nazari G, MacDermid JC, Bobos P. Conservative versus surgical interventions for shoulder impingement: an overview of systematic reviews of randomized controlled trials. Physiother Canada [Internet]. 2020; Available from: https://www.utpjournals.press/doi/abs/10.3138/ptc-2018-0111

86. Vandvik PO. Subacromial decompression surgery for adults with shoulder pain: A clinical practice guideline. BMJ [Internet]. 2019;364. Available from: https://www.scopus.com/inward/record.uri?partnerID=HzOxMe3b&scp=85060945630&origin=inward

87. Raja SN, Carr DB, Cohen M, Finnerup NB, Flor H, Gibson S, et al. The revised International Association for the Study of Pain definition of pain: concepts, challenges, and compromises. Pain. 2020;161(9):1976–82.

88. Craig AD. Pain mechanisms: Labeled lines versus convergence in central processing. Annu Rev Neurosci. 2003;26:1–30.

89. Woller SA, Eddinger KA, Corr M, Yaksh TL. An overview of pathways encoding nociception. Clin Exp Rheumatol. 2017;35(5):S40–6.

90. Craig AD. PAIN MECHANISMS : Labeled Lines Versus Convergence in Central Processing. Annu Rev Neurosci [Internet]. 2003 Mar;26(1):1–30. Available from: http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.neuro.26.041002.131022

91. Melzack R, Ph D. Pain and the neuromatrix in the brain. J Dent Educ. 2001;65(12):1378–82.

92. Woolf CJ. Central sensitization: Implications for the diagnosis and treatment of pain. Pain [Internet]. 2011;152(3, Supplement):S2–15. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304395910005841

93. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. Pain [Internet]. 2011;152(SUPPL.3):S90–8. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020

94. Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L. Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. Muscle and Nerve [Internet]. 2006 Nov;34(5):631–9. Available from: http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20636

95. Farina S, Valeriani M, Rosso T, Aglioti S, Tamburin S, Fiaschi A, et al. Transient inhibition of the human motor cortex by capsaicin-induced pain. A study with transcranial magnetic stimulation. Neurosci Lett. 2001;314(1–2):97–101.

96. Graven-Nielsen T, Lund H, Arendt-Nielsen L, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H. Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: A centrally mediated mechanism. Muscle and Nerve. 2002;26(5):708–12.

97. Lefèvre-Colau M-M, Nguyen C, Palazzo C, Srour F, Paris G, Vuillemin V, et al. Kinematic patterns in normal and degenerative shoulders. Part II: Review of 3-D scapular kinematic patterns in patients with shoulder pain, and clinical implications. Ann Phys Rehabil Med [Internet]. 2018 Jan;61(1):46–53. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065717304086

98. Fayad F, Roby-Brami A, Yazbeck C, Hanneton S, Lefevre-Colau MM, Gautheron V, et al. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. J Biomech. 2008;41(2):326–32.

99. Klintberg IH, Cools AMJ, Holmgren TM, Holzhausen ACG, Johansson K, Maenhout AG, et al. Consensus for physiotherapy for shoulder pain. Int Orthop. 2015;39(4):715–20.

100. Wu G, Van Der Helm FCT, Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech. 2005;38(5):981–92.

101. Lempereur M, Brochard S, Leboeuf F, Rémy-Néris O. Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: A systematic review. J Biomech [Internet]. 2014;47(10):2219–30. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.028

102. Walker C, Sinclair P, Graham K, Cobley S. The validation and application of Inertial Measurement Units to springboard diving. Sport Biomech [Internet]. 2017;16(4):485–500. Available from: http://dx.doi.org/10.1080/14763141.2016.1246596

103. Washino S, Mayfield DL, Lichtwark GA, Mankyu H, Yoshitake Y. Swimming performance is reduced by reflective markers intended for the analysis of swimming kinematics. J Biomech [Internet]. 2019;91:109–13. Available from: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.017

104. Lorussi F, Carbonaro N, De Rossi D, Tognetti A, Rossi D De, Tognetti A. A bi-articular model for scapular-humeral rhythm reconstruction through data from wearable sensors. J Neuroeng Rehabil [Internet]. 2016;13(1):1–13. Available from: http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0149-2

105. Gonjo T, Fernandes RJ, Vilas-Boas JP, Sanders R. Upper body kinematic differences between maximum front crawl and backstroke swimming. J Biomech [Internet]. 2020;98:109452. Available from: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109452

106. Merletti R, Farina D. Surface Electromyography : Physiology, Engineering, and Applications [Internet]. Merletti R, Farina D, editors. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2016. Available from: http://doi.wiley.com/10.1002/9781119082934

107. Rubin DI. Needle electromyography: Basic concepts [Internet]. 1st ed. Vol. 160, Handbook of Clinical Neurology. Elsevier B.V.; 2019. 243–256 p. Available from:

http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3

108. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Roessingh Res Dev. 1999;8–11.

109. Johnson VL, Halaki M, Ginn KA. The use of surface electrodes to record infraspinatus activity is not valid at low infraspinatus activation levels. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(1):112–8.

110. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther. 2000;80(3):276–91.

111. de Oliveira FCL, Bouyer LJ, Ager AL, Roy JS. Electromyographic analysis of rotator cuff muscles in patients with rotator cuff tendinopathy: A systematic review. J Electromyogr … [Internet]. 2017 Aug;35:100–14. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641116302425

112. Davies GJ, Ellenbecker TS. Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation [Internet]. Fourth Edi. Physical Rehabilitation of the Injured Athlete. Elsevier Inc.; 2012. 548–570 p. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4377-2411-0.00025-3

113. Sørensen L, Oestergaard LG, van Tulder M, Petersen AK. Measurement Properties of Isokinetic Dynamometry for Assessment of Shoulder Muscle Strength: A Systematic Review. Arch Phys Med Rehabil [Internet]. 2021;102(3):510–20. Available from: https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.06.005

114. Lindström B, Waling K, Sundelin G, Ahlgren C. Test–retest Reliability of Biomechanical Output and Subjective Ratings of Exertion in Isometric and Isokinetic Shoulder Forward Flexion in Healthy Subjects. Adv Physiother [Internet]. 2003 Dec 11;5(4):169–78. Available from: http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/14038190310017606

115. Habets B, Staal JB, Tijssen M, Cingel R Van. Intrarater reliability of the Humac NORM isokinetic dynamometer for strength measurements of the knee and shoulder muscles. BMC Res Notes [Internet]. 2018; Available from: https://doi.org/10.1186/s13104-018-3128-9

116. Friston KJ. Statistical Parametric Mapping. In: Neuroscience Databases [Internet]. Boston, MA: Springer US; 2003. p. 237–50. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4615-1079-6_16

117. Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. J Biomech [Internet]. 2013;46(14):2394–401. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.031

118. Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. J Biomech [Internet]. 2015;48(7):1277–85. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051

119. Pataky TC. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2012;15(3):295–301.

120. Brunet L, Levouin C. 270 300 agents publics en Normandie [Internet]. 2016. Available from: https://www.insee.fr/fr/statistiques/fichier/version-html/2019680/nr_ina_09.pdf

121. Ministère des solidarités et de la santé. Fiche métier : Infirmier [Internet]. 2012 [cited 2021 Sep 15]. p. 1. Available from: https://solidarites-sante.gouv.fr/metiers-et-concours/les-metiers-de-la-sante/les-fiches-metiers/article/infirmier

122. Ministère des solidarités et de la santé. Fiche métier : Aide soignant [Internet]. 2012 [cited 2021 Sep 15]. p. 1. Available from: https://solidarites-sante.gouv.fr/metiers-et-concours/les-metiers-de-la-sante/les-fiches-metiers/article/aide-soignant

123. Matinet B, Rosankis E, Léonard M. Les expositions aux risques professionnels Les contraintes physiques. 2020;

124. Gershon RRM, Stone PW, Zeltser M, Faucett J, Macdavitt K, Chou SS. Organizational climate and nurse health outcomes in the United States: A systematic review. Ind Health. 2007;45(5):622–36.

