

JEAN-SÉBASTIEN ROY

**EFFET D'UNE RÉÉDUCATION DU CONTRÔLE  
DYNAMIQUE ET DE LA FORCE MUSCULAIRE SUR  
LA FONCTION DE L'ÉPAULE DE PERSONNES  
PRÉSENTANT UN SYNDROME D'ABUTEMENT**

Mémoire présenté  
à la Faculté des études supérieures de l'Université Laval  
dans le cadre du programme de maîtrise en médecine expérimentale  
pour l'obtention du grade de maître ès sciences (M.Sc.)

FACULTÉ DE MÉDECINE  
UNIVERSITÉ LAVAL  
QUÉBEC

DÉCEMBRE 2004

## **RÉSUMÉ**

L'effet d'une intervention qui inclut des exercices de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule sur la fonction de personnes présentant un syndrome d'abusement à l'épaule (SAE) a été évalué. Huit sujets avec SAE ont été évalués hebdomadairement pendant les neuf semaines de cette étude utilisant un devis à sujet unique. D'abord, la condition initiale des sujets a été évaluée (phase A<sub>1</sub>), puis ils ont participé à une intervention supervisée (phase B). Enfin, la rétention des effets de l'intervention a été évaluée (phase A<sub>2</sub>). La fonction de l'épaule était la variable principale quant à l'efficacité de l'intervention. Pour tous les sujets, l'intervention a permis une amélioration significative de la fonction de l'épaule. Un meilleur contrôle scapulaire et une diminution de la douleur ont également été observés. Ainsi, des exercices de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule devraient être favorisés dans la phase précoce de réadaptation des personnes présentant un SAE.

## **ABSTRACT**

The purpose of the study was to evaluate the effect of shoulder dynamic control and strengthening exercises on shoulder function in persons with an impingement syndrome (SIS). Eight subjects with SIS were assessed weekly during nine weeks using a single-subject design (A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub>). The baseline condition was first evaluated (phase A<sub>1</sub>). The second phase (B) consisted of the intervention and the assessment of its immediate effect. Finally, during the last phase (A<sub>2</sub>), the continuing effect of the intervention was evaluated. The primary outcome measure was shoulder function evaluated with the SPADI questionnaire. Secondary outcome measures were shoulder pain, muscle strength and scapular behavior. All subjects showed a clinically and statistically significant improvement in shoulder function at the end of phase B and during phase A<sub>2</sub>. Improved scapular behavior and reduction of pain were also observed. Thus, dynamic control and strengthening exercises should be promoted in the early phase of SIS rehabilitation.

# AVANT-PROPOS

Cet ouvrage représente l'aboutissement de travaux effectués durant les deux dernières années en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences. Il est présenté sous la forme d'un mémoire avec insertion d'articles et est divisé en six chapitres. Une introduction générale (chapitre I) précède la méthodologie détaillée (chapitre II) des deux études à la base de ce projet. Deux articles scientifiques sont issus de ces études et sont présentés, en anglais, dans les chapitres III et IV. Je suis l'auteur principal de ces deux articles qui rendent compte de travaux réalisés sous la supervision de la Dre Hélène Moffet et du Dr Luc J. Hébert, respectivement directrice et codirecteur de mes travaux de maîtrise. Les chapitres V et VI viennent clore les propos du mémoire avec, respectivement, la discussion et la conclusion générale des deux études.

Le premier des deux articles scientifiques (chapitre III) évalue les qualités métrologiques d'une méthode de mesure développée par les Drs L.J. Hébert, H. Moffet et B.J. McFadyen, et par G. St-Vincent. Dans le cadre de cette étude, j'ai procédé à l'expérimentation, à l'analyse des résultats et à la rédaction de l'article. Les quatre personnes qui ont développé la méthode en sont les coauteurs. Elles ont participé à l'analyse des résultats et ont apporté des suggestions et des corrections à l'article qui sera soumis à la revue « Clinical Biomechanics ». En ce qui concerne la seconde étude (chapitre IV), j'ai procédé à l'expérimentation, à l'analyse des résultats et à la rédaction de l'article qui en découle. Les Drs Moffet et Hébert, qui en sont les coauteurs, ont participé au développement de l'intervention et ont apporté suggestions et corrections à l'article qui sera soumis à la revue « Clinical Journal of Sport Medicine ».

Évidemment, tout ce travail n'aurait pu être possible sans la collaboration de plusieurs personnes. Ainsi, je tiens à offrir mes plus sincères remerciements à la Dre Hélène Moffet pour l'aide précieuse qu'elle m'a prodiguée tout au long de mes études de deuxième cycle, pour la confiance qu'elle m'a accordée et pour ses encouragements qui m'ont permis de mener à bien ce projet. Ses précieux conseils ont su alimenter chez moi le désir du dépassement et de la rigueur scientifique. Également, je tiens à remercier le Dr Luc J. Hébert pour sa grande disponibilité et son esprit de synthèse qui ont constitué des atouts

importants dans la réalisation de mon projet. Nos discussions enrichissantes ont contribué au développement de mon propre esprit d'analyse et de synthèse.

Mes remerciements vont également au Dr Richard Lirette pour son importante participation à l'étude d'intervention et pour sa grande disponibilité; à Guy St-Vincent pour son aide précieuse au laboratoire 3D et pour avoir su me permettre de mieux comprendre les mouvements 3D; à François Comeau, pour son assistance informatique et pour son aide au développement des mesures à l'aide de l'électrogoniomètre; à Daniel Tardif et Isabelle Deaudelin pour leurs conseils graphiques; à la Dre Carol L. Richards qui est la maîtresse d'œuvre d'un centre de recherche stimulant pour les étudiants; à mes trois compagnons de maîtrise, Madeleine Denis, Alain Gaumond et Kadija Perreault pour leurs encouragements; ainsi qu'à mes collègues du CHUL qui n'ont jamais cessé de me soutenir dans mes projets.

Je tiens également à remercier d'une façon bien spéciale ma famille, pour son appui constant, ainsi que mon épouse Annie, pour sa patience, sa disponibilité, son soutien moral, ainsi que pour avoir procédé à la révision linguistique de mes écrits.

Enfin, je ne voudrais pas manquer de remercier l'Institut de recherche en santé du Canada (IRSC), l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail (IRSST), la faculté de médecine de l'Université Laval, ainsi que les Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) pour l'aide financière accordée.

À toutes les autres personnes qui ont contribué de près ou de loin à ce projet, mille mercis.

# TABLE DES MATIÈRES

<b>RÉSUMÉ</b> .....	<b>II</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>III</b>
<b>AVANT-PROPOS</b> .....	<b>IV</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b> .....	<b>VI</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>IX</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>X</b>
<b>LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS</b> .....	<b>XI</b>
<b>LISTES DES ANNEXES</b> .....	<b>XII</b>
<b>CHAPITRE I INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
1.1 Le complexe de l'épaule .....	2
1.1.1 Arthrocinématique et arthrocinétiq. ....	2
1.1.2 L'influence de la posture.....	4
1.1.3 Les tendons de la coiffe des rotateurs .....	4
1.2 Syndrome douloureux à l'épaule .....	5
1.2.1 Prévalence et incidence.....	5
1.2.2 Syndrome d'abutement de l'épaule.....	6
1.2.2.1 Déficiences et incapacités .....	9
1.2.2.1.1 Anomalies anatomiques et caractéristiques personnelles .....	9
1.2.2.1.2 Recrutement, force, endurance et atrophie musculaire .....	10
1.2.2.1.3 Contrôle dynamique de l'épaule et proprioception.....	12
1.2.2.1.4 Posture.....	14
1.2.2.2 Interventions de réadaptation .....	15
1.2.2.2.1 Interventions passives .....	15
1.2.2.2.2 Interventions actives .....	16
1.2.2.2.3 Interventions combinées .....	19
1.2.2.3 Définition et principes guidant la rééducation du contrôle dynamique et de la force musculaire à l'épaule.....	21
1.2.2.3.1 Rééducation du contrôle dynamique.....	21
1.2.2.3.2 Rééducation de la force musculaire de l'épaule.....	24
1.3 Mesure du contrôle dynamique de la scapula .....	27
1.4 Objectifs .....	29
1.4.1 Étude méthodologique .....	29
1.4.2 Étude d'intervention.....	30
<b>CHAPITRE II MÉTHODOLOGIE</b> .....	<b>31</b>
2.1 Étude méthodologique .....	31
2.1.1 Population cible, échantillon et recrutement.....	31
2.1.2 Devis expérimental .....	32

2.1.3	Variables et procédures d'évaluation.....	32
2.1.4	Analyse des données .....	35
2.2	Étude d'intervention.....	37
2.2.1	Population cible, échantillon et recrutement.....	37
2.2.2	Devis expérimental .....	39
2.2.3	Variables à l'étude, instruments utilisés et procédures d'évaluation.....	41
2.2.3.1	Fonction de l'épaule.....	41
2.2.3.2	Comportement de la scapula.....	43
2.2.3.3	Force musculaire.....	44
2.2.3.4	Douleur à l'épaule.....	45
2.2.4	Phase pré-intervention (A <sub>1</sub> ).....	47
2.2.5	Phase d'intervention (B) .....	47
2.2.5.1	Description de l'intervention .....	49
2.2.5.1.1	Rééducation du contrôle dynamique de l'épaule .....	49
2.2.5.1.2	Rééducation de la force musculaire .....	53
2.2.6	Phase post-intervention (A <sub>2</sub> ) .....	54
2.2.7	Analyse des données .....	54

### **CHAPITRE III THE RELIABILITY OF THREE-DIMENSIONAL SCAPULAR ATTITUDES MEASURED WITH THE OPTOTRAK PROBING SYSTEM..... 56**

3.1	Abstract .....	57
3.2	Introduction.....	59
3.3	Methods.....	60
3.3.1	Subject selection .....	60
3.3.2	Study design.....	61
3.3.3	Measurements .....	61
3.3.4	Data analysis .....	63
3.4	Results.....	64
3.5	Discussion .....	64
3.6	Conclusion .....	67

### **CHAPITRE IV EFFECT OF DYNAMIC CONTROL AND STRENGTHENING EXERCISES ON SHOULDER FUNCTION IN PERSONS WITH IMPINGEMENT SYNDROME ..... 73**

4.1	Abstract .....	74
4.2	Introduction.....	76
4.3	Methods.....	78
4.3.1	Subject selection .....	78
4.3.2	Study design.....	78
4.3.3	Outcome measures .....	79
4.3.3.1	Shoulder function outcomes.....	79
4.3.3.2	Scapular behavior outcomes .....	80
4.3.3.3	Muscle strength outcomes.....	81
4.3.3.4	Pain outcomes .....	81

4.3.4	Baseline phase (A <sub>1</sub> ).....	82
4.3.5	Intervention phase (B).....	83
4.3.5.1	Intervention.....	83
4.3.5.1.1	Dynamic shoulder control retraining.....	83
4.3.5.1.2	Strength retraining.....	84
4.3.6	Post-intervention phase (A <sub>2</sub> ).....	85
4.3.7	Data analysis.....	85
4.4	Results.....	85
4.4.1	Baseline characteristics.....	85
4.4.2	Outcome measures.....	86
4.4.3	Compliance to evaluations and intervention.....	87
4.4.4	Co-interventions.....	88
4.5	Discussion.....	88
4.6	Conclusion.....	92
<b>CHAPITRE V DISCUSSION.....</b>		<b>100</b>
5.1	Étude méthodologique.....	100
5.1.1	Comparaison de nos résultats à ceux d'autres études.....	101
5.1.2	Impact de la méthode de calcul sur les niveaux de fidélité.....	102
5.1.3	Impact de la grandeur de l'erreur (ESM) sur les niveaux de fidélité.....	103
5.1.4	Impact de la direction du mouvement d'élévation sur les niveaux de fidélité.....	103
5.1.5	Impact du nombre d'essais sur les niveaux de fidélité.....	104
5.1.6	Forces et limites de l'étude méthodologique.....	104
5.2	Étude d'intervention.....	105
5.2.1	Effet de l'intervention sur la force musculaire.....	106
5.2.2	Effet de l'intervention sur la douleur à l'épaule.....	107
5.2.3	Effet de l'intervention sur les amplitudes articulaires.....	107
5.2.4	Niveau de fonction et contrôle dynamique de l'épaule.....	108
5.2.5	Niveau de fonction et déficit de force en rotation externe.....	108
5.2.6	Comparaison de l'évaluation du comportement de la scapula lors de tâches statiques et dynamiques.....	109
5.2.7	Comparaison de la rééducation du contrôle dynamique de l'épaule utilisée dans la présente étude à celle d'autres études.....	109
5.2.8	Forces et limites de l'étude d'intervention.....	110
<b>CHAPITRE VI CONCLUSION.....</b>		<b>113</b>
6.1	Recommandations en regard de l'étude méthodologique.....	113
6.2	Recommandations et retombées cliniques en regard de l'étude d'intervention.....	114
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>		<b>115</b>
<b>ANNEXES.....</b>		<b>127</b>

# LISTE DES TABLEAUX

## CHAPITRE I

<b>Tableau 1.1 :</b> Études ayant évalué le recrutement de différents groupes musculaires de l'épaule chez des sujets sains lors de tâches diverses .....	25
<b>Tableau 1.2 :</b> Études de fidélité ayant utilisé différents appareils de mesure du mouvement tridimensionnel de la scapula. ....	28

## CHAPITRE III

<b>Table 3.1 :</b> Calculation of the ICCs and SEs of measurement .....	69
<b>Table 3.2 :</b> Mean 3D scapular attitudes.....	70
<b>Table 3.3 :</b> Intrasession and intersession reliability .....	71

## CHAPITRE IV

<b>Table 4.1 :</b> Subjects' characteristics at baseline.....	93
<b>Table 4.2 :</b> Change in the SPADI subscales and in the Shoulder Function Level during B and A <sub>2</sub> phases .....	94
<b>Table 4.3 :</b> Change in the impairment outcomes.....	97

# LISTE DES FIGURES

## CHAPITRE II

<b>Figure 2.1</b> : Devis expérimental de l'étude méthodologique de fidélité.....	32
<b>Figure 2.2</b> : Standardisation des mesures.....	35
<b>Figure 2.3</b> : Devis expérimental de l'étude d'intervention .....	40
<b>Figure 2.4</b> : Évaluation de l'amplitude de l'arc douloureux .....	46
<b>Figure 2.5</b> : Plans d'élévation .....	50
<b>Figure 2.6</b> : Plans horizontaux .....	52
<b>Figure 2.7</b> : Exercices diagonaux de contrôle dynamique de l'épaule .....	52

## CHAPITRE III

<b>Figure 3.1</b> : Representation of the scapular rotations .....	68
<b>Figure 3.2</b> : Intrasession and intersession reliability.....	72

## CHAPITRE IV

<b>Figure 4.1</b> : Profile of the SPADI for subjects with asymmetrical scapular movements ....	95
<b>Figure 4.2</b> : Profile of the SPADI for subjects with symmetrical scapular movements .....	96
<b>Figure 4.3</b> : Torque deficits in lateral rotation .....	98
<b>Figure 4.4</b> : Torque deficits in abduction.....	99

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

<b>3D</b>	Trois dimensions (français); Three-dimensions (anglais)
<b>3DSA</b>	Three-dimensional scapula attitudes
<b>AINS</b>	Anti-inflammatoire non stéroïdiens
<b>ANOVA</b>	Analyse de variance (français); Analysis of variance (anglais)
<b>AT</b>	Anterior tilting
<b>CCI</b>	Coefficients de corrélation intraclasse
<b>CI</b>	Confidence interval
<b>CIRRIS</b>	Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale
<b>DAH</b>	Distance acromiohumérale
<b>EMG</b>	Électromyographie
<b>ESM</b>	Erreur standard de mesure
<b>EVA</b>	Échelle visuelle analogue
<b>G/H</b>	Glénohuméral (français); Glenohumeral (anglais)
<b>IC</b>	Intervalle de confiance
<b>ICC</b>	Intraclass correlation coefficients
<b>ISB</b>	International Society of Biomechanics
<b>LR</b>	Lateral rotation
<b>MR</b>	Medial rotation
<b>NSAID</b>	Non-steroidal anti-inflammatory drugs
<b>OPS</b>	Optotrak Probing System
<b>PT</b>	Posterior tilting
<b>PRO</b>	Protraction
<b>RET</b>	Retraction
<b>S/T</b>	Scapulothoracique (français); Scapulothoracic (anglais)
<b>SAE</b>	Syndrome d'abutement de l'épaule
<b>SEs</b>	Standard Errors
<b>SFL</b>	Shoulder Function Level
<b>SIS</b>	Shoulder impingement syndrome
<b>SPADI</b>	Shoulder Pain And Disability Index
<b>TENS</b>	Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator (Neurostimulation transcutanée)
<b>VAS</b>	Visual analogue scale

# LISTES DES ANNEXES

<b>ANNEXE A</b>	
Certificat d'éthique .....	127
<b>ANNEXE B</b>	
Formulaires de consentement.....	129
<b>ANNEXE C</b>	
Formulaires d'éligibilité.....	137
<b>ANNEXE D</b>	
Formulaire d'informations générales .....	140
<b>ANNEXE E</b>	
Formulaire d'évaluation initiale.....	144
<b>ANNEXE F</b>	
Formulaires d'évaluation des variables.....	150
<b>ANNEXE G</b>	
Formulaire du bilan des activités à domicile .....	160
<b>ANNEXE H</b>	
Groupe de discussion .....	162

# CHAPITRE I

## INTRODUCTION

Les atteintes à l'épaule figurent parmi les problèmes musculosquelettiques les plus souvent rencontrés en clinique<sup>1-5</sup>. Parmi les problèmes à l'épaule, ceux concernant la coiffe des rotateurs constituent le tiers des visites médicales<sup>6</sup>. Ces atteintes des tendons de la coiffe des rotateurs sont souvent associées à une entité clinique appelée syndrome d'abutement de l'épaule (SAE)<sup>6</sup>. Dans la perspective où le SAE est considéré d'étiologie secondaire, l'abutement serait la conséquence d'une compression et d'une butée mécanique répétées des structures sous-acromiales (bourses, capsule et tendons) lorsqu'elles passent sous l'arche coracoacromiale durant l'élévation du bras<sup>7</sup>. Plusieurs études ont tenté d'identifier les déficiences et les incapacités des personnes présentant un SAE<sup>8-31</sup>. Les résultats de ces études démontrent qu'il y a actuellement assez d'évidences pour affirmer que les personnes avec SAE présenteraient une diminution de force des muscles scapulohuméraux et une perturbation du contrôle moteur, au niveau des articulations glénohumérale (G/H) et scapulothoracique (S/T), lors des mouvements d'élévation du bras.

L'importance relative des déficiences dans l'explication du niveau d'incapacité des personnes présentant un SAE n'a été étudiée que récemment. Grâce aux résultats d'études récentes portant sur les déterminants des incapacités des personnes avec SAE, les cliniciens disposent maintenant d'outils pour améliorer et optimiser les interventions en réadaptation auprès de ces personnes. Dans une étude réalisée par Hébert *et al.*, un ensemble de déficiences dont une perte de force en abduction et en rotation externe de l'épaule, de la douleur lors de contractions musculaires maximales isométriques, un arc douloureux de mouvement en abduction, une asymétrie de bascule postérieure de la scapula entre les deux épaules (figure 3.1 pour la description des mouvements scapulaires) et deux caractéristiques personnelles (genre et âge) ont permis d'expliquer 91% de la variance du niveau de douleur

et d'incapacité des personnes présentant un SAE<sup>17</sup>. Une des explications des résultats de cette étude proposée par les auteurs est qu'une perte de force des stabilisateurs de l'articulation S/T et des synergistes de l'articulation G/H ainsi qu'un mauvais contrôle dynamique de ces articulations près des positions d'abutement seraient responsables de la symptomatologie et des incapacités. Ces résultats d'Hébert *et al.*<sup>17</sup>, associés aux résultats des études portant sur les déficiences des personnes présentant un SAE<sup>8-31</sup>, offrent une assise intéressante au développement d'une intervention spécifique de réadaptation visant à réduire ces déficiences et ainsi, fort probablement, les incapacités de ces personnes.

À ce jour, très peu d'études ont évalué l'efficacité d'un programme de réadaptation composé d'exercices actifs visant à corriger les perturbations dans le contrôle dynamique de l'épaule et à renforcer les muscles scapulohuméraux. En fait, une seule étude a évalué l'effet d'un tel programme sur la fonction de l'épaule<sup>32,33</sup>. Les auteurs de cette étude ont observé que des exercices supervisés de contrôle moteur et de renforcement exécutés sur une période de trois à six mois étaient plus efficaces qu'un placebo pour améliorer la fonction de l'épaule. D'autres études<sup>34-37</sup> ont également démontré que des programmes de réadaptation, composés d'une variété de modalités actives et passives, tels que des techniques de thérapie manuelle, des exercices d'étirements, de renforcement, de même que des exercices pendulaires et de relaxation du trapèze supérieur, avaient des effets positifs sur la fonction de l'épaule. Toutefois, ces études n'utilisaient pas d'exercices supervisés pour améliorer le contrôle dynamique de l'épaule. Compte tenu de la prévalence élevée du SAE et des coûts rattachés à la réadaptation des personnes avec SAE, il est impératif d'appliquer des interventions qui se basent sur des évidences scientifiques récentes. De plus, un meilleur contrôle dynamique de l'épaule doit être favorisé à l'aide d'exercices actifs sous supervision.

## **1.1 Le complexe de l'épaule**

### **1.1.1 Arthrocinématique et arthocinétique**

Le mouvement d'élévation du bras exécuté par le complexe de l'épaule est souvent perçu comme étant un mouvement accompli par l'articulation G/H. Pourtant, ce mouvement

complexe résulte de la combinaison des mouvements de trois articulations : les articulations sternoclaviculaire, acromioclaviculaire et G/H<sup>38</sup>. Certains auteurs incluent l'articulation S/T dans les descriptions de l'anatomie de l'épaule, bien que le mouvement S/T corresponde en fait à la sommation du mouvement des articulations sternoclaviculaire et acromioclaviculaire<sup>38</sup>. En effet, en raison des attaches ligamentaires et capsulaires entre la scapula et la clavicule, et entre la clavicule et le sternum, le mouvement S/T nécessite un déplacement de la clavicule sur le thorax au niveau de l'articulation sternoclaviculaire, de même qu'un déplacement de la scapula par rapport à la clavicule au niveau de l'articulation acromioclaviculaire. C'est pour cette raison que les mouvements d'élévation du bras sont souvent décrits en termes de composantes S/T et G/H. L'intégrité du complexe de l'épaule dépend en grande partie du contrôle et du synchronisme des muscles supportant cette région<sup>29</sup>. Ces muscles sont divisés en trois catégories : les muscles scapulohuméraux, thoracoscapulaires et thoracohuméraux<sup>39</sup>.

L'articulation G/H est une articulation multiaxiale qui possède trois degrés de liberté et qui a comme premier stabilisateur le complexe capsulolabral<sup>40</sup>. Ce complexe doit être suffisamment mobile pour permettre les mouvements de grande amplitude à l'épaule. La qualité des mouvements G/H dépend grandement du contrôle musculaire des muscles scapulohuméraux, dont la coiffe des rotateurs, pour la stabilisation dynamique de la tête humérale dans la cavité glénoïde<sup>41</sup>. Sans une coiffe des rotateurs intacte, surtout lors des premiers degrés d'élévation de l'humérus, le travail sans opposition du deltoïde causerait une migration supérieure de la tête humérale<sup>42,43</sup>. Ainsi, lors des 45 premiers degrés d'élévation du bras, le deltoïde génère une force principalement verticale vers le haut, ce qui crée une translation supérieure de la tête humérale<sup>39,44</sup>. Les muscles de la coiffe des rotateurs agissent contre cette force en générant une force compressive à l'articulation G/H, ce qui permet de centraliser la tête humérale dans la cavité glénoïde durant l'élévation du bras<sup>45</sup>, et en générant une force dépressive sur la tête humérale, ce qui permet une opposition à la force déployée par le deltoïde<sup>44</sup>. Les muscles thoracohuméraux sont des muscles puissants qui permettent également une dépression de la tête humérale<sup>46</sup>.

Les articulations acromioclaviculaire et sternoclaviculaire possèdent trois degrés de liberté et leur stabilité dépend principalement des ligaments<sup>41</sup>. Du point de vue anatomique, l'articulation S/T n'est pas considérée comme une articulation, mais plutôt comme une interface pour le glissement de la scapula sur la cage thoracique<sup>47</sup>. Elle constitue tout de même une partie intégrante de la fonction du complexe de l'épaule. Elle est contrôlée par les muscles thoracoscapulaires. Ces muscles ont comme rôles principaux 1) de positionner la scapula afin que les muscles scapulohuméraux puissent fournir un contrôle optimal sur l'humérus; 2) de maintenir une relation optimale entre la cavité glénoïde et la tête humérale<sup>39</sup>; et 3) de créer un espace adéquat sous l'acromion pour permettre le passage de la coiffe des rotateurs lors de l'élévation du bras<sup>48,49</sup>. La bascule postérieure de la scapula, résultant de l'activation des trapèzes supérieur et inférieur, des rhomboïdes et du dentelé antérieur, ainsi que la rotation externe de la scapula, résultant de l'activation du dentelé antérieur et du trapèze, augmentent l'espace sous-acromial. Conséquemment, elles créent l'espace nécessaire pour assurer un passage sans pincement des structures sous-acromiales entre la grosse tubérosité de l'humérus et l'acromion, lors de l'élévation du bras<sup>39,50</sup>.

### **1.1.2 L'influence de la posture**

Même si la colonne vertébrale ne fait pas partie du complexe de l'épaule, elle doit présenter des courbures normales pour un positionnement optimal de l'épaule<sup>47</sup>. L'influence de la posture sur la position scapulaire et l'espace sous-acromial a été évaluée chez des personnes saines. Il a été démontré qu'en position dite « relâchée », tête et épaules en protraction et colonne dorsale en cyphose exagérée, la bascule antérieure et la rotation externe de la scapula sont augmentées en position de repos<sup>51</sup>, la scapula est plus élevée de 0° à 90° d'élévation<sup>52</sup>, et sa bascule postérieure<sup>51,52</sup> et sa protraction<sup>51</sup> sont diminuées lors de l'élévation du bras. De plus, l'espace sous-acromial diminuerait lorsque la ceinture scapulaire va de la rétraction à la protraction<sup>50</sup>.

### **1.1.3 Les tendons de la coiffe des rotateurs**

Les tendons de la coiffe des rotateurs sont une des principales structures influencées par une perturbation de l'arthrocinématique normale du complexe de l'épaule. Le tendon est un

tissu fibreux robuste qui rattache le muscle à l'os et qui transmet la force de traction pour produire le mouvement articulaire<sup>53,54</sup>. La déformation permanente du tendon associée à des microtraumatismes répétés, l'usure du tendon causée par des forces mécaniques, le cisaillement de la synoviale et une mauvaise irrigation de la structure sont les quatre mécanismes principaux qui pourraient mener à des lésions et à la dégénérescence du tendon<sup>55</sup>. La tendinopathie est un processus de dégénérescence, résultat d'un échec dans la guérison d'un tendon, observé à la suite du vieillissement et de microtraumatismes répétés<sup>53</sup>. Histologiquement, la tendinopathie est caractérisée par une hypertrophie des fibroblastes, par une désorganisation du collagène, par une granulation atypique des tissus et par une absence de réponse inflammatoire<sup>53</sup>.

Une étude a démontré que les tendons de la coiffe des rotateurs sont relativement peu vascularisés au niveau des surfaces articulaires si on les compare à ceux de la surface adjacente à la bourse<sup>56</sup>. En général, le diamètre des artères de la coiffe diminue à mesure que la distance par rapport à la jonction musculotendineuse augmente, et les vaisseaux sanguins sont relativement plus petits dans les couches plus profondes de la coiffe que dans les couches superficielles<sup>57</sup>. Selon cette même étude, les fibres de collagène situées près de la surface articulaire sont plus petites et moins uniformes que les fibres près de la bourse<sup>57</sup>. Ces deux facteurs expliqueraient la plus grande incidence de dégénérescence de la coiffe au niveau de la surface articulaire<sup>58,59</sup>. Ainsi, une atteinte des tendons de la coiffe des rotateurs mènerait à un syndrome douloureux à l'épaule.

