Reçu février 2015
Révisé en mars 2015

Quelle pertinence du concept 3C dans le processus de rééquilibration de la musculature scapulo-thoracique ?

GRÉGOIRE MITONNEAU [1], SILVIU VIOREL [2], NICOLAS FORESTIER [3]

1 Ph.D, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338)
2 Kinésithérapeute
3 Ph.D, MCU-HDR Université Savoie Mont-Blanc, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338)

Les auteurs ne déclarent aucun conflit d'intérêt.

Mots-clés: *épaule, électromyographie, conflit sous-acromial, scapula*

Key words: *shoulder, electromyography, subacromial impingement syndrome, scapula*

Résumé

Introduction

Le concept 3C constitue une méthode de recentrage dynamique de la tête humérale en chaîne cinétique fermée permettant de lutter contre les mécanismes d'instauration du conflit sous-acromial. Cette étude a pour objectif d'évaluer la pertinence du concept 3C dans le processus de rééquilibration des balances d'activité musculaire en charge des mouvements scapulaires.

Méthodes

18 sujets sains ont effectué 3 exercices de référence d'une part et un exercice sur un dispositif spécifique, le Scapuleo™ permettant l'application du concept 3C d'autre part. L'activité des trois chefs du trapèze et du dentelé antérieur a été mesurée par électromyographie de surface. Trois ratios d'activité ont été comparés entre les exercices de référence et l'exercice réalisé sur le Scapuleo™.

Résultats

Les données mettent en évidence une faible valeur des ratios d'activité calculés entre le trapèze supérieur et les autres muscles scapulo-thoraciques étudiés à la fois pour les exercices de référence et l'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale.

Discussion / Conclusion

L'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale selon le concept 3C répond aux exigences de rééquilibration de la balance d'activité des muscles en charge de la stabilisation et de la mobilisation de la scapula, objectif majeur dans la prise en charge des conflits sous-acromiaux.

1 / Introduction

Problème tout à fait courant dans la population générale, les douleurs de l'épaule sont un fléau sociétal [1]. Le conflit sous-acromial (CSA) représente 44 à 60 % de l'ensemble des consultations pour des douleurs de l'épaule, à ce titre, il est considéré comme la principale pathologie dans cette région anatomique [2,3]. Introduite par *Neer* dès 1972 sous le terme de subacromial impingement syndrome, le conflit sous-acromial décrit un ensemble de conditions susceptibles d'entraîner une

douleur dans les régions antérieur et antéro-supérieur de l'épaule [4]. Le CSA peut également être défini comme une lésion symptomatique de la coiffe des rotateurs et de la bourse sous-acromiale [5]. L'altération de la capacité de maintien de l'espace sous-acromial constitue un problème central dans le développement des CSA. La diminution de l'espace sous-acromial, générée par un glissement supérieur de la tête humérale sur la glène de la scapula, est d'ailleurs à ce jour, acceptée comme l'un des principaux facteurs de développement de ce type d'affection [6–9].

Fort logiquement, certains exercices thérapeutiques visant à opérer une correction des décentrages gléno-huméraux sont proposés dans la prise en charge des CSA. C'est le cas d'un exercice spécifique de recentrage dynamique de la tête humérale réalisé en chaîne cinétique fermée décrit par le concept 3C [10]. Cet exercice peut être réalisé à l'aide d'un dispositif spécifique, le Scapuleo™ (Europhyseo, Charleville-Mézières, France).

Au-delà de ces décentrages gléno-huméraux, de nombreuses études ont mis en évidence une altération de la cinématique scapulaire chez les sujets concernés par des CSA [11–20]. Parmi l'ensemble des mouvements scapulaires, la sonnette latérale est considérée comme le plus important lors de l'élévation du bras [21] car il permet d'orienter l'acromion de telle façon à éviter la compression des structures situées dans l'espace sous-acromial [22]. Une récente méta-analyse à mis en évidence que la présence d'un CSA s'accompagne précisément d'une diminution de la sonette latérale ainsi que de la rotation latérale de la scapula [23]. L'altération de la structure de la commande nerveuse de la musculature scapulo-thoracique constitue la principale hypothèse explicative de ces dyskinésies scapulaires [16,17,24–27].