125. De Luca CJ. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. IEEE Trans Biomed Eng [Internet]. 1979 Jun;BME-26(6):313–25. Available from: http://ieeexplore.ieee.org/document/4123061/

126. Davies G. A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques. 4th ed. Onalaska, USA: Publishers, S & S; 1992.

127. Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, et al. Cochrane handbook for systematic reviews of interventions. Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions. 2019. 1–694 p.

128. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. Int J Surg. 2010;8(5):336–41.

129. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. BMJ [Internet]. 2021 Mar 29;372(September):n71. Available from: https://osf.io/preprints/metaarxiv/v7gm2/

130. Moola S, Munn Z, Sears K, Sfetcu R, Currie M, Lisy K, et al. Conducting systematic reviews of association (etiology): The Joanna Briggs Institute's approach. Int J Evid Based Healthc. 2015;13(3):163–9.

131. Bramer WM, Rethlefsen ML, Kleijnen J, Franco OH. Optimal database combinations for literature searches in systematic reviews: A prospective exploratory study. Syst Rev. 2017;6(1):1–12.

132. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences [Internet]. Routledge; 2013. Available from: https://www.taylorfrancis.com/books/9781134742707

133. Downes MJ, Brennan ML, Williams HC, Dean RS. Development of a critical appraisal tool to assess the quality of cross-sectional studies (AXIS). BMJ Open. 2016;6(12):1–7.

134. Menolotto M, Komaris DS, Tedesco S, O'flynn B, Walsh M. Motion capture technology in industrial applications: A systematic review. Sensors (Switzerland). 2020;20(19):1–25.

135. Downes MJ. Appraisal tool for Cross-Sectional Studies. 2016.

136. Harrer M, Cuijpers P, Furukawa TA, Ebert DD. Doing Meta-Analysis with R [Internet]. 1st ed. Boca Raton: Chapman and Hall/CRC; 2021. Available from: https://bookdown.org/MathiasHarrer/Doing_Meta_Analysis_in_R/

137. Guyatt G, Oxman AD, Akl EA, Kunz R, Vist G, Brozek J, et al. GRADE guidelines: 1. Introduction - GRADE evidence profiles and summary of findings tables. J Clin Epidemiol. 2011;64(4):383–94.

138. Balshem H, Helfand M, Schünemann HJ, Oxman AD, Kunz R, Brozek J, et al. GRADE guidelines: 3. Rating the quality of evidence. J Clin Epidemiol. 2011;64(4):401–6.

139. Phadke V, Ludewig PM. Study of the scapular muscle latency and deactivation time in people with and without shoulder impingement. J Electromyogr Kinesiol [Internet]. 2013;23(2):469–75. Available from: https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84875366293&doi=10.1016%2Fj.jelekin.2012.10.004&partnerID=40&md5=26958f9688a194a7c4f6c4d4b7154076

140. Lawrence RL, Braman JP, Laprade RF, Ludewig PM. Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: Sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. J Orthop Sports Phys Ther. 2014 Sep;44(9):636–45.

141. Taghizadeh Delkhoush C, Maroufi N, Ebrahimi Takamjani I, Farahmand F, Shakourirad A, Haghani H. Dynamic comparison of segmentary scapulohumeral rhythm between athletes with and without impingement syndrome. Iran J Radiol. 2014;11(2).

142. Castelein B, Cagnie B, Parlevliet T, Cools A. Scapulothoracic muscle activity during elevation exercises measured with surface and fine wire EMG: A comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. Man Ther. 2016 Jun;23:33–9.

143. Michener LA, Sharma S, Cools AM, Timmons MK. Relative scapular muscle activity ratios are altered in subacromial pain syndrome. J shoulder Elb Surg. 2016 Nov;25(11):1861–7.

144. Turgut E, Pedersen Ø, Duzgun I, Baltaci G. Three-dimensional scapular kinematics during open and closed kinetic chain movements in asymptomatic and symptomatic subjects. J Biomech [Internet]. 2016;49(13):2770–7. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929016306832

145. Ayatollahi K, Okhovatian F, Kalantari KK, Baghban AA. A comparison of

scapulothoracic muscle electromyographic activity in subjects with and without subacromial impingement syndrome during a functional task. J Bodyw Mov Ther. 2017 Jul;21(3):719–24.

146. Letafatkar A, Ghanati HA, Sheikhi B. Patients with Subacromial Impingement Syndrome Exhibit Altered Shoulder Rotator Muscles Eccentric and Concentric Peak Torque. Jrsr. 2018;5:99–105.

147. Mason BS, Vegter RJK, Paulson TAW, Morrissey D, van der Scheer JW, Goosey-Tolfrey VL. Bilateral scapular kinematics, asymmetries and shoulder pain in wheelchair athletes. Gait Posture [Internet]. 2018;65:151–6. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636218301991

148. Kara D, Harput G, Duzgun I. Trapezius muscle activation levels and ratios during scapular retraction exercises: A comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. Clin Biomech [Internet]. 2019 Jul;67:119–26. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003318308155

149. Meghdadi N, Yalfani A, Minoonejad H. Electromyographic analysis of shoulder girdle muscle activation while performing a forehand topspin in elite table tennis athletes with and without shoulder impingement syndrome. J shoulder Elb Surg. 2019 Aug;28(8):1537–45.

150. Rosa DP, Borstad JD, Ferreira JK, Camargo PR. The Influence of Glenohumeral Joint Posterior Capsule Tightness and Impingement Symptoms on Shoulder Impairments and Kinematics. Phys Ther. 2019 Jul;99(7):870–81.

151. Rossi DM, Resende RA, Hotta GH, ... Altered Scapular Time Series in Individuals With Subacromial Pain Syndrome. J Appl … [Internet]. 2020; Available from: https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/aop/article-10.1123-jab.2019-0247/article-10.1123-jab.2019-0247.xml

152. Gonçalves DHM, de Oliveira AS, Freire LC, Silva ABM, Garbelotti SA, Lucareli PRG. Three-dimensional kinematic analysis of upper limb movements between individuals with and without subacromial shoulder pain exploring the statistical parametric mapping. J Biomech [Internet]. 2021;129(October):110806. Available from: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929021005686

153. Kolk A, Overbeek CL, de Witte PB, Canete AN, Reijnierse M, Nagels J, et al. Kinematics and muscle activation in subacromial pain syndrome patients and asymptomatic controls. Clin Biomech [Internet]. 2021;89:105483. Available from: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003321002138

154. Körver RJP, Senden R, Heyligers IC, Grimm B. Objective outcome evaluation using inertial sensors in subacromial impingement syndrome: A five-year follow-up study. Physiol Meas. 2014;35(4):677–86.