## **1.2 Syndrome douloureux à l'épaule**

### **1.2.1 Prévalence et incidence**

Les études concernant les problèmes musculosquelettiques de nature aiguë indiquent que la douleur à l'épaule constitue la deuxième raison de consultation en clinique après les problèmes vertébraux<sup>1-5</sup>. L'une de ces études, effectuée auprès de personnes souffrant de douleurs à l'épaule, a démontré que 54% de celles-ci présentaient toujours une douleur trois ans après leur visite initiale, et que cette douleur était associée à de l'incapacité pour 90% d'entre elles<sup>5</sup>. Une autre étude a permis d'observer que 41% des personnes présentaient

toujours des symptômes plus d'un an après leur visite initiale<sup>60</sup>. Les syndromes douloureux à l'épaule, de par leurs nombreuses implications tant au niveau économique que social et médical, constituent un défi majeur pour notre société. En effet, les atteintes de l'épaule se révèlent un problème très coûteux<sup>60</sup> puisqu'elles nécessitent des ressources considérables en médecine et en réadaptation, avec une incidence des visites médicales évaluée à 11,2/1000 personnes par année<sup>61</sup> et avec 10% des visites en physiothérapie<sup>62</sup>. Elles résultent en des absences répétées au travail<sup>62</sup> associées à des compensations financières pour environ 18% des personnes avec une épaule symptomatique<sup>63</sup> et à une diminution de la qualité de vie<sup>64</sup>. L'incidence annuelle dans les pays industrialisés serait de 1%, atteignant 2,5% dans les quatrième et cinquième décennies de vie, période pendant laquelle les gens mènent une vie généralement très active sur les plans social et professionnel<sup>60,65</sup>.

L'incidence des syndromes douloureux à l'épaule serait plus élevée chez les personnes qui ont à effectuer des mouvements répétés dans des positions d'élévation des bras<sup>5,66,67</sup>. Plusieurs sports et types d'emplois requièrent de tels mouvements. Des études portant sur les blessures au travail ont démontré que l'apparition d'une douleur à l'épaule peut souvent être reliée à la manipulation d'appareils produisant des vibrations, à des mouvements répétés, à des déplacements de charges lourdes, à un poste de travail inadéquat, de même qu'à un travail générateur de stress ou peu satisfaisant pour le travailleur<sup>62,68</sup>. Parmi les problèmes à l'épaule, ceux concernant les atteintes de la coiffe des rotateurs constituent l'objet du tiers des visites médicales et elles sont souvent associées à un syndrome clinique appelé syndrome d'abutement de l'épaule<sup>6</sup>.

### **1.2.2 Syndrome d'abutement de l'épaule**

Parmi les nombreux diagnostics relatifs aux atteintes à l'épaule, le SAE est le plus fréquent<sup>6</sup>. Ce syndrome a été défini comme une compression et une butée mécanique répétées des structures sous-acromiales (tête humérale, bourse et tendons) lorsqu'elles passent sous l'arche coracoacromiale durant l'élévation du bras, ce qui a aussi été décrit comme correspondant à un abutement de type primaire<sup>6,7,69</sup>. Cette butée des tissus sous-acromiaux serait causée par un rétrécissement de l'espace sous-acromial<sup>70</sup>. L'abutement de

type secondaire a, quant à lui, été défini comme une diminution relative de l'espace sous-acromial secondaire à une instabilité G/H<sup>69</sup>.

Pour bien comprendre la complexité du SAE, il est important de connaître l'anatomie de l'espace sous-acromial. La frontière supérieure (le plafond) est formée par l'arche coracoacromiale, qui est elle-même composée de l'acromion, du ligament coracoacromial, et du processus coracoïde<sup>71</sup>. L'articulation acromioclaviculaire est située directement en postérosupérieur du ligament coracoacromial. La frontière inférieure (le plancher) est composée de la grosse tubérosité de l'humérus et de la surface supérieure de la tête humérale<sup>71</sup>. Dans cet espace sous-acromial, on retrouve les tendons des muscles supraépineux, longue portion du biceps et des parties proximales des muscles sous-scapulaire et infraépineux, la bourse sous-acromiale, et la capsule de l'articulation G/H<sup>71</sup>.

La distance acromiohumérale (DAH), qui est considérée comme un bon indicateur de la grandeur de l'espace sous-acromial, est définie comme la plus petite distance entre les surfaces articulaires de la tête humérale et de l'acromion<sup>72</sup>. Elle a été quantifiée dans différentes conditions. Tout d'abord, Meskers *et al.* ont constaté, sur cadavre, que la DAH est en moyenne de 6,9 mm durant l'élévation du bras<sup>73</sup>. Flatow *et al.* ont quant à eux observé qu'elle est en moyenne de 11,1 mm à 0° d'élévation, qu'elle atteint 4,7 mm à 110° et qu'elle diminue encore davantage chez les personnes avec un acromion de type III<sup>7</sup>. Ces deux études ont permis d'observer que la DAH est minimale entre 60° et 130°. Graichen *et al.* ont démontré, chez des personnes saines, qu'en décubitus dorsal, la DAH est maximale à 30° avec une distance moyenne de 7,9 mm, et minimale à 150° avec une distance de 5,9 mm<sup>74</sup>. Finalement, Moffet *et al.*<sup>72</sup> ont quant à eux observé que, chez des personnes saines en position assise, la DAH varie entre 8,3 et 3,6 mm en flexion, et entre 6,5 et 4,1 mm en abduction et que, dans les deux positions, l'espace minimal est à 110°<sup>15</sup>. Ainsi, la DAH varie selon la position à laquelle elle est mesurée et elle est plus petite en position d'élévation du bras.

Il existe deux théories en ce qui concerne la cause mécanique probable du rétrécissement de l'espace sous-acromial chez les personnes avec un SAE<sup>70</sup>. La première théorie suggère un abutement intrinsèque et émet l'hypothèse qu'une rupture partielle ou totale de la coiffe des

rotateurs serait le résultat d'un processus dégénératif graduel de celle-ci. Ce processus dégénératif surviendrait à la suite d'une surutilisation, d'un traumatisme ou d'une tension excessive sur les tendons provoquée par une surcharge (« tension overload »). Cette rupture de la coiffe mènerait ensuite à des ostéophytes, des changements dans la morphologie de l'acromion, une faiblesse musculaire et une perturbation de la cinématique de l'épaule. De ceci découlerait le SAE. La deuxième théorie suggère plutôt un abutement extrinsèque et elle suppose que l'inflammation et la dégénérescence du tendon seraient le résultat d'une compression mécanique issue des structures extérieures au tendon. Selon cette deuxième théorie, ce sont les mécanismes extrinsèques, tels une posture déficiente, une perturbation dans la cinématique G/H ou S/T, une raideur de la capsule G/H postérieure et une anomalie de l'arche coracoacromiale, qui conduiraient au SAE .

Bien que le SAE soit avant tout le résultat d'un pincement et donc d'une diminution de l'espace sous-acromial, ces classifications reposent davantage sur des signes et symptômes cliniques de même que sur l'âge des personnes. Ainsi, Neer a décrit trois stades d'abutement<sup>75</sup>. Le stade I est, selon lui, caractérisé par une inflammation et une hémorragie de la bourse et de la coiffe des rotateurs et est habituellement diagnostiqué chez les personnes de moins de 25 ans. Le stade II représente des changements irréversibles (fibrose et tendinopathie de la coiffe) et se rencontre habituellement chez les personnes âgées de 25 à 40 ans. Finalement, le stade III est marqué par des changements chroniques, telle la rupture partielle ou complète de la coiffe des rotateurs, et est habituellement diagnostiqué chez les personnes de plus de 40 ans. Jobe et Pink ont quant à eux proposé une classification en quatre groupes pour décrire les dysfonctions à l'épaule chez les personnes pratiquant des activités «overhead»<sup>76</sup>. Les dysfonctions du groupe I sont caractérisées par un abutement pur et isolé, sans aucune instabilité. Le groupe II comprend les dysfonctions définies par un abutement secondaire à une instabilité G/H. L'instabilité serait alors secondaire à des microtraumatismes répétés à l'épaule dus à une surutilisation. Le groupe III est celui des dysfonctions caractérisées par une laxité ligamentaire généralisée à toutes les articulations et par une instabilité multidirectionnelle à l'épaule. Finalement, dans le groupe IV se retrouvent les instabilités G/H, sans abutement, qui seraient conséquentes à un traumatisme.

### 1.2.2.1 Déficiences et incapacités

Plusieurs facteurs personnels ont été proposés pour expliquer la sévérité du SAE<sup>10,17,18,20,21,30,38,52,77,78</sup>. Ces facteurs personnels ont été divisés en quatre catégories : anomalies anatomiques et caractéristiques personnelles; recrutement, force, endurance et atrophie musculaire; contrôle dynamique et proprioception; et posture.

#### 1.2.2.1.1 Anomalies anatomiques et caractéristiques personnelles

L'impact du type d'acromion sur la présence et l'évolution du SAE a été évalué sur cadavre et sur des personnes présentant un SAE. Sur cadavre, Zuckerman *et al.*<sup>31</sup> ont noté que les épaules avec rupture complète de la coiffe présentent une projection de l'acromion plus antérieure et une DAH plus petite. Morrison *et al.*<sup>23</sup>, dans une étude rétrospective, ont quant à eux évalué que 91% des personnes présentant un SAE et ayant un acromion de type-I ont obtenu une amélioration de la fonction de l'épaule et une diminution de douleur à la suite d'une intervention en réadaptation, comparativement à 68% pour le type-II, et 64% pour le type-III. De plus, 78% des personnes qui présentaient des symptômes depuis moins de quatre semaines auraient noté une amélioration de fonction et une diminution de douleur, en comparaison à 63% pour des symptômes relevant de un à six mois, et 67% pour des symptômes présents depuis plus de six mois. Les auteurs de l'étude ont conclu que les personnes de moins de 20 ans et celles âgées entre 40 et 60 ans évoluent mieux que les 21-40 ans, tandis que les sexagénaires obtiennent les résultats les moins satisfaisants. Également, dans une étude rétrospective, Chard *et al.* ont noté que les personnes présentant un SAE du côté dominant ont un moins bon pronostic de guérison<sup>9</sup>.

Tel que défini dans la section 1.1.1, le complexe capsulolabral doit être suffisamment mobile pour permettre les mouvements de grande amplitude à l'épaule. Harryman *et al.* ont observé, sur cadavre, qu'une capsule postérieure G/H raccourcie augmente la translation antérieure et supérieure de la tête humérale lors de la flexion du bras<sup>79</sup>. De leur côté, Warner *et al.* ont démontré qu'un relâchement d'une contracture de la capsule postérieure augmente l'amplitude articulaire en rotation interne de l'épaule<sup>80</sup>. Tyler *et al.* ont émis l'hypothèse qu'une augmentation de translation antérieure et supérieure résultant d'un raccourcissement de la capsule postérieure G/H pourrait contribuer à l'abutement<sup>27,28</sup>. Ils

ont tenté de quantifier le raccourcissement de la capsule postérieure chez des personnes présentant un SAE. Ils ont noté que les personnes présentant un SAE ont une diminution de rotation interne G/H à 90° d'abduction. McClure *et al.* ont également noté une diminution de rotation interne G/H à 90° d'abduction chez les SAE<sup>22</sup>. Ces deux groupes ont analysé la diminution de rotation interne G/H à 90° d'abduction comme une évidence indirecte d'un raccourcissement capsulaire postérieur. Cependant, il n'est pas exclu que d'autres structures (ex. muscles) mises en tension lors de ce mouvement soient aussi à l'origine de la perte d'amplitude en rotation interne. D'autres évidences sont donc nécessaires avant de pouvoir conclure quant au lien entre le raccourcissement de la capsule postérieure et la réduction de l'amplitude articulaire en rotation interne d'une part et à sa contribution dans la pathogenèse du SAE, d'autre part.

#### *1.2.2.1.2 Recrutement, force, endurance et atrophie musculaire*

Le recrutement des muscles thoracoscapulaires, évalué à l'aide de l'électromyographie (EMG) de surface chez les personnes présentant un SAE, a retenu l'attention de trois groupes de recherche. Ces groupes ont mis en évidence que les personnes présentant un SAE démontrent une diminution d'activité du dentelé antérieur et un manque de coordination des différentes parties du trapèze lors de l'élévation du bras. Ainsi, Ludewig et Cook ont noté que les personnes présentant un SAE connaissent une augmentation de l'activité des trapèzes supérieur et inférieur (entre 61° et 120° d'élévation) qui n'est apparente qu'avec charge pour le trapèze supérieur, et une diminution de l'activité du dentelé antérieur dans toute l'amplitude d'élévation du bras<sup>20</sup>. Wadsworth et Bullock-Saxton ont, quant à eux, démontré que l'activation du dentelé antérieur est retardée, non pas pour l'épaule symptomatique, mais pour l'épaule asymptomatique en comparaison avec le même mouvement chez un groupe contrôle<sup>29</sup>. Ils ont également démontré que les personnes présentant un SAE font preuve d'une plus grande variabilité dans l'activation des muscles thoracoscapulaires pour l'épaule atteinte et pour l'épaule saine. De leur côté, Cools *et al.* ont noté, à l'épaule atteinte et à l'épaule saine, un retard d'activation musculaire des trapèzes moyen et inférieur et un manque de coordination entre les différentes parties du trapèze lors de mouvements soudains du bras chez les personnes qui présentaient un SAE<sup>11</sup>. Ces deux dernières études démontrent que les personnes présentant un SAE pourraient

présenter des déficits de recrutement des muscles thoracoscapulaires au niveau des deux épaules malgré un SAE unilatéral.

Deux groupes ont évalué l'activation des muscles scapulohuméraux lors de l'élévation du bras à l'aide de l'EMG implanté. Ils ont observé que les personnes présentant un SAE auraient une perturbation dans le recrutement des muscles scapulohuméraux qui serait plus marquée en début d'amplitude. Reddy *et al.* ont noté une diminution d'activité pour l'infraépineux, le sous-scapulaire et le deltoïde moyen entre 30° et 60°, une diminution d'activité pour l'infraépineux entre 60° et 90°, et aucune différence avec le groupe contrôle entre 90° et 120°<sup>25</sup>. Myers *et al.* ont quant à eux noté que, lors des mouvements d'élévation, les personnes présentant un SAE démontrent, dans les premiers degrés d'élévation (0°-30°), une diminution de la coactivation supraépineux–infraépineux et supraépineux–sous-scapulaire, et une augmentation de la coactivation supraépineux–deltoïde moyen<sup>24</sup>. De plus, ces mêmes personnes démontreraient une diminution de la coactivation supraépineux–infraépineux et supraépineux–sous-scapulaire entre 0° et 30° et une augmentation de la coactivation sous-scapulaire–infraépineux et supraépineux–infraépineux entre 90° et 120° lors de l'élévation avec charge.

La force et l'endurance musculaires des muscles scapulohuméraux chez des personnes présentant un SAE ont également été évaluées à l'aide de dynamomètres et d'appareils isocinétiques. Deux études ont permis d'évaluer le ratio de force en rotation interne/externe à l'aide d'une évaluation isocinétique. Elles ont mené à des résultats contradictoires. Tout d'abord, Leroux *et al.* ont conclu que les personnes présentant un SAE ont un déficit de force des rotateurs internes et externes accompagné d'une faiblesse plus marquée en rotation interne et d'un ratio rotation interne/externe diminué à près de un (ratio pour les sujets sains situé entre 1,3 et 1,6)<sup>18</sup>. De leur côté, Warner *et al.* ont remarqué que le ratio est augmenté chez les personnes présentant un SAE, ce qui démontrerait une faiblesse des rotateurs externes de l'épaule<sup>40</sup>. Les différences de ratio observées entre ces deux études pourraient être expliquées par le fait qu'elles n'ont pas utilisé les mêmes positions du bras et du tronc. McClure *et al.*<sup>22</sup> et Brox *et al.*<sup>81</sup> ont quant à eux évalué la force et l'endurance à l'aide d'un dynamomètre. McClure *et al.* ont conclu que la force en rotation externe et en

abduction est diminuée chez les personnes présentant un SAE<sup>22</sup>, tandis que Brox *et al.* ont démontré que le temps moyen d'épuisement des abducteurs de l'épaule du côté présentant un SAE représente 64,5% du temps moyen d'épuisement des abducteurs de l'épaule du côté sain chez les femmes, et 55% chez les hommes<sup>81</sup>.

Finalement, Leivseth *et al.* ont observé une diminution dans la surface des fibres musculaires de type I et II du deltoïde et une réduction de 26,6% de la concentration de pompe Na-K dans le deltoïde de l'épaule présentant un SAE<sup>82</sup>. Selon les auteurs, cette réduction des fibres du deltoïde serait due à une atrophie de non-usage.

#### 1.2.2.1.3 Contrôle dynamique de l'épaule et proprioception

Le contrôle dynamique de l'épaule a été évalué de diverses façons. Tout d'abord, Warner *et al.* ont conclu, à l'aide de la topographie de Moiré, que 100% des personnes présentant un SAE ont une asymétrie du mouvement scapulaire lors de la flexion du bras comparativement à 18% pour le groupe contrôle<sup>30</sup>. De plus, 57% des personnes présentant un SAE connaîtraient une augmentation d'élévation de la ceinture scapulaire en position statique à 90° de flexion. Endo *et al.* ont démontré, à l'aide d'examens radiologiques, que la rotation externe de la scapula est réduite à 90° d'abduction du bras chez les personnes présentant un SAE<sup>13</sup>.

La mesure, à l'aide de systèmes optoélectriques et électromagnétiques, du déplacement tridimensionnel de la scapula lors de l'élévation du bras a été fréquemment utilisée comme indicateur du contrôle dynamique de l'épaule. Ainsi, les résultats des études évaluant le déplacement tridimensionnel de la scapula chez les personnes présentant un SAE démontrent qu'il y aurait des déficiences des mouvements scapulaires dans les plans sagittal (diminution de bascule postérieure ou augmentation de bascule antérieure vers 90° à 120°), et frontal (diminution de la rotation externe de la scapula dans les premiers degrés d'élévation). Cole *et al.*<sup>10</sup> et Lukasiewicz *et al.*<sup>21</sup> ont démontré que les personnes présentant un SAE ont une diminution de la bascule postérieure de la scapula à 90° de flexion et en élévation maximale. De plus, ces personnes présenteraient une position scapulaire plus élevée (translation craniale de la scapula) en élévation maximale du bras<sup>21</sup>. Hébert *et al.* ont

noté que les personnes présentant un SAE avec une diminution de bascule postérieure sont à risque de développer un SAE chronique<sup>16</sup>. De leur côté, Borstad *et al.*<sup>8</sup> et Ludewig *et al.*<sup>20</sup> ont aussi noté que les personnes présentant un SAE ont une diminution de la bascule postérieure de la scapula dans les angles d'élévation plus élevés (100°-120°). Ils ont également remarqué une diminution de rotation externe de la scapula dans les premiers degrés d'élévation (40°-60°) et une augmentation de protraction lorsque le mouvement est exécuté avec une charge<sup>20</sup>. McClure *et al.* ont quant à eux noté une augmentation de rotation externe de la scapula lors des mouvements d'élévation<sup>22</sup>.

Une autre façon de mesurer le contrôle dynamique de l'épaule consiste à évaluer la position de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïde et l'angle de rotation de la cavité glénoïde. Deutsch *et al.* ont observé, à l'aide de radiographies, que la position de la tête humérale des personnes présentant un SAE est légèrement plus centrée dans la cavité glénoïde en début de mouvement, et qu'elle s'élève dans la cavité glénoïde à mesure que l'amplitude du bras augmente, comparativement au groupe sain chez qui il n'y a pas de changement dans la position de la tête humérale<sup>12</sup>. La migration supérieure de la tête humérale pourrait s'expliquer par un mauvais recrutement des muscles de la coiffe des rotateurs<sup>12</sup>. De leur côté, Ludewig *et al.*, à partir de l'analyse du mouvement en 3D, ont démontré une augmentation de translation antérieure de la tête humérale entre 30° et 60° d'élévation et une diminution de translation postérieure entre 60° et 120°<sup>19</sup>. Deux hypothèses pourraient expliquer ces perturbations : un raccourcissement de la capsule postérieure ou un mauvais contrôle des muscles de la coiffe. Toutefois, l'hypothèse du raccourcissement capsulaire est peu vraisemblable si on considère qu'il n'y a pas de corrélation entre la diminution de translation postérieure et les amplitudes articulaires en rotation interne et en adduction horizontale, excepté dans la phase 90°-120° où il y a corrélation négative modérée entre la translation humérale et l'amplitude d'adduction horizontale<sup>19</sup>. Quant à Graichen *et al.*, ils n'ont pas observé de changement dans la rotation de la cavité glénoïde de la scapula (orientation de la cavité glénoïde par rapport à la position de la colonne vertébrale) en actif à 90° d'élévation<sup>83</sup>. Cependant, pendant que le groupe contrôle démontre une distribution normale ( $28,5^{\circ} \pm 3,6^{\circ}$ ), 25 % des personnes du groupe

SAE ( $30,5^\circ \pm 9,7^\circ$ ) présentent une augmentation importante de rotation de la cavité glénoïde ( $>40^\circ$ ), et donc une déficience dans le mouvement scapulaire.

Le contrôle dynamique de l'épaule a également été étudié à partir de l'analyse des changements de la DAH à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique. Graichen *et al.* ont démontré que la DAH mesurée chez les personnes présentant un SAE de stade II de Neer est réduite à  $90^\circ$  d'élévation en décubitus dorsal, comparativement à l'image de la même épaule lors du mouvement passif<sup>14</sup>. Chez les personnes saines, il n'y aurait pas de différence dans la DAH entre le mouvement passif et le mouvement actif à  $90^\circ$ . Sperner *et al.* ont démontré que la DAH est diminuée de plus du tiers à  $25^\circ$  de rotation interne G/H à  $0^\circ$  d'élévation du bras en décubitus dorsal<sup>26</sup>, alors qu'Hébert *et al.* ont observé que la DAH, en position assise, est réduite chez les SAE entre  $70^\circ$  et  $110^\circ$  de flexion et d'abduction<sup>15</sup>.

Finalement, Machner *et al.* ont évalué la proprioception de personnes présentant un SAE en analysant la perception de la position du bras dans l'espace<sup>84</sup>. Pour ce faire, ils ont placé le bras de chacun des sujets dans un appareil de mouvement passif continu. Le sujet devait indiquer le moment où son bras retournait à la position de départ. Les chercheurs ont noté un écart de  $2,3^\circ$  entre le seuil de détection moyen de la position de départ et la position de départ réelle du côté présentant un SAE, ce qui représente un écart plus important que celui observé du côté de l'épaule asymptomatique (seuil moyen de  $1,5^\circ$ ). Toutefois, on peut douter de l'importance clinique d'une telle différence de  $0,8^\circ$ .

#### 1.2.2.1.4 Posture

Peu d'études ont évalué la posture des personnes présentant un SAE. Seul Greenfield *et al.* ont observé, à l'aide de mesures cliniques et de photographies, la posture d'un groupe de personnes présentant une douleur à l'épaule apparue à la suite de mouvements répétés<sup>85</sup>. Dans ce groupe se trouvaient des personnes présentant un SAE. Les chercheurs ont noté que les sujets présentant une douleur à l'épaule ont une augmentation de la protraction de la tête. Toutefois, l'étude n'a révélé aucune différence entre les sujets atteints et les sujets sains quant à la position de la scapula et à l'alignement thoracique.

En conclusion, en ce qui a trait aux facteurs personnels, les résultats des études démontrent qu'il n'y a actuellement pas assez d'évidences pour affirmer que les personnes présentant un SAE auraient un raccourcissement de la capsule postérieure G/H et une posture déficiente. Les études révèlent toutefois que ces personnes présenteraient une diminution de force en rotation externe, en abduction et en rotation interne de l'épaule, avec une diminution de l'endurance des muscles abducteurs de l'épaule. Ces résultats montrent également que les personnes présentant un SAE auraient une perturbation du contrôle dynamique de l'épaule lors des mouvements d'élévation du bras observée par :

- une diminution d'activité du dentelé antérieur et un manque de coordination des différentes parties du trapèze;
- une diminution d'activité de l'infraépineux et du sous-scapulaire, ainsi qu'une mauvaise coactivation des muscles scapulohuméraux dans les premiers degrés d'élévation;
- une diminution de bascule postérieure de la scapula à plus de 90° d'élévation, et une diminution de rotation externe de la scapula entre 40°-60°;
- une diminution de la distance acromiohumérale, et une diminution de la translation postérieure de la tête humérale entre 70° et 110°.

### **1.2.2.2 Interventions de réadaptation**

Plusieurs études ont été publiées sur l'efficacité des interventions de réadaptation chez les personnes présentant un SAE. Ces études d'intervention ont été regroupées en trois catégories : les études évaluant des interventions passives, des interventions actives, ou des interventions combinées (actives et passives).

#### *1.2.2.2.1 Interventions passives*

Des interventions passives de réadaptation ou de médecine ont été proposées pour le traitement des SAE. Une intervention passive implique que le patient subit une intervention et qu'il ne prend pas part activement au traitement, comme c'est le cas en réadaptation pour la thermothérapie, l'électrothérapie et la thérapie manuelle, et en médecine, pour la prise de médication, les infiltrations et la chirurgie. La seule conclusion qu'il est possible de tirer des essais cliniques randomisés sur l'efficacité de l'utilisation de la médication dans le

traitement du SAE est que les anti-inflammatoires non stéroïdiens (AINS) et les injections de stéroïdes pourraient être plus efficaces que le placebo pour augmenter l'amplitude articulaire en abduction<sup>86</sup>. Les modalités chirurgicales utilisées dans le traitement du SAE ne seront pas discutées dans ce mémoire, puisque l'évaluation de l'efficacité de ces modalités n'en est pas un objectif.

En physiothérapie, plusieurs études ont évalué l'utilisation de la thermothérapie et des modalités d'électrothérapie dans le traitement du SAE<sup>87-92</sup>. Nykanen *et al.* n'ont pas fait ressortir de différence entre un groupe recevant des ultrasons pulsés et un groupe placebo<sup>89</sup>. L'ultrason ne se serait pas révélé plus efficace que les infiltrations de stéroïdes, les AINS, les analgésiques, la neurostimulation transcutanée (TENS)<sup>88</sup>, le laser ou l'acupuncture<sup>90</sup>. L'utilisation de la glace n'aurait pas démontré d'efficacité plus grande que celle de l'ultrason ou d'une injection de stéroïdes<sup>90</sup>. Speed *et al.* ont démontré que la modalité « shock wave therapy » n'est pas plus efficace qu'un traitement placebo<sup>92</sup>. En ce qui concerne le laser, Saunders a remarqué une diminution de la douleur chez un groupe recevant ce type de traitement par rapport à un groupe placebo<sup>91</sup>. Cependant, selon l'analyse de ces résultats par van der Heijden *et al.* parue dans une revue systématique<sup>90</sup>, aucune différence ne serait identifiable entre les deux groupes. L'utilisation du TENS, quant à elle, ne s'est pas révélée plus efficace que celle de l'ultrason<sup>88</sup>.

Selon van der Heijden *et al.*<sup>90</sup> et le Philadelphia Panel<sup>87</sup>, les seules conclusions auxquelles peuvent mener ces études sur les agents électrophysiques sont que l'ultrason n'est pas efficace pour le traitement des désordres des tissus mous à l'épaule, que le TENS, la thermothérapie et le massage présentent des évidences limitées quant à leur efficacité et que les résultats des études sur les autres agents électrophysiques ne sont pas concluants. Ainsi, il ne serait pas possible de se prononcer et d'émettre un avis favorable ou défavorable quant à l'utilisation de ces agents électrophysiques.