L'expression de l'équilibre musculaire nécessaire au contrôle de l'articulation scapulo-thoracique a été formalisée à travers le calcul des rapports d'activations musculaires entre les principaux muscles rotateurs de la scapula [17,25]. Le patron d'activation musculaire spécifique à la présence d'un CSA se caractérise par une augmentation de l'activité du muscle trapèze supérieur [16,17,25] ainsi que d'une diminution de l'activité du muscle dentelé antérieur [16,17,26,28]. Ces modifications conduisent alors à une augmentation du ratio [trapèze supérieur / dentelé antérieur]. En parallèle, *Cools et al. (2007)* signalent l'existence d'autres déséquilibres de la balance musculaire associés à la présence d'un CSA. Ceux-ci se caractérisent par une augmentation des ratios [trapèze supérieur / trapèze moyen] et [trapèze supérieur / trapèze inférieur]. Par conséquent, le processus de rééquilibration de la musculature scapulo-tharacique doit s'appuyer sur des exercices permettant de cibler le recrutement des muscles dentelé antérieur, trapèze moyen et trapèze inférieur, tout en limitant l'activation du muscle trapèze supérieur. Autrement dit, la réalisation des exercices doit être associée à une faible valeur des ratios calculés entre le trapèze supérieur et le dentelé antérieur (i.e. $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Dentelé antérieur})}$) d'une part, ainsi qu'entre les différents chefs du trapèze (i.e. $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Trapèze moyen})}$ et $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Trapèze inférieur})}$) d'autre part. Pour chacun de ces ratios, de précédentes études ont permis d'identifier des exercices de référence. *Ludewig et al.* ont déterminé un exercice particulièrement efficace afin de cibler le recrutement du dentelé antérieur tout en assurant une faible participation du trapèze supérieur [29]. Cet exercice consiste à réaliser un mouvement de pompe particulier appelé *push-up plus*, pour lequel une abduction des scapula doit être exécutée en position haute. *Cools et al*. ont, quant à eux, identifiés des exercices permettant de cibler l'activité des chefs moyens et inférieurs du trapèze tout en minimisant la participation du trapèze supérieur [30]. Ces exercices de références, décrits dans la méthode, consistent cette fois-ci en des mouvements de rotation latérale et de flexion de l'humérus exécutés en décubitus latéral.

Sur la base de l'ensemble de ces éléments, il semble important de s'intérroger sur la pertinence des méthodes de recentrage dynamique de la tête humérale, telle que le concept 3C, dans le processus de de rééquilibration de la musculature scapulo-thoracique.

L'objectif principal de ce travail consiste à mesurer l'effet du travail sur le Scapuleo™ sur l'activité des muscles stablilisateurs et mobilisateurs de la scapula. En accord avec les exercices de référence décrits dans la littérature, considérés ici comme des gold-standard, nous faisons l'hypothèse que le travail réalisé sur ce dispositif devrait être associé (i) à une faible activité du muscle trapèze supérieur ainsi que (ii) à une faible valeur des ratios d'activation calculés entre le trapèze supérieur et les muscles dentelé antérieur, trapèze moyen et trapèze inférieur.

2 / Matériel et méthodes

2.1. Sujets

Dix-huit sujets (8 femmes, 10 hommes; âge=21,4 ans ± 2,34 ; taille=172,8 cm ± 8,7; poids moyen ; 68,3 kg ± 12,5) ont participé à cette étude. Chaque sujet a complété un questionnaire afin d'obtenir des informations sur les sports pratiqués, le niveau et le temps de pratique, ainsi que sur les douleurs et les blessures dans la région de l'épaule et du cou. Les critères d'exclusion ont été déterminés sur la base des travaux de *Cools et al.* [25,30,31]. Ces critères étaient une luxation ou une intervention chirurgicale sur l'une des deux épaules, une douleur à l'épaule ou dans la région cervicale, une limitation d'amplitude

du complexe articulaire de l'épaule ou encore la pratique d'un sport nécessitant l'élévation du bras (e.g. Volley-ball, Hand-ball, gymnastique, sports de lancer, etc.) plus de 4 heures par semaine.

2.2. Tâche et dispositif expérimental

Pour chaque sujet, les activités des muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula ont été enregistrées lors d'un exercice spécifique réalisé à l'aide du Scapuleo™. Ces activités ont été comparées à celles enregistrées lors de la réalisation de 3 exercices de référence.

2.2.1 Exercices de référence

Chacun des trois exercices de référence (notés **A**, **B** et **C**) sont illustrés dans la figure 1. Tous permettent d'obtenir une faible valeur des ratios musculaires impliqués dans la prise en charge thérapeutique des CSA.

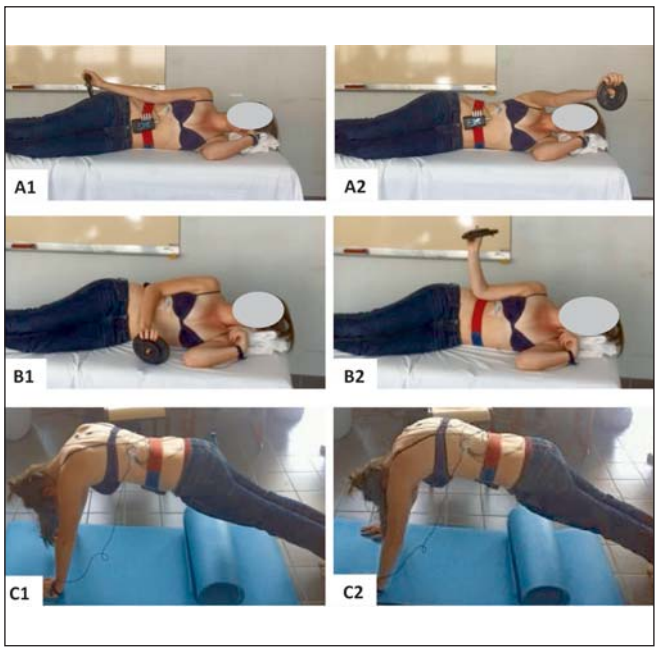
Les exercices **A** et **B** ont été sélectionnés sur la base des résultats de *Cools et al.* [30]. Ces deux exercices étaient exécutés en décubitus latéral (sujet allongé sur le côté en position horizontale) et avec charge additionnelle. La charge de travail (variant de 2 à 3,5kg) était calculée individuellement en fonction du sexe et du poids à partir de l'étude de *Cools et al*. [30].