155. Shinohara H, Urabe Y, Maeda N, Xie D, Sasadai J, Fujii E. Does shoulder impingement syndrome affect the shoulder kinematics and associated muscle activity in archers? J

Sports Med Phys Fitness. 2014 Dec;54(6):772–9.

156. Huang TS, Huang C ying, Ou HL, Lin JJ. Scapular dyskinesis: Patterns, functional disability and associated factors in people with shoulder disorders. Man Ther [Internet]. 2016;26:165–71. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2016.09.002

157. Turgut E, Duzgun I, Baltaci G. Scapular asymmetry in participants with and without shoulder impingement syndrome; a three-dimensional motion analysis. Clin Biomech [Internet]. 2016;39:1–8. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003316301292

158. Alizadehkhaiyat O, Roebuck MM, Makki AT, Frostick SP. Subacromial impingement syndrome: An electromyographic study of shoulder girdle muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol [Internet]. 2018;38:136–42. Available from: https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85042279415&doi=10.1016%2Fj.jelekin.2017.12.001&partnerID=40&md5=4da571e6099425ce376347c2e0076758

159. Park SY, Park DJ. Comparison of muscular activities between subjects with and without scapular downward rotation impairment during diagonal pattern of exercises. J Bodyw Mov Ther. 2019;23(1):59–64.

160. Page M, McKenzie J, Bossuyt P, Boutron I, Hoffman T, Mulrow C, et al. The PRISMA 2020statement: an updated guidelinefor reporting systematic reviews. MetaArXiv Prepr [Internet]. 2020;(September):1–36. Available from: https://osf.io/preprints/metaarxiv/v7gm2/

161. Kibler BW, Sciascia A, Wilkes T. Scapular Dyskinesis and Its Relation to Shoulder Injury. J Am Acad Orthop Surg [Internet]. 2012 Jun;20(6):364–72. Available from: http://journals.lww.com/00124635-201206000-00007

162. Kim SY, Yu IY, Oh JS, Kang MH. Effects of intended scapular posterior tilt motion on trapezius muscle electromyography activity. Int J Environ Res Public Health. 2021;18(17).

163. Turgut E, Duzgun I, Baltaci G. Effect of trapezius muscle strength on three-dimensional scapular kinematics. J Phys Ther Sci. 2016;28(6):1864–7.

164. Saito H, Harrold ME, Cavalheri V, McKenna L. Scapular focused interventions to improve shoulder pain and function in adults with subacromial pain: A systematic review and meta-analysis. Physiother Theory Pract [Internet]. 2018 Sep;34(9):653–70. Available from: https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1423656

165. Overbeek CL, Kolk A, De Groot JH, Visser CPJ, Van Der Zwaal P, Jens A, et al. Altered Cocontraction Patterns of Humeral Head Depressors in Patients with Subacromial Pain Syndrome: A Cross-sectional Electromyography Analysis. Clin Orthop Relat Res. 2019;477(8):1862–8.

166. Fayad F, Lefevre-Colau M-M, Gautheron V, Macé Y, Fermanian J, Mayoux-Benhamou A, et al. Reliability, validity and responsiveness of the French version of the

questionnaire Quick Disability of the Arm, Shoulder and Hand in shoulder disorders. Man Ther. 2009 Apr;14(2):206–12.

167. Tan G, Jensen MP, Thornby JI, Shanti BF. Validation of the brief pain inventory for chronic nonmalignant pain. J Pain. 2004;5(2):133–7.

168. French DJ, Noël M, Vigneau F, French JA, Chantal P, Evans RT. L'Échelle de dramatisation face à la douleur PCS-CF Adaptation canadienne en langue française de l'échelle «Pain Catastrophizing Scale». Can J Behav Sci. 2005;37(3):181–92.

169. Wright AA, Hegedus EJ, Tarara DT, Ray SC, Dischiavi SL. Exercise prescription for overhead athletes with shoulder pathology: A systematic review with best evidence synthesis. Br J Sports Med. 2018;52(4):231–7.

170. Evans NA, Dressler E, Uhl T. An electromyography study of muscular endurance during the posterior shoulder endurance test. J Electromyogr Kinesiol. 2018;41:132–8.

171. Glass SC, Armstrong T. Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. Vol. 11, Journal of Strength and Conditioning Research. 1997. p. 163–7.

172. Trebs AA, Brandenburg JP, Pitney WA. An Electromyography Analysis of 3 Muscles Surrounding the Shoulder Joint During the Performance of a Chest Press Exercise at Several Angles. J Strength Cond Res [Internet]. 2010 Jul;24(7):1925–30. Available from: https://journals.lww.com/00124278-201007000-00031

173. Dal Maso F, Marion P, Begon M. Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. Arch Phys Med Rehabil. 2016;97(9):1542-1551.e2.

174. Huskisson EC. MEASUREMENT OF PAIN. Lancet [Internet]. 1974 Apr;(11):1127–31. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0039610905703819

175. Marquié L, Duarte LR, Mariné C, Lauque D, Sorum PC, Marqui L, et al. How patients and physicians rate patients' pain in a French emergency department using a verbally administered numerical rating scale and a visual analog scale. Acute Pain. 2008;10(1):31–7.

176. Nichols TE, Holmes AP. Nichols-2001.Pdf. 2001;25(August 1999):1–25.

177. Tabachnick BG. Multivariate Statistics. Encyclopedia of Cancer. 2008. 1981–1981 p.

178. Schoenfeld B, Sonmez RGT, Kolber MJ, Contreras B, Harris R, Ozen S. Effect of Hand Position on EMG Activity of the Posterior Shoulder Musculature During a Horizontal Abduction Exercise. J Strength Cond Res [Internet]. 2013 Oct 1;27(10):2644–9. Available from: https://www.physiology.org/doi/10.1152/ajplegacy.1924.70.2.344

179. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang A-G. Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. Behav Res Methods [Internet]. 2009 Nov;41(4):1149–60. Available from: http://link.springer.com/10.3758/BRM.41.4.1149

180. Kolz CW, Sulkar HJ, Aliaj K, Tashjian RZ, Chalmers PN, Qiu Y, et al. Age-related

differences in humerothoracic, scapulothoracic, and glenohumeral kinematics during elevation and rotation motions. J Biomech [Internet]. 2021;117:110266. Available from: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110266

181. Alhammoud M, Morel B, Hansen C, Wilson M, Mecca R, Nael E, et al. Discipline and Sex Differences in Angle-specific Isokinetic Analysis in Elite Skiers. Int J Sports Med. 2019;40(5):317–30.

182. Castelein B. Analysis of recruitment of the superficial and deep scapular muscles in patients with chronic shoulder or neck pain, and implications for rehabilitation exercises [Internet]. biblio.ugent.be; 2016. Available from: https://biblio.ugent.be/publication/8506089/file/8506092

183. Overbeek CL, Kolk A, de Groot JH, de Witte PB, Gademan MGJ, Nelissen RGHH, et al. Middle-aged adults cocontract with arm ADductors during arm ABduction, while young adults do not. Adaptations to preserve pain-free function? J Electromyogr Kinesiol [Internet]. 2019;49:102351. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641119301786

184. Drouin JM, Valovich-McLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. Eur J Appl Physiol. 2004;91(1):22–9.

185. Al-Bashaireh AM, Haddad LG, Weaver M, Kelly DL, Chengguo X, Yoon S. The Effect of Tobacco Smoking on Musculoskeletal Health: A Systematic Review. J Environ Public Health. 2018;2018.