#### 1.2.2.2.2 Interventions actives

En réadaptation, plusieurs interventions ou modalités actives sont proposées pour le traitement du SAE. Une intervention active implique que le patient participe à sa

réadaptation, soit lors d'activités supervisées ou lors d'activités exécutées de façon autonome. Présentement, en raison du trop petit nombre d'études sur le sujet, il y a absence d'évidences quant au traitement le plus efficace à mettre en pratique<sup>90</sup>. Plusieurs auteurs (médecins et physiothérapeutes) ont publié des protocoles de réadaptation pour le traitement actif du SAE. Ces protocoles comprennent :

- des exercices de renforcement musculaire du complexe de l'épaule : renforcement isométrique ou isotonique de la coiffe des rotateurs<sup>23,42,43,45,48,58,93-98</sup>, des rétracteurs de la ceinture scapulaire<sup>93</sup>, des stabilisateurs scapulaires<sup>43,45,48,58,95,99</sup>, et du deltoïde<sup>23,43,99</sup>, et des exercices en chaîne fermée<sup>43,49,94</sup>;
- des exercices d'étirement de la capsule postérieure et de mobilité de l'épaule : exercices pendulaires de Codman<sup>93,94,99</sup>, exercices actifs, actifs assistés ou passifs de mobilité en flexion, en rotation interne ou en rotation externe<sup>23,43,45,48,49,58,94,95,97-99</sup>;
- des exercices de contrôle dynamique de l'épaule : exercices de contrôle scapulaire et huméral<sup>43,49,94,98</sup>, de proprioception<sup>97</sup>, de facilitation neuromusculaire<sup>97</sup>, et de stabilisation lombopelvienne<sup>43,49</sup>.

De plus, certains auteurs dispensent des conseils et de l'enseignement pour que leurs patients évitent les mouvements au-dessus de la tête, les mauvaises positions de travail, les sports à risque et les mauvaises postures<sup>93,96,97</sup>.

Des principes guident l'amorce et sous-tendent l'application de ces protocoles de réadaptation. Morrison *et al.* choisissent d'attendre que l'inflammation soit sous contrôle avant de débiter les exercices actifs<sup>23</sup>. Ils évitent aussi de recruter le deltoïde lors des exercices de renforcement de la coiffe des rotateurs. Seltzer *et al.* suggèrent quant à eux que soit retrouvée l'amplitude complète et sans douleur de l'épaule avant que ne soit débuté le renforcement<sup>99</sup>. Kibler *et al.* proposent de stabiliser le mouvement scapulaire avant de débiter le renforcement de l'épaule et mettent l'accent sur la restauration de la fonction qui a été perdue, plutôt que sur le soulagement des symptômes<sup>94</sup>. Rubin et Kibler affirment que la qualité d'exécution des exercices est plus importante que la quantité, que l'accent devrait être mis sur le contrôle musculaire plutôt que sur le nombre de répétitions, et que l'exercice devrait être exécuté jusqu'à l'apparition de fatigue plutôt que conformément à un nombre préétabli de répétitions<sup>49,94</sup>.

Des groupes de chercheurs ont évalué les effets de certaines interventions actives dans le traitement du SAE à l'aide de séries de cas ou d'essais cliniques randomisés. Tout d'abord, Roe *et al.* ont noté que la force maximale en abduction et le niveau d'activation du deltoïde et du trapèze sont augmentées alors que la douleur au repos est diminuée après un programme d'exercices supervisés<sup>100</sup>. Leur programme comprenait des exercices supervisés de contrôle dynamique et des exercices d'étirement des tissus mous. De leur côté, Ginn *et al.* rapportent une augmentation de fonction et d'amplitudes articulaires et une diminution de douleur à la suite d'un programme personnalisé en physiothérapie chez des personnes présentant une douleur non spécifique à l'épaule<sup>101</sup>. La moitié des personnes participant à cette étude présentaient un SAE primaire ou secondaire. Le programme était composé d'exercices d'étirement musculaire, de renforcement et de contrôle moteur.

Deux études ont permis la comparaison d'une chirurgie de décompression sous-acromiale avec un programme supervisé d'exercices. Tout d'abord, Brox *et al.* ont démontré qu'un programme de réadaptation supervisé est aussi efficace que la chirurgie et plus efficace qu'un placebo pour diminuer la douleur et augmenter la fonction six mois, et deux ans et demi après le début de l'intervention<sup>32,33</sup>. Leur programme de réadaptation comprenait des exercices supervisés de contrôle dynamique et des exercices d'étirement des tissus mous. De leur côté, Rahme *et al.* ont conclu que le traitement chirurgical était plus efficace pour diminuer la douleur qu'un programme supervisé pour les personnes présentant une douleur chronique<sup>102</sup>. L'intervention en physiothérapie consistait en des conseils pour éviter les mouvements causant l'abutement, des exercices de renforcement et des exercices de contrôle moteur. Les résultats contradictoires de ces deux études pourraient être expliqués par la composition de leur population respective. Plus particulièrement, dans l'étude de Rahme *et al.*, les sujets recrutés avaient déjà participé à un programme de réadaptation et n'avaient pas, ultérieurement, obtenu de changements significatifs quant à leur fonction<sup>102</sup>. En contrepartie, dans l'étude de Brox *et al.*, les sujets recrutés en étaient à leur première participation à un programme de réadaptation<sup>32,33</sup>.

Finalement, Ludewig et Borstad ont évalué l'efficacité d'un programme d'exercices à domicile développé à partir des facteurs explicatifs du SAE en comparant trois groupes de

personnes : 1) groupe avec SAE et effectuant le programme à domicile (groupe expérimental), 2) groupe avec SAE, mais ne subissant aucune intervention (groupe témoin), et 3) groupe asymptomatique<sup>34</sup>. Les exercices avaient pour objectif d'augmenter la souplesse de la capsule postérieure et du petit pectoral, de renforcer les rotateurs externes de l'épaule et le dentelé antérieur, et de diminuer l'activité du trapèze supérieur lors des mouvements d'élévation. Les chercheurs ont observé une augmentation de fonction de l'épaule et une diminution de douleur pour le groupe qui effectuait le programme d'exercices, alors que le groupe témoin restait stable. Toutefois, les deux groupes présentant un SAE conservaient un niveau de fonction plus bas que le groupe asymptomatique à la fin de l'étude (moyenne de 17% de déficit pour le groupe expérimental par rapport au groupe asymptomatique). Walther *et al.* ont quant à eux démontré qu'une intervention de dix semaines (moyenne de 30 visites) de physiothérapie dite « conventionnelle », incluant principalement des exercices de renforcement des muscles de la coiffe des rotateurs et des muscles scapulothoraciques, et des exercices d'étirement, était aussi efficace, pour améliorer la fonction de l'épaule et diminuer la douleur, qu'un programme d'exercices à domicile et que le port d'une attelle à l'épaule pour 12 semaines sans exercices<sup>37</sup>.

#### 1.2.2.2.3 Interventions combinées

Une intervention combinée se définit comme une intervention au cours de laquelle des modalités actives et des modalités passives sont utilisées. Comme pour les interventions actives et passives, plusieurs études (séries de cas ou essais cliniques randomisés) ont évalué les effets d'interventions combinées dans le traitement du SAE. Morrison *et al.* ont observé que 67% des personnes avec SAE notaient une amélioration de la fonction de l'épaule et une diminution de douleur à la suite d'un programme de réadaptation<sup>23</sup>. Ce programme consistait en une prise d'AINS combinée à des exercices supervisés d'étirement des tissus mous et de renforcement isotonique de la coiffe des rotateurs. Frémont *et al.* ont démontré une corrélation positive entre l'amélioration de la fonction de l'épaule et l'augmentation de la DAH mesurée à l'aide de l'ultrason à la suite d'un programme de réadaptation<sup>103</sup>. Le programme comprenait des exercices de renforcement, de contrôle dynamique et des techniques de thérapie manuelle.

Deux groupes ont vérifié les bienfaits de l'ajout de techniques de thérapie manuelle à leur programme d'intervention conventionnelle. Ainsi, Conroy et Hayes ont noté que des techniques de thérapie manuelle à l'épaule, associées à une approche de réadaptation dite « conventionnelle » (application de chaleur à l'épaule, friction, éducation et exercices d'assouplissement, d'étirement et de renforcement) diminuaient davantage la douleur au repos et lors des tests de compression sous-acromiale 24 heures après le traitement que le traitement conventionnel seul<sup>35</sup>. Bang *et al.* ont démontré que des techniques de thérapie manuelle à l'épaule et au rachis associées à un programme d'exercices sont plus efficaces pour augmenter la fonction et la force à l'épaule et diminuer la douleur, qu'un programme d'exercices seul<sup>36</sup>. Toutefois, cette étude ne différencie pas les SAE primaires et les SAE secondaires. Le programme regroupait des exercices supervisés d'assouplissement de la capsule postérieure et de la musculature antérieure de l'épaule et des exercices de renforcement des muscles de la coiffe des rotateurs et des muscles thoracoscapulaires.

Finalement, deux études ont permis l'évaluation d'un programme d'intervention combinée sur des personnes présentant une douleur non spécifique à l'épaule. Ainsi, Winters *et al.* ont comparé un programme de physiothérapie qu'ils décrivent comme « traditionnel » (programme d'exercices, massage et électrothérapie) aux mobilisations et aux manipulations vertébrales et à la ceinture scapulaire, pour le traitement de douleurs non spécifiques à l'épaule<sup>104</sup>. Ils concluent que, cinq semaines après le début de l'intervention, le pourcentage des patients qui se considèrent guéris est augmenté chez le groupe ayant subi des manipulations et des mobilisations. De leur côté, Hay *et al.* ont comparé l'efficacité d'une injection de corticostéroïde avec une intervention en physiothérapie comprenant des exercices actifs de l'épaule, des mobilisations passives et des ultrasons<sup>105</sup>. Ils ont conclu qu'après six mois de traitement il n'y a pas de différence notable entre les deux modalités.

En scrutant les essais cliniques randomisés présentés ci-haut, il est possible de conclure que seules les études de Bang *et al.*<sup>36</sup>, de Brox *et al.*<sup>32,33</sup> et de Ludwig et Borstad<sup>34</sup> fournissent une description détaillée du contenu et du dosage des interventions. Par ailleurs, seules les études de Brox *et al.*<sup>32,33</sup>, de Conroy et Hayes<sup>35</sup>, de Rahme *et al.*<sup>102</sup>, de Ludwig et Borstad<sup>34</sup>, et de Walther *et al.*<sup>37</sup> présentent un échantillon homogène de participants avec un

diagnostic de SAE primaire. Enfin, les facteurs qui expliquent les incapacités des personnes présentant un SAE ne sont pas pris en compte dans le développement des interventions, si ce n'est dans l'étude de Ludewig et Borstad<sup>34</sup>. Ainsi, ces études ne permettent pas de conclure quant à l'efficacité des interventions actives de réadaptation auprès de cette clientèle. Dans la présente étude, nous tenterons d'éviter les biais relevés dans les études d'intervention précédentes tout en tentant de retenir les éléments d'intérêts.

### **1.2.2.3 Définition et principes guidant la rééducation du contrôle dynamique et de la force musculaire à l'épaule**

#### *1.2.2.3.1 Rééducation du contrôle dynamique*

En analysant les résultats des études portant sur les déficiences et les incapacités des personnes présentant un SAE, il est possible de conclure qu'un programme de réadaptation devrait contenir des exercices et des modalités permettant, d'une part, l'amélioration du contrôle dynamique de l'épaule lors des mouvements d'élévation du bras dans chacun des plans de mouvement et, d'autre part, le renforcement des muscles de la coiffe des rotateurs. La plupart des études sur les interventions actives décrites précédemment incluent des exercices de contrôle moteur. Toutefois, peu d'auteurs décrivent avec précision ce qu'ils entendent par exercices de contrôle moteur. Conroy et Hayes utilisent des exercices d'étirement et de renforcement pour améliorer le contrôle dynamique de l'épaule<sup>35</sup>, tandis que Ludewig *et al.* proposent l'exécution à domicile d'exercices de relaxation musculaire du trapèze supérieur lors de l'élévation du bras dans le plan scapulaire à l'aide de rétroactions visuelles (miroir) et sensitives (main contralatérale sur le trapèze supérieur)<sup>34</sup>. Puisque ces exercices sont exécutés à domicile, il n'y a pas de supervision directe par un physiothérapeute pour corriger les patrons incorrects de mouvement. De leur côté, Roe *et al.*<sup>100</sup> et Brox *et al.*<sup>32,33</sup> donnent une description détaillée du contenu des exercices de contrôle moteur utilisés. Tout d'abord, les exercices sont exécutés dans différents plans d'élévation, le bras supporté à l'aide d'une attelle fixée au plafond de manière à ce que les mouvements puissent être exécutés sans résistance. L'exercice subit ensuite une progression vers des mouvements d'élévation actifs du bras sans attelle, puis avec résistance. Pour obtenir un mouvement approprié aux articulations G/H et S/T, un

physiothérapeute assiste le sujet dans l'exécution des mouvements en corrigeant, au besoin, le mouvement de la scapula et de la tête humérale. Ce programme présente l'avantage de corriger le mouvement par supervision directe. Toutefois, aucune indication n'est donnée quant à la progression des paramètres de vitesse, de charge et de répétitions lors de l'exécution de ces exercices.

Deux groupes ont développé une approche pour améliorer le contrôle moteur à l'épaule. Tout d'abord, Sahrman a décrit huit syndromes de perturbation des mouvements scapulaire et huméral<sup>39</sup>. Pour chaque syndrome, un plan d'intervention précis est décrit. Ce plan d'intervention se résume en l'étirement des muscles raccourcis et le recrutement et le renforcement de muscles précis, selon le syndrome diagnostiqué, et il a pour but d'améliorer le mouvement et le contrôle S/T et G/H. Cependant, aucun exercice spécifique de contrôle dynamique lors de mouvements d'élévation n'est proposé. Les personnes effectuent sans supervision des exercices présentés antérieurement par un physiothérapeute. Enfin, Kibler et McMullen ont développé une intervention qui a pour but d'éliminer l'asymétrie du mouvement scapulaire lors de l'élévation du bras<sup>106</sup>. Ils utilisent des exercices d'étirements musculaires, plus spécialement pour les muscles thoracoscapulaires et les rotateurs externes de l'épaule, de même que des exercices de renforcement des muscles proximaux (muscles du tronc) et des muscles distaux (thoracoscapulaires et scapulohuméraux), afin d'obtenir un mouvement scapulaire complet et approprié. Toutefois, le programme ne comprend pas d'exercices spécifiques de contrôle dynamique lors de l'élévation du bras pour corriger les asymétries.

Une autre approche de traitement axée sur la rééducation du contrôle neuromusculaire a été développée par Carr et Shepherd<sup>107,108</sup>. Elle a pour but la rééducation motrice des personnes ayant subi un accident vasculocérébral et présente un intérêt pour toute intervention de réadaptation visant l'amélioration du contrôle moteur. Cette approche de rééducation du contrôle moteur se base sur une connaissance de la cinématique normale du mouvement et sur les principes d'apprentissage moteur<sup>107</sup>. L'approche de Carr et Shepherd a été démontrée efficace pour, entre autres, l'augmentation de la vitesse de la marche des patients ayant subi un accident vasculocérébral<sup>109</sup>.

Voici les grands principes de leur approche qui sont pertinents pour la rééducation du contrôle dynamique de l'épaule<sup>107</sup> :

- La pratique du geste moteur se fait tout d'abord de façon consciente dans le but de démontrer à la personne sa capacité de contrôle du mouvement. Par la suite, le degré de difficulté des exercices progresse pour atteindre l'exécution automatique du mouvement, et pour assurer l'apprentissage du geste et l'acquisition de l'habileté;
- Tout au long de la pratique, le physiothérapeute vérifie et corrige la position du tronc. Le patient doit en tout temps maintenir un alignement du tronc adéquat;
- La répétition du mouvement est considérée comme essentielle pour le développement du contrôle moteur;
- La pratique doit toujours se faire avec comme objectif d'atteindre les limites maximales du contrôle moteur. L'activité progresse dès que le contrôle est atteint. Le mouvement est rendu plus complexe en diminuant la rétroaction, en changeant la vitesse et en ajoutant des contraintes;
- Durant la pratique des gestes moteurs, le physiothérapeute doit donner des rétroactions verbales au patient au sujet de sa performance motrice. Ainsi, celui-ci prend conscience de la qualité de sa performance, des erreurs qu'il a commises et des amplitudes articulaires auxquelles ses erreurs se produisent;
- Les erreurs durant les pratiques doivent être minimales, car des erreurs persistantes dans le geste moteur retarderont le progrès;
- Les patients doivent apprendre et être encouragés à corriger eux-mêmes leurs erreurs en se questionnant sur leur performance et en comparant chacun de leurs mouvements à ceux du côté asymptotique. Ils pourront ainsi participer activement à leur réadaptation et prendre conscience de leur évolution;
- La pratique est un continuum. Il est important que le patient ait un programme d'exercices à domicile.

Ces principes guidant l'approche de rééducation des gestes moteurs proposée par Carr et Shepherd sont très intéressants en ce qui concerne le développement d'une nouvelle méthode d'intervention de réadaptation dans le traitement du SAE. Ils sont applicables à tout syndrome associé à un mauvais contrôle dynamique.

#### *1.2.2.3.2 Rééducation de la force musculaire de l'épaule*

Tel que mentionné précédemment, en se basant sur les études portant sur les déficiences et les incapacités des personnes présentant un SAE, un programme de réadaptation devrait aussi contenir des exercices permettant la rééducation de la force musculaire des muscles de la coiffe des rotateurs. Des études portant sur le recrutement des muscles scapulohuméraux et thoracoscapulaires lors d'exercices de renforcement couramment utilisés pour la réadaptation du complexe de l'épaule ont permis d'identifier, chez des sujets sains, à l'aide de l'EMG et de l'imagerie par résonance magnétique, le niveau d'activation musculaire lors de l'exécution de ces exercices et la position à adopter pendant ces exercices pour obtenir la meilleure activation musculaire. Le tableau 1.1 présente les résultats de ces études<sup>110-119</sup>. À partir de ces résultats, il est possible d'identifier les exercices les plus pertinents à utiliser pour le renforcement des muscles scapulohuméraux et thoracoscapulaires.

**Tableau 1.1 :** Études ayant évalué le recrutement de différents groupes musculaires de l'épaule chez des sujets sains lors de tâches diverses

Auteurs	Appareil	Muscles évalués	Activités évaluées (avec charges)	Meilleur recrutement musculaire
Blackburn <i>et al.</i> <sup>111</sup> 1990	EMG implanté	Supraépineux, infraépineux et petit-rond	Scaption, abd horiz, ext, rot ext à 90° d'abd, et rot ext à 0° d'abd	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Supraépineux : abd horiz</li> <li>• Infraépineux et petit rond : rot ext à 90° d'abd et abd horiz</li> </ul>
Townsend <i>et al.</i> <sup>118</sup> 1991	EMG implanté	Supraépineux, infraépineux, petit rond, sous-scapulaire, grand pectoral, grand dorsal et deltoïde	Flex, scaption, abd, rameur, abd et adduction horiz, push-up, bench press, military press, press-up, ext et rot int et rot ext à 0° d'abd	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Deltoïde antérieur et moyen et sous-scapulaire : scaption</li> <li>• Deltoïde postérieur : abd horiz</li> <li>• Supraépineux : military press</li> <li>• Infraépineux et petit rond : abd horiz et rot ext à 0° d'abd</li> <li>• Grand pectoral et grand dorsal : press-up</li> </ul>
Moseley <i>et al.</i> <sup>117</sup> 1992	EMG implanté	Trapèze, élévateur de la scapula, rhomboïdes et dentelé antérieur	Flex, scaption, abd, rameur, abd et adduction horiz, push-up, bench press, military press, shoulder shrug, ext, rot int et press-up	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Trapèze supérieur et l'élévateur de la scapula : rameur</li> <li>• Trapèze moyen : abd horiz</li> <li>• Trapèze inférieur : abd et rameur</li> <li>• Rhomboïdes : abd horiz, scaption et abd</li> <li>• Dentelé antérieur : flex, abd et scaption</li> </ul>
McCann <i>et al.</i> <sup>110</sup> 1993	EMG implanté	Deltoïde, infraépineux, dentelé antérieur, trapèze, supraépineux, biceps et grand dorsal	Isométrique et isot en rot int, rot ext, flex et ext	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Supraépineux et infraépineux : rot ext isot</li> <li>• Deltoïde antérieur : flex isot</li> <li>• Deltoïde moyen et trapèze : rot ext isot</li> <li>• Deltoïde postérieur : ext isot</li> <li>• Biceps et grand dorsal : rot int isométrique</li> <li>• Dentelé antérieur : ext isométrique</li> </ul>

Abréviations : EMG, électromyographie; IRM, imagerie par résonance magnétique; Flex, flexion; Rot int, rotation interne; Rot ext, rotation externe; Abd, abduction; Ext, extension; Horiz, horizontal; Isot, isotonique; scaption, élévation du bras dans le plan scapulaire.

**Tableau 1.1** (suite) : Études ayant évalué le recrutement de différents groupes musculaires de l'épaule chez des sujets sains lors de tâches diverses

<b>Auteurs</b>	<b>Appareil</b>	<b>Muscles évalués</b>	<b>Activités évaluées (avec charges)</b>	<b>Meilleur recrutement musculaire</b>
Ballantyne <i>et al.</i> <sup>112</sup> 1993	EMG implanté	Supraépineux, infraépineux, petit rond et trapèze inférieur	Rot ext à 90° d'abd, rot ext à 0° d'abd, scaption	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Supraépineux : scaption</li> <li>• Infraépineux, petit rond et trapèze inférieur : rot ext à 90°</li> </ul>
Hintermeister <i>et al.</i> <sup>115</sup> 1998	EMG de surface et implanté	Deltoïde, sous-scapulaire infra et supraépineux, grand pectoral, dentelé antérieur et trapèze	Rot int et rot ext à 0° d'abd, forward punch, shoulder shrug et rameur	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sous-scapulaire et infraépineux : rameur</li> <li>• Grand pectoral : rot int à 0° d'abd</li> <li>• Trapèze : shoulder shrug</li> <li>• Supraépineux, deltoïde et dentelé antérieur : forward punch</li> </ul>
Decker <i>et al.</i> <sup>114</sup> 1999	EMG de surface	Trapèze supérieur et moyen, deltoïde et dentelé antérieur	Push-up, press-up, ext, serratus anterior punch, forward punch, scaption et dynamic hug	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dentelé antérieur et deltoïde antérieur : push-up</li> <li>• Trapèze moyen et supérieur : scaption</li> <li>• Deltoïde postérieur : ext et scaption</li> </ul>
Horrigan <i>et al.</i> <sup>119</sup> 1999	IRM	Supra et infraépineux, petit rond, deltoïde, sous-scapulaire et trapèze	Scaption, military press, abd	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Supraépineux, infraépineux, deltoïde, petit rond et sous-scapulaire : abd</li> <li>• Trapèze : military press</li> </ul>
Decker <i>et al.</i> <sup>113</sup> 2003	EMG de surface et implanté	Grand dorsal, grand rond, infra et supraépineux et le sous-scapulaire	Dynamic hug, forward punch, push-up, rot int à 0°, 45° et 90° d'abd	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sous-scapulaire, infraépineux, grand rond et dorsal : push-up</li> <li>• Supraépineux : push-up et dynamic hug</li> </ul>

Abréviations : EMG, électromyographie; IRM, imagerie par résonance magnétique; Flex, flexion; Rot int, rotation interne; Rot ext, rotation externe; Abd, abduction; Ext, extension; Horiz, horizontal; Isot, isotonique; scaption, élévation du bras dans le plan scapulaire.

### 1.3 Mesure du contrôle dynamique de la scapula

Des syndromes douloureux à l'épaule tels que le SAE ont été associés à un mauvais contrôle dynamique et à un mouvement anormal de la scapula lors de l'élévation du bras<sup>8,10,16,17,20,21,30</sup>. Tel que mentionné précédemment, des études ont démontré une asymétrie scapulaire ou un patron de mouvement scapulaire de l'épaule perturbé chez les personnes présentant un SAE lorsque leur épaule atteinte est comparée à leur épaule saine ou aux épaules d'un groupe contrôle<sup>8,10,20,21,87</sup>. Ces études démontrent l'importance de considérer le mouvement scapulaire lors de l'évaluation du complexe de l'épaule et l'importance d'intervenir sur le contrôle dynamique de la scapula lors des interventions en réadaptation.

Le mouvement scapulaire n'est pas facilement mesurable, car la scapula effectue un mouvement complexe, dans une amplitude considérable, dans trois plans et autour de trois axes<sup>120-122</sup>. Plusieurs méthodes ont été proposées pour mesurer le mouvement scapulaire. Dans les dernières années, de nouvelles méthodes permettant de mesurer le mouvement scapulaire en trois dimensions (3D) ont été développées, notamment à l'aide de systèmes optoélectriques et électromagnétiques<sup>10,121-127</sup>.

Peu d'études portant sur la fidélité des méthodes proposées pour mesurer les mouvements 3D de la scapula ont été publiées jusqu'à présent. Cinq groupes de recherche ont publié des données sur la fidélité intrasession de leurs méthodes lors des mouvements d'élévation du bras. Toutefois, seulement trois de ces groupes ont estimé la fidélité à l'aide de coefficients de corrélation intraclass (CCI), test statistique de choix pour l'évaluation de la fidélité<sup>128</sup>. Les résultats pour la fidélité intrasession variaient de 0,80<sup>10</sup> à 0,98<sup>125</sup>.

Pour ce qui est de la fidélité intersessions lors de mouvements d'élévation du bras, aucune étude n'a permis d'évaluer la fidélité à l'aide de CCI. Seuls Meskers *et al.* ont évalué la fidélité intersessions de leur méthode<sup>126</sup>. Ils ont procédé à cette évaluation à l'aide d'écart-types. Ils ont obtenu des écart-types variant de 3,03° à 4,17° pour les différentes mesures. Le tableau 1.2 présente la fidélité des autres méthodes proposées pour mesurer le mouvement scapulaire en 3D<sup>10,59,123,125-127,129</sup>.

**Tableau 1.2 :** Études de fidélité ayant utilisé différents appareils de mesure du mouvement tridimensionnel de la scapula.

Auteurs	Types d'appareils	Sujets	Protocole	Fidélité		
				Intrasession	Intersessions	Interévaluateurs
Johnson <i>et al.</i> <sup>127</sup> 1993	Électromagnétique (Isotrak)	15 sujets sains	Mesures à 0°, 55°, 90° et 120° d'abduction; 2 évaluateurs	IC 95% : 0,9° – 2,3°		IC 95% : -12,4° – 17,4°
Cole <i>et al.</i> <sup>10</sup> 1996	Optoélectrique (Metrecom)	20 sujets sains	Mesures au repos, à 30°, 60°, 90°, 120° et à l'amplitude maximale d'élévation dans le plan scapulaire	CCI : au dessus de 0,8		
Meskens <i>et al.</i> <sup>126</sup> 1998	Électromagnétique (Flock of birds)	15 sujets sains	Mesures à tous les 10° jusqu'à l'amplitude complète en flexion, en élévation dans le plan scapulaire et en abduction; 2 évaluateurs	ET : 2,0° – 2,5°	ET : 3,0° – 4,2°	ET : 2,7° – 3,9°
McQuade et Smidt <sup>125</sup> 1998	Électromagnétique (FasTrak)	25 sujets sains	Mesures durant l'élévation dans le plan de la scapula	CCI : 0,94 – 0,98		
Barnett <i>et al.</i> <sup>123</sup> 1999	Électromagnétique (Isotrak II)	5 sujets sains	Mesures à tous les 10° entre 10° et 90° d'abduction; 2 évaluateurs			IC 95%: 2,6° – 3,9°
Tsai <i>et al.</i> <sup>59</sup> 2003	Électromagnétique (FasTrak)	30 sujets sains	Mouvement dynamique, mesures à tous les 30° jusqu'à l'amplitude complète dans le plan de la scapula.	CCI : au dessus de 0,90 ESM : 1,0° – 2,6°		

Abréviations : IC 95%, Intervalle de confiance à 95%; CCI, Coefficient de corrélation intraclasse; ET, Écart-type; ESM, Erreurs standards de mesure.