Pour l'exercice **A**, les sujets devaient exécuter un mouvement de flexion dans le plan sagittal à partir d'une position initiale à 0° de flexion (figure 1, A_1) pour atteindre en 3 secondes une position finale d'environ 135° de flexion (figure 1, A_2) qu'ils maintenaient pendant 3 autres secondes. Cet exercice sert de référence pour le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze moyen)}}$. Pour l'exercice **B**, les sujets devaient réaliser à partir d'une position initiale en rotation médiale (figure 1, B_1), une rotation latérale maximale de l'humérus en 3 secondes avec le coude fléchi à 90° (figure 1, B_2) puis maintenir cette position pendant 3 autres secondes. Cet exercice sert de référence pour le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze inférieur)}}$.

L'exercice **C** a été sélectionné sur la base des travaux de *Ludewig et al.* [29]. Contrairement aux exercices **A** et **B**, l'exercice **C** est réalisé sans charge additionnelle, la seule charge étant le poids du sujet. Il consistait, à partir d'une position haute de pompe (figure 1, C_1), à réaliser une abduction des scapula en 1 seconde avec la consigne de pousser les épaules vers l'avant et de faire le dos rond tout en gardant les bras tendus (figure 1, C_2) puis maintenir cette position pendant 2 secondes. Cet exercice est la référence pour le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Dentelé antérieur)}}$.

2.2.2 Exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™

L'exercice **D** a été réalisé sur le Scapuleo™. Il permet un travail en chaîne cinétique fermée (cf. figure 2) selon un



› Figure 1 : illustration des exercices de référence utilisés dans cette étude pour le renforcement des muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula. La position de départ de chaque exercice est illustrée sur la colonne de gauche, alors que la position finale (maintenue sous un régime de contraction isométrique) se situe sur la colonne de droite. Exercice **(A)** : Flexion dans le plan sagittal, exercice **(B)** : Rotation latérale et exercice **(C)** : Push-up plus.

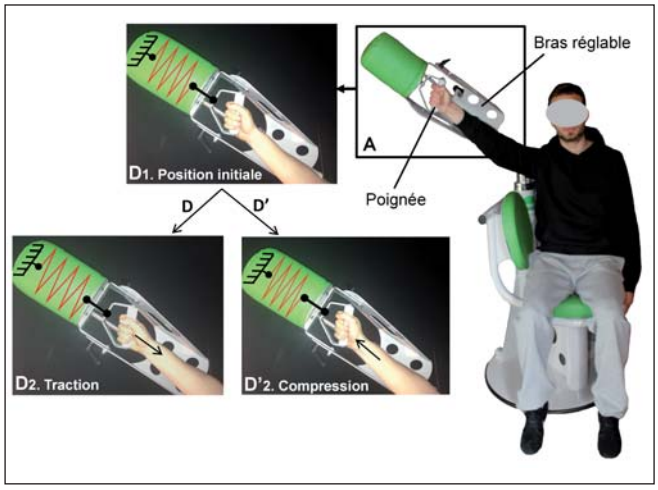
mode en traction **D** et un mode en compression **D'** [10]. Le Scapuleo™ était ajusté à la morphologie de chaque sujet afin d'obtenir une position neutre standardisée. Cette position initiale se caractérise par 3 critères :

- le bras du sujet est dans le plan scapulaire (i.e. 30° en avant du plan frontal),
- le coude en extension complète sans abduction de la scapula,
- la main est au niveau du sommet du crâne.

A partir de cette position initiale, l'exercice consistait à exercer, en une seconde, une traction (exercice **D**) ou une compression (exercice **D'**) de la poignée tout en gardant le bras tendu, dans le but d'isoler le travail musculaire de l'épaule. Les sujets avaient comme consigne de maintenir ces positions de traction ou de compression pendant 2 secondes (phase isométrique) avant d'opérer un retour contrôlé en position initiale.

L'activité électromyographique des principaux muscles rotateurs de la scapula a été collectée à l'aide d'un Datalog™ (modèle P3X8, Biometrics Ltd, UK) à une fréquence de 1000Hz. Des électrodes de surface pré-amplifiées

(SX230-1000, Biometrics Ltd, UK) ont été placées longitudinalement par rapport aux fibres des muscles Trapèze Supérieur (TS), Trapèze Moyen (TM), Trapèze Inférieur (TI) et Dentelé Antérieur (DA) [32]. Afin de minimiser l'impédance cutanée et faciliter l'acquisition des signaux, la peau des sujets était rasée, desquamée et dégraissée. Les données EMG étaient filtrées au moyen d'un filtre passe-bande (15-450Hz) à proximité du site d'enregistrement, l'impédance de l'amplificateur était de 1015 avec un taux de réjection au mode commun de 110dB. Une synchronisation des signaux EMG a été réalisée au moyen d'une caméra vidéo (Canon, fréquence d'échantillonnage : 25Hz) et du logiciel CAPTIV (L7000, TEA, France).