186. Rodríguez-Rosell D, Pareja-Blanco F, Aagaard P, González-Badillo JJ, Rodr D. Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. Clin Physiol Funct Imaging. 2018;38(5):743–62.

187. Zanca GG, Oliveira AB, Saccol MF, Ejnisman B, Mattiello-Rosa SM. Functional torque ratios and torque curve analysis of shoulder rotations in overhead athletes with and without impingement symptoms. J Sports Sci. 2011;29(15):1603–11.

Annexes

Annexe 1 : Grille d'évaluation AXIS utilisée pour évauler la qualité des études incluses dans la revue systématique de la littérature

Appraisal of Cross-sectional Studies

	Question	Yes	No	Don't know/ Comment
Introduction				
1	Were the aims/objectives of the study clear?			
Methods				
2	Was the study design appropriate for the stated aim(s)?			
3	Was the sample size justified?			
4	Was the target/reference population clearly defined? (Is it clear who the research was about?)			
5	Was the sample frame taken from an appropriate population base so that it closely represented the target/reference population under investigation?			
6	Was the selection process likely to select subjects/participants that were representative of the target/reference population under investigation?			
7	Were measures undertaken to address and categorise non-responders?			
8	Were the risk factor and outcome variables measured appropriate to the aims of the study?			
9	Were the risk factor and outcome variables measured correctly using instruments/measurements that had been trialled, piloted or published previously?			
10	Is it clear what was used to determined statistical significance and/or precision estimates? (e.g. p-values, confidence intervals)			
11	Were the methods (including statistical methods) sufficiently described to enable them to be repeated?			
Results				
12	Were the basic data adequately described?			
13	Does the response rate raise concerns about non-response bias?			
14	If appropriate, was information about non-responders described?			
15	Were the results internally consistent?			
16	Were the results presented for all the analyses described in the methods?			
Discussion				
17	Were the authors' discussions and conclusions justified by the results?			
18	Were the limitations of the study discussed?			
Other				
19	Were there any funding sources or conflicts of interest that may affect the authors' interpretation of the results?			
20	Was ethical approval or consent of participants attained?			

Annexe 2 : Réponse du comité de protection des personnes

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES ILE DE FRANCE X

GHT Grand Paris Nord-Est – CH Robert Ballanger
Boulevard Robert Ballanger - 93602 Aulnay-sous-bois cedex
Tél. : 01 49 36 73 57 - E-mail : rb.cpp.idf10@ght-gpne.fr
Président : Pr. Philippe Casassus

Monsieur Maxime GUILLiAUX
Responsable pédagogique et de la recherche
Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie La Musse (IFMK)
Allée Louis Martin – CS 20119
27180 SAINT SEBASTIEN DE MORSENT

Aulnay-sous-Bois, le 04 mars 2020

Réf. CNRIPH	18.10.02.53705 / Id. 1525	N° ID RCB	2018-A02677-48	RIPH-2 HPS
Réf. CPP	Protocole 90-2018	Réf. promoteur	Évaluation des TMS	
Promoteur	Institut de formation en masso-kinésithérapie La Musse (IFMK)	Coordonnateur	Mme Marie-Félix Adèle IFMK, Saint Sébastien de Morsent	
Titre	« Evaluation objective et quantitative des troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs en accord avec la classification internationale du fonctionnement du handicap et de la santé. »			

Cher Monsieur,

Le Comité de Protection des Personnes Ile-de-France X a été saisi par vous-même d'une demande d'avis pour la modification substantielle n° 1 de la recherche interventionnelle ci-dessus référencée.

Le Comité réuni ce mercredi 04 mars 2020 a examiné cette demande et émet un avis favorable à la modification substantielle n° 1 du 13 février 2020, au regard des éléments suivants :

- Courrier de soumission au CPP ..... du 10/02/2020
- Courrier de demande de modification substantielle – RIPH2-HPS ..... du 13/02/2020
- Formulaire de demande d'avis initial au CPP sur une recherche interventionnelle-2..... ..... du 23/01/2020
- Protocole..... v.7 du 10/02/2020
- Informations destinées au volontaire..... v.4 du 10/02/2020
- Informations destinées au patient..... v.4 du 10/02/2020
- Liste des investigateurs (1 centre)..... du 10/02/2020
- CV d'un investigateur supplémentaire : M. Maxime Houry ..... du 07/02/2020
- Affiche publicitaire pour le recrutement de volontaires our l'étude..... *non référencée*

Ont participé à la délibération les membres du Comité suivants

- Personnes compétentes en matière de recherche impliquant la personne humaine :
  - Monsieur Philippe CASASSUS .....titulaire
  - Monsieur Jean-Luc GAILLARD .....titulaire
  - Monsieur Jean-Luc DURAND..... titulaire
  - Monsieur Pierre DEBLOIS..... titulaire
- Médecin généraliste : Madame Elisabeth HENON..... titulaire
- Pharmacien hospitalier : Monsieur Thomas LIAUTAUD..... titulaire
- Infirmière : Madame Malika HEBRAS ..... titulaire

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES ILE DE FRANCE X
GHT Grand Paris Nord-Est – CH Robert Ballanger
Boulevard Robert Ballanger - 93602 Aulnay-sous-bois cedex
Tél. : 01 49 36 73 57 - E-mail : rb.cpp.idf10@ght-gpne.fr
Président : Pr. Philippe Casassus

Ont participé à la délibération les membres du Comité suivants *(suite)*

- Personne compétente à l'égard des questions éthiques :
  Monsieur Daniel FAUCHER .....titulaire
- Représentantes d'associations agréées de malades/d'usagers du système de santé :
  Madame Marie-Claude FEINSTEIN ..... titulaire

Ont assisté au débat sans participation les membres suppléants suivants

- Personnes compétentes en matière de recherche impliquant la personne humaine :
  Madame Claire ROUMEGOUX ..... suppléante
  Madame Karin PESTKE ..... suppléante
- Pharmacien hospitalier : Madame Patricia LEROUX..... suppléante

Je vous prie de croire, Cher Monsieur, en l'expression de mes sentiments les meilleurs.

Le Président,
Pr. Philippe CASASSUS

[CET AVIS COMPORTE DEUX PAGES]

Modifications substantielles du protocole de recherche
Déposer sur la CNRIPH la demande pour avis du CPP : courrier de soumission / formulaire(s) / éléments amendés *(v-avec modifications apparentes/ v-finale et tableau comparatif)* ***et/ou nouveaux documents***

Annexe 3 : Document d'information destinée au participant

INFORMATIONS DESTINEES AU PATIENT

Chère Madame, Cher Monsieur,

Vous présentez des troubles musculo-squelettiques (TMS) au niveau des membres supérieurs. Ces TMS vous entrainent, entre autres, des douleurs. L'institut de formation en Masso-Kinésithérapie (IFMK) La Musse vous invite à participer à une étude intitulée :

Evaluation objective et quantitative des troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs en accord avec la classification internationale du fonctionnement du handicap et de la santé

Madame Marie-Félix ADELE, kinésithérapeute, Monsieur Maxime GILLIAUX (PhD), responsable pédagogique et de la recherche à l'IFMK La Musse, Madame Julie VAN NIEUWENHOVE, kinésithérapeute ainsi que Monsieur Maxime HOURY, kinésithérapeute, sont les investigateurs principaux.