Une nouvelle méthode pour mesurer l'orientation tridimensionnelle de la scapula a été développée par Hébert *et al.*<sup>124</sup>. Les chercheurs ont utilisé le système Optotrak avec sonde, système qui avait déjà été utilisé, entre autres, pour l'analyse de la marche, de la posture et des mouvements cervicaux<sup>130-132</sup>, mais jamais pour mesurer l'orientation 3D de la scapula. Dans une étude antérieure, Hébert *et al.* ont évalué la précision et la validité de l'Optotrak pour la mesure de l'orientation 3D de la scapula<sup>124</sup>. Ils ont conclu à une bonne précision (avec des moyennes de différences variant entre 1,5° et 4,2°) en comparant les angles de rotation imposés et calculés, et à une bonne validité de critère (avec une différence moyenne de 1,7° entre la méthode avec le système Optotrak et des marqueurs fixes). Toutefois, la fidélité n'a toujours pas été évaluée et il apparaît important, avant que ne soit utilisée cette méthode dans des études expérimentales prospectives, de procéder à cette évaluation de l'Optotrak pour la mesure de l'orientation 3D de la scapula.

## **1.4 Objectifs**

Dans ce mémoire, les résultats d'une étude méthodologique et d'une étude d'intervention seront présentés. Tout d'abord, les résultats de l'étude méthodologique, étude qui a permis d'estimer la fidélité de la mesure de l'orientation 3D de la scapula, seront exposés. Par la suite, le volet principal de ce mémoire, soit l'étude d'intervention effectuée chez des personnes présentant un SAE, sera présenté. L'étude méthodologique a précédé l'étude d'intervention, puisque la mesure de l'orientation 3D de la scapula a été utilisée pour quantifier le comportement de la scapula dans l'étude d'intervention. Les objectifs de ce mémoire sont présentés ci-après en deux parties en lien avec ces deux études.

### **1.4.1 Étude méthodologique**

L'objectif principal de cette étude méthodologique était d'estimer la fidélité intrasession et intersessions de l'orientation 3D de la scapula, selon la procédure utilisée par Hébert *et al.*, à différentes positions d'élévation du bras chez des sujets sains.

Les objectifs secondaires en lien avec l'objectif principal étaient de :

1. Déterminer laquelle des deux méthodes de calcul des déplacements scapulaires permet d'obtenir les CCI les plus élevés : celle où l'orientation de la scapula est établie par rapport à l'orientation du tronc, ou celle où l'orientation de la scapula est établie par rapport à son orientation initiale, c'est-à-dire lorsque le bras est en position de repos;
2. Identifier le nombre minimal d'essais nécessaires, à chaque position évaluée, pour obtenir une bonne fidélité intrasession et intersessions.

Le chapitre III énonce les résultats en lien avec ces objectifs. Il est présenté sous forme d'un manuscrit scientifique et est intitulé « The reliability of three-dimensional scapular attitudes measured with the Optotrak probing system».

#### **1.4.2 Étude d'intervention**

L'objectif principal de cette étude d'intervention et de ce mémoire était d'évaluer l'effet immédiat et à court terme d'une intervention qui inclut des exercices actifs de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule sur la fonction de l'épaule de personnes présentant un syndrome d'abutement de type primaire.

L'objectif secondaire en lien avec l'objectif principal était de mesurer l'effet immédiat et à court terme de l'intervention sur la force de l'épaule, l'intensité de la douleur de même que sur le comportement dynamique de la scapula lors des mouvements d'élévation du bras.

Les résultats en lien avec ces objectifs sont présentés sous la forme d'un manuscrit scientifique, au chapitre IV de ce mémoire. Ce manuscrit est intitulé « Effect of dynamic control and strengthening exercises on shoulder function in persons with impingement syndrome».

# CHAPITRE II

## MÉTHODOLOGIE

### 2.1 Étude méthodologique

#### 2.1.1 Population cible, échantillon et recrutement

L'étude a été réalisée dans les laboratoires du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale de Québec (CIRRIS) avec, comme population cible, des personnes ne présentant pas d'atteinte aux épaules et à la région cervicale. Les sujets ont été sélectionnés à partir des critères d'éligibilité suivants :

##### Critères d'inclusion :

1. Être exempt de douleur aux épaules au repos et à l'activité;
2. Être âgé entre 20 et 65 ans (intervalle d'âge semblable à celui de l'étude d'intervention);
3. Résider dans la région de Québec;
4. Pouvoir participer à deux évaluations au CIRRIS à l'intérieur d'une semaine.

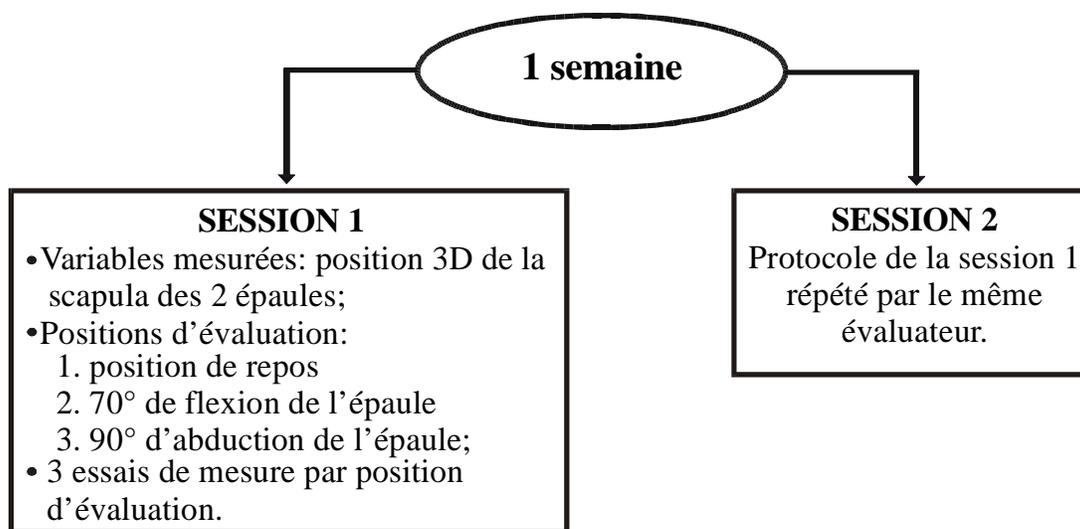
##### Critères d'exclusion :

1. Douleur cervicale, cervicobrachialgie ou myalgie du trapèze;
2. Douleur à l'une des épaules reproduite lors de mouvements actifs ou passifs de l'épaule, ou lors de mouvements résistés de l'épaule;
3. Patron capsulaire G/H (défini comme une restriction dans l'amplitude des mouvements actifs et passifs G/H de plus de 30% dans deux directions ou plus);
4. Antécédent de chirurgie à l'épaule ou au cou;
5. Maladie rhumatoïde, inflammatoire, dégénérative ou neurologique;
6. Antécédent de luxation G/H.

Quinze sujets répondant à ces critères ont été recrutés de novembre 2003 à janvier 2004 selon un échantillonnage de convenance (étudiants du CIRRIIS et entourage de l'évaluateur). Le recrutement a été fait de façon à ce que tous les groupes d'âge (20-35, 35-50 et 50-65 ans) soient représentés dans l'échantillon. Chaque sujet a été informé des procédures du projet et a par la suite signé un formulaire de consentement (annexe B).

### 2.1.2 Devis expérimental

Étude méthodologique de fidélité réalisée selon un devis de type test-retest (figure 2.1). L'étude comportait deux temps de mesure, à une semaine d'intervalle. Le même protocole d'évaluation a été suivi par le même évaluateur. Si possible, selon la disponibilité des sujets et du laboratoire, la deuxième session était effectuée au même moment de la journée que la précédente.



**Figure 2.1 :** Devis expérimental de l'étude méthodologique de fidélité

### 2.1.3 Variables et procédures d'évaluation

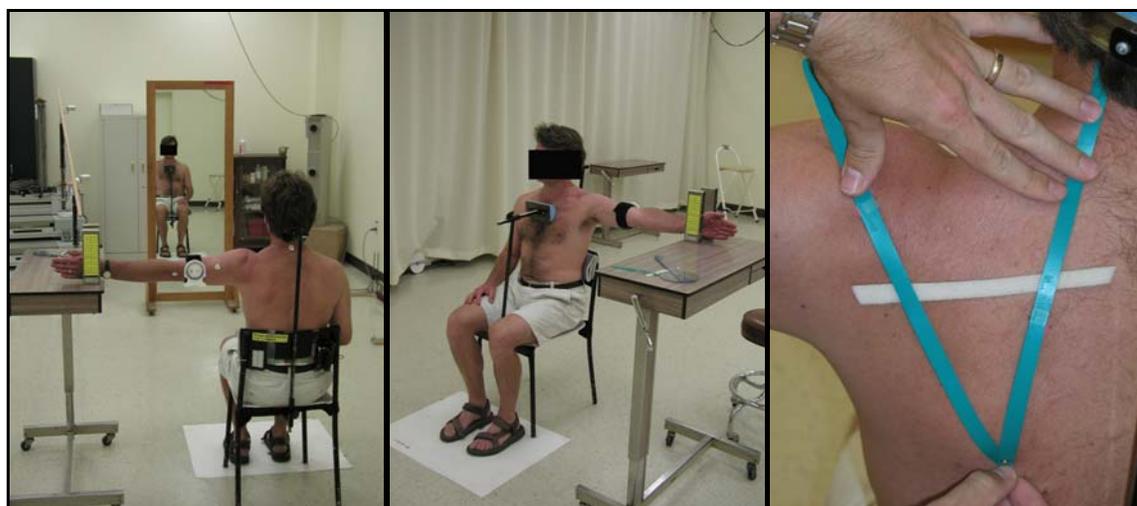
Au début de la première session d'évaluation, les sujets ont complété un questionnaire d'informations générales. Ce questionnaire se rapportait aux caractéristiques personnelles des participants (âge, sexe et dominance). Ensuite, la taille et le poids des sujets ont été mesurés.

Lors de chacune des sessions, l'orientation tridimensionnelle (3D) de la scapula a été évaluée dans trois positions du bras : en position de repos, à 70° de flexion et à 90° d'abduction de l'épaule. Ces deux positions d'élévation ont été choisies parce que, dans une étude récente<sup>17</sup>, il a été démontré qu'une réduction de bascule postérieure de la scapula à 70° de flexion et à 90° d'abduction permettait d'expliquer, en partie (chapitre I), le niveau de douleur et d'incapacité des personnes présentant un SAE. Pour chacune des positions, trois essais ont été réalisés.

L'orientation 3D de la scapula a été mesurée à l'aide du système Optotrak avec sonde (Northern Digital inc., Waterloo, Ontario, Canada) en utilisant un protocole standardisé<sup>124</sup>. Pour chaque essai, neuf repères anatomiques ont été sondés, soit : trois repères non colinéaires au niveau de la scapula (angle inférieur de la scapula, angle postéroexterne de l'acromion, et angle médial de la scapula), le processus épineux de la septième vertèbre cervicale, les épines iliaques postérosupérieures droite et gauche, les épicondyles médial et latéral de même que le milieu du bras. Les repères anatomiques du tronc et du bras ont été utilisés afin de vérifier la stabilité de la posture des sujets entre les essais et les sessions. Pour chacune des positions, avant de sonder les repères anatomiques, des marqueurs cutanés étaient placés sur la peau au niveau des repères osseux. Ces marqueurs permettaient à l'évaluateur d'identifier rapidement les repères anatomiques, réduisant ainsi la durée de la prise des mesures. Trois essais consécutifs, sans changement de position des marqueurs cutanés, ont été réalisés pour chacune des positions d'élévation. Les repères étaient sondés premièrement en position de repos pour un essai, ensuite, avec le bras à 70° de flexion pour trois essais. Par la suite, deux autres essais étaient faits avec le bras au repos, avant de terminer avec les trois essais à 90° d'abduction. En résumé, la seule position du bras pour laquelle la position des marqueurs cutanés a été modifiée au cours d'une même session a été la position de repos entre le premier et le deuxième essais. Afin d'assurer l'exactitude de la position du repère osseux sondée, le bout de la sonde était appuyé sur la peau jusqu'à ce qu'un contact entre la sonde et l'os soit perçu. Lorsque la sonde était bien positionnée, le repère anatomique était sondé. Ainsi, c'est la position réelle du repère osseux qui était sondée et non la position du marqueur cutané.

Lors de la prise de mesures, le sujet était en position assise, le tronc droit, le dos appuyé contre une chaise, les genoux et les hanches à 90° de flexion avec les pieds appuyés au sol. Un hydrogoniomètre était fixé à son avant-bras afin que soit mesuré et vérifié l'angle d'élévation du bras. Une table, placée à côté du sujet, était positionnée à environ 5° sous l'angle d'élévation désiré, pour permettre à l'évaluateur de placer les marqueurs sans que les sujets aient à maintenir activement la position souhaitée et pour permettre au sujet de se reposer entre les essais sans qu'il ne retourne à la position de repos. Lors de la mesure des positions d'élévation, le sujet n'avait qu'à dégager son bras de la table et à maintenir activement la position d'élévation pendant que les repères étaient sondés. Les positions d'élévation étaient maintenues avec le coude en extension et le pouce pointé vers le haut. Pour la position de repos, le sujet devait placer le bras le long du corps. Pour assurer une constance dans le positionnement des sujets d'une session à l'autre, la position de la chaise et des pieds du sujet était dessinée sur un carton fixé au sol. Deux supports, montés sur une barre rigide fixée à la chaise, étaient appuyés au niveau du thorax et de l'occiput afin de minimiser les mouvements antéropostérieurs du tronc (figures 2.2 A et B).

Un triangle flexible, fait à partir de deux tiges de plastique, était préparé pour chaque scapula (deux montages par sujet). Le triangle était utilisé pour localiser et vérifier la position des repères de la scapula. L'apex du triangle était situé à l'angle inférieur de la scapula, avec une tige entre l'apex et l'angle postéroexterne de la scapula, et une autre entre l'apex et l'angle médial de la scapula. La position des trois repères anatomiques de la scapula était vérifiée à l'aide du triangle calibré avant le premier essai pour les deux positions d'élévation, et avant le premier et le deuxième essais pour la position de repos. Le même triangle était utilisé pour la deuxième session (figure 2.2 C).



A

B

C

**Figure 2.2 :** Standardisation des mesures. **A :** Support au niveau de l’occiput. **B :** Support au niveau du thorax. **C :** Triangle flexible pour localiser et vérifier la position des repères

Les sujets étaient avisés d’éviter, dans les 48 heures précédant les évaluations, toute activité (entraînement en salle, exercices de renforcement, pratique de sports, etc.) qui aurait pu créer une fatigue des muscles scapulohuméraux et thoracoscapulaires. Ils devaient également ne pas changer leurs habitudes de vie au cours de la période de suivi.

#### 2.1.4 Analyse des données

Pour les calculs des déplacements angulaires de la scapula, le système de référence local (avec l’angle postéroexterne de l’acromion comme origine), le cadre de référence scapulaire (pour l’épaule droite : Z positif est dirigé en postérieur, Y positif est dirigé vers le bas le long du côté vertébral de la scapula, et X positif est dirigé obliquement vers le haut en direction de l’épaule gauche) et la séquence de rotation cardanique (ZsXsYs) proposés par Hébert *et al.* dans leur étude de validation ont été utilisés (figure 3.1)<sup>124</sup>. Afin de standardiser la définition des mouvements scapulaires utilisée dans cette étude avec celle recommandée par l’International Society of Biomechanics (ISB)<sup>133</sup>, les trois rotations scapulaires dans ce mémoire ont été définies ainsi : bascule antérieure/postérieure, rotation latérale/médiale et protraction/rétraction (figure 3.1).

La séquence de rotation utilisée dans la présente étude correspondait à la séquence optimale pour minimiser l’erreur cumulative causée par la multiplication de la matrice de rotation et

pour garder la plus grande signification anatomique possible<sup>124</sup>. De plus, il a été décidé d'utiliser le système de référence local qui avait été proposé par Hébert *et al.*<sup>124</sup>, puisqu'en comparant les orientations scapulaires calculées à l'aide du système de référence local d'Hébert *et al.* à celles obtenues à l'aide du système de référence local décrit et recommandé par l'ISB<sup>133</sup>, les différences obtenues étaient négligeables (moins de 0,6° pour toutes les rotations scapulaires (données non publiées)).

Deux méthodes de calcul des déplacements scapulaires ont été utilisées : 1) l'orientation de la scapula en élévation par rapport à l'orientation de la scapula en position de repos; et 2) l'orientation de la scapula par rapport à l'orientation du tronc. L'orientation du tronc a été définie à partir des trois repères anatomiques du tronc (le processus épineux de la septième vertèbre cervicale et les épines iliaques postérosupérieures droite et gauche). En ce qui concerne la méthode de calcul de l'orientation de la scapula en élévation par rapport à son orientation de repos, les déplacements scapulaires à 70° flexion étaient calculés par rapport au premier essai effectué avec le bras au repos, tandis que les déplacements scapulaires à 90° d'abduction étaient calculés par rapport au deuxième essai effectué avec le bras au repos. L'orientation de référence choisie pour la mesure de chacune des positions d'élévation visait à respecter l'ordre initial dans lequel les mesures avaient été prises. L'orientation de repos était calculée par rapport au système de référence global.

Pour les analyses, les résultats des épaules droites et gauches (n = 30 épaules) des quinze sujets ont été combinés. La fidélité des mesures des essais de chacune des sessions (fidélité intrasession) a d'abord été calculée pour les trois essais puis pour les deux premiers essais. La fidélité intersessions a été quantifiée à partir des moyennes des trois essais de chacune des deux sessions, puis de la moyenne des deux premiers essais.

Les fidélités intrasession et intersessions ont été estimées à l'aide des coefficients de corrélation intraclass (CCI)<sup>134,135</sup>. Le calcul des CCI est basé sur l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs pour mesures répétées (table 3.1)<sup>136</sup>. Des CCI de plus de 0,80 ont été considérés comme excellents, ceux qui se situaient entre 0,60 et 0,79 étaient considérés comme bons, entre 0,40 et 0,59 comme modérés, et de moins de 0,40 comme pauvres<sup>137</sup>. L'erreur standard de mesure (ESM) qui est utilisée pour quantifier la fidélité absolue dans

la même unité que les mesures originales<sup>128</sup> a également été estimée. L'ESM est calculée à partir de la variance intrasujet de l'ANOVA. De plus, les moyennes et les écart-types, en degrés, ont été calculés pour les trois rotations dans chacune des positions. Un *test-t* a été exécuté afin d'évaluer s'il y avait une différence significative ( $p < 0.05$ ) entre les amplitudes de rotation des deux sessions.

## 2.2 Étude d'intervention

### 2.2.1 Population cible, échantillon et recrutement

L'étude a été réalisée au CIRRIIS avec, comme population cible, les personnes présentant un syndrome d'abutement à l'épaule (SAE) de type primaire (stade I ou II selon la classification de Neer<sup>75</sup> ou groupe I selon la classification de Jobe et Pink<sup>76</sup>), c'est-à-dire, sans signe de rupture de la coiffe des rotateurs. Nos critères d'inclusion reposaient sur les signes et symptômes plutôt que sur l'âge des sujets. Ainsi, même si, selon la classification de Neer, l'abutement de stade I et II se rencontre habituellement chez les personnes de moins de 40 ans, les sujets de plus de 40 ans qui présentaient un SAE sans signe de rupture de la coiffe des rotateurs étaient inclus dans l'étude. Les sujets ont été sélectionnés à partir des critères d'éligibilité suivants :

#### Critères d'inclusion

1. Répondre positivement à au moins un test dans chacune des trois catégories suivantes :
  - a. Arc de mouvement douloureux en flexion ou en abduction active;
  - b. Test d'abutement de Neer ou de Kennedy-Hawkins positif<sup>75,138</sup>;
  - c. Douleur lors des mouvements résistés isométriques de rotation externe, d'abduction ou du test de Jobe<sup>41</sup>;
2. Être alphabète;
3. Pouvoir participer à dix-huit rencontres au CIRRIIS sur une période de neuf semaines.

#### Critères d'exclusion

1. SAE bilatéral;

2. Fracture ou anormalité osseuse dans la région de la ceinture scapulaire;
3. Calcification à l'épaule;
4. Acromion de type III<sup>71</sup>;
5. Instabilité de l'épaule (aux tests de sulcus et de relocalisation)<sup>139</sup>;
6. Signes cliniques ou radiologiques d'une rupture complète de la coiffe des rotateurs (faiblesse importante aux mouvements résistés et migration supérieure de la tête humérale à l'examen radiologique);
7. Antécédent de chirurgie à l'épaule ou au cou;
8. Problèmes pulmonaires ou cardiaques instables;
9. Maladie rhumatoïde, inflammatoire, dégénérative ou neurologique;
10. Antécédent d'accident vasculocérébral;
11. Douleur cervicale, cervicobrachialgie ou douleur à l'épaule reproduite durant les mouvements actifs du cou ou à la surpression;
12. Syndrome de myalgie au trapèze;
13. Patron capsulaire G/H (défini comme une restriction de l'amplitude des mouvements actifs et passifs G/H de plus de 30% dans deux directions ou plus);
14. Arrêt de travail avec compensation financière;
15. Problèmes cognitifs ou de comportement qui interféreraient avec les tests.

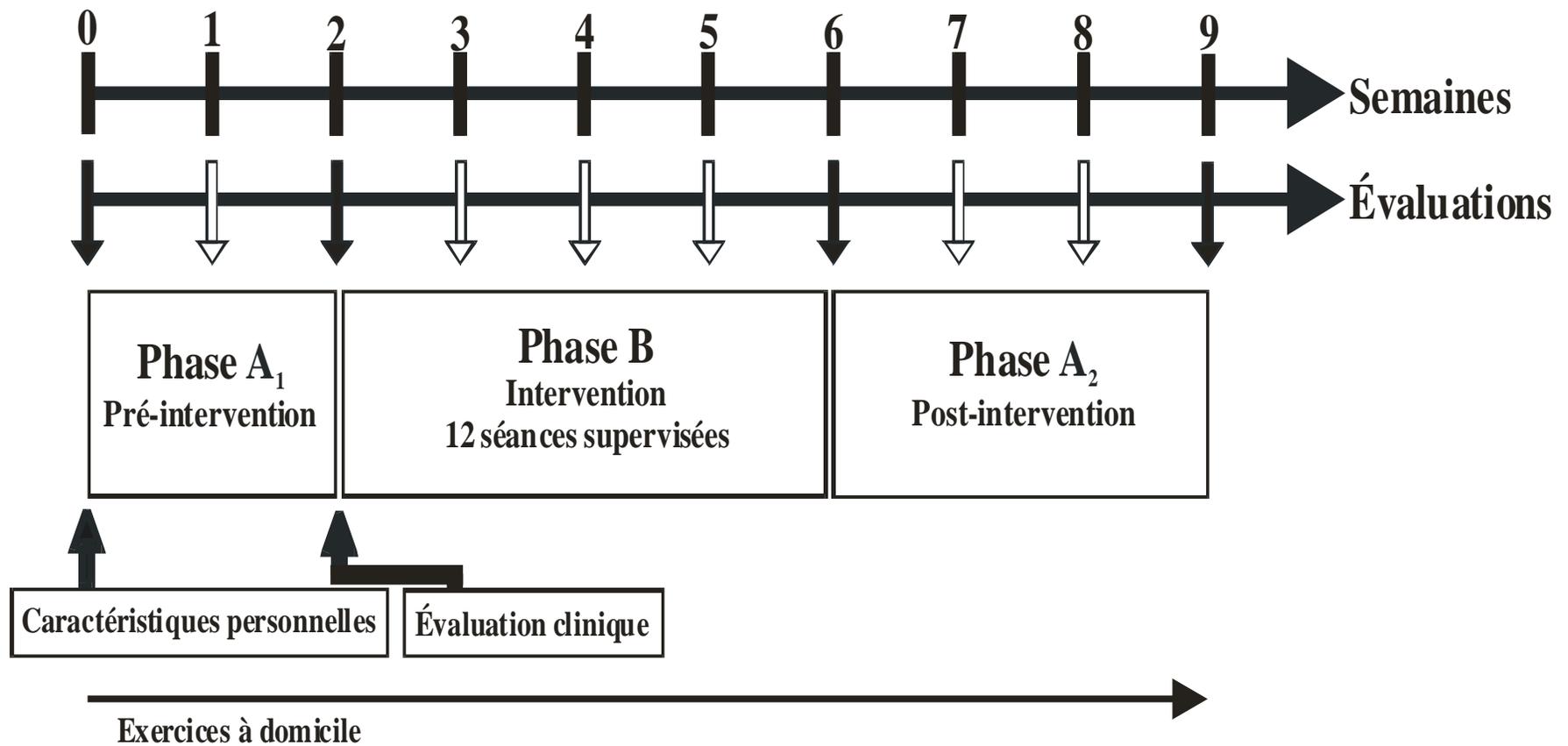
Les sujets qui présentaient une atteinte bilatérale ont été exclus car plusieurs des variables à l'étude étaient évaluées en comparaison avec l'épaule controlatérale. Les sujets en arrêt de travail avec compensation financière étaient exclus afin d'éliminer ce facteur d'influence<sup>62,68</sup>.

Huit sujets répondant à ces critères ont été recrutés d'avril 2003 à avril 2004. Ce nombre de sujets semblait adéquat compte tenu du type de devis utilisé, du nombre élevé de mesures et du caractère exploratoire de l'étude. Les sujets ont été recrutés dans les centres hospitaliers et cliniques médicales et de physiothérapie de la région de Québec. Les médecins et les physiothérapeutes avaient été, antérieurement, contactés pour que leur soient expliqués les buts de l'étude et les critères de sélection de la population visée.

Les sujets référés étaient contactés par téléphone afin que leur soit expliqué le projet et que leur soient énoncées les exigences relatives à leur participation. De plus, les sujets étaient questionnés afin de s'assurer qu'ils ne présentaient pas de conditions associées ou d'antécédents médicaux qui les excluaient de la population cible (critères d'inclusion n<sup>os</sup> 2 et 3 et critères d'exclusion n<sup>os</sup> 7, 8, 9, 10, 14 et 15). Par la suite, les sujets rencontraient un chirurgien orthopédiste spécialisé dans les atteintes à l'épaule qui exécutait les tests d'abutement (critère d'inclusion n<sup>o</sup> 1) et qui procédait à un examen physique et radiologique (critères d'exclusion n<sup>os</sup> 1, 2, 3, 4, 5 et 6) (annexe C). Les sujets qui présentaient aux examens physique et radiologique des signes de rupture de la coiffe des rotateurs étaient référés à un radiologiste pour qu'ils subissent un examen plus poussé, soit une échographie par ultrason. Il a été démontré que cet examen permet de confirmer une rupture de la coiffe des rotateurs avec la même efficacité que la résonance magnétique<sup>140</sup>. Les sujets qui répondaient toujours aux critères d'éligibilité à la suite de l'évaluation de l'orthopédiste étaient évalués, finalement, par un physiothérapeute afin de confirmer l'absence d'atteintes cervicales et de patron capsulaire à l'épaule (critères d'exclusion n<sup>os</sup> 11, 12 et 13) (annexe C). Ce projet recherche a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec le 21 octobre 2002 (annexes A et B). Les sujets éligibles ayant accepté de participer à l'étude ont signé le formulaire de consentement avant leur première rencontre avec un membre de l'équipe.

### **2.2.2 Devis expérimental**

L'étude était réalisée selon un devis à sujet unique de type A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub><sup>141</sup>. Elle était divisée en trois phases durant lesquelles dix évaluations des variables à l'étude étaient réalisées sur une période de neuf semaines (figure 2.3). Les trois phases étaient : (A<sub>1</sub>) Phase pré-intervention : la condition de base des sujets était évaluée lors de trois rencontres durant les deux premières semaines de l'étude; (B) Phase d'intervention : les sujets participaient à douze séances supervisées de réadaptation et l'effet immédiat de l'intervention était évalué lors d'une rencontre à la fin de chacune des quatre semaines; (A<sub>2</sub>) Phase post-intervention : l'effet à court terme de l'intervention était évalué à chaque semaine au cours des trois dernières semaines de l'étude.



**Figure 2.3 :** Devis expérimental de l'étude d'intervention

Les flèches pleines représentent les temps d'évaluation où l'ensemble des variables a été évalué. Les flèches vides représentent les temps d'évaluation où seulement quatre des sept variables permettant l'étude de l'effet d'intervention étaient évaluées : le SPADI, la fonction générale de l'épaule, l'arc douloureux et le comportement qualitatif de la scapula.