› Figure 2 : illustration de l'exercice en chaîne cinétique fermée réalisé à l'aide du Scapuleo™. D_1 : Le sujet est en position neutre, le ressort (en rouge) est dans sa longueur initiale (l_0). D_2 : Le sujet produit une force de traction sur la poignée. D'_2 : Le sujet produit une force de compression sur la poignée. Le ressort qui s'oppose aux forces de traction (allongement du ressort) et de compression (raccourcissement) dispose d'une raideur de : k=2,21 daN/mm et d'une flèche maximale de 22,86 mm.

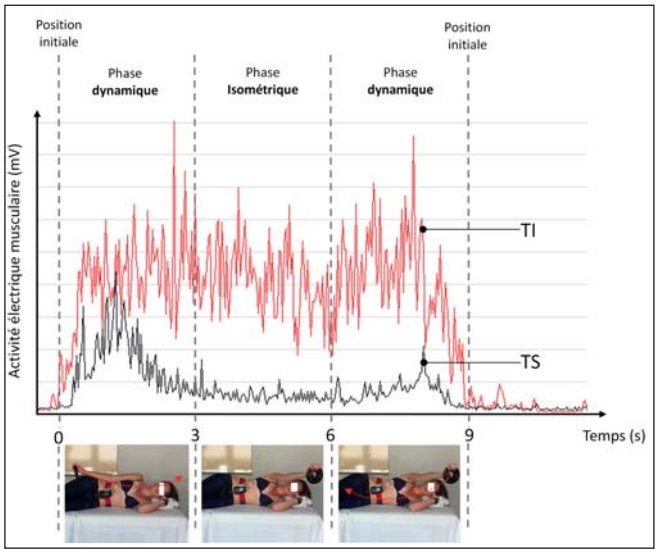
2.3. Procédure

Après avoir rempli le questionnaire d'informations et le formulaire de consentement, les sujets devaient réaliser chacun des quatre exercices, préalablement démontrés par l'expérimentateur qui contrôlait ensuite la qualité de leur exécution. Une fois cette phase d'entraînement passée, ils étaient équipés des électrodes de surface puis devaient produire trois Contractions Maximales Volontaires Isométriques (CMVi), d'une durée de 5 secondes pour chacun des muscles étudiés. Ce testing musculaire a été réalisé selon les positions standards décrites par Kendall [33]. Cette procédure permet d'exprimer les activités EMG de manière relative quelque soit les caractéristiques de chaque sujet. Un tirage au sort permettait ensuite de déterminer l'ordre de réalisation des exercices.

Les sujets avaient comme consigne d'effectuer 5 répétitions de chaque exercice décrit dans la partie tâche et dispositif expérimental **(A, B, C, D et D')**. Les temps de mouvement, les temps de maintien isométrique ainsi que les pauses inter-répétitions étaient contrôlés grâce à l'utilisation d'un métronome électronique. De plus, les sujets disposaient d'une période de repos de 3 minutes entre chaque exercice dans le but de limiter les phénomènes de fatigue musculaire et de maximiser la concentration des sujets.

2.4. Traitement des données

Dans le cadre de ce travail, seule la phase isométrique a été retenue pour le traitement des données. Ce choix a été motivé par deux arguments principaux. Le premier repose sur le fait que *Cools et al.* [30] ont identifié la phase isométrique comme étant la plus favorable à la réduction des valeurs de ratio pour les exercices **A** et **B**. Le second repose sur l'hétérogénéité des paramètres spatiaux et temporels correspondant aux phases dynamiques des différents types d'exercice. Comme l'illustre la figure 3, le repérage des phases isométriques a été effectué à partir de la synchronisation des données vidéo et EMG. Une période stabilisée d'une durée minimum d'une seconde a été sélectionnée pour chaque répétition, période à partir de laquelle les activités EMG intégrées (EMGi) ont été calculées pour chaque muscle puis moyennées pour chaque exercice. Ces valeurs ont été normalisées à l'activité EMGi enregistrée lors de la production de CMVi. Le calcul des ratios a été réalisé pour chaque sujet et chaque exercice en divisant l'EMGi moyenne du TS par l'EMGi moyenne des muscles TM, TI et DA puis en multipliant par 100 pour obtenir l'activité relative du TS en pourcentage des autres muscles.



› Figure 3 : illustration du traitement des données EMG (sujet #3) lors de l'exercice **A**. La phase isométrique retenue pour le traitement des données correspond à l'image du milieu. **TI** (en rouge) : Trapèze inférieur. **TS** (en noir) : Trapèze supérieur.