Le but de notre étude sera d'évaluer les capacités physiques et fonctionnelles de vos membres supérieurs, en lien avec votre TMS et de les comparer avec celles des sujets non pathologiques.

Durée de l'étude

La durée totale prévue pour cette étude est de 4 ans. Mais votre participation personnelle pour cette étude ne durera que maximum 3 sessions d'évaluation de 1 heure, réparties sur 1 semaine.

Description de l'étude

Le but de cette étude sera d'évaluer, sous le seuil de la douleur, les capacités physiques et fonctionnelles de vos membres supérieurs, en lien avec votre TMS et de les comparer avec celles des sujets non pathologiques.
L'évaluation des capacités physiques et fonctionnelles de vos épaules consistera en l'analyse de votre douleur, de votre force musculaire (MICROFET® et CONTREX®, voir figure 1), de votre fatigabilité musculaire, de la qualité de vos mouvements (exemples : amplitudes, vitesse) et de votre dextérité manuelle. Quelques questionnaires permettront également d'évaluer vos aptitudes dans les activités de la vie quotidienne ainsi que votre état psychologique. Tous les outils d'évaluation sont non-invasifs et ne présentent donc aucun risque. L'évaluation durera maximum 1 heure et sera répétée au maximum à 3 reprises. Les deux premières évaluations seront réalisées le même jour par deux évaluateurs différents. Un des 2 évaluateurs du premier jour effectuera la troisième évaluation 1 à 7 jours après les premières évaluations.

FONDATION HOSPITALIERE RECONNUE D'UTILITE PUBLIQUE PAR DECRET DU 8 JUILLET 1928

Siège social : 4, rue Georges Picquart, 75017 Paris tél. : 01 43 26 77 04 fax : 01 40 51 70 01
larenaissancesanitaire@lrs-fondation.net
LARENAISSANCESANITAIRE.FR

Version 4 – 10/02/2020

Figure 1 : Illustration des dispositifs Microfet ®(à gauche) et Contrex ® (à droite) permettant l'évaluation de votre force musculaire.

Quels sont les risques ou les effets secondaires ?

Tous les mouvements seront réalisés sous le seuil de la douleur. Tous les outils d'évaluation utilisés sont non-invasifs. Cette étude ne présente donc aucun risque.

Avantages

A priori, vous ne bénéficierez pas d'avantages en participant à cette étude. Nous pourrons vous présenter les résultats de l'étude afin d'améliorer la compréhension de l'origine de vos TMS et améliorer votre prise en charge.

Confidentialité

Votre identité ainsi que toute information vous concernant, y compris vos antécédents médicaux, les résultats des examens de laboratoire et des examens physiques, seront traités en toute confidentialité en accord avec le règlement européen général sur la protection des données (RGPD) n° 2016/679 (mise à jour réalisée ce 23 mai 2018).
Les résultats de cette étude pourront être publiés ou présentés à des congrès, mais en aucun cas votre identité ne sera divulguée.
Le secret médical et les exigences légales en matière de vie privée seront respectés en conformité avec la loi française, dans les conditions établies respectivement par les articles L. 1110-4 et L. 4323-3 du code de santé publique. Les droits du volontaire seront respectés en conformité avec la loi du 04 mars 2002 (consolidée en octobre 2017) ainsi que la loi Jardé du 5 mars 2012 relative aux recherches impliquant la personne humaine.
L'expérimentation a reçu un avis favorable du comité de protection des personnes « Ile de France X », à la suite d'une commission réalisée ce 15 novembre 2018.

Dommages causés par l'étude

Le promoteur de cette recherche a souscrit une assurance responsabilité civile en accord avec l'article L.1121-10 du code de la santé publique. Si vous deviez subir un dommage directement lié à votre participation à cette étude, vous recevrez gratuitement les soins médicaux appropriés. En cas d'apparition d'un dommage lié à l'étude, vous devrez contacter immédiatement les investigateurs responsables de l'étude, soit Madame Marie-Félix ADELE ; soit Monsieur Maxime GILLIAUX au +33 (0)2 32 07 29 35.

Frais/compensations

Votre participation n'engendrera aucun frais supplémentaire à votre charge. Aucune compensation financière n'est prévue pour les sujets participant à cette étude.

Participation/Arrêt

Votre participation à cette étude est volontaire. Vous êtes libre de vous retirer de l'étude à tout moment, et ce sans subir de dommage ou de perte d'avantages auxquels vous auriez droit autrement. Que vous refusiez de participer à cette étude ou que vous décidiez d'arrêter en cours d'étude ne portera aucun préjudice à la qualité ou l'accessibilité des soins médicaux.

Nouvelles découvertes

Si, durant votre participation à l'étude, de nouvelles découvertes significatives pouvant influencer votre volonté de poursuivre votre participation, devenaient disponibles, vous en seriez informé dès que possible.

Nous vous remercions de l'attention que vous avez bien voulu prêter à notre requête.

Marie-Félix ADELE,
Kinésithérapeute

Maxime GILLIAUX, PhD
Responsable Pédagogique
et de la Recherche
IFMK La Musse

Julie VAN NIEUWENHOVE
Kinésithérapeute

Maxime HOURY
Kinésithérapeute

Annexe 4 : Formulaire de consentement éclairé

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ECLAIRE AU PATIENT

1. Je soussigné(e),

   .....

   déclare avoir lu l'information qui précède et accepte de participer à l'étude intitulée :

   « Evaluation objective et quantitative des troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs en accord avec la classification internationale du fonctionnement du handicap et de la santé »

2. J'ai reçu une explication concernant la nature, le but, la durée et les effets prévisibles de l'étude et j'ai été informé(e) de ce qu'on attend de ma part. Les risques et avantages éventuels de l'étude m'ont été expliqués. On m'a donné le temps et l'occasion de poser des questions sur l'étude; toutes mes questions ont reçu une réponse satisfaisante.

3. J'ai été informé(e) de l'existence d'une assurance couvrant la responsabilité des investigateurs principaux conformément à l'article L1121-10 du code de santé publique citant les principes généraux des recherches impliquant la personne humaine.

4. Je sais que cette étude a été soumise à l'approbation du comité de protection des personnes.

5. Je suis libre de participer ou non, de même que quitter l'étude à tout moment sans qu'il soit nécessaire de justifier ma décision et sans que cela n'entraîne le moindre désavantage pour mon traitement médical ultérieur.

6. J'accepte que les résultats de cette étude soient communiqués aux autorités concernées. Mon nom et mon adresse seront gardés confidentiels.

7. J'autorise les représentants de la CNIL et du comité de protection des personnes à inspecter mes données médicales. Cette inspection se ferait dans le respect du secret médical et les exigences légales en matière de vie privée, en conformité avec les articles L. 1110-4 et L. 4323-3 du code de santé publique.

8. Je sais que les droits du patient seront respectés en conformité avec la loi du 04 mars 2002 et de la loi Jardé du 5 mars 2012 relative aux recherches impliquant la personne humaine.

9. Je consens à participer à cette étude.

_____ *Signature du patient(e)*

_____ *Date(jour/mois/année)*

Je confirme que j'ai expliqué la nature, le but et les effets prévisibles de l'étude au volontaire/patient mentionné ci-dessus.
Le volontaire/patient confirme son accord de participation par sa signature personnellement datée.