### **2.2.3 Variables à l'étude, instruments utilisés et procédures d'évaluation**

En plus des caractéristiques personnelles (sexe, âge, poids, taille, dominance et type d'occupation) et cliniques (durée des symptômes, traitements antérieurs, conditions associées et médication) des participants, des variables servant à vérifier les effets de l'intervention ont été mesurées. Le niveau de douleur et d'incapacité évalué au début de l'étude et à la fin de chacune des semaines subséquentes, à l'aide du questionnaire Shoulder Pain And Disability Index (SPADI), constituait la variable principale. Les variables secondaires, les sous-échelles douleur et incapacité du SPADI, la fonction générale de l'épaule, l'amplitude de l'arc douloureux et l'évaluation qualitative du comportement de la scapula, étaient évaluées à la même fréquence que la variable principale. Trois autres variables secondaires, l'orientation 3D de la scapula, la force musculaire et l'intensité de la douleur lors de l'évaluation de la force, étaient également soumises à une évaluation. Toutefois, ces trois variables étaient évaluées lors des transitions entre les phases (fin de A<sub>1</sub> et de B) et à la première et dernière évaluations de l'étude.

Les variables étaient mesurées dans l'ordre suivant : le niveau de douleur et d'incapacité, la fonction générale de l'épaule, l'orientation 3D de la scapula, l'amplitude de l'arc douloureux, l'évaluation qualitative du comportement de la scapula, la force musculaire de l'épaule et l'intensité de la douleur lors des tests de force. Ces variables ont été regroupées en quatre catégories : fonction de l'épaule, contrôle dynamique de la scapula, force musculaire et douleur à l'épaule. Elles seront décrites de façon plus détaillée ci-après.

À la fin de chacune des neuf semaines de l'étude, les sujets devaient compléter un questionnaire afin de documenter les cointerventions (annexe G) qui auraient pu influencer la condition des participants. Ce questionnaire visait à documenter la prise de médication, les activités sportives, les travaux manuels en dehors des travaux habituellement exécutés et les consultations avec d'autres professionnels de la santé.

#### **2.2.3.1 Fonction de l'épaule**

**SPADI.** Ce questionnaire a été conçu pour mesurer de façon ponctuelle les conséquences d'une pathologie à l'épaule et ses changements dans le temps (annexe F). Il contient treize

items divisés en deux sous-échelles qui quantifient la sévérité de la douleur (cinq items) et le degré de difficulté lors d'activités (huit items). Il est autoadministré, prend cinq à dix minutes à compléter, et a comme référence l'état du patient dans la dernière semaine. Pour chaque question, le sujet doit placer un trait sur une échelle visuelle analogue (EVA) de dix centimètres qui contient des indications à chaque extrémité (Sous-échelle de douleur : 0 = aucune douleur et 10 = pire douleur imaginable; Sous-échelle d'incapacité : 0 = aucune difficulté et 10 = tellement difficile que j'ai besoin d'aide). Le score de chaque sous-échelle est calculé en faisant la moyenne des items correspondants. Le score total du SPADI est obtenu en calculant la moyenne des scores moyens des deux sous-échelles. Un résultat élevé indique des niveaux d'incapacité et de douleur élevés. Un changement de moins de 10% et de plus de 10% a été associé respectivement à une amélioration et à une détérioration cliniquement significatives du niveau de douleur et d'incapacité<sup>142</sup>.

Le questionnaire SPADI a été choisi dans cette étude comme mesure principale d'intervention parce qu'il possède de bonnes qualités métrologiques<sup>142-145</sup>. Plus spécifiquement, sa cohérence interne (0,86-0,95) et sa fidélité test-retest (0,63-0,65) ont été démontrées<sup>144</sup>. Sa validité de construit a également été reconnue<sup>142,143,145</sup>. Il a aussi été utilisé avec succès par d'autres groupes de recherche lors de l'évaluation de la douleur et de l'incapacité pour différents syndromes douloureux à l'épaule, dont la capsulite rétractile à l'épaule<sup>146,147</sup>, les douleurs générales à l'épaule<sup>148</sup>, et le SEA<sup>17,21,92</sup>. Finalement, il convient parfaitement à la population francophone recrutée dans cette étude, puisqu'il a été traduit en français.

***Fonction générale de l'épaule.*** Un questionnaire comportant quatre questions a été développé afin de mesurer la perception des participants à l'égard de leur fonctionnement général dans certaines sphères d'activités (annexe F). La première question concernait le niveau de fonction générale de l'épaule dans l'ensemble des activités de la vie quotidienne, tandis que les trois autres questions concernaient le niveau de fonction de l'épaule lors d'activités plus spécifiques, tels que les activités sportives, le travail et les activités domestiques. Ce questionnaire était autoadministré et prenait deux minutes à compléter. Tout comme avec le SPADI, le sujet devait placer un trait sur une EVA de dix centimètres

(0 = fonction maximale, 100 = fonction nulle). Chacune des questions se rapportait à la dernière semaine, de façon à obtenir une fenêtre similaire au SPADI. Le résultat final était obtenu en faisant une moyenne du score des quatre questions. Ainsi, un résultat élevé indiquait un niveau de fonction faible.

### **2.2.3.2 Comportement de la scapula**

*Évaluation qualitative du comportement de la scapula.* Le comportement scapulaire était évalué de façon qualitative par palpation et par observation lors de mouvements actifs d'abduction. Ce test a été choisi parce que l'intervention était en partie basée sur l'entraînement comme moyen d'amélioration du contrôle dynamique de l'épaule lors de l'élévation du bras. Il permettait de percevoir si un changement qualitatif du mouvement scapulaire se produisait à la suite de l'intervention. Le sujet était assis sur un banc, le tronc droit, le dos non appuyé et les pieds appuyés au sol. Tout d'abord, le sujet exécutait une abduction simultanée des deux bras à vitesse lente. Une période de repos d'une minute était allouée et un deuxième essai était réalisé. Durant l'exécution de ces mouvements d'abduction, un physiothérapeute, assis derrière le sujet, palpait l'angle inférieur de la scapula. Lorsque le physiothérapeute notait une perturbation ou une asymétrie du comportement scapulaire, il demandait au sujet d'arrêter le mouvement et il mesurait, à l'aide d'un goniomètre, l'angle d'abduction à partir duquel cette perturbation survenait (annexe F). L'évaluation qualitative du comportement scapulaire n'a pas fait l'objet d'une évaluation quant à ses qualités métrologiques (validité ou fidélité). Toutefois, toutes les procédures de mesure étaient standardisées.

Par la suite, deux autres essais de mouvements bilatéraux d'abduction à vitesse lente étaient filmés. L'enregistrement vidéographique était par la suite visionné par un physiothérapeute afin de catégoriser le comportement scapulaire des sujets en deux sous-groupes : 1) avec un comportement scapulaire asymétrique à l'observation, et 2) sans asymétrie observable du comportement scapulaire. Le comportement scapulaire était également décrit à l'aide du système d'évaluation clinique de Kibler *et al.*<sup>149</sup>, groupe qui a défini trois patrons de dyskinésie scapulaire et un patron normal (déplacement symétrique). Ces trois patrons dyskinétiques se caractérisent par une perturbation visible du déplacement de l'angle

inférieur, du bord médial ou du bord supérieur de la scapula. Kibler *et al.* ont obtenu une fidélité interévaluateurs discutable de 0,4 et intraévaluateur de 0,5 lors de l'évaluation du système d'évaluation clinique<sup>149</sup>. Le système d'évaluation clinique de Kibler *et al.* a été choisi pour cette étude parce qu'il est présentement le seul système d'évaluation clinique du mouvement scapulaire dont la fidélité a fait l'objet d'une évaluation. La réalisation de ce test prenait environ cinq minutes.

***Orientation 3D de la scapula.*** L'orientation 3D de la scapula a été mesurée à chaque épaule à l'aide du système Optotrak avec sonde en utilisant un protocole standardisé<sup>124</sup>, tel que décrit précédemment (2.1.3). Neuf repères anatomiques étaient sondés au repos, à 70° de flexion et à 90° d'abduction (annexe F). Deux essais étaient exécutés pour chacune des trois positions du bras. À la suite des résultats de tests préliminaires exécutés en laboratoire (données non publiés), il a été décidé que s'il y avait une différence de plus de quinze millimètres en X, Y ou Z entre les deux essais dans la position d'au moins un des trois repères de la scapula, un troisième essai était exécuté et les deux essais les plus semblables étaient conservés. L'orientation de la scapula a été calculée par rapport à l'orientation du tronc. La durée de réalisation de ce test variait de trente à soixante minutes. Des études ont démontré que la mesure de l'orientation 3D à l'aide de cette méthode est précise, valide<sup>124</sup> et fidèle (chapitre III) lorsqu'elle est évaluée chez des sujets sains. Toutefois, les qualités métrologiques de cette méthode de mesure n'ont pas été évaluées chez des sujets présentant un SAE.

### **2.2.3.3 Force musculaire**

La force musculaire isométrique des rotateurs externes et des abducteurs de l'épaule était mesurée en Newtons à l'aide d'un dynamomètre manuel Chatillon (Chatillon CSD 300, Medical dynamometers, Greensboro, NC) selon un protocole standardisé<sup>17</sup>. Chaque sujet, positionné en décubitus dorsal, devait exécuter pour chaque groupe musculaire et pour chaque épaule une série de deux contractions maximales volontaires isométriques de cinq secondes (le test de cinq secondes débutait lorsqu'un niveau de force de 16 livres était atteint). La force maximale déployée par le sujet au cours de ce laps de temps était notée (annexe F). Les contractions étaient espacées par une période de repos d'une minute. S'il y

avait une différence de plus de 10% entre les deux essais, un troisième essai était réalisé. Les deux valeurs sommets de force étaient alors conservées pour l'analyse. Lors de la mesure de la force des rotateurs externes, le coude était fléchi à 90° et l'épaule à 0° d'abduction. Le dynamomètre était appuyé contre la partie externe distale de l'avant-bras. La force des abducteurs était mesurée avec le coude en extension (0°) et l'épaule à 10° d'abduction. Le dynamomètre était appuyé contre la partie externe distale du bras.

L'ordre d'évaluation des groupes musculaires variait de façon aléatoire d'un sujet à un autre. Le même ordre d'évaluation était toutefois conservé pour un même sujet tout au long de l'étude. La force de l'épaule asymptomatique était toujours évaluée en premier. La durée des tests de force était de dix minutes (temps pour la cotation de l'intensité de la douleur lors des tests inclus (2.2.3.4)). La force maximale moyenne (n=2 essais) et le torque en Newtons-mètres (force maximale moyenne x bras de levier) étaient ensuite calculés. Le déficit de torque moyen était également calculé à l'aide de cette formule :  $(((\text{torque côté asymptomatique}) - (\text{torque côté symptomatique})) / (\text{torque côté asymptomatique})) \times 100^{17}$ .

#### **2.2.3.4 Douleur à l'épaule**

En plus de la sous-échelle de douleur du SPADI, deux autres variables en lien avec la douleur à l'épaule ont été évaluées.

***Intensité de la douleur lors de contractions maximales volontaires.*** L'intensité de la douleur lors des tests de force musculaire des muscles abducteurs et des rotateurs externes était mesurée à l'aide d'une EVA de dix centimètres (annexe F). À la suite de chacun des tests de force, le sujet devait quantifier l'intensité de la douleur maximale ressentie lors de la contraction isométrique (0 = aucune douleur, 100 = pire douleur imaginable). Puis, un indice de douleur a été établi en additionnant les scores de douleur des quatre tests de force (0 = aucune douleur lors des 4 tests, 400 = pire douleur imaginable à chaque test)<sup>17</sup>.

***Amplitude de l'arc douloureux.*** L'amplitude de l'arc douloureux lors des mouvements de flexion et d'abduction de l'épaule était mesurée, en degrés, à l'aide d'un électrogoniomètre (BEP VII, Human performance Measurement inc., Arlington, Texas, USA) (annexe F et figure 2.4). Chaque sujet, en position assise sur un banc, le tronc droit, le dos non appuyé et

les pieds appuyés au sol, devait exécuter deux mouvements actifs de flexion et d'abduction à vitesse lente. Un montage, composé de deux demi-cerceaux, a été utilisé pour s'assurer que les sujets respectaient le bon plan d'élévation dans toute l'amplitude de l'élévation. Avant le test, une orthèse était installée au coude des sujets afin de garder l'articulation en extension complète. Lors du mouvement, l'évaluateur appuyait sur un bouton presseur pour marquer l'amplitude au moment où le sujet signifiait l'apparition de la première douleur, puis, lorsque le sujet signifiait la disparition de cette douleur, si tel était le cas. L'amplitude de l'arc douloureux était calculée en soustrayant l'amplitude d'élévation du bras à laquelle la douleur apparaissait à celle à laquelle la douleur n'était plus ressentie. L'amplitude moyenne de l'arc douloureux (n=2 essais) a été utilisée pour l'analyse des résultats. La durée totale du test était de cinq minutes.

Selon des travaux préliminaires à cette étude (données non publiées), il a été démontré que l'erreur moyenne entre des mesures prises à l'aide d'un hydrogoniomètre et de l'électrogoniomètre utilisé dans la présente étude était de  $1,7^\circ$  en flexion et de  $1,2^\circ$  en abduction. Ces travaux ont aussi permis de constater que le délai de réaction de l'évaluateur entre la mention du début de la douleur par le sujet et la pression par l'évaluateur était de  $1,4^\circ (\pm 1,3^\circ)$  en flexion et de  $3,7^\circ (\pm 1,1^\circ)$  en abduction.

**A****B**

**Figure 2.4 :** Évaluation de l'amplitude de l'arc douloureux. **A** : en abduction, **B** : en flexion

### **2.2.4 Phase pré-intervention (A<sub>1</sub>)**

À la première évaluation de la phase A<sub>1</sub>, en plus de la mesure des variables à l'étude, un programme standardisé d'exercices à domicile était enseigné aux sujets. Ce programme devait être exécuté une fois par jour au cours de la phase A<sub>1</sub>. Il comprenait des exercices simples de renforcement isométrique sous-maximal (abduction, rotateur externe et rotation interne de l'épaule) en position de repos de l'épaule et une application quotidienne de glace. Les sujets devaient noter, dans un journal de bord, l'observance des exercices recommandés. Un guide de posture était également remis aux participants. Ce guide donnait des conseils sur les positions de la ceinture scapulaire et les positions de la région cervicodorsale à éviter et celles à adopter. De plus, les sujets devaient compléter un questionnaire d'informations générales (annexe D). Ce questionnaire visait à documenter les caractéristiques personnelles des participants.

À la dernière rencontre d'évaluation de la phase A<sub>1</sub>, les sujets se soumettaient à un examen clinique standardisé effectué par le physiothérapeute traitant (annexe E). Cet examen comportait une analyse de la posture, des mesures des amplitudes articulaires à l'épaule, et l'évaluation du contrôle scapulaire lors des mouvements d'élévation. Les résultats de cet examen clinique permettaient d'établir le contenu et l'intensité des exercices exécutés lors de l'intervention (phase B). Après l'examen clinique, un enseignement de la biomécanique normale de l'épaule était fait aux sujets à l'aide d'un modèle anatomique de l'épaule. De plus, une explication du SAE et des déficits de mouvements notés à l'examen clinique était donnée.

### **2.2.5 Phase d'intervention (B)**

L'intervention a été développée à partir d'éléments recueillis lors d'un groupe de discussion sur la pratique actuelle et à la suite d'une recension des écrits concernant les interventions à l'épaule<sup>32-36,101,102,104,105</sup>, les déficiences et les incapacités des personnes présentant un SAE<sup>8,10,14-20,22,24,25,40,150</sup>, et les principes de rééducation neuromusculaire<sup>39,107,108</sup>. Par la suite, les lignes directrices de l'intervention ont été établies. L'intervention était basée sur la rééducation du contrôle dynamique des articulations S/T et G/H et sur le renforcement des

muscles stabilisateurs de ces deux articulations. Les résultats du groupe de discussion et de la recension des écrits sont décrits plus en détails ci-après.

**Groupe de discussion.** Six physiothérapeutes de la région de Québec ont été réunis pour discuter de leur pratique à l'égard des interventions actives chez les personnes présentant un SAE. Les physiothérapeutes participantes étaient toutes des femmes. Elles avaient en moyenne douze années d'expérience (4-18 années) et traitaient des atteintes à l'épaule dans 37,5% de leur temps clinique (20-75%). Cinq venaient de milieux privés et une d'un milieu public. La discussion, d'une durée de 90 minutes, a été enregistrée sur bande audio, et a été retranscrite par la suite (annexe H). Les principales conclusions recueillies lors de cette rencontre sont :

1. Le mouvement scapulaire est évalué qualitativement, puisqu'il n'existe aucun outil de mesure clinique du mouvement scapulaire;
2. Si, lors de l'évaluation du contrôle dynamique de la scapula, le mouvement est normal après un essai, celui-ci est réévalué après dix mouvements d'élévation du bras. Si aucune anomalie de contrôle n'est dévoilée, d'autres répétitions d'élévation du bras avec charge ou à une vitesse plus rapide sont pratiquées et le contrôle de la scapula est réévalué par la suite;
3. Le niveau de difficulté des exercices est augmenté lorsqu'il est exécuté sans douleur avec un bon contrôle pour trois séries de dix répétitions;
4. Les séances en physiothérapie ont lieu deux à trois fois par semaine. La durée totale de l'intervention est, en général, de quatre à six semaines.

**Recension des écrits.** La recension des écrits a été faite à l'aide des moteurs de recherche MEDLINE et Cumulative Index to Nursing & Allied Health (CINAHL) à l'aide des mots ou de la combinaison des mots-clés suivants: *shoulder*, *shoulder joint*, *shoulder impingement syndrome*, *scapula*, *tendinitis*, *rotator cuff*, *physical therapy* et *rehabilitation*. Cette recherche bibliographique a permis d'obtenir des articles concernant l'anatomie, l'arthrocinétique et l'action des muscles au pourtour de l'épaule saine, les interventions

pour les syndromes douloureux de l'épaule, les déficiences des personnes présentant un SAE et les facteurs prédictifs.

### **2.2.5.1 Description de l'intervention**

#### *2.2.5.1.1 Rééducation du contrôle dynamique de l'épaule*

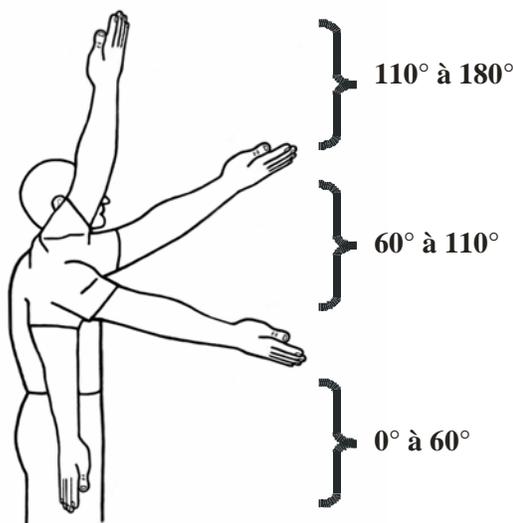
**Principes généraux.** Durant la phase B, les sujets participaient à trois séances de physiothérapie supervisées par semaine et exécutaient un programme individualisé d'exercices à domicile. Tous les sujets étaient supervisés par le même physiothérapeute. L'intervention comprenait des exercices de difficulté croissante en terme de plan, d'amplitude et de vitesse d'exécution des mouvements, du nombre de répétitions et de la charge imposée. Lors de chacune des séances supervisées, deux indicateurs étaient utilisés pour déterminer le degré de difficulté des exercices : la qualité du contrôle du mouvement et le niveau de douleur perçu lors des mouvements. Au cours des séances supervisées, les sujets devaient maintenir un alignement du tronc adéquat et un bon contrôle dynamique de l'épaule dans l'exécution des exercices. À la fin de chacune des séances, le physiothérapeute enseignait un exercice simple, en lien avec les exercices faits durant la séance, que le sujet devait exécuter à domicile. Lors de chacune des séances, les exercices exécutés, le nombre de répétitions faites, l'amplitude dans laquelle l'exercice avait été fait ainsi que la vitesse d'exécution et la charge utilisée étaient notés par le physiothérapeute traitant.

**Lignes directrices pour la progression de la rééducation.** La première étape du programme d'intervention était de rééduquer le contrôle dynamique des articulations S/T et G/H lors de l'élévation du bras dans trois plans verticaux :

1. Plan scapulaire (aussi appelé scaption);
2. Plan sagittal (flexion);
3. Plan frontal (abduction).

L'amplitude de mouvement était graduellement augmentée à mesure que le contrôle dynamique de l'épaule s'améliorait et selon trois intervalles de différents niveaux de difficulté (figure 2.5):

1. Entre  $0^{\circ}$  et  $60^{\circ}$  : le niveau de difficulté est faible parce que la distance acromiohumérale est maximale<sup>7,15,72,74</sup>;
2. Entre  $60^{\circ}$  et  $110^{\circ}$  : le niveau de difficulté est élevé parce que la distance acromiohumérale est minimale<sup>7,15</sup>;
3. Entre  $110^{\circ}$  et  $180^{\circ}$  : le niveau de difficulté est modéré parce que la distance acromiohumérale est réduite par rapport à l'intervalle entre  $0^{\circ}$  et  $60^{\circ}$ <sup>74</sup>.



**Figure 2.5 :** Plans d'élévation

À chacune des séances, les exercices de contrôle étaient exécutés dans les trois plans verticaux jusqu'à l'atteinte de l'amplitude maximale à laquelle un contrôle adéquat était maintenu. Le côté opposé servait de référence pour juger du contrôle dynamique du côté atteint.

La rééducation du contrôle dynamique de l'épaule se faisait sous deux conditions :

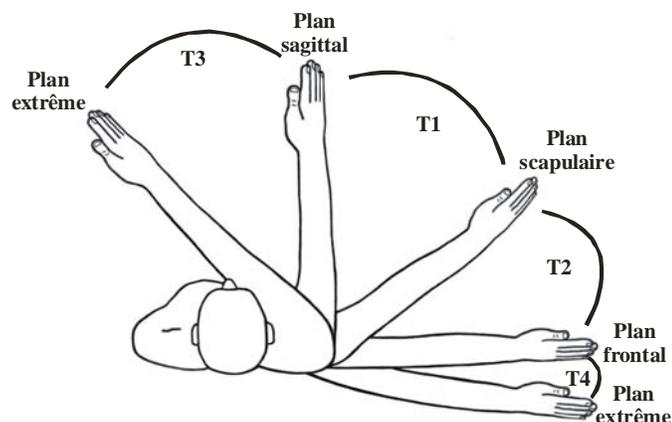
1. Supervisée : l'exercice était fait avec aide et/ou rétroaction manuelle, visuelle ou verbale du physiothérapeute, dans une zone de travail où une aide était nécessaire pour bien contrôler le mouvement;
2. Non supervisée : l'exercice était fait de façon autonome, sans aide directe du physiothérapeute, dans une zone de travail sécuritaire qui était bien contrôlée par le sujet.

Ainsi, les exercices débutaient sous la supervision directe du physiothérapeute. Le physiothérapeute donnait des rétroactions aux sujets dans le but d'améliorer le contrôle dynamique de l'épaule. Au cours de la même session, l'exercice devait être refait sans supervision dans l'amplitude bien contrôlée par le sujet. Le mouvement était ensuite poursuivi à domicile s'il était bien exécuté en clinique. Lorsqu'une série de dix répétitions était exécutée sans supervision, avec un bon contrôle dynamique de l'épaule et sans augmentation du niveau d'intensité de douleur, alors une ou deux autres séries de dix répétitions étaient exécutées. Lorsque trois séries de dix répétitions d'un exercice étaient facilement exécutées, alors le degré de difficulté de l'exercice était augmenté.

Les exercices débutaient à vitesse lente jusqu'à l'atteinte d'un bon contrôle dynamique de l'épaule, sans supervision, dans toute l'amplitude et ce, pour 30 répétitions. La vitesse des exercices était par la suite augmentée graduellement, jusqu'à l'atteinte d'un bon contrôle de l'épaule à vitesse rapide et, encore une fois, pour 30 répétitions. Par la suite, l'exercice était fait avec un haltère d'une livre, qui était remplacé progressivement par un autre d'une livre supplémentaire, jusqu'à un maximum de cinq livres. En plus d'augmenter le degré de difficulté de l'exercice, l'exécution du mouvement avec charge permettait de renforcer les muscles de l'épaule. Ainsi, le degré de difficulté de l'exercice était augmenté régulièrement afin d'atteindre les limites maximales du contrôle dynamique de l'épaule du sujet<sup>107</sup>.

À la fin de chaque session, des exercices diagonaux étaient faits, entre les trois plans verticaux et en dehors de ceux-ci, dans les amplitudes où le sujet démontrait un bon contrôle dynamique de l'épaule. Quatre territoires horizontaux avaient été établis (figure 2.6) :

1. Territoire entre le plan sagittal et le plan scapulaire (T1);
2. Territoire entre le plan scapulaire et le plan frontal (T2);
3. Territoire médial au plan sagittal (T3);
4. Territoire latéral au plan frontal (T4).



**Figure 2.6 :** Plans horizontaux

Le sujet devait toucher des cibles dans une séquence déterminée qui tenait compte des amplitudes maximales qu'il pouvait atteindre dans chaque plan. Un appareil avait été confectionné spécialement pour cet exercice. L'appareil était composé de deux demi-cerceaux que l'on pouvait ajuster selon le plan voulu. Des cibles, placées sur les demi-cerceaux, pouvaient être positionnées selon l'angle d'élévation désiré (figure 2.7). Puis, selon les mêmes étapes que lors des exercices de contrôle dans les plans verticaux, les exercices diagonaux à vitesse rapide et avec charge étaient exécutés. Les exercices pouvaient se faire dans le territoire médial au plan sagittal et dans le territoire latéral au plan frontal, s'il n'y avait pas de douleur lors des mouvements dans ces territoires.



**Figure 2.7 :** Exercices diagonaux de contrôle dynamique de l'épaule

Finalement, des exercices de contrôle en rotation externe, avec le bras à 90° d'abduction (plan frontal) et le coude à 90° de flexion en position assise, étaient débutés lorsque le sujet contrôlait l'élévation dans le plan frontal jusqu'à 90° pour trente répétitions. La progression du nombre de répétitions, de la vitesse et de la charge était la même que pour les exercices dans les plans verticaux. Toutefois, un Thera-Band (niveau de résistance rouge, vert et bleu; The Hygenic Corporation, Akron, Oh) était utilisé pour les exercices avec résistance au lieu d'un haltère. Les exercices avec Thera-Band étaient exécutés debout.

#### 2.2.5.1.2 *Rééducation de la force musculaire*

En plus des exercices exécutés avec une charge lors de la rééducation du contrôle dynamique de l'épaule, trois autres exercices de renforcement étaient faits dans le but de renforcer les rotateurs internes et externes de l'humérus, le dentelé antérieur et le trapèze. Ces exercices commençaient lorsque le sujet contrôlait sans douleur les mouvements d'élévation dans les trois plans verticaux avec une charge d'une livre. Comme les autres exercices, ceux-ci débutaient avec une série de dix répétitions. Puis, le nombre de séries était augmenté jusqu'à un maximum de trois séries de dix répétitions. On a opté pour trente répétitions parce que le but de l'exercice était d'augmenter l'endurance et le tonus musculaire des sujets. L'American College of Sports Medicine recommande deux à trois séries de huit à quinze répétitions pour ce genre d'entraînement<sup>151</sup>.

- a. Renforcement isotonique en rotation interne et externe<sup>110,111,115</sup> : Le renforcement isotonique était exécuté en rotation interne et en rotation externe, debout, avec le bras le long du corps et le coude fléchi à 90°. Il débutait avec un Thera-Band de niveau de résistance rouge, puis vert, et finalement bleu. Cet exercice recrute particulièrement le supraépineux, l'infraépineux et le petit-rond en rotation externe<sup>110</sup>, et le sous-scapulaire et le grand-pectoral en rotation interne<sup>113,115</sup>.
- b. Push-ups<sup>113,114,116</sup> : La progression des push-ups était la suivante : d'abord, l'exercice était exécuté au mur avec une inclinaison du corps d'environ 30°, puis, l'inclinaison était augmentée de 10° à chaque fois que le sujet réussissait 30

répétitions. Finalement, les push-ups étaient exécutés au sol. Cet exercice recrute particulièrement le dentelé antérieur et les muscles de la coiffe<sup>113,114</sup>.