2.5. Analyse statistique

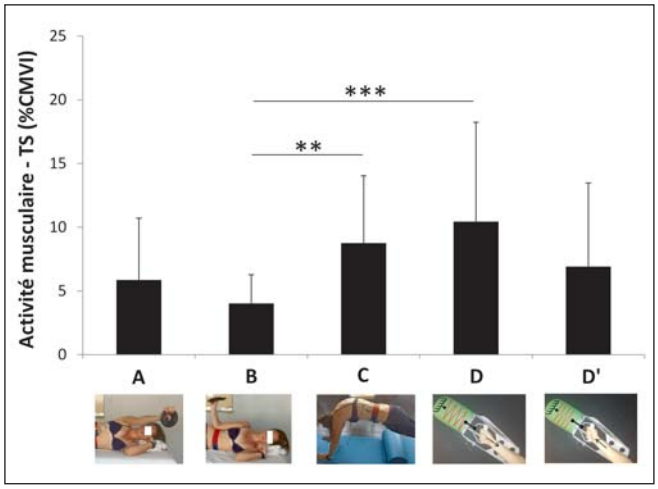
Le choix de ce plan de comparaison a été motivé par le prélèvement de données EMG préalable à cette étude, uniquement sur l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™, ce qui nous a permis de déterminer laquelle des deux modalités de cet exercice (i.e. **D** et **D'**) était associée à la plus faible valeur pour chacun des 3 ratios étudiés. Sur la base des résultats de ces pré-tests, nous avons entrepris de comparer les ratios correspondant au travail en traction **D** aux exercices de référence **A** et **B** d'une part et les ratios correspondant au travail en compression **D'** à l'exercice **C** d'autre part.

Le test de Shapiro-Wilk n'ayant pas permis de vérifier la normalité des données, un test de Wilcoxon a été appliqué (i) dans le but de comparer l'activité du muscle TS entre les différents exercices et (ii) dans le but de comparer les ratios du TS et des autres muscles entre les deux modalités d'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ (**D** et **D'**) et les exercices de référence (**A**, **B** et **C**). Les résultats issus de pré-tests nous ont permis de déterminer de faibles valeurs des ratios $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Trapèze moyen})}$ et $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Trapèze inférieur})}$ lors du travail en traction (i.e. exercice **D**) alors que l'exercice en compression (i.e. exercice **D'**) était associé au ratio $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Dentelé antérieur})}$ le plus faible. Ces pré-tests nous ont permis de construire le plan de comparaison qui nous semble le plus adéquat (cf. table 1).

3 / Résultats

3.1. Comparaison de l'activation du trapèze supérieur lors des différents exercices

L'analyse statistique a révélé des différences significatives entre l'exercice **B** et l'exercice **C** ($z=3{,}01$; $p<0.01$) ainsi qu'entre l'exercice **B** et l'exercice **D** ($z=3{,}42$; $p<0{,}001$). En effet, comme l'illustre la figure 4, l'activité EMG moyenne du trapèze supérieur est plus importante lors des exercices **C** (8,76±5,27%) et **D** (10,44±7,80%) en comparaison à l'exercice **B** (4,02±2,26%).



› Figure 4 : illustration de l'activité musculaire moyenne du trapèze supérieur lors des différents exercices (exprimée en pourcentage de la CMVi).Les barres d'erreur représentent l'écart type. ***($p<0.001$) et **($p<0.01$).

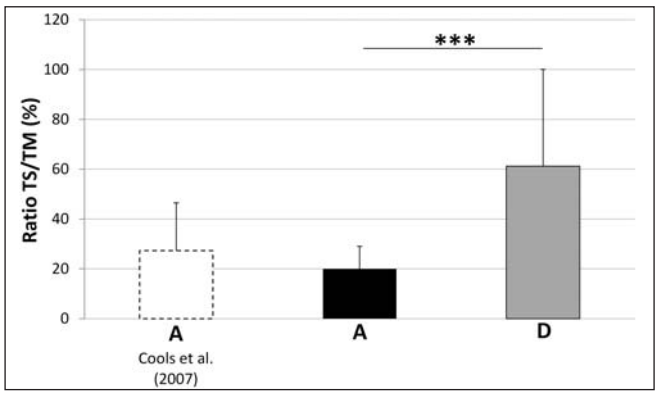
3.2. Comparaison des ratios d'activation entre les deux modalités d'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ et les exercices de référence

3.2.1. Ratio d'activation entre le trapèze supérieur et le trapèze moyen

L'analyse statistique a révélé une différence significative entre le ratio d'activation relevé lors de l'exercice de référence **A** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D** ($z=3{,}43$; $p<0{,}001$). Comme l'illustre la figure 5, le ratio $\frac{(\text{Trapèze supérieur})}{(\text{Trapèze moyen})}$ est plus faible dans le cas de l'exercice **A** (20,0±9,09%) par rapport à l'exercice **D** (61,25±38,84%).

Table 1. *Plan de comparaison des différents ratios d'activation.*

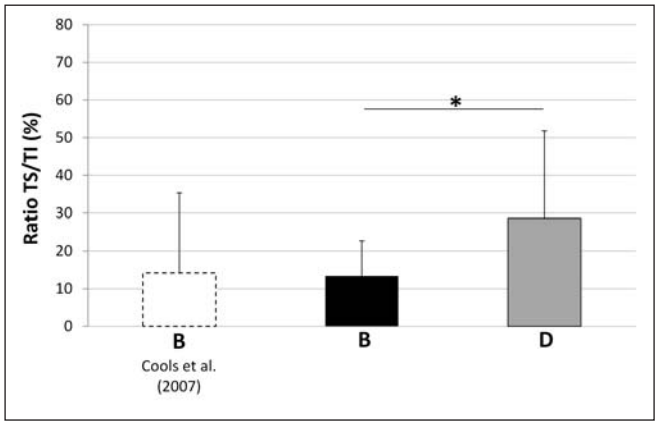
Ratio	Exercice de référence		Exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™
Trapèze supérieur / Trapèze moyen	**A** (Flexion en décubitus latéral)	vs.	**D** (travail en traction)
Trapèze supérieur / Trapèze inférieur	**B** (Rotation médiale en décubitus latéral)	vs.	**D** (travail en traction)
Trapèze supérieur / Dentelé antérieur	**C** (Push-up plus)	vs.	**D'** (travail en compression)



› Figure 5 : illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au trapèze moyen entre l'exercice de référence A et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D**. Les valeurs pour ce même ratio rapportées précédemment par *Cools et al.* (2007b) apparaissent en blanc avec une bordure pointillée. Les barres d'erreur représentent l'écart type. ***(p<0,001).