_____ *Signature de la personne qui procure l'information*

_____ *Date (jour/mois/année)*

_____ *Nom en lettres capitales de la personne qui procure l'information*

FONDATION HOSPITALIERE RECONNUE D'UTILITE PUBLIQUE PAR DECRET DU 8 JUILLET 1928

Siège social : 4, rue Georges Picquart, 75017 Paris tél. : 01 43 26 77 04 fax : 01 40 51 70 01
larenaissancesanitaire@lrs-fondation.net
LARENAISSANCESANITAIRE.FR

Annexe 5 : Version papier du Brief pain inventory

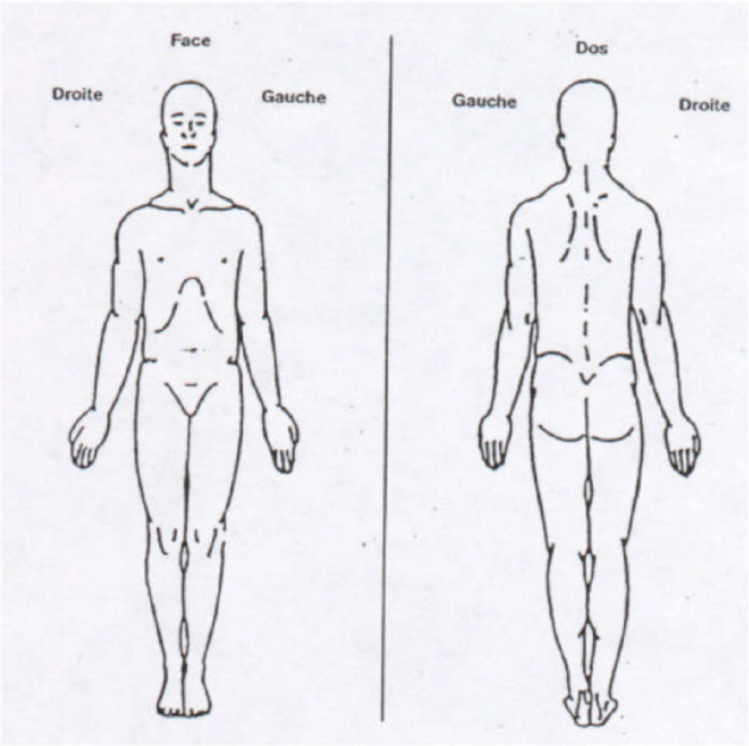
BPI : « Brief Pain Inventory » : Un questionnaire à propos de vos douleurs.

Identifiant : ……

1 – Au cours de notre vie, la plupart d'entre nous ressentent des douleurs un jour ou l'autre (maux de tête, rage de dents). Avez-vous ressenti d'autres douleurs que ce type de douleurs aujourd'hui ?

☐ Oui ☐ Non

2 - Indiquez sur le schéma ouvert en photographie où se trouve votre douleur en noircissant la zone. Mettez un « S » pour une douleur près de la surface de votre corps ou un « P » pour une douleur plus profonde de votre corps. Mettez un « I » où vous ressentez la douleur la plus intense.



3 - SVP, Indiquez le chiffre qui décrit le mieux la douleur la plus intense que vous ayez ressentie pendant les 24 dernières heures.

☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Pas de douleur

Douleur
la plus horrible
que vous puissiez imaginer

4 - SVP, Indiquez le chiffre qui décrit le mieux la douleur la plus faible que vous ayez ressentie pendant les 24 dernières heures.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Pas de douleur — Douleur la plus horrible que vous puissiez imaginer

5 - SVP, Indiquez le chiffre qui décrit le mieux la douleur en général.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Pas de douleur — Douleur la plus horrible que vous puissiez imaginer

6 - SVP, Indiquez le chiffre qui décrit le mieux la douleur en ce moment.

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Pas de douleur — Douleur la plus horrible que vous puissiez imaginer

7 – Quels traitements prenez-vous contre la douleur ?

.....

8 - Pendant les 24 dernières heure, quel soulagement les traitements ou les médicaments que vous prenez ont-ils apporté? Pouvez-vous indiquer le pourcentage d'amélioration obtenue?

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 %

Aucune amélioration — Amélioration complète

9 - Indiquez le chiffre qui décrit le mieux comment, pendant les dernières 24 heures, la douleur a gêné votre :

A – Activité générale

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas — Gêne complètement

B : Humeur

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas Gêne complètement

C : Capacité à marcher

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas Gêne complètement

D : Travail habituel (y compris à l'extérieur de la maison et les travaux domestiques)

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas Gêne complètement

E : Relation avec les autres

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas Gêne complètement

F : Sommeil

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas Gêne complètement

G : Goût de vivre

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Ne gêne pas Gêne complètement

Annexe 6 : Version papier du quick-DASH

Quick « Disability of Arm, Shoulder and Hand » : Quick-DASH : Score fonctionnel du membre supérieur

Identifiant : ……

1 - Veuillez évaluer vos possibilités d'effectuer les activités suivantes au cours des 7 derniers jours en sélectionnant la case placée sous la réponse appropriée.

	Aucune difficulté	Difficulté légère	Difficulté Moyenne	Difficulté importante	Impossible
Dévisser un couvercle serré ou neuf	☐	☐	☐	☐	☐
Effectuer des tâches ménagères lourdes (nettoyage des sols ou des murs)	☐	☐	☐	☐	☐
Porter des sacs de provisions ou une mallette	☐	☐	☐	☐	☐
Se laver le dos	☐	☐	☐	☐	☐
Couper la nourriture avec un couteau	☐	☐	☐	☐	☐
Activités de loisir nécessitant une certaine force ou avec des chocs au niveau de l'épaule du bras ou de la main. (bricolage, tennis, golf, etc..)	☐	☐	☐	☐	☐

2 - Pendant les 7 derniers jours, à quel point votre épaule, votre bras ou votre main vous a-t-elle gêné dans vos relations avec votre famille, vos amis ou vos voisins ?

1 Pas du tout 2 légèrement 3 moyennement 4 beaucoup 5 extrêmement

3 - Avez-vous été limité dans votre travail ou une de vos activités quotidiennes habituelles en raison de problèmes à votre épaule, votre bras ou votre main?

1 Pas du tout limité 2 légèrement limité 3 moyennement limité 4 très limité 5 incapable

4 - Veuillez évaluer la sévérité des symptômes suivants durant les 7 derniers jours.

	Aucune	Légère	Moyenne	Importante	Extrêmee
Douleur de l'épaule, du bras ou de la main	☐	☐	☐	☐	☐
Picotements ou fourmillements douloureux de l'épaule, du bras ou de la main	☐	☐	☐	☐	☐

5 - Pendant les 7 derniers jours, votre sommeil a-t-il été perturbé par une douleur de votre épaule, de votre bras ou de votre main ?

1 Pas du tout 2 un peu 3 moyennement 4 très perturbé 5 insomnie complète

Module Professionnel

Les questions suivantes concernent la gêne occasionnée par votre épaule, votre bras ou votre main au cours de votre travail (y compris les travaux ménagers s'il s'agit de votre activité principale).