- c. Abduction horizontale de l'épaule<sup>117</sup> : Cet exercice était débuté lorsque le sujet contrôlait les mouvements d'élévation du bras jusqu'à 110° en abduction en position assise. Il était exécuté en décubitus ventral, avec l'épaule à 90° d'élévation dans le plan de la scapula. Le sujet devait exécuter une rétraction de la ceinture scapulaire, une abduction horizontale du bras jusqu'à l'atteinte du plan frontal, suivi d'une extension du coude avec un haltère d'une livre. La progression de la charge était réalisée selon les paramètres habituels. Cet exercice sollicite particulièrement l'infraépineux, le trapèze moyen et les rhomboïdes<sup>111,117,118</sup>.

### 2.2.6 Phase post-intervention (A<sub>2</sub>)

À la fin de la phase B, un programme individualisé d'exercices était enseigné aux sujets. Ce programme devait être exécuté quotidiennement durant toute la phase A<sub>2</sub>. Le contenu du programme d'exercices était choisi selon le niveau de contrôle dynamique et de force musculaire atteint à l'épaule à la fin de la phase B. Lors des deux premières rencontres de la phase A<sub>2</sub>, le programme d'exercices à domicile était révisé et son contenu était modifié si les exercices augmentaient la symptomatologie à l'épaule ou encore si le niveau de difficulté n'était pas assez élevé. Les sujets devaient noter, dans un journal de bord, l'observance des exercices prescrits.

### 2.2.7 Analyse des données

Une analyse descriptive des variables a été réalisée, à l'aide de graphiques, pour illustrer le profil individuel des changements dans les variables au cours des neuf semaines de l'étude. Ensuite, l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) de la moyenne des trois mesures de base (évaluations durant la phase A<sub>1</sub>) a été calculé et représenté sur ces graphiques. Chaque valeur dans les phases B et A<sub>2</sub> qui excédait l'IC95% était considérée comme une différence significative par rapport aux mesures de base. De plus, en ce qui concerne la variable principale, le score au SPADI, il a été démontré qu'un changement de plus ou moins dix était associé à une amélioration ou à une détérioration d'importance clinique. Ainsi, les

données des phases B et A<sub>2</sub> ont également été analysées en considérant un second intervalle, l'intervalle de changement d'importance clinique. Ce dernier a été fixé à plus ou moins dix points de la moyenne des trois mesures de base du SPADI.

## **CHAPITRE III**

# **THE RELIABILITY OF THREE-DIMENSIONAL SCAPULAR ATTITUDES MEASURED WITH THE OPTOTRAK PROBING SYSTEM.**

**Jean-Sébastien Roy, B.Sc., Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation  
and Social Integration.**

**Hélène Moffet, Ph.D., Department of Rehabilitation, Faculty of Medicine, Laval  
University and Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social  
Integration.**

**Luc J. Hébert, Ph.D., Department of Radiology, Faculty of Medicine, Laval  
University and National Defence of Canada.**

**Guy St-Vincent, M.Sc., Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and  
Social Integration.**

**Brad J. McFadyen, Ph.D., Department of Rehabilitation, Faculty of Medicine, Laval  
University and Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social  
Integration.**

**Sera soumis à la revue « Clinical Biomechanics »**

### 3.1 Abstract

**La fidélité de l'orientation tridimensionnelle de la scapula mesurée à l'aide du système Optotrak avec sonde.**

**Objectif :** Évaluer la fidélité de l'orientation tridimensionnelle de la scapula (OS3D).

**Méthodologie :** À l'aide d'un devis test-retest (deux sessions, le même protocole répété par le même évaluateur), la OS3D a été mesurée sur 30 épaules saines dans trois différentes positions du bras à l'aide du système Optotrak. À chaque essai, trois points de repères non colinéaires de la scapula étaient sondés. Deux méthodes de calcul étaient utilisées : la scapula avec le bras en élévation par rapport à la scapula au repos et la scapula par rapport au tronc.

**Résultats :** La fidélité intersessions est meilleure avec la méthode relative au tronc (CCI > 0,60 ; erreurs standards de mesure (ESM) < 3,9°) comparée à la méthode relative à la scapula au repos (CCI > 0,42, ESM < 4,7°).

**Conclusion :** Dans les études évaluant les effets des interventions sur la OS3D, il sera important d'interpréter les changements observés à la lumière de l'erreur de mesure.

**The reliability of three-dimensional scapular attitudes measured with the Optotrak probing system.**

**Objective:** To evaluate the reliability of three-dimensional scapular attitudes (3DSA).

**Method:** Using a test-retest design (two sessions, same protocol repeated by the same evaluator), 3DSA were measured using the Optotrak probing system on 30 healthy shoulders in three different arm positions. For each trial, three non-collinear body landmarks of the scapula were digitized. Two methods of calculation were used: the scapula with the arm in elevation with respect to (w.r.t.) the scapula with the arm at rest and the scapula w.r.t. the trunk.

**Results:** Intersession reliability is better using the method w.r.t. the trunk (ICC above 0.60, and standards errors (SEs) of measurement below  $3.9^\circ$ ) compared to the calculation method w.r.t. the scapula at rest (ICC above 0.42, and SEs of measurement below  $4.7^\circ$ ).

**Conclusion:** In studies looking at the effect of rehabilitation interventions on scapula behaviour, 3DSA should be interpreted in light of the magnitude of the measurement errors.

## 3.2 Introduction

Recently, more attention has been given to the role of the scapula in shoulder dysfunctions.<sup>17,21</sup> Shoulder pathologies, such as shoulder impingement syndrome (SIS), have been associated with abnormal movement of the scapula during elevation of the arm.<sup>8,10,16,17,20,21,30</sup> Some authors reported that, when compared with the non-impaired side or to healthy shoulders, the impingement shoulders have shown a significantly lower posterior tilting of the scapula in elevation,<sup>8,10,20,21</sup> a significant reduction of lateral rotation at lower humeral elevation angles,<sup>8,20</sup> and an increased scapular protraction under a loading condition.<sup>20</sup> Others have hypothesised that SIS subjects with less posterior tilting on the symptomatic shoulder side may be at risk of developing chronic SIS.<sup>16</sup> These findings highlight the importance of considering the scapular movements during both evaluation and treatment of the shoulder complex.

The scapula is located on the posterior side of the thoracic wall, and moves in a complex pattern during the elevation of the arm.<sup>120-122</sup> The scapula has to maintain a considerable range of motion to optimise the length-tension relationship of the scapulothoracic muscles and the position of the glenoid for an efficient glenohumeral movement during elevation of the arm.<sup>120-122</sup> The scapula moves in large amplitudes in the three planes of movement, around three different axis. This adds considerable motion to the shoulder girdle and makes its motion analysis very challenging.

Scapular movements during elevation of the arm are the result of three scapular rotations: lateral/medial rotation (L-MR) (also called upward/downward rotation or external/internal rotation), anterior/posterior tilting (A-PT), and protraction/retraction (PRO-RET) (also called external/internal rotation or anterior/posterior transverse rotation). The normal range of motion of healthy subjects varies from one study to another, and reported differences between studies are important. For example, as shown by McClure et al,<sup>121</sup> the retraction during elevation in the scapular plane, according to the literature can vary from 3°<sup>126</sup> to 67°.<sup>125</sup> Some factors suggested to explain this large variation include the existence of different motion strategies used in the healthy population, and the differences in study protocols and parameters used (such as different Euler angle sequences of rotations,

different orientations of the local reference system and different types of instruments).<sup>121-127</sup> Karduna et al have shown that changing the sequence of rotations result in significant alteration in motion pattern descriptions (up to 50° for some angles).<sup>152</sup> As suggested by Woltring,<sup>153</sup> this confirms the sequence-dependent nature and the limits of the Euler angles to represent 3-D orientations of the scapula, and supports the ISB (International Society of Biomechanics) recommendation to adopt standards for joint coordinate systems to allow a better comparison and benchmarking between studies.

To help clinical decision making, scapular movement measures must have good metrologic qualities. A new method for the measurement of the three-dimensional scapular attitudes (3DSA), using the Optotrak probing system (OPS), was developed by Hébert et al.<sup>124</sup> They obtained a good accuracy with means of differences between imposed and calculated rotation angles on an anatomical model ranging from 1.5° to 4.2°, and a good concurrent validity with a mean difference between the OPS method and fixed markers of only 1.7°. Reliability was evaluated for one subject over three testing sessions during a one week period. The coefficients of variation were less than 10% for most of the tasks. Although the reliability was good, it is not possible to generalise these results, since only one subject was tested. The reliability of 3DSA must be determined if one wants to use this measure in cross sectional and longitudinal clinical studies. The purpose of this study was to evaluate the intrasession and intersession reliability of the 3DSA using the method developed by Hébert et al<sup>124</sup> at different arm elevation positions in healthy subjects.

### **3.3 Methods**

#### **3.3.1 Subject selection**

The study was conducted at the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration in Quebec City. Fifteen healthy subjects (seven men and eight women, mean weight 71.1 kg, and height 1.71m) voluntarily participated in the study. They were aged between 25 and 62 years (mean 37.8 ± 13.2 years), were all right-handed, and presented no history of rheumatoid, inflammatory, degenerative or neurological diseases,

previous surgery or pain or movement limitation to the neck and shoulders. They all read and signed an informed consent.

### **3.3.2 Study design**

A test-retest design was used. Subjects were involved in two measurement sessions, one week apart (mean  $6.3 \pm 0.9$  days), with the same protocol repeated by the same evaluator. During each session, the 3DSA of both subject's shoulders was measured in three different shoulder positions: arm at rest, shoulder at  $70^\circ$  of flexion (in the sagittal plane), and shoulder at  $90^\circ$  of abduction (in the frontal plane). For each position, three trials were performed. These two specific elevation positions were deliberately chosen because, in a previous study,<sup>17</sup> it has been shown that a reduced posterior tilting at  $70^\circ$  of flexion and  $90^\circ$  of abduction, along with five other variables, could explain as much as 91% of the variance of the pain and disability level experienced by subjects with SIS.

### **3.3.3 Measurements**

The 3DSA was calculated using the OPS (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) with a standardised procedure.<sup>124</sup> For each trial, nine body landmarks were digitized: the posterolateral tip of the acromion, the tip of the inferior angle and the inferior edge of the spine of the scapula, the medial and lateral epicondyles of the humerus, the mid-upper arm, the C7 spinous process and the right and left postero-superior iliac spines. The bony landmarks of the arm were used to verify posture variations between trials and sessions. For the flexion and abduction tasks, stickers were placed on the skin at the exact location of the bony landmarks. The stickers were kept in place for the three trials to allow the examiner to quickly locate the body landmarks during each task, which considerably reduced the time for measurement. For all subjects, the landmarks were first probed with the arm at rest, for one trial, and then the three trials with the shoulder at  $70^\circ$  of flexion were recorded. Thereafter, the two trials with the arm at rest were completed, followed by the three trials with the shoulder at  $90^\circ$  of abduction. To make sure the exact 3D bony landmark location was digitized, the end of the probe was gently pressed against the skin until a contact with the bone surface was felt.

Subjects sat with their knees and hips flexed at  $90^\circ$  and their feet flat on the floor. A fluid goniometer (MIE Medical Research Ltd, Leeds, United Kingdom) was fixed on the upper arm to measure and verify the elevation angle. A table, placed next to the subject, was used to place the subject's arm  $5^\circ$  below the targeted elevation angle to allow the subjects to rest between the trials without going back to the resting position. During the task, the subject simply had to unload his arm from the table and maintain the elevation angle actively while the bony landmarks were digitized. For the resting position, the subject was seated with their arms hanging to their side in a relaxed position. To ensure the subject had a stable posture and the same body position between trials and sessions, two supports were used, one resting against the thorax and another one fixed at the base of the skull. These supports were mounted on rigid adjustable bars fixed to a chair to minimise anterior-posterior movements of the trunk and the head.

A flexible template, made of two plastic arms, was used to locate and verify the position of the bony landmarks on the scapula across tasks. The apex of the template was located at the tip of the inferior angle of the scapula. One arm of the template was aligned from the apex to the posterolateral tip of the acromion, and the other arm from the apex to the medial inferior edge of the spine of the scapula. Before the first trial in each position, the position of the three landmarks on the scapula was verified using the calibrated template. The same calibrated template was used for the second session for the same subject.

The local coordinate reference system, the scapular reference frame and the Cardanic sequence of rotations (ZsXsYs) described by Hébert et al were used in this study (figure 3.1).<sup>124</sup> However, in order to standardize the scapular movement names in accordance with the ISB recommendations,<sup>133</sup> the three scapular rotations were defined as (figure 3.1): anterior/posterior tilting, lateral/medial rotation and protraction/retraction. Note that in the previous validation study by Hébert et al,<sup>124</sup> the scapular rotations were named differently as (in the same order): posterior/anterior tilting, external/internal rotation and anterior/posterior transverse rotation.

The sequence of rotations used in the present study for static tasks performed in two opposite orthogonal planes of arm elevation was the optimal sequence to minimize the

cumulative error due to the rotation matrix multiplication while keeping as much anatomical significance as possible.<sup>124</sup> Prior to the study, the scapular displacements calculated when using the local coordinate reference system used by Hébert et al were compared to the ones obtained when using the system recommended by the ISB.<sup>133</sup> The difference observed was less than  $0.6^\circ$  between the two systems for all scapular rotations, which was considered negligible.

In this study, two methods of calculation were used to determine the 3DSA. First, the displacement of the scapula with the arm in elevation was calculated with respect to the position of the scapula with the arm at rest, which will be referred to as the method with respect to the scapula at rest; and secondly, the displacement of the scapula was calculated with respect to the trunk, which will be referred to as being the method with respect to the trunk. For the method with respect to the scapula at rest, the position of the scapula with the arm at rest was calculated with respect to the global reference system. For this method, in order to respect the order in which the movements were measured, the 3DSA at  $70^\circ$  of flexion was calculated using the first trial arm at rest as the reference, and the 3DSA at  $90^\circ$  of abduction using the second trial arm at rest.

### **3.3.4 Data analysis**

For all analyses, the results of the left and right shoulders were considered as independent observations which leads to a total of 30 shoulders. The intrasession reliability was analysed by, first, comparing the three trials in each position, and then by comparing the two first trials. For the intersession reliability, the mean of the three trials of the first session were compared to the mean of the three trials of the second session. The same intersession comparison was done for the mean of the two first trials.

For both methods of calculation of 3DSA, the intrasession and intersession reliability was estimated by calculating the intraclass correlation coefficients (ICCs).<sup>134,135</sup> The estimation of the coefficients was based on a two-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measures.<sup>136</sup> The standard errors (SEs) of measurement were also calculated.<sup>128</sup> The SEs of measurement were calculated using the within-subject variance, from the ANOVA

(table 3.1). In addition, means and standard deviations, in degrees, of the three rotations of the scapula (A-PT, L-MR, PRO-RET) in the three positions (rest, 70° flexion, 90° abduction) were calculated. Student *t*-tests were performed to verify if there was a significant difference ( $p < 0.05$ ) between the range of motion of each scapular rotation at both sessions.

### 3.4 Results

The means and standard deviations of 3DSA of the six trials (three trials each session) are shown in table 3.2. The 3DSA between the two sessions are not statistically different for both methods except for the PRO-RET arm at rest ( $p = 0.045$ ; mean difference of  $2.3^\circ \pm 2.1^\circ$ ) and the L-MR at 70° of flexion ( $p = 0.032$ ; mean difference of  $3.1^\circ \pm 2.6^\circ$ ) with the method of calculation with respect to the scapula at rest.

The intrasession reliability for both methods of calculation is excellent for all scapular rotations at 70° of flexion and 90° of abduction as indicated by the ICCs ranging from 0.80 to 0.97, and the SEs of measurement ranging from 1.0° to 3.0°. The intrasession reliability is good to excellent for the three rotations with the arm at rest for both methods, but is generally lower with the method with respect to the trunk (ICCs from 0.66 to 0.94, SEs of measurement from 1.6° to 3.3°) compared to the method with respect to the scapula at rest (ICCs from 0.73 to 0.96, SEs of measurement from 1.1° to 2.4°) (figure 3.2 and table 3.3). The intersession reliability for the arm at rest condition is good to excellent for the three rotations for both methods (ICCs from 0.68 to 0.91, SEs of measurement from 1.7° to 3.0°), while at 70° of flexion and 90° of abduction, it is fair for the method with respect to the scapula at rest for all rotations (ICCs from 0.42 to 0.56, SEs of measurement from 2.8° to 4.7°) and fair to excellent for the method with respect to the trunk (ICCs from 0.58 to 0.84, SEs of measurement from 2.1° to 3.9°) (figure 3.2 and table 3.3).

### 3.5 Discussion

The method used in the present study has previously been shown to be accurate and valid.<sup>124</sup> Present results confirm that 3DSA measured with the Optotrak probing system is

also reliable at rest and for specific arm elevation angles, especially when calculating the scapular displacement with respect to the trunk.

Other studies have evaluated the reliability of 3D scapular movement using different devices and procedures. Johnson et al were one of the first groups to evaluate the repeatability of their 3D scapular movement method in abduction using the Isotrak electromagnetic system.<sup>127</sup> They reported a 95% confidence interval varying from 0.89° to 2.69° for the intraobserver (intrasession) variation. Meskers et al,<sup>126</sup> also using an electromagnetic device, reported standard deviations of 1.96° to 2.46° for intrasession variability and 3.03° to 4.17° for intersession variability for movements in flexion and abduction. For movements in the plane of the scapula, other authors using the “Fastrak” measurement system reported an excellent intrasession reliability with ICCs above 0.90<sup>59,125</sup> and SEs of measurement ranging from 1.0° to 2.6°. Cole et al,<sup>10</sup> using a 3D digitizer, reported intrasession ICCs values above 0.80 in elevation in the plane of the scapula. Wang et al obtained similar intersession reliability results for the arm at rest, using a 3-D digitizer, with ICCs above 0.85, except for PRO-RET with ICCs of 0.60.<sup>129</sup> The reliability of the method of measurement presented in this study is as reliable as the ones reported in those studies, showing small measurement errors for intrasession measures and larger errors for intersession measures.

Differences in scapular movements during arm elevation between healthy subjects and those with SIS are relatively small.<sup>17,21</sup> Therefore, the error in the measurement of the 3DSA in elevation must be as small as possible. In the present study, the intersession reliability for the method with respect to the scapula at rest was fair in flexion and abduction with ICCs ranging between 0.42 and 0.56, and with corresponding relatively low SEs of measurement (2.7° to 4.7°). For the method with respect to the trunk, the ICCs were higher and the SEs of measurement lower (0.58 to 0.84 for ICCs, and 2.1° to 3.9° for SEs of measurement). Furthermore, the magnitude of SEs of measurement corresponds to a much larger proportion of the amplitude for the method with respect to the scapula at rest (14% to 75%) as compared to the method with respect to the trunk (12% to 29%). These results could be partially explained by the fact that, when the scapular attitude with respect

to the scapula at rest is calculated, the reference position used for the measurement of the scapular displacements in elevation (scapular position with the arm at rest) is taken in an earlier trial. While, for the method with respect to the trunk, the reference position (trunk position) is digitized in the same trial. Thus, when calculating the scapular attitude with respect to the scapula at rest, a slight movement of the trunk may have had an impact on the calculation of 3DSA, a source of variation that is decreased when calculating the scapular displacements with respect to the trunk.

For both methods, higher ICCs and lower SEs of measurement have been found in abduction compared to flexion, especially for anterior-posterior tilting calculated with respect to the trunk and for the three rotations calculated with respect to the scapula at rest. Several factors may explain these results. There are factors related to the evaluator, such as the measurement technique, including locating the landmarks, measuring the range of motion in arm elevation, and controlling the subject's position, which was more difficult in flexion because of the subject's tendency to protract the shoulder girdle. There are possibly other factors related to the subjects like the variation in performance across time.

The reduced posterior tilting (PT) of the scapula during flexion or abduction was suggested as being a typical perturbation seen in SIS.<sup>8,10,20,21</sup> In a previous cross-sectional study,<sup>17</sup> a small reduction of only 5° in PT of shoulders with SIS, as compared to contralateral sound shoulders, has been related to a higher disability level. The intersession SEs of measurement in PT (mean of the three trials for session 1 and session 2) were 4.1° at 70° of flexion and 2.8° at 90° of abduction for the method with respect to the scapula at rest and 2.2° at 70° of flexion and 3.4° at 90° of abduction for the method with respect to the trunk. This suggests that the clinically important difference (5° in PT) is very close to the superior limit of the SEs of measurement for intersession reliability. These findings highlight the importance of analysing the changes in 3DSA in light of the errors associated with the measure.

In the present study, three trials for each arm position were recorded to evaluate how the number of trials would impact on repeatability. Present results suggest that the third trial has no impact on the intersession reliability. The intersession reliability when using the two

most similar trials out of the three trials was also verified. However, the reliability results from the two most similar trials were similar to those of the two first trials, and therefore were not presented in this paper. Also, the intrasession reliability was excellent with the first two trials, confirming that a third trial was not necessary. Furthermore, the addition of a third trial would increase the time for recording a session, which could cause more pain and symptoms when symptomatic subjects are tested.

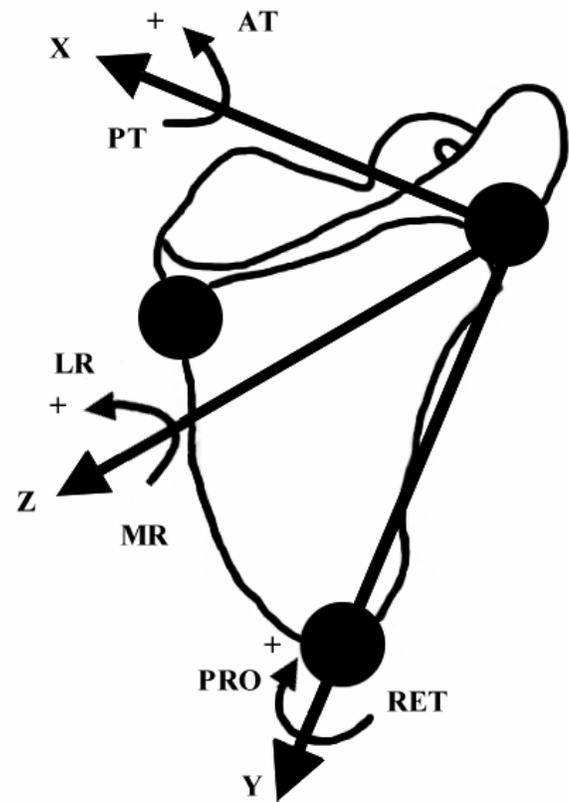
One of the limits of the current proposed method is that scapular displacements are measured in static positions. The procedure does not allow to characterise scapular movements in dynamic conditions. Also, present results exclusively apply to the three shoulder positions evaluated. The fact that larger errors in flexion were obtained for both methods of calculation remains puzzling. There was no constraint for the arm to move in an antero-posterior direction during flexion, which may have been a significant source of variation. Since the use of only one sequence of rotations was chosen to calculate the 3DSA for two opposite orthogonal planes, the sequence retained was possibly more appropriate for the abduction movement.

### **3.6 Conclusion**

Characterizing changes in the 3DSA during arm elevation before and after rehabilitation interventions is essential to measure the effectiveness of treatment in subjects with SIS. The results showed that measuring the 3DSA using a method of scapula attitude calculation with respect to the trunk has a better reproducibility than when using a method that calculates the displacement of the scapula with respect to the scapula at rest. The metrologic qualities of this palpation-based method, using the Optotrak probing system, have been shown to be reliable for intrasession and intersession measurements. It will now be possible to use this method in cross sectional and longitudinal studies with symptomatic subjects. In future longitudinal studies looking at changes in scapular behaviour over time or looking at the effect of medical/rehabilitation interventions on the 3DSA, it will be important to interpret the findings in light of the magnitude of measurement errors.

**Three-Dimensional Scapular attitudes**  
**Anterior (+) Posterior (-) Tilting (A-PT)**  
**Lateral (+) Medial (-) Rotation (L-MR)**  
**Protraction (+) Retraction (-) (PRO-RET)**

**Rotation matrix :  $R_z \times R_x \times R_y$**



**Figure 3.1 :** Representation of the scapular rotations

The scapular rotations are defined in accordance with the ISB recommendations: anterior-posterior tilting (A-PT), lateral-medial rotation (L-MR) and protraction-retraction (PRO-RET). The Cardanic sequence of rotations used is ZsXsYs.

**Table 3.1** : Calculation of the ICCs and SEs of measurement

The reliability is evaluated by calculating ICCs and SEs of measurement. The ICCs are based on a two-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measures. The SEs of measurement are calculated using the within-subject variance, from the ANOVA.

Sources of variation	Degree of freedom	Mean square (MS)	Error (MS)
Between client	n-1	MSc	$\sigma_e^2 + t \sigma_c^2$
Time	t-1	MSt	$\sigma_e^2 + n \sigma_t^2$
Error	(n-1)(t-1)	MSe	$\sigma_e^2$
Total	nt-1		
Within subject variance	n(t-1)		

Abbreviations: n, number of shoulders; t, number of sessions or trials; MSc, mean square between client; MSt, mean square time (trials or session); MSe, mean square error.

$$\text{ICCs} = \frac{\sigma_c^2}{\sigma_c^2 + \sigma_t^2 + \sigma_e^2} = \frac{(MSc - MSe) / t}{((MSc - MSe) / t) + ((MSt - MSe) / n) + MSe}$$

$$\text{SEs of measurement} = \sqrt{\text{within-subject variance}}$$

**Table 3.2** : Mean 3D scapular attitudes

Mean 3D scapular attitudes (3DSA) and standard deviations (SD) of 30 healthy shoulders in three upper arm static positions (rest, 70° of flexion and 90° of abduction).

Arm Positions	Scapular Rotations	3DSA (degree)			
		w.r.t. the trunk		w.r.t. the scapula at rest*	
		Mean	SD	Mean	SD
Rest	A(+) P(-) T	29.5	6.0	27.6	6.0
	L(+) M(-) R	-40.3	5.8	-39.8	5.2
	PRO(+) RET(-)	-17.3	4.7	-19.7	3.5
Flexion 70°	A(+) P(-) T	24.2	6.9	-11.8	5.6
	L(+) M(-) R	-27.6	5.5	4.7	3.9
	PRO(+) RET(-)	-31.3	6.5	-7.4	5.6
Abduction 90°	A(+) P(-) T	7.6	5.6	-16.9	4.4
	L(+) M(-) R	-18.2	6.5	24.1	4.9
	PRO(+) RET(-)	-18.0	5.7	16.7	5.0

Abbreviations: A(+) P(-) T, anterior-posterior tilting; L(+) M(-) R, lateral-medial rotation; PRO(+) RET(-), protraction-retraction; w.r.t. the trunk, method of calculation of the scapula with respect to the trunk; w.r.t. the scapula at rest, method of calculation of the scapula position arm in elevation with respect to the scapula position arm at rest.

\*3DSA arm at rest calculated with respect to the global reference system.