3.2.2. Ratio d'activation entre le trapèze supérieur et le trapèze inférieur

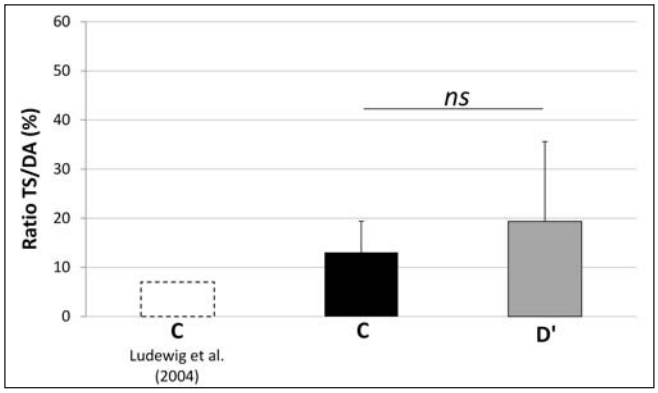
L'analyse statistique a révélée une différence significative entre le ratio d'activation relevé lors de l'exercice de référence **B** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D** (z=2,39 ; p<0,016). Comme l'illustre la figure 6, le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze inférieur)}}$ est plus faible dans le cas de l'exercice **B** (13,38±9,33%) par rapport à l'exercice **D** (28,6±23,19%).



› Figure 6 : illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au trapèze inférieur entre l'exercice de référence **B** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D**. Les valeurs pour ce même ratio rapportées précédemment par *Cools et al.* (2007b) apparaissent en blanc avec une bordure pointillée. Les barres d'erreur représentent l'écart type. *(p<0,05).

3.2.3. Ratio d'activation entre le trapèze supérieur et le dentelé antérieur

Finalement, aucune différence significative entre le ratio d'activation relevé lors de l'exercice de référence **C** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D'** (z=1,77 ; p<0,076) n'a été révélée par l'analyse statistique. Comme l'illustre la figure 7, le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Dentelé antérieur)}}$ est plus faible dans le cas de l'exercice **C** (13,05±6,34%) par rapport à l'exercice **D'** (19,37±16,23%).



› Figure 7 : illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au dentelé antérieur entre l'exercice de référence **C** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D'**. Les valeurs pour ce même ratio rapportées précédemment par *Ludewig et al.* (2004) apparaissent en blanc avec une bordure pointillée (écart type non disponible). Les barres d'erreur représentent l'écart type.

4 / Discussion

L'objectif principal de ce travail consistait à mesurer l'effet d'un outil de prévention des TMS de l'épaule sur l'activité des muscles en charge de la mobilisation et de la stabilisation de la scapula. Les résultats obtenus nous permettent de confirmer les hypothèses formulées selon lesquelles le travail sur le Scapuleo™ devait être associé à une faible activité du trapèze supérieur ainsi qu'à une faible valeur des ratios d'activation calculés entre le trapèze supérieur et les autres muscles étudiés (trapèze moyen, trapèze inférieur et dentelé antérieur).

En premier lieu, nos résultats démontrent que les exercices de référence ont été fidèlement reproduits. En effet, les niveaux d'activité du trapèze supérieur ainsi que les ratios d'activations calculés pour les exercices de référence (**A**, **B** et **C**) sont comparables à ceux rapportés par *Cools et al.* [30] lors des phases isométriques de flexion et de rotation médiale de l'humérus ainsi que par *Ludewig et al.* [29] lors de la phase supplémentaire de push-up plus. Ce résultat rend légitime la comparaison entre les deux modalités d'exercice réalisées sur le Scapuleo™ et les exercices de référence.

Concernant le niveau d'activation du trapèze supérieur, nos résultats font état d'une activité moyenne de 7,2±2,5%CMVI (pour l'ensemble des exercices). Ce niveau d'activité est jugé faible malgré une augmentation significative asso-

ciée à l'utilisation du Scapuleo™ **(D')**. Le mouvement de compression génère un niveau de 10,44±7,8% de la CMVi qui s'avère toutefois largement inférieur aux niveaux relevés lors de l'exécution de certains exercices de prise en charge des conflits sous-acromiaux [30]. L'augmentation de l'activité du trapèze supérieur constitue une des principales modifications de la commande nerveuse responsable de la stabilisation et de la mobilisation de la scapula chez les personnes concernées par un CSA [16,17,24,25]. La contraction du trapèze supérieur, inséré sur la partie distale de la clavicule, produit une élévation et une rétraction de la clavicule par rapport au thorax [34,35]. Seulement un tiers de ce mouvement génère une sonnette latérale de la scapula (soit environ 3° sur les 50° ou plus mesurés chez des sujets sains) alors que les deux tiers restants sont associés à une inclinaison antérieure de la scapula [21,36]. Or afin d'éviter le mécanisme de CSA, la scapula doit effectuer un mouvement de sonnette latérale combiné à un mouvement d'inclinaison postérieure [17,21]. Par conséquent, en limitant le mouvement d'inclinaison postérieure de la scapula voire en générant une inclinaison antérieure de la scapula, la sur-activation du trapèze contribue au développement des CSA. Nos résultats attestent donc de la conformité du travail réalisé sur le Scapuleo™ vis-à-vis de la faible activité du trapèze supérieur, considérée comme un élément central dans de processus de réhabilitation des CSA [37].