	Aucune difficulté	Difficulté légère	Difficulté Moyenne	Difficulté importante	Impossible
Pour travailler en utilisant votre technique habituelle ?	☐	☐	☐	☐	☐
Pour travailler comme d'habitude à cause de la douleur de votre épaule, de votre bras ou de votre main ?	☐	☐	☐	☐	☐
Pour travailler aussi bien que vous le souhaitez ?	☐	☐	☐	☐	☐
Pour passer le temps habituellement consacré à votre travail ?	☐	☐	☐	☐	☐

Module sport, activité artistique

Les questions suivantes concernent la gêne occasionnée par votre épaule, votre bras ou votre main au cours de votre travail (y compris les travaux ménagers s'il s'agit de votre activité principale).

Pratiquez-vous une activité artistique ? Oui ☐ Non ☐

	Aucune difficulté	Difficulté légère	Difficulté Moyenne	Difficulté importante	Impossible
Pour pratiquer votre sport ou jouer de votre instrument avec votre technique habituelle	☐	☐	☐	☐	☐
Pour pratiquer votre sport ou jouer de votre instrument à cause des douleurs de votre épaule, de votre bras ou de votre main	☐	☐	☐	☐	☐
Pour pratiquer votre sport ou jouer de votre instrument aussi bien que vous le souhaitez	☐	☐	☐	☐	☐
Pour passer le temps habituel à pratiquer votre sport ou jouer de votre instrument	☐	☐	☐	☐	☐

Annexe 7 : Version papier de la Pain Catastrophizing Scale

PCS : « Pain Catastrophizing scale » : Echelle de catastrophisation de la douleur

Identifiant : ……

Chacun d'entre nous aura à subir des expériences douloureuses. Cela peut être la douleur associée aux maux de tête, à un mal de dent, ou encore la douleur musculaire ou aux articulations. Il nous arrive souvent d'avoir à subir des expériences douloureuses telles que la maladie, une blessure, un traitement dentaire ou une intervention chirurgicale.

Dans le présent questionnaire, nous vous demandons de décrire ce que vous ressentez quand vous avez de la douleur. Vous trouverez ci-dessous treize énoncés décrivant différentes pensées et émotions qui peuvent être associées à la douleur. Veuillez indiquer à quel point vous avez ces pensées et émotions, selon l'échelle ci-dessous.

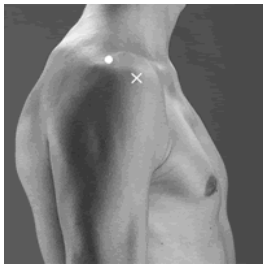
	Pas du tout	Quelque peu	De façon modérée	Beaucoup	Tout le temps
J'ai peur qu'il n'y ait pas de fin à la douleur	☐	☐	☐	☐	☐
Je sens que je ne peux pas continuer.	☐	☐	☐	☐	☐
C'est terrible et je pense que ça ne s'améliorera jamais.	☐	☐	☐	☐	☐
C'est affreux et je sens que c'est plus fort que moi	☐	☐	☐	☐	☐
Je sens que je ne peux plus supporter la douleur	☐	☐	☐	☐	☐
J'ai peur que la douleur empire.	☐	☐	☐	☐	☐
Je ne fais que penser à d'autres expériences douloureuses.	☐	☐	☐	☐	☐
Avec inquiétude, je souhaite que la douleur disparaisse.	☐	☐	☐	☐	☐
Je ne peux m'empêcher d'y penser.	☐	☐	☐	☐	☐
Je ne fais que penser à quel point ça fait mal.	☐	☐	☐	☐	☐
Je ne fais que penser à quel point je veux que la douleur disparaisse.	☐	☐	☐	☐	☐
Il n'y a rien que je puisse faire pour réduire l'intensité de la douleur.	☐	☐	☐	☐	☐
Je me demande si quelque chose de grave va se produire.	☐	☐	☐	☐	☐

Annexe 8 : Protocole d'installation des capteurs EMG

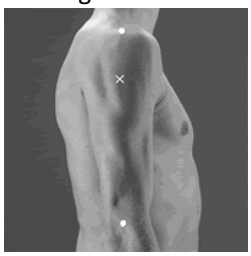
Préparer l'ensemble des zones à installer en une fois (nettoyage + rasage, si possible, demander la veille à une personne poilue de raser les zones en question)

Réaliser le repérage : zone de pose de capteur + sens de la pose, préparation de la peau (éventuel rasage et nettoyage) et installation du capteur dans le même temps :

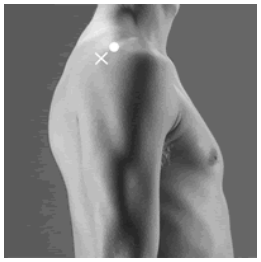
- **Deltoïde antérieur : Capteur 3**
  - 1 doigt en avant et en distal de l'acromion. Dirigé selon la ligne entre le pouce et l'acromion.



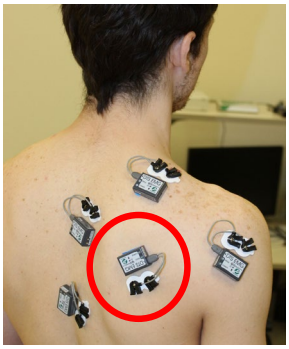
- **Deltoïde Moyen : Capteur 4**
  - sur la ligne de l'acromion à l'épicondyle latéral, là où le muscle est le plus bombé, dirigée selon cette ligne



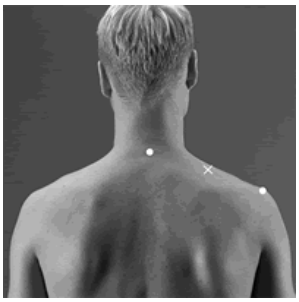
- **Deltoïde Postérieur : Capteur 5**
  - Le centre de l'électrode doit être située environ 2 espaces de doigts derrière l'angle de l'acromion. Orientation sur une ligne entre l'acromion et le petit doigt.



- **Infra-épineux : Capteur 6**
  - 4 cm sous l'épine de la scapula, en direction de l'acromion (Evans et al, 2018).



- **Trapèze supérieur : Capteur 7**
  - au milieu de la ligne entre l'acromion et la 7e cervicale. Dirigée selon cette ligne



- **Grand perctoral (portion supérieure) : Capteur 8**
  - sur la ligne mi-claviculaire, a mi chemin entre l'articulation acromio-claviculaire et à mi-chemin entre l'articulation acromio-claviculaire et sterno-claviculaires, au niveau du 2e et du 5e espace intercostal (Trebs et al, 2010)

Annexe 9 : Protocole de normalisation de l'EMG

Protocole de normalisation :

Réaliser la normalisation EMG des muscles deltoïdes antérieur, moyen, grand pectoral, trapèze supérieur et infra-épineux.

Peut débuter lorsque les EMG ont été installées.

Modalités générales :

Expliquer : « Je vais vous installer dans des positions et pousser contre vous. Au « Top-départ », vous devrez pousser contre ma résistance aussi fortement que possible. Chaque pression dure 5 secondes : vous augmenterez la force rapidement en suivant mes consignes.»

Pour chaque mouvement, en suivant la sonnerie : placer le participant, expliquer l'action demandée et donner le top.

Encouragements : « Allez, poussez, plus fort, à fond ! encore ! »

La normalisation commence et se termine par une EVA

Phases :

Installer le participant en position de départ.

Lancer le minuteur de la sonnerie sur un rythme 5s d'action / 30s de repos et l'enregistrement EMG.