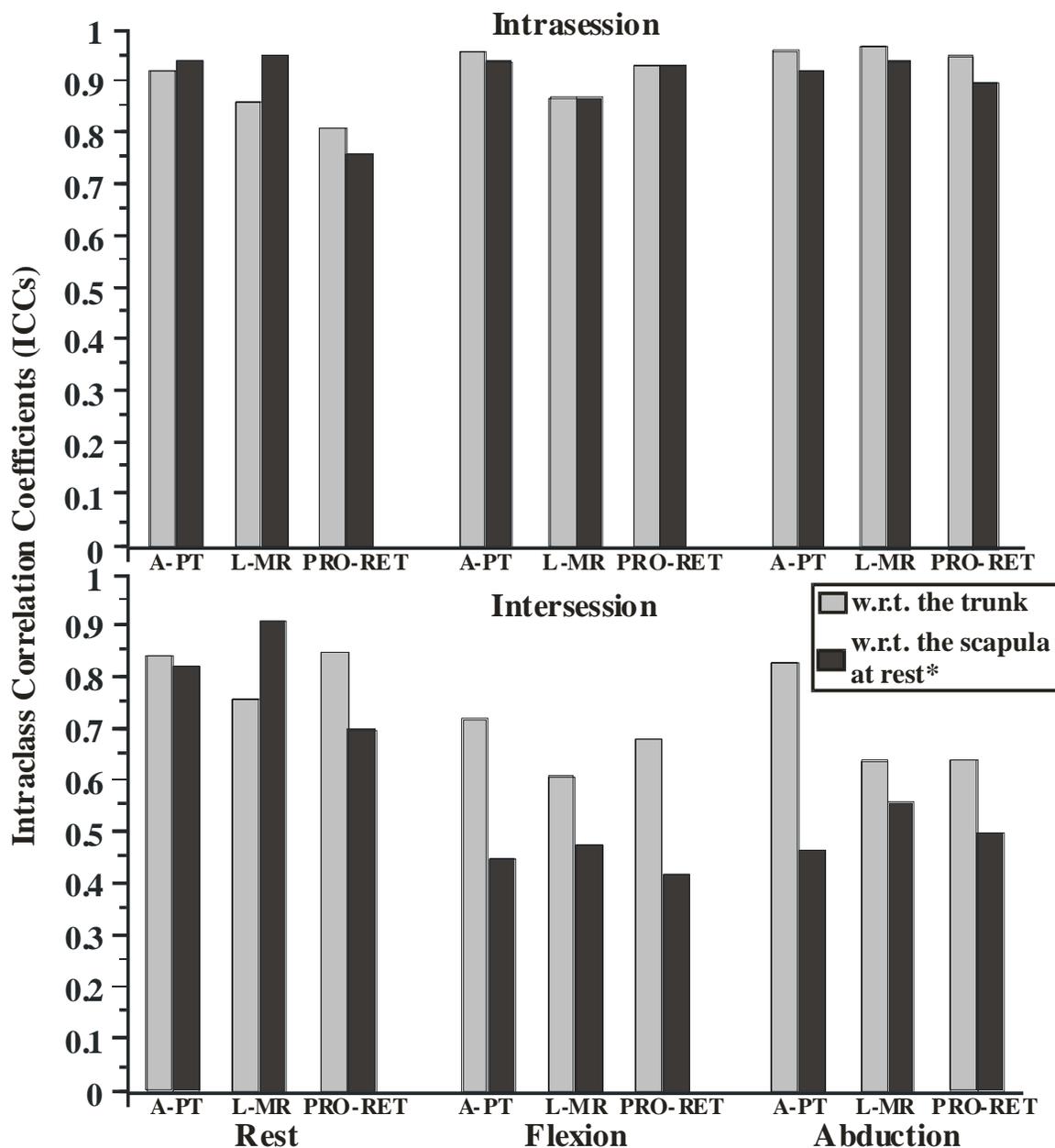
**Table 3.3** : Intrasession and intersession reliability

Intrasession and intersession reliability evaluated using the standard errors (SEs) of measurement ( $^{\circ}$ ) for 30 healthy shoulders in three upper arm static positions (rest,  $70^{\circ}$  of flexion and  $90^{\circ}$  of abduction). Intrasession SEs of measurement calculated using the three trials (Trials 1-2-3) and the two first trials (Trials 1-2) of each session.

		<b>SEs of measurement (degrees)</b>							
		Intrasession (Session 2)				Intersession			
Arm Positions	Scapular Rotations	w.r.t. the trunk		w.r.t. the scapula at rest*		w.r.t. the trunk		w.r.t. the scapula at rest*	
		Trials 1-2-3	Trials 1-2	Trials 1-2-3	Trials 1-2	Trials 1-2-3	Trials 1-2	Trials 1-2-3	Trials 1-2
Rest	A-PT	1.6	1.7	1.4	1.5	2.3	2.5	2.6	2.7
	L-MR	1.9	2.2	1.1	1.2	2.7	3.0	1.7	1.7
	PRO-RET	1.9	2.2	1.6	1.9	1.7	1.8	2.3	2.2
Flexion $70^{\circ}$	A-PT	1.7	1.4	1.2	1.4	3.3	3.4	4.1	4.1
	L-MR	2.0	2.1	1.3	1.4	3.3	3.2	3.0	2.9
	PRO-RET	1.7	1.7	1.4	1.5	3.7	3.8	4.6	4.7
Abduction $90^{\circ}$	A-PT	1.0	1.1	1.3	1.3	2.1	2.2	2.8	2.8
	L-MR	1.9	1.7	1.3	1.3	3.9	3.7	3.2	3.2
	PRO-RET	2.0	2.1	1.4	1.6	3.2	3.4	3.6	3.6

Abbreviations: A-PT, anterior-posterior tilting; L-MR, lateral-medial rotation; PRO-RET, protraction-retraction; w.r.t. the trunk, method of calculation of the scapula position with respect to the trunk; w.r.t. the scapula at rest, method of calculation of the scapula position arm in elevation with respect to the scapula position arm at rest.

\*3DSA arm at rest calculated with respect to the global reference system.



**Figure 3.2 :** Intrasection and intersession reliability

Intrasection reliability (upper graph) and intersession reliability (lower graph) coefficients for 3D scapular attitudes of 30 healthy shoulders in three different arm positions (rest, flexion 70°, abduction 90°). The intraclass correlation coefficients (ICCs) in the upper graph were calculated from the first two trials of session 2. ICCs in the lower graph were computed with the mean of the first two trials in each session.

Abbreviations: A-PT, anterior-posterior tilting; L-MR, lateral-medial rotation; PRO-RET, protraction-retraction; w.r.t. the trunk, method of calculation of the scapula position with respect to the trunk; w.r.t. the scapula at rest, method of calculation of the scapula position arm in elevation with respect to the scapula position arm at rest.

\*3DSA arm at rest calculated with respect to the global reference system.

## **CHAPITRE IV**

# **EFFECT OF DYNAMIC CONTROL AND STRENGTHENING EXERCISES ON SHOULDER FUNCTION IN PERSONS WITH IMPINGEMENT SYNDROME.**

**Jean-Sébastien Roy, B.Sc., Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation  
and Social Integration.**

**Hélène Moffet, Ph.D., Department of Rehabilitation, Faculty of Medicine, Laval  
University and Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social  
Integration.**

**Luc J. Hébert, Ph.D., Department of Radiology, Faculty of Medicine, Laval University  
and National Defence of Canada.**

**Sera soumis à la revue « Clinical Journal of Sport Medicine »**

## 4.1 Abstract

**Effet d'exercices de contrôle dynamique et de renforcement sur la fonction de l'épaule de personnes présentant un syndrome d'abutement.**

**Objectif:** Évaluer l'effet d'une intervention qui inclut des exercices actifs de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule sur la fonction de personnes présentant un syndrome d'abutement à l'épaule (SAE).

**Méthodologie:** Huit sujets avec un SAE ont été évalués de façon hebdomadaire pendant les neuf semaines de cette étude utilisant un devis à sujet unique ( $A_1$ -B- $A_2$ ). Durant la phase  $A_1$ , la condition initiale des sujets a été évaluée (3 évaluations en 2 semaines). Au cours de la phase B, les sujets ont reçu une intervention supervisée (12 sessions supervisées en 4 semaines). Enfin, lors de la dernière phase ( $A_2$ ), la rétention des effets de l'intervention a été évaluée (3 évaluations en 3 semaines). La variable principale était la fonction de l'épaule évaluée à l'aide du questionnaire SPADI. Les variables secondaires étaient la douleur, la force musculaire à l'épaule et le contrôle des mouvements scapulaires.

**Résultats:** Pour tous les sujets, la fonction de l'épaule a été améliorée de façon cliniquement et statistiquement significative à la fin de la phase B et pour toute la durée de la phase  $A_2$ . Un meilleur contrôle scapulaire et une diminution de la douleur ont également été observés.

**Conclusion:** Des exercices de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule devraient être favorisés dans la phase précoce de réadaptation d'un SAE.

**Effect of dynamic control and strengthening exercises on shoulder function in persons with impingement syndrome.**

**Objective:** To evaluate the effect of an intervention including active shoulder exercises of dynamic control and strengthening on shoulder function in persons with an impingement syndrome (SIS).

**Methods:** Eight subjects with SIS were evaluated weekly during the nine weeks of this study using a single-subject design (A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub>). During phase A<sub>1</sub>, subjects' baseline condition was evaluated (3 evaluations in 2 weeks). During phase B, interventions were made (12 supervised sessions in 4 weeks). Finally, during the last phase (A<sub>2</sub>), maintenance of the effect of intervention was evaluated (3 evaluations in 3 weeks). The primary outcome measure was shoulder function evaluated with the SPADI questionnaire. Secondary outcomes were shoulder pain, muscle strength and scapular behavior.

**Results:** All subjects showed a clinically and statistically significant improvement in shoulder function at the end of phase B and during phase A<sub>2</sub>. Better scapular behavior and reduction of pain were also observed.

**Conclusion:** Dynamic control and strengthening exercises should be promoted in the early phase of SIS rehabilitation.

## 4.2 Introduction

Shoulder pain is one of the most common musculoskeletal problems encountered in clinics.<sup>1-5</sup> More than a third of painful shoulder diagnoses are related to disorders of the rotator cuff.<sup>6</sup> These disorders are often associated with a clinical syndrome called shoulder impingement syndrome (SIS).<sup>6</sup> SIS has been described as a repeated mechanical compression of the subacromial structures (tendons, bursa and capsule) under the coracoacromial arch during arm elevation.<sup>6</sup>

Several studies have tried to identify the impairments and disabilities associated with SIS.<sup>8-31,40,85</sup> A significant weakness of scapulohumeral muscles (lateral and medial rotators and abductors)<sup>17,18,22,40</sup> and improper dynamic control of the glenohumeral (G/H) and scapulothoracic (S/T) joints during arm elevation have been reported in people with SIS. Improper dynamic control in SIS is characterized by changes in muscle activation levels during arm elevation. More specifically, lower activity of the serratus anterior,<sup>20</sup> higher activity of the upper and lower trapezius,<sup>20</sup> and lack of coordination between the different parts of the trapezius have been observed during arm elevation.<sup>11,29</sup> This irregular muscle control contributes to a reduction of amplitude in posterior tilting<sup>8,10,16,20,150</sup> and lateral rotation<sup>8,20,22,87</sup> of the scapula during arm elevation. Lower activity of the infraspinatus and the subscapularis,<sup>25</sup> as well as inadequate coactivation of the scapulohumeral muscles<sup>24</sup> have also been reported. This abnormal muscle control is most likely associated with a reduction of the subacromial space<sup>14,15</sup> and with a posterior humeral head translation during arm elevation,<sup>19</sup> leading to shoulder impingement.

Recently, Hébert et al confirmed the importance of muscle strength and dynamic control of the shoulder joints in explaining the disabilities associated with SIS.<sup>17</sup> They have shown that torque deficits in shoulder abduction and lateral rotation, pain intensity during maximum voluntary contraction, the presence of a painful arc in abduction, and a posterior scapular tilting asymmetry at 70° of flexion and 90° of abduction, in addition to age and gender, explain a large proportion ( $R^2 = 91\%$ ) of the level of pain and disability of persons with SIS. The hypothesis derived from their work is that a strength deficit in the G/H and S/T joint stabilizers and an improper dynamic control of these joints during arm elevation

are responsible for the higher level of shoulder disability in patients with SIS. These conclusions, along with others evidences reported on shoulder impairments, support the development of a rehabilitation program composed of active shoulder exercises of dynamic control combined with strengthening in patients with SIS.

Posterior capsular tightness and postural deficiencies are two additional impairments that have been suggested in order to explain the onset and the progression of SIS. However, in previous studies,<sup>27,28,40</sup> the method used to measure capsular tightness was not selective to the posterior part of the shoulder capsule,<sup>70</sup> which weakens the conclusions drawn in these studies. The impact of postural deficiencies are drawn from the work of Greenfield et al,<sup>85</sup> who evaluated the posture of persons with shoulder pain following repetitive movements. In this heterogeneous population, partly composed of subjects with SIS, a more protracted head position was observed. Previous studies on healthy subjects have also shown that a slouched trunk posture was associated with a decreased subacromial space and an anteriorly tilted and elevated scapula.<sup>50-52</sup> Thus, adequate posture appears to be essential if one wants to avoid SIS.

To date, very few studies have reported the effect of rehabilitation programs composed solely of active exercises to correct improper dynamic shoulder control, and to strengthen scapulohumeral muscles. In fact only one study has looked at the effect of such exercises on shoulder function.<sup>32,33</sup> The authors observed that supervised motor control and strengthening exercises performed on a three to six month period were more effective than a placebo intervention to improve shoulder function. Other studies<sup>34-37</sup> have also reported positive effects of rehabilitation programs composed of a variety of active and passive modalities, such as manual therapy techniques, stretching, strengthening, pendulum and upper trapezius relaxation exercises, on shoulder function. However, these latter studies did not use supervised exercises to improve dynamic shoulder control.<sup>34-37</sup>

The aim of this study was to evaluate, using a single-subject design, the immediate and short-term effects of a new supervised rehabilitation intervention based on dynamic control and muscle strengthening exercises on shoulder pain and function, muscle strength and scapular behavior of persons with SIS.

## 4.3 Methods

### 4.3.1 Subject selection

Subjects were recruited from university hospitals and private medical and physiotherapy clinics in the Quebec City Metropolitan area from April 2003 to April 2004. The population targeted was persons with a stage I or stage II SIS diagnosis.<sup>75</sup> All subjects were assessed by an experienced shoulder orthopedic surgeon and were included if they had at least one positive finding for the SIS shoulder in each of these three categories: (1) a painful arc of movement during active shoulder flexion or abduction; (2) a positive Neer or Kennedy-Hawkins impingement test;<sup>75,138</sup> or (3) pain on resisted isometric lateral rotation, abduction or Jobe test. In addition, an examination was conducted by the same orthopedic surgeon to exclude (1) fractures and bone abnormalities; (2) type III acromion; (3) calcification; and (4) shoulder instability. Additional exclusion criteria were: (1) bilateral SIS; (2) rheumatoid, inflammatory, degenerative or neurological diseases; (3) stroke; (4) previous neck or shoulder surgery; (5) neck pain or restricted neck motion, cervico-brachialgia or shoulder pain reproduced during active neck movement followed by surpression; (6) trapezius myalgia syndrome; (7) shoulder capsulitis (restriction of active and passive G/H movement amplitude of at least 30% for two or more directions of shoulder movement); and (8) behavioral or cognitive problems interfering with the tests. All subjects read and signed an informed consent form. This study was approved by the Ethics Committee of the Quebec Rehabilitation Institute.

### 4.3.2 Study design

An A<sub>1</sub>-B-A<sub>2</sub> single-subject design was used. The study was divided into three phases during which ten evaluations of the outcome measures were performed over a nine week period. Within the first two weeks, three evaluations were performed to assess the baseline status (baseline phase, A<sub>1</sub>). During the following four weeks (intervention phase, B), each subject participated in twelve supervised rehabilitation sessions, and the immediate effect of the intervention was assessed by an evaluation at the end of each of the four weeks. Then, the last three weeks consisted of the post-intervention phase (A<sub>2</sub>) during which the short-term effects of the intervention were assessed by conducting an evaluation once a

week. During the whole study period, the subject had to complete a diary at the end of each week to document the co-interventions.

### 4.3.3 Outcome measures

The primary outcome measure was the pain and disability score, which was evaluated at the beginning of the study and each week thereafter using the Shoulder Pain And Disability Index (SPADI).<sup>144</sup> Secondary outcomes, conjunctly assessed with the SPADI, included the Pain and Disability subscale scores (from the SPADI), Shoulder Function Level, painful arc of motion, and qualitative scapular behavior. Three dimensional scapular attitudes (3DSA), muscle strength and pain intensity during strength tests were also assessed at the between-phase transition periods (end of A<sub>1</sub> and end of B), and at the beginning and the end of the study (first and last evaluations). These outcome measures are described below in more detail with respect to the following four categories: shoulder function, scapular behavior, muscle strength and shoulder pain.

#### 4.3.3.1 Shoulder function outcomes

**SPADI.** The SPADI is a self-administered questionnaire including thirteen items divided into two subscales: pain (5 items) and disability (8 items). It measures the functional status related to the shoulder region and uses the past week as the frame of reference. Each question is answered on a ten-cm visual analogue scale (VAS). Verbal anchors are placed at each extremity of the VAS (Pain subscale: “No pain” and “Worst pain imaginable”; Disability subscale: “No difficulty” and “So difficult it required help”). The scores of the subscales (0-100) are averaged to calculate the total SPADI score (0-100). Higher scores indicate greater level of pain and disability. The SPADI has good internal consistency, test-retest reliability, and criterion validity.<sup>144</sup> It is responsive to clinical change and can discriminate between patients who have improved and those who have worsened.<sup>142</sup> A change of -10% (improvement) or +10% (deterioration) on the SPADI is considered to be clinically significant.<sup>142</sup> The French-Canadian version of the SPADI was used.

**Shoulder Function Level (SFL).** The SFL is a four-item questionnaire that was specifically developed for this study in order to measure subjects’ perception of their shoulder function

in main areas of life activities: general shoulder function, sports activities, work and daily living activities. Like the SPADI, the SFL is self-administered, uses VAS and the past week as the frame of reference. The VAS anchors for each question are “Optimal function” and “Worst imaginable function”. The score of the four questions is averaged to calculate the final score (0-100%); 100% indicating the worst shoulder function imaginable.

#### **4.3.3.2 Scapular behavior outcomes**

***Qualitative Scapular Behavior.*** Behavior of both scapulas was evaluated qualitatively by palpation and observation during active bilateral shoulder abduction. First, the tip of the inferior angle of both scapulas was palpated by a physiotherapist while the subjects performed two trials of bilateral shoulder abduction at a slow speed, interspersed with a one-minute rest period. During this test, the subject was seated in a standardized position. When an improper or asymmetric behavior of the scapula was noted, the subject was asked to stop moving and the angle of shoulder elevation was measured using a goniometer. Secondly, two bilateral shoulder abductions were videotaped. This videotape was used afterward to visually classify the subjects in two subgroups whether they were showing scapular asymmetry or scapular symmetry. The improper scapular behaviors were also qualified using the scapular dyskinesis clinical evaluation system described by Kibler et al.<sup>149</sup> Kibler et al have proposed three types of scapular dyskinesis pattern during arm elevation: I) prominence of the inferior scapular angle, II) prominence of medial scapular border; and III) prominence of the superior scapular border. A fourth pattern was described as a symmetric scapulohumeral movement.

***Three Dimensional Scapular Attitudes (3DSA).*** The 3DSA of both shoulders was calculated with the Optotrak Probing System (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) using a standardized procedure.<sup>124</sup> Three non-collinear bony landmarks on the scapula (posterolateral tip of the acromion, tip of the inferior angle and inferior edge of the spine) and on the trunk (C7 spinous process and right and left postero-superior iliac spines) were digitized in a standardized seated position at three different shoulder positions: arm at rest, shoulder at 70° of flexion and 90° of abduction. The 3DSA were calculated in degrees with respect to the trunk. The description of the local coordinate reference system (with the

tip of the inferior angle of the scapula as the origin), the scapular reference frame (for a right shoulder: positive Z-axis directed posteriorly, positive Y-axis directed downward along the lateral border of the scapula, and positive X-axis directed obliquely upward towards the left shoulder) and the Cardanic sequence of rotations used (ZsXsYs) were described by Hébert et al.<sup>124</sup> The three scapular rotations were defined in accordance with the ISB recommendations: lateral/medial rotation, anterior/posterior tilting, and protraction/retraction.<sup>133</sup> This method was shown to be precise, valid and reliable for intersession measurements.<sup>124,154</sup>

#### **4.3.3.3 Muscle strength outcomes**

The isometric muscle strength of both shoulder lateral rotators and abductors was evaluated with a Chatillon handheld dynamometer (Chatillon CSD 300, Strength Dynamometers, Greensboro, NC) using a standardized procedure.<sup>155</sup> The subjects, in a supine position, had to perform two five-second (the five-second test started when a threshold force of 16 lb. was reached) isometric maximal voluntary contractions for each muscle group. These contractions were interspersed by a one-minute rest period. For lateral rotation, the shoulder was at 0° of abduction and the elbow was flexed at 90°. The dynamometer was placed on the most distal part of the forearm. For abduction, the shoulder was at 10° of abduction and the elbow was in full extension. The dynamometer was placed on the most distal part of the arm. The asymptomatic side was always evaluated first. The order in which muscle groups were assessed was alternated between subjects, but kept the same for a subject across evaluations. The mean peak force in Newton (n=2 trials) and torque in Newton-meters were calculated. A mean torque deficit was also calculated using the following formula:  $\frac{((\text{torque asymptomatic side}) - (\text{torque affected side}))}{(\text{torque in the asymptomatic side})} \times 100$ .

#### **4.3.3.4 Pain outcomes**

In addition to the Pain subscale of the SPADI, two other outcome measures related to shoulder pain were assessed.

***Pain intensity during muscle strength testing.*** The intensity of pain was measured with a VAS (“0 = No pain” and “100 = Worst pain imaginable”) during isometric strength tests. A pain index (0 – 400) was established using the algebraic summation of the four VAS scores (two trials for each muscle group); 0 indicating no pain during all contractions and 400 an unbearable pain for all contractions.

***Painful arc of motion.*** The arc of shoulder motion (flexion and abduction) through which the subject experienced pain was measured in degrees using an electrogoniometer (BEP VII, Human performance Measurement inc., Arlington, Texas, USA). In a standardized seated position, each subject performed two movements in each plane of elevation at a slow speed. A newly developed device, formed of two semi-circular tubes, was used to ensure that the movement was performed in the expected plane. During elevation, the evaluator activated an on-off switch to mark the amplitude at which pain was first felt and when it stopped. The painful arc of motion was calculated by subtracting both shoulder amplitudes. The mean amplitude of the two trials was used for data analysis.

#### **4.3.4 Baseline phase (A<sub>1</sub>)**

At the first evaluation visit, all participants were taught a standardized exercise program to be performed daily at home during the A<sub>1</sub> phase. This program was comprised of simple exercises to recruit rotator cuff muscles (sub-maximal isometric contractions in humeral abduction and lateral and medial rotations), followed by ice application. Such a program was chosen since it was not possible for ethical reasons to leave the subjects without any intervention for two weeks. The impact of the exercise program on the baseline outcomes was verified after the end of the study. Recommendations concerning good postures were also given to the participants. Participants’ history of shoulder symptoms and demographic data were collected. At the last evaluation visit of the A<sub>1</sub> phase, a standardized clinical evaluation was performed by the treating physiotherapist. The adapted content and the intensity of the intervention to be performed in phase B were determined according to the results of this clinical evaluation. Information on functional anatomy, the biomechanics of normal shoulders, and specific shoulder impairments found was given to the subjects.

### 4.3.5 Intervention phase (B)

The intervention program was developed following the discussions of a focus group (unpublished data) and a review of the literature concerning disabilities and impairments in patients with SIS,<sup>8,10,14-20,22,24,25,40,150</sup> interventions in SIS,<sup>32-36,101,102,104,105</sup> and motor learning principles.<sup>39,107,108</sup> Thereafter, intervention guidelines were established. The main goal of the intervention was to retrain the dynamic control of the S/T and G/H joints during arm elevation and to increase muscle strength of the S/T and G/H stabilizers.

#### 4.3.5.1 Intervention

##### 4.3.5.1.1 *Dynamic shoulder control retraining*

**General principles.** During phase B, the subjects participated in three supervised rehabilitation sessions per week during four weeks and performed their individualized home exercises. They were all supervised by the same physiotherapist. The intervention included exercises of increasing difficulty in terms of movement plane, range of motion, number of repetitions, speed and resistance. During each supervised session, two indicators were considered in determining the level of difficulty of the exercises: the quality of shoulder motion and the perceived pain intensity during motion. During all supervised sessions, subjects had to maintain proper head and trunk posture and good dynamic shoulder control while performing the exercises.

**Guidelines for training progression.** The first step of the intervention was to rehabilitate the dynamic control of the shoulder girdle during arm elevation in three vertical planes of motion (scapular, sagittal (flexion) and frontal (abduction) planes). The range of motion in each plane was gradually increased as dynamic shoulder control improved. Exercises were performed until proper dynamic control was achieved for the full range of motion in each plane as compared to the asymptomatic side. The exercises began under close supervision by the physiotherapist who gave verbal, manual and visual (with a mirror) feedback to the subject. Then the movement was progressively executed without supervision. When the subject was able to perform a series of ten repetitions with good dynamic control (good kinematics) and posture, and without an increase in pain intensity, then additional series

were performed. When a total of three series of ten repetitions were easily performed for a given exercise, the level of difficulty was augmented by increasing the speed at which the movement was performed, and finally, by adding a load. In addition to increasing the difficulty of the exercise, adding a load also introduced a strengthening aspect to the exercise. The level of difficulty of these exercises was increased regularly in order to reach the maximal limits of dynamic control of the subjects.<sup>107</sup> When proper control was reached during supervised practice sessions, the movement was also practiced as a home exercise.

At the end of each supervised session, exercises in diagonal planes were also performed. Subjects had to touch targets in a determined sequence, which took into account the maximum range of motion that the subject was able to properly reach in each vertical plane with good dynamic shoulder control. This exercise was performed in the same two semi-circular tubes used for the measurement of the painful arc of motion. Exercises of humeral lateral rotation at 90° of abduction were also performed in a seated position when the subject was able to properly control abduction up to a range of 90°. When this movement was well controlled at a fast speed, the exercise was executed with a Thera-Band (red, green or blue resistance level; The Hygenic Corporation, Akron, Oh). The level of difficulty of these exercises was increased following the same guidelines as the ones described for exercises in the vertical planes.

#### 4.3.5.1.2 *Strength retraining*

When the subject was able to perform pain-free arm elevations in the three vertical planes with a resistance of one pound, three other strengthening exercises were begun in order to strengthen the medial and lateral humeral rotators, the serratus anterior and the trapezius. These exercises were: humeral medial and lateral rotation at 0° of shoulder abduction with Thera-Band resistance (starting with a red resistance level); push-ups with a progression from wall push-ups to standard push-ups with hands and feet on the floor; and finally horizontal arm abduction performed with a dumbbell.<sup>117</sup> During this last exercise, the humerus was kept in a neutral position and the subject was supine. The number of repetitions of these exercises was increased from one to three series of ten repetitions. When three series were easily performed, the level of difficulty was increased by changing

the resistance level of the Thera-Band, the position of the push-ups or the weight of the dumbbell.

### **4.3.6 Post-intervention phase (A<sub>2</sub>)**

At the end of phase B, an individualized home exercise program was given to each subject. It had to be performed daily during phase A<sub>2</sub> until the end of the study follow-up. The content of this program was determined according to the level of dynamic shoulder control and strength reached at the end of phase B.

### **4.3.7 Data analysis**

A descriptive analysis of all variables was performed to show the individual profiles of change in the outcome measures over the nine weeks of the study. The mean individual baseline value (n=3 evaluations) for each variable and its 95% confidence interval (95%CI) were computed. Then, for each subject, the values obtained in phases B and A<sub>2</sub> were superimposed to the 95%CI of baseline values on a graph. Each value falling outside the 95%CI in these subsequent phases was considered as significantly different from baseline values. For the SPADI, the interval for clinically important changes ( $\pm 10\%$  of the mean baseline value)<sup>142</sup> was also calculated to further discuss the clinical importance of the differences observed.