Concernant les valeurs du ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Dentelé antérieur)}}$ associées au travail en compression sur le Scapuleo™ (**D'**) aucune différence n'a été rapportée par rapport à l'exercice **C**. Nous pouvons donc considérer que cet exercice est aussi efficace que le *gold-standard* dans le but de générer de faibles valeurs de ce ratio. De plus, le ratio moyen calculé lors de l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ (19,37±16,23%) peut être qualifié d'excellent au regard du classement de *Cools et al.* [30]. Ce résultat nous semble d'autant plus intéressant que la restauration de l'équilibre musculaire entre le trapèze supérieur et le dentelé antérieur est sûrement la plus importante dans le processus de rééquilibration des balances musculaires chez les personnes concernées par un CSA. En effet, l'augmentation d'activité du trapèze supérieur combinée à la diminution d'activité du dentelé antérieur représentent les résultats les plus consistants, relatifs à l'altération du contrôle neuromusculaire des mouvements scapulaires [16,17,25,26,28]. En outre, le muscle dentelé antérieur, considéré comme le principal muscle mobilisateur de la scapula, se trouve être le seul capable de produire l'ensemble des composantes de mouvement de la scapula lors des mouvements d'élévation du bras (i.e. sonnette latérale, rotation latérale, inclinaison postérieure et stabilisation du bord médial et de l'angle inférieur de la scapula sur le thorax évitant ainsi le décollement de la scapula) [21,29,38]. Or, la mobilisation en trois dimensions de la scapula lors de mouvements du bras s'avère primordiale dans le but d'élever l'acromion, ce qui permet le maintien de l'espace sous-acromial, d'assurer la qualité du rythme gléno-huméral, d'optimiser les relations force-longueur du deltoïde ou encore de maximiser l'amplitude de mouvement de l'humérus par rapport au thorax [17,38,39].

Concernant les ratios d'activation $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze moyen)}}$ et $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze inférieur)}}$, les comparaisons des valeurs obtenues lors du travail en traction sur le Scapuleo™ (**D**) à celles des exercices de référence **A** et **B** font état d'une augmentation significative associée au dispositif. Ce résultat, qui de prime abord semble problématique, demande à être relativisé sur la base de différents éléments. Cette augmentation est constatée face à un exercice considéré comme des *gold-standard*. Autrement dit, les valeurs de ratios qui correspondent à la modalité d'exercice **D** ne sont pas forcément inadaptées pour la prise en charge thérapeutique. Avec des valeurs de 61,2±38,8% et de 28,6±23,1% respectivement pour les ratios $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze moyen)}}$ et $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze inférieur)}}$, l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ peut s'avérer pertinent dans le processus de rééquilibration des balances musculaires. En effet, une valeur de ratio inférieure à 100% traduit une activation plus importante du muscle trapèze moyen et du trapèze inférieur relativement à celle du trapèze supérieur. De plus, selon le classement proposé par *Cools et al.* [30], les exercices disposent d'une efficacité modérée si la valeur du ratio est comprise entre 100% et 80%, bonne entre 80% et 60% et excellente si elle est inférieure à 60%. Par conséquent, au regard de ce classement, l'efficacité de l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ en traction peut être respectivement considérée comme bonne pour le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze moyen)}}$ et excellente pour le ratio $\frac{\text{(Trapèze supérieur)}}{\text{(Trapèze inférieur)}}$.

L'objectif principal de cette étude consistait à mesurer l'effet de l'application du concept 3C sur l'activité des muscles stablilisateurs et mobilisateurs de la scapula. Nos résultats ont mis en évidence la pertinence de l'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale réalisé à l'aide du Scapuleo™ dans le processus de rééquilibration des balances d'activité des muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula, considéré comme un élément central dans la prise en charge des CSA.



Contact

Grégoire Mitonneau
Rue de la Grande Croix 27
F 73000 SONNAZ
gregoire.mitonneau@gmail.com