Compter « 3, 2, 1, Top ! », encouragements, « Stop ».

Stopper l'enregistrement EMG.

Normalisation Isométrique (Dal Maso, Marion, & Begon, 2016) :

Ce document propose pour faire une normalisation robuste de combiner plusieurs tests pour normaliser un muscle. Chaque test est réalisé 2 fois suivi de 30 secondes de repos. La contraction dure 5 secondes, croissant pendant deux secondes et maximale jusqu'à la 5e. Pour tester ces muscles, plusieurs tests se recoupent mais il nous faudra en réaliser 10 différents.

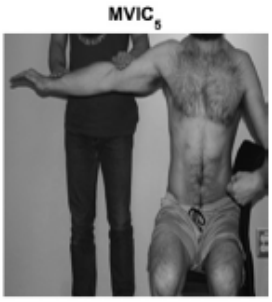
L'ordre donné permet de suivre un cheminement pratique de positions.

Mesure Baseline 10 secondes :

Le compteur est lancé, le participant est au repos.

Assis :

- **Add 30° :** Bras à 30° d'abduction, coude fléchis à 90°, adduction avec résistance au coude
- **Abd 90° :** Bras en abduction à 90°, paume vers le bas, Réaliser une abduction contre résistance.



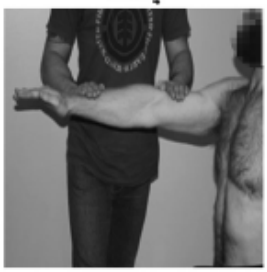
- **Abd 90° + cou :** Bras à 90° d'abduction, le cou incliné en homolatéral, tourné en controlatéral, paume vers le bas, abduction du bras avec résistance au niveau de la tête et du coude.

- **Empty can :** Bras élevé à 90° dans le plan de la scapula, pouce en bas, élévation contre résistance au niveau du poignet.

MVIC$_{12}$

- **Flex 90° :** Bras fléchis à 90°, paume vers le sol, flexion contre résistance au niveau du coude.

MVIC$_{4}$



- **Flex 125° :** Bras fléchis à 125°, paume vers le sol, flexion du bras contre résistance au niveau du coude et de l'angle inférieur de la scapula.

MVIC$_{15}$

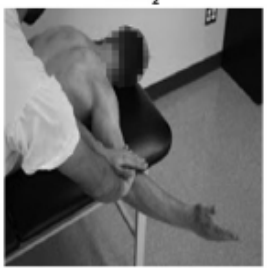
- **Palm Press :** Les deux bras fléchis à 90°, paules jointes, coudes légèrement fléchis, presser les mains l'une contre l'autre.

MVIC$_{14}$

Décubitus ventral :

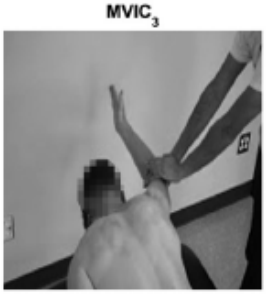
- **Abduction 90° :** Bras en abduction horizontale, pouce en l'air. Résistance manuelle à l'abduction au niveau du coude.

MVIC$_{2}$



- **Elevation :** Bras fléchis à l'horizontale aligné avec les fibres du trapèze inférieur, pouce en l'air. Flexion horizontale avec résistance au niveau du coude.

MVIC$_{3}$



Décubitus latéral :

- **Add 0° :** Bras sur le côté, paume vers le bas, abduction du bras avec résistance au poignet.

MVIC$_{9}$

Contribution de l'évaluation de l'activité neuromusculaire de l'épaule symptomatique pour le diagnostic de troubles musculosquelettiques. Étude du personnel soignant du bassin ébroïcien.

Résumé

Un soignant sur deux déclare avoir des douleurs de l'épaule au cours de sa carrière, malgré les connaissances actuelles sur les structures de l'épaule et leurs pathologies. Une meilleure compréhension des mouvements de l'épaule pathologique semble compléter ces connaissances pour améliorer l'offre de prévention et de soin de ces pathologies. Cette thèse avait pour but d'améliorer la compréhension du syndrome de douleurs sous-acromiales en utilisant des méthodes de quantification du mouvement auprès de professionnels de santé hospitaliers.

Une première partie a exposé à travers un travail bibliographique la complexité des troubles musculosquelettiques de l'épaule dans un contexte de travail. Des pistes d'amélioration de la compréhension de ces pathologies ont été apportées avec la présentation de méthodes d'évaluation du mouvement.

Une deuxième partie présente le travail expérimental mené, portant sur l'évaluation des mouvements de l'épaule atteinte de syndrome de douleurs sous-acromiales. Une revue systématique de la littérature portait sur la population générale et une étude transversale s'est concentrée sur une population de soignants du bassin ébroïcien.

Les résultats de ces travaux ont montré avec un niveau de preuve faible à modéré que la bascule postérieure de la scapula, le délai d'activation du trapèze supérieur et le couple de force en rotation médiale étaient des variables altérées chez les participants symptomatiques. Ils suggèrent également que l'épaule des soignants symptomatiques présente une hyperactivité musculaire. Les altérations de la bascule postérieure de la scapula peuvent ainsi être associées au raccourcissement du délai d'activation du trapèze supérieur. L'hyperactivité de la musculature de l'épaule peut être interprétée comme une surcharge sur les structures musculosquelettiques.

Une troisième partie discute les observations réalisées chez les soignants comparativement à celles réalisées dans la population générale. Ce travail aboutit à des propositions de conduites à tenir pour la prévention et les soins à apporter auprès d'une population de soignants susceptible d'être atteinte de syndrome de douleurs sous-acromiales.

Mots clés : Épaule, Évaluation du mouvement, syndrome de douleurs sous-acromiales, Infirmiers, Aides-soignants, Électromyographie, Dynamométrie isocinétique.

Abstract

Half of healthcare professionals report having shoulder pain during their career, despite the current knowledge on shoulder structures and their conditions. A better understanding of the movements of the pathological shoulder seems to complement this knowledge to improve the prevention and care of these pathologies. The purpose of this thesis was to improve the understanding of subacromial pain syndrome, using motion quantification methods with a population of hospital-based healthcare professionals.

A first part exposes through a bibliographic work the complexity of the musculoskeletal disorders of the shoulder in a work context. Improvement clues for the understanding of these conditions are provided with the presentation of motion quantification methods.

A second part presents the experimental work carried out on the motion measurements of shoulders with subacromial pain. A systematic review addresses general population while a cross-sectional study focuses on a population of healthcare professionals from Evreux region.

Results show a low to moderate evidence of changes in scapular posterior tilt during shoulder abduction, upper trapezius activation timing during shoulder elevation and isokinetic peak torque during shoulder medial rotation, in symptomatic population. It also suggests shoulder muscles hyperactivity of shoulder muscles during motions in symptomatic healthcare professionals. Scapular posterior tilt can be linked with shorter upper trapezius activation timing. Shoulder muscles hyperactivity could be a seen as an overload on musculoskeletal structures.

In a third part, results from general population and results from healthcare professionals are discussed. Guidelines for improvements in prevention and care for shoulders health of healthcare professionals are provided.

Keywords: Shoulder, motion analysis, subacromial pain syndrome, Nurses, Nurse-assistants, Electromyography, Isokinetic dynamometry