Bibliographie

1. Bongers PM. The cost of shoulder pain at work. BMJ 2001;322:64–5.
2. Van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management. Ann Rheum Dis 1995;54:959–64.
3. Vecchio PC, Kavanagh RT, Hazleman BL, King RH. Community survey of shoulder disorders in the elderly to assess the natural history and effects of treatment. Ann Rheum Dis 1995;54:152–4.
4. Lewis J, Green A, Yizhat Z, Pennington D. Subacromial Impingement Syndrome: Has evolution failed us? Physiotherapy 2001;87:191–8. doi:10.1016/S0031-9406(05)60605-0.
5. De Witte PB, Nagels J, van Arkel ERA, Visser CPJ, Nelissen RGHH, de Groot JH. Study protocol subacromial impingement syndrome: the identification of pathophysiologic mechanisms (SISTIM). BMC Musculoskelet Disord 2011;12:282. doi:10.1186/1471-2474-12-282.
6. Hébert LJ, Moffet H, Dufour M, Moisan C. Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome. J Magn Reson Imaging JMRI 2003;18:72–9. doi:10.1002/jmri.10327.
7. Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier K-H, Eckstein F. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. J Biomech 2005;38:755–60. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.020.
8. Hallström E, Kärrholm J. Shoulder rhythm in patients with impingement and in controls: dynamic RSA during active and passive abduction. Acta Orthop 2009;80:456–64. doi:10.3109/17453670903153543.
9. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. Clin Biomech Bristol Avon 2003;18:369–79.
10. Stévenot T, Mitonneau G. Rééducation de l'épaule selon le concept 3C. Mains Libres 2013:255–64.
11. Borstad JD, Ludewig PM. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. Clin Biomech Bristol Avon 2002;17:650–9.
12. Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc 2001;6:3–10.
13. Graichen H, Bonél H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. Sex-specific differences of subacromial space width during abduction, with and without muscular activity, and correlation with anthropometric variables. J Shoulder Elb Surg Am Shoulder Elb Surg Al 2001;10:129–35. doi:10.1067/mse.2001.112056.
14. Hallström E, Kärrholm J. Shoulder kinematics in 25 patients with impingement and 12 controls. Clin Orthop 2006;448:22–7. doi:10.1097/01.blo.0000224019.65540.d5.
15. Hébert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. Arch Phys Med Rehabil 2002;83:60–9.
16. Lin J, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS, Soto-quijano DA, Lim HK, et al. Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol 2005;15:576–86. doi:10.1016/j.jelekin.2005.01.006.
17. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther 2000;80:276–91.
18. Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. J Orthop Sports Phys Ther 1999;29:574–83; discussion 584–6. doi:10.2519/jospt.1999.29.10.574.
19. McClure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. Phys Ther 2006;86:1075–90.
20. Roy J-S, Moffet H, Hébert LJ, St-Vincent G, McFadyen BJ. The reliability of three-dimensional scapular attitudes in healthy people and people with shoulder impingement syndrome. BMC Musculoskelet Disord 2007;8:49. doi:10.1186/1471-2474-8-49.
21. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. J Shoulder Elb Surg Am Shoulder Elb Surg Al 2001;10:269–77. doi:10.1067/mse.2001.112954.
22. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. Am J Sports Med 1998;26:325–37.
23. Timmons MK, Thigpen CA, Seitz AL, Karduna AR, Arnold BL, Michener LA. Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. J Sport Rehabil 2012;21:354–70.
24. Chester R, Smith TO, Hooper L, Dixon J. The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. BMC Musculoskelet Disord 2010;11:45. doi:10.1186/1471-2474-11-45.
25. Cools AM, Declercq GA, Cambier DC, Mahieu NN, Witvrouw EE. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. Scand J Med Sci Sports 2007;17:25–33. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00570.x.
26. 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 Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol 2009;19:789–99. doi:10.1016/j.jelekin.2008.08.006.
27. Phadke V, Camargo P, Ludewig P. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. Rev Bras Fisioter Sao Carlos Sao Paulo Braz 2009;13:1–9. doi:10.1590/S1413-35552009005000012.
28. Ellenbecker TS, Cools A. Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. Br J Sports Med 2010;44:319–27. doi:10.1136/bjsm.2009.058875.
29. Ludewig PM, Hoff MS, Osowski EE, Meschke SA, Rundquist PJ. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. Am J Sports Med 2004;32:484–93.
30. Cools AM, Dewitte V, Lanszweert F, Notebaert D, Roets A, Soetens B, et al. Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? Am J Sports Med 2007;35:1744–51. doi:10.1177/0363546507303560.
31. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. Am J Sports Med 2003;31:542–9.
32. Basmajian, De Luca. Muscles alive: Their functions revealed by electromyography. Williams and Wilkins, 1985.
33. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM. Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain. Fifth, North American Edition edition. Baltimore, MD: LWW; 2005.
34. Fey AJ, Dorn CS, Busch BP, Laux LA, Hassett DR, Ludewig PM. Potential torque capabilities of the trapezius. J Orthop Sports Phys Ther 2007;37:A44–5.
35. Johnson G, Bogduk N, Nowitzke A, House D. Anatomy and actions of the trapezius muscle. Clin Biomech 1994;9:44–50. doi:10.1016/0268-0033(94)90057-4.
36. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. J Bone Joint Surg Am 2009;91:378–89. doi:10.2106/JBJS.G.01483.
37. De Mey K, Danneels L, Cagnie B, Cools AM. Scapular muscle rehabilitation exercises in overhead athletes with impingement symptoms: effect of a 6-week training program on muscle recruitment and functional outcome. Am J Sports Med 2012;40:1906–15. doi:10.1177/0363546512453297.
38. Ludewig PM, Cook TM, Nawoczenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. J Orthop Sports Phys Ther 1996;24:57–65. doi:10.2519/jospt.1996.24.2.57.
39. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. Clin Orthop 1996:3–12.