## **4.4 Results**

### **4.4.1 Baseline characteristics**

Eight subjects (one man and seven women), aged between 29 and 60 years (mean  $46 \pm 11$  years) participated in the study (table 4.1). The mean baseline values for the SPADI and the Shoulder Function Level ranged from 26.5 to 69.6 (median: 40.1) and 30.3 to 81.2 (median: 43.8), respectively. During bilateral active shoulder abduction in the seated position, all subjects (n=8) had an asymmetrical scapular behavior according to the palpation (mean starting range of scapular asymmetry:  $77.5^\circ \pm 12.2^\circ$ ). Based on visual observations, four subjects had a type III dyskinesia (prominence of the superior scapular border with a

shoulder shrug at the initiation of the motion) whereas the other four subjects showed a symmetrical scapulohumeral behavior according to Kibler's classification (table 4.1).<sup>149</sup> Subjects with a type III dyskinesia showed a higher level of pain and disability (median SPADI score: 57.5) compared to the subjects with symmetrical scapulohumeral behavior (median SPADI score: 27.5). At baseline, no significant differences were observed between the SIS and the asymptomatic shoulders in the 3DSA measured using the Optotrak. Six subjects had a torque deficit in lateral rotation (deficits ranged from 0.6 to 42.3 %), and all subjects had a torque deficit in abduction (deficits ranged from 4.2 to 34.2 %). Seven of the eight subjects had a painful arc in flexion (amplitudes ranged from 39.5 to 91.4°), while all subjects had a painful arc in abduction (amplitudes ranged from 50.2 to 113.6°).

#### **4.4.2 Outcome measures**

All subjects showed a statistically and clinically significant improvement in the total SPADI score at the end of phase B (improvement from 14.4 to 58.5; median: 26.7) and during phase A<sub>2</sub> (improvement from 16.2 to 69.4; median: 30.9 at the end of A<sub>2</sub>). For all subjects, there were at least two evaluation points in phase B where the SPADI scores were below the 95%CI. During phase A<sub>2</sub>, SPADI scores at all evaluations were below the 95%CI (figures 4.1 and 4.2). At the end of the A<sub>2</sub> phase, the improvement in the SPADI score was more important in the subjects with a type III dyskinesia (SPADI change: -45 to -69 vs. -16 to -34). For the pain subscale of the SPADI, a similar pattern of change was observed in phases B and A<sub>2</sub>. At the end of phase A<sub>2</sub>, the statistically significant improvement ranged from 20.3 to 81.9 (median: 41.9). For the SPADI disability subscale, seven out of the eight subjects had at least one evaluation point during phase B with a score below the 95%CI, and seven out of the eight subjects had at least two scores below the 95%CI during A<sub>2</sub> (table 4.2). The only subject that had no significant changes in the disability subscale (S3) had a low score at baseline ( $11.4 \pm 7.2$ ), which resulted in a lower limit of the 95%CI below 0. The Shoulder Function Level (SFL) of all subjects was also significantly improved at the end of phase B and during phase A<sub>2</sub> as compared to baseline values. For seven subjects, there were at least two SFL scores below the 95%CI of baseline values during phase B, while during phase A<sub>2</sub>, all the SFL scores were below the 95%CI (table 4.2).

At the end of the study, all subjects showed scapular symmetry during active bilateral humeral abduction, as measured by palpation and observation (table 4.3). According to the 3DSA, two subjects (S5 and S7) had an increase in amplitude of posterior tilting in abduction, and one subject (S2) showed an increase of anterior tilting of the scapula in flexion and abduction at the end of phases B and A<sub>2</sub>. The remaining subjects did not show difference in the 3DSA over the sessions.

No significant changes were found in peak torque and in torque deficit in lateral rotation and abduction at the end of phases B and A<sub>2</sub>. However, all subjects showed a slight increase of the peak torque in lateral rotation (mean peak torque change:  $1.9 \pm 1.2$  N·m), while in abduction the majority of them (n=6) had such an increase (mean peak force change:  $1.2 \pm 4.1$  N·m) at the end of the phase A<sub>2</sub>. Four subjects still had a torque deficit in lateral rotation (deficit range from 7.3 to 34.3 %) and six had a torque deficit in abduction (deficit range from 3.8 to 36.1 %) at the end of the A<sub>2</sub> phase (figures 4.3 and 4.4).

All subjects exhibited reduced pain intensity during muscle strength testing at the end of phase B (ranged from 10.6 to 96.4% of reduction, mean of  $51.6\% \pm 33.1$ ) and at the end of phase A<sub>2</sub> (ranged from 6.8 to 100% of reduction, mean of  $59.8\% \pm 34.1$ ). However, these changes resulted in significant changes for only one subject at the end of phase B (S8), and for two subjects at the end of phase A<sub>2</sub> (S1 and S8). Finally, at the end of the study, a complete disappearance of the painful arc of motion was observed for six of the seven subjects in flexion, resulting in significant differences from baseline for four of these subjects. In abduction, a significant reduction in the amplitude in which a painful arc was experienced was observed in seven subjects and five subjects had a complete disappearance of their painful arc (table 4.3).

#### **4.4.3 Compliance to evaluations and intervention**

All subjects participated in the twelve supervised sessions and in the ten evaluations. They all performed exercises in the three vertical planes during each of the twelve sessions, in the diagonal planes in seven to eleven sessions, and in lateral rotation at 90° of abduction in three to eleven sessions. Exercises in the vertical and diagonal planes with a load of one or

two pounds were performed by all subjects. They began between the third and the sixth session, depending on the level of dynamic shoulder control reached. In lateral rotation at 90° of abduction, four subjects performed the exercise with a Thera-Band. Strengthening exercises in medial and lateral rotations with a Thera-Band were begun between the third and the seventh sessions. Two subjects (S4 and S7) had to stop these strengthening exercises after three days because of an increased level of pain. Only one subject (S4) did not perform push-ups while the seven others performed wall push-ups from the fourth to the eighth session. Finally, four subjects (S1, S2, S3 and S8) performed the horizontal abduction strengthening exercises in the supine position with a load of one pound, from the sixth to the twelfth session.

In addition to the main intervention, a home exercise program was given during phases A<sub>1</sub> and A<sub>2</sub>. According to each subject, the compliance to the home exercises was very good. One subject (S4) did not perform the home exercise program during phase A<sub>1</sub>, because sub-maximal isometric contraction was too painful. The seven other subjects performed the exercises for an average of nine days out of twelve possible days. In phase A<sub>2</sub>, they all performed the home exercises prescribed for an average of fifteen days out of eighteen possible days.

#### **4.4.4 Co-interventions**

No subject consulted other health professionals for their shoulder condition during the study. Two subjects took NSAID during part of the study: S5 during the first week (phase A<sub>1</sub>) and S4 during the first four weeks (phase A<sub>1</sub> and first week of B).

### **4.5 Discussion**

The present results confirm the effectiveness of a tailored rehabilitation approach based on dynamic shoulder control and strengthening exercises for improving shoulder function in people with SIS. The largest functional improvement was observed in the four subjects with scapular asymmetry (or type III dyskinesia) who had lower shoulder function at baseline. This functional gain was accompanied by a reduction in pain during activities of

daily living (pain subscale of the SPADI) for all subjects, and by a reduction in pain during maximal contractions (strength tests) and in the painful arc of motion both in abduction and flexion for some subjects. Scapular behavior during arm elevation was also improved for all subjects at the end of the intervention as measured by palpation and videotape observation. Interestingly, all improvements persisted during the three weeks after the end of the supervised intervention, suggesting that home exercises were sufficient to maintain the short-term benefits of the intervention.

Scapular behavior and dynamic shoulder control most likely had the strongest impact on shoulder function. Indeed, the subjects with scapular asymmetry were the ones with the lowest shoulder function at baseline. During phases B and A<sub>2</sub>, their considerable improvement in shoulder function occurred concomitantly with the reduction or disappearance of inadequate scapular behavior. In fact, once the scapular asymmetry was corrected, the pain and disability level returned to a comparable or even lower level than that of subjects with a symmetrical scapular behavior at baseline. This improvement in dynamic shoulder control seems more likely to be related to better muscle coordination and recruitment than to better isometric muscle strength in the lateral rotators and abductors of the shoulder. Indeed, only small changes (mean improvement of 6% at the end of phase A<sub>2</sub>) in isometric peak torque were observed and they were not significant. These results clearly show the importance of prescribing dynamic shoulder control exercises early in the rehabilitation of SIS to improve pain and function.

It is not surprising to see that the isometric strength of the shoulder lateral rotators and abductors was not significantly improved, since the strengthening exercises were performed during a short period of time (4 to 5 weeks) at a very low intensity. In the intervention guidelines, these exercises were started only when good dynamic control of the shoulder was achieved in the three vertical planes and for low intensity training. The number of days that the strengthening exercises were performed and the resistance used for the exercises were probably not enough to bring about significant changes in the peak isometric torque. In addition, even if the pain intensity during muscle strength testing was reduced following

the intervention, the presence of residual pain may have had an inhibitive effect on muscle recruitment and therefore on the impact of strengthening exercises.

Even though no analgesic modalities or techniques were used to specifically reduce shoulder pain, an improvement in all three shoulder pain outcomes was observed during and after the intervention phase. The pain subscale of the SPADI was significantly improved for all subjects after only two weeks of intervention (or 6 supervised sessions). A significant reduction of the painful arc of motion was noted for 50% of the subjects in flexion and 88% in abduction. Finally, the pain intensity during muscle strength testing was reduced for all subjects, and, even if the reduction observed was significant for only two subjects, the mean percentage of pain reduction was 60%, which is clinically important. The present results confirm that, in order to reduce the symptomatology associated with SIS, it is not always necessary to use analgesic modalities or techniques.

The analysis of the individual response to intervention showed that, in addition to an asymmetric scapular behavior, a torque deficit in lateral rotation at baseline may be associated with incomplete recovery of shoulder function. In this study, three subjects had a lateral rotation torque deficit of more than 30% at baseline. At the end of the study, even though they displayed symmetric scapular behavior, these subjects were the only ones to have a lateral rotation torque deficit of more than 10% and a SPADI score greater than 10. Thus, strengthening of the rotator cuff muscles should be promoted to ensure optimal shoulder function.

The changes observed in scapular behavior, when evaluated by palpation and observation, were not confirmed by the Optotrak probing system measurements. These two methods of measurement of scapular behavior differ in many respects. Mainly, qualitative scapular behavior was assessed during bilateral dynamic movements in the full range of motion, while the 3DSA were evaluated while actively maintaining a unilateral static arm position at 70° of flexion and 90° of abduction. In this study, the asymmetry in scapular behavior noted by palpation at baseline started around 78° (n=8;  $77.5^\circ \pm 12.2^\circ$ ) and persisted above that angle. However, this asymmetry was not detected at 90° of abduction using the

Optotrak system. This latter method should be revised for future studies in order to capture the scapular behavior observed and palpated during dynamic motions.

In contrast to other studies and current physiotherapy approaches with SIS, no manual therapy techniques or stretching exercises were used in the present intervention. These modalities are usually used to improve range of shoulder motion in SIS patients.<sup>34-36,100</sup> It has been demonstrated, however, that they do not have any effect on range of motion, but, when combined with active exercises, contribute instead to improvement of function and decreased pain.<sup>35,36</sup> In the present study, two subjects had less than 160° of passive flexion at baseline (145° and 155°). At the end of the study, even though no manual therapy techniques or stretching exercises were used, these two subjects had an amplitude of passive flexion of 170° and 173°, which is considered within the normal range of motion.<sup>156</sup> Therefore, the limitation of motion observed in these subjects was most likely the result of patients' apprehension to movement due to subacromial pain, rather than a consequence of capsuloligamentous or musculotendinous restrictions, as previously proposed.<sup>35,36</sup>

Exercises used to improve shoulder motor control are different across studies.<sup>32-35,100-102</sup> Exercises such as strengthening, stretching, supervised arm elevation and upper trapezius relaxation have been used to improve motor control of the shoulder.<sup>32-35,100-102</sup> In the present study, motor control exercises were defined as arm elevations performed in each of the elevation planes under close supervision in order to correct improper G/H and S/T kinematics. These exercises proved to be very efficient, since important changes were observed in shoulder function and pain after only four weeks. As mentioned by Walther et al,<sup>37</sup> competent instruction, as well as good compliance, is mandatory to improve motor control. By comparison, Conroy and Hayes reported no difference in pain and function levels following a three-week long supervised stretching and strengthening exercise program used to restore scapulohumeral rhythm.<sup>35</sup> Others have observed improvements in shoulder function, but it remained lower than that of an asymptomatic group (mean deficit of 16% at the Shoulder Rating Questionnaire) following a ten week home exercise program, including upper trapezius relaxation exercises during arm elevation in the scapular plane to improve motor control.<sup>34</sup> Finally, Brox et al have shown that a long-term

supervised program (3 to 6 months), which included assisted movements during arm elevation, helped regain shoulder function.<sup>32,33</sup>

One of the limits of the present study is that it is not possible to draw any conclusions about the mid- and long-term effects of the proposed rehabilitation program, since the last evaluation was performed three weeks after the end of the supervised sessions. Also, the home exercises performed during the first phase (A<sub>1</sub>) may have induced small changes and increased the variability of baseline measurements, leading to an increase in the width of the 95%CI. This may have reduced the capability of detecting significant differences in subsequent phases. The present results concern only people with a primary SIS without any associated conditions. Therefore, these results cannot be generalized to SIS patients with shoulder instability, neck pain or trapezius myalgia. The drawback of using a single study design is that it limits the generalizability of the study results. It also requires repeated measures of the outcomes,<sup>141</sup> which could have biased some of the results, especially those related to the questionnaires. Finally, the measurement of outcomes was not performed by a blind evaluator. The subjects were assessed and treated by the same physiotherapist.

Despite these limits, this study allows us to propose a standardized intervention, based on recent scientific evidence that has been proven efficient and feasible (high compliance to intervention), and that can easily be implemented in clinical settings. This study also has the advantage of having used standardized methods of measurement. A sample size of eight subjects was considered adequate because each subject's response to the intervention was determined by using his own baseline condition as the control (single subject design).

## **4.6 Conclusion**

The results suggest that an intervention based on principles of dynamic control rehabilitation and on muscle strengthening improve short-term shoulder function in people with stage I or II SIS. Dynamic shoulder control exercises with an increased degree of difficulty during arm elevation should be promoted in the early phase of SIS rehabilitation. A study with a larger sample size is needed to confirm these findings.

**Table 4.1** : Subjects' characteristics at baseline

<b>Subject</b>	<b>Age</b>	<b>Gender</b>	<b>Dominant Side</b>	<b>SIS Side</b>	<b>Weight (kg)</b>	<b>Height (m)</b>	<b>Duration<sup>‡</sup> (month)</b>	<b>Scapular movement</b>
<b>S1</b>	53	F	Right	Right	57	1.61	12	AS <sup>†</sup>
<b>S2</b>	40	M	Left	Right	96	1.80	26	SS <sup>†</sup>
<b>S3</b>	32	F	Right	Right	85	1.74	3	SS
<b>S4</b>	49	F	Right	Left	93	1.51	16	AS
<b>S5</b>	60	F	Right	Right	69	1.62	3	AS
<b>S6</b>	29	F	Left	Right	62	1.61	5	SS
<b>S7</b>	56	F	Right	Left	79	1.69	8	AS
<b>S8</b>	50	F	Left	Left	63	1.70	48	SS
<b>Total</b>	46 ± 11*	1 male 7 female	5 Right 3 Left	5 Right 3 Left	75.5 ± 14.9*	1.66 ± 0.09*	15.1 ± 15.4*	4 AS 4 SS

Abbreviations: SIS, shoulder impingement syndrome.

\* Mean ± 1 standard deviation

<sup>‡</sup> Time between the appearance of the symptoms and the initial evaluation

<sup>†</sup> Presence of an asymmetrical (AS) or symmetrical (SS) scapular movement during the observation of bilateral humeral abduction

**Table 4.2 :** Change in the SPADI subscales and in the Shoulder Function Level during B and A<sub>2</sub> phases

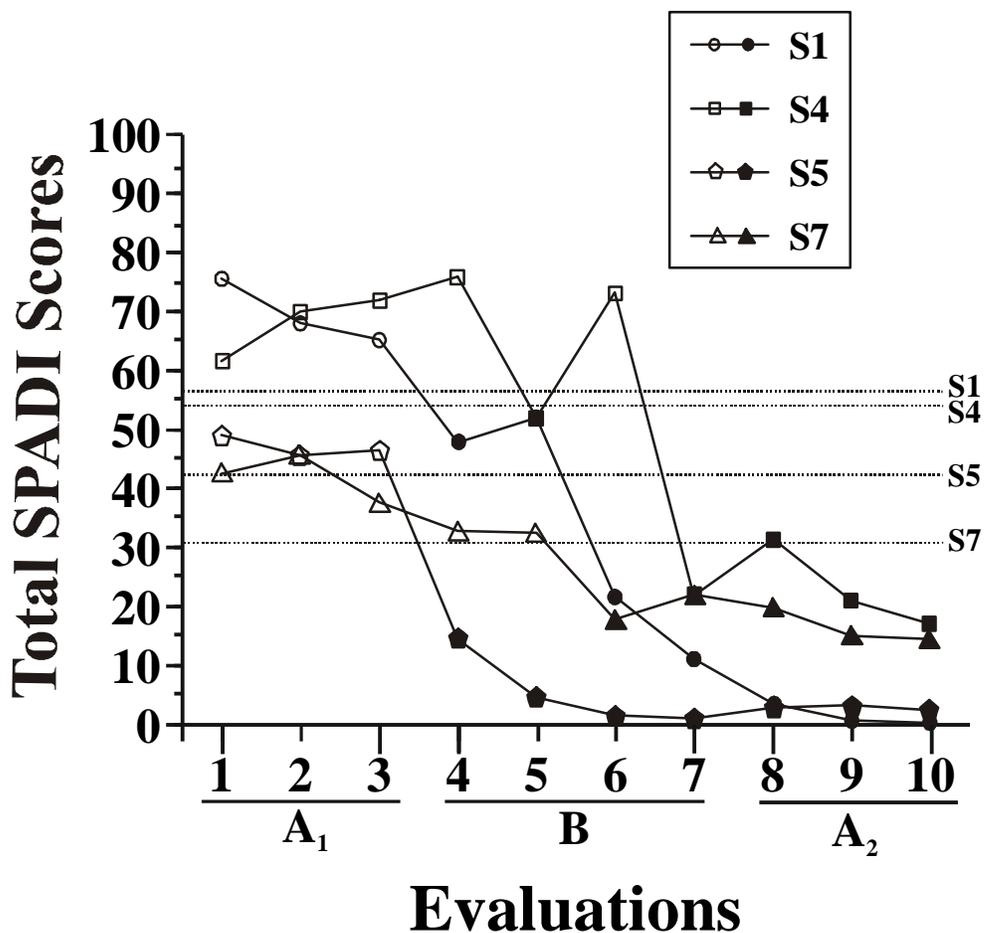
No		Baseline function (A <sub>1</sub> )		Scores at the end of the phase (Change*)		Percentage of scores below 95%CI	
		Mean ± SD	95%CI	Phase B	Phase A <sub>2</sub>	Phase B <sup>¶</sup>	Phase A <sub>2</sub> <sup>‡</sup>
S1	Pain	82.3 ± 2.8	[75.5 , 89.2]	15.0 (-67.3)	0.4 (-81.9)	100%	100%
	Disability	57.0 ± 13.3	[23.9 , 90.1]	7.3 (-49.7)	0.1 (-56.8)	50%	100%
	SFL	81.2 ± 3.1	[73.4 , 89.0]	5.3 (-75.9)	0.8 (-80.4)	75%	100%
S2	Pain	36.9 ± 4.2	[26.5 , 47.2]	19.4 (-17.5)	16.6 (-20.3)	100%	100%
	Disability	17.2 ± 4.7	[5.5 , 28.8]	5.8 (-11.4)	5.1 (-12.0)	25%	67%
	SFL	39.1 ± 6.0	[24.1 , 54.1]	22.3 (-16.8)	23.3 (-15.8)	25%	100%
S3	Pain	46.1 ± 10.6	[19.8 , 72.5]	6.2 (-39.9)	3.6 (-42.5)	75%	100%
	Disability	10.0 ± 6.3	[-5.6 , 25.6]	2.6 (-7.4)	1.6 (-8.4)	0%	0%
	SFL	30.3 ± 6.6	[13.8 , 46.8]	10.0 (-20.3)	6.3 (-24.1)	75%	100%
S4	Pain	74.1 ± 5.8	[59.6 , 88.6]	15.0 (-59.1)	18.6 (-55.5)	50%	100%
	Disability	61.6 ± 5.2	[48.7 , 74.5]	28.8 (-32.8)	15.8 (-45.8)	25%	100%
	SFL	80.9 ± 3.2	[72.9 , 88.9]	51.5 (-29.4)	34.8 (-46.2)	50%	100%
S5	Pain	48.0 ± 3.0	[40.6 , 55.4]	1.6 (-46.4)	3.6 (-44.4)	100%	100%
	Disability	46.3 ± 1.2	[43.3 , 49.2]	0.5 (-45.8)	1.4 (-44.9)	100%	100%
	SFL	37.9 ± 1.0	[35.4 , 40.4]	1.0 (-36.9)	3.7 (-34.2)	100%	100%
S6	Pain	46.1 ± 9.7	[21.9 , 70.2]	9.4 (-36.7)	4.8 (-41.3)	75%	100%
	Disability	30.4 ± 2.4	[24.5 , 36.3]	7.6 (-22.8)	3.1 (-27.3)	100%	100%
	SFL	38.9 ± 6.7	[22.4 , 55.5]	20.8 (-18.2)	10.5 (-28.4)	50%	100%
S7	Pain	42.5 ± 3.5	[33.8 , 51.3]	21.6 (-20.9)	10.4 (-32.1)	75%	100%
	Disability	41.4 ± 4.5	[30.1 , 52.7]	22.5 (-18.9)	18.5 (-22.9)	50%	100%
	SFL	48.4 ± 5.9	[33.8 , 63.1]	22.0 (-26.4)	24.7 (-23.8)	75%	100%
S8	Pain	34.2 ± 1.2	[31.1 , 37.3]	5.6 (-28.6)	0 (-34.2)	75%	100%
	Disability	18.8 ± 4.1	[8.5 , 29.1]	3.1 (-15.7)	0 (-18.8)	25%	100%
	SFL	71.3 ± 4.1	[61.0 , 81.5]	30 (-41.3)	4 (-67.3)	75%	100%

Abbreviations: SPADI, Shoulder Pain And Disability Index; Pain, Pain subscale of the SPADI; Disability, Disability subscale of the SPADI; SFL, Shoulder Function Level; 95%CI, 95% confidence interval of the mean baseline value; SD, standard deviation.

\* Change: The difference between the score of the last evaluation of the corresponding phase and the mean baseline value.

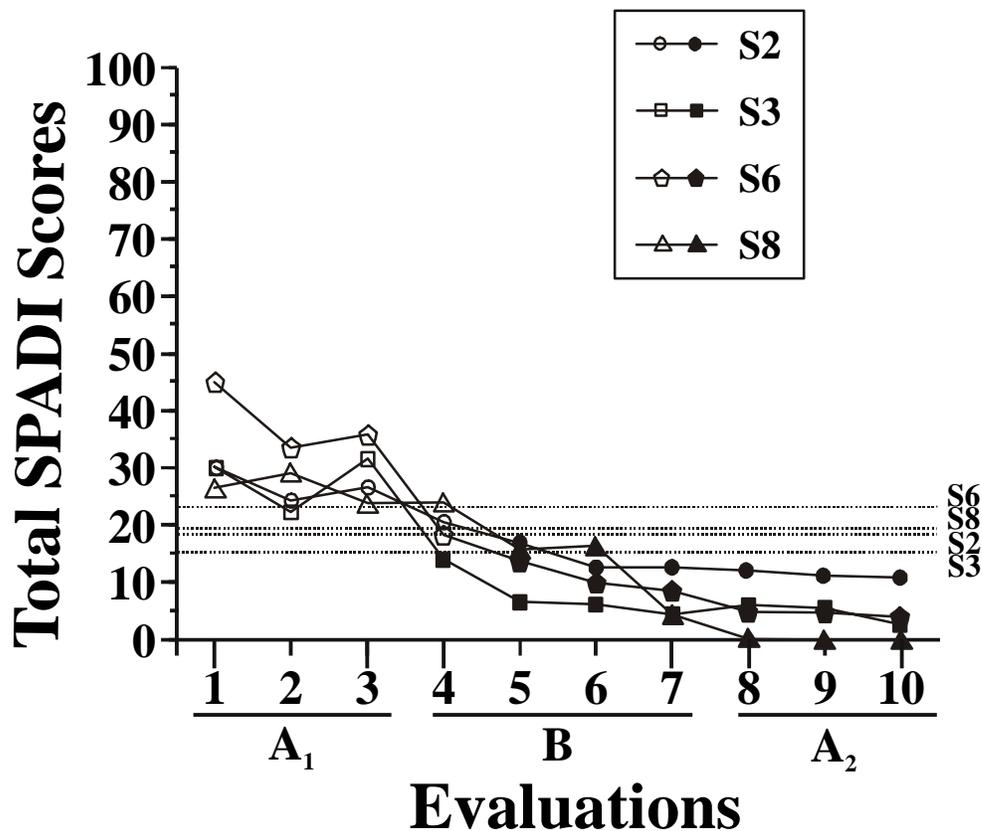
<sup>¶</sup> Four evaluations during phase B

<sup>‡</sup> Three evaluations during phase A<sub>2</sub>



**Figure 4.1** : Profile of the SPADI for subjects with asymmetrical scapular movements

Profiles of the total SPADI scores over the three phases of the study (baseline (A<sub>1</sub>), intervention (B) and post-intervention (A<sub>2</sub>)) for subjects who had an asymmetrical scapular movement during bilateral arm abduction at baseline. The dotted lines (.....) represent the lower limit of the 95 % confidence interval (95%CI) of the mean baseline value for each subject. The empty symbols (○ □ ◇ △) represent the total SPADI scores within the 95%CI, the filled symbols (● ■ ◆ ▲) represent the total SPADI scores below the 95%CI lower limit.



**Figure 4.2 :** Profile of the SPADI for subjects with symmetrical scapular movements

Profile of the total SPADI scores over the three phases of the study (baseline (A<sub>1</sub>), intervention (B) and post-intervention (A<sub>2</sub>)) for subjects who had a symmetrical scapular movement during bilateral arm abduction at baseline. The dotted lines (.....) represent the lower limit of the 95% Confidence Interval (95%CI) of the mean baseline value for each subject. The empty symbols (○ □ ◇ △) represent the total SPADI scores within the 95%CI, the filled symbols (● ■ ◆ ▲) represent the total SPADI scores below the 95%CI lower limit.

**Table 4.3** : Change in the impairment outcomes

Outcome measures	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
<b>Painful Arc Flexion</b>								
Phase A <sub>1</sub> (n=3)*								
Mean ± SD (°)	40 ± 18	64 ± 8	67 ± 12	91 ± 77	0 ± 0	50 ± 30	60 ± 7	57 ± 13
95%CI (°)	[-6, 85]	[43, 85]	[39, 96]	[-98, 281]	[0, 0]	[-24, 124]	[42, 79]	[25, 90]
Phase B (n=4)*								
Below 95%CI	0 <sup>†</sup>	50	75	0	0	0	75	50
No painful arc	25 <sup>¶</sup>	25	0	50	100	0	0	50
Phase A <sub>2</sub> (n=3)*								
Below 95%CI	0	100	100	0	0	0	67	100
No painful arc	67	100	67	67	100	33	33	100
<b>Painful Arc Abduction</b>								
Phase A <sub>1</sub> (n=3)*								
Mean ± SD (°)	70 ± 21	65 ± 12	61 ± 20	113 ± 16	50 ± 9	58 ± 31	67 ± 6	60 ± 9
95%CI (°)	[17, 124]	[35, 96]	[11, 110]	[74, 153]	[28, 72]	[-18, 135]	[53, 82]	[37, 83]
Phase B (n=4)*								
Below 95%CI	50	50	0	50	100	0	100	50
No painful arc	0	50	0	50	100	0	25	0
Phase A <sub>2</sub> (n=3)*								
Below 95%CI	67	100	100	100	100	0	100	100
No painful arc	33	100	100	67	100	33	67	100
<b>Scapular Qualitative Behavior (palpation)</b>								
Phase B (n=4)*								
Symmetric behavior	75 <sup>‡</sup>	75	75	0	25	67	100	50
Phase A <sub>2</sub> (n=3)*								
Symmetric behavior	100	100	100	33	100	67	100	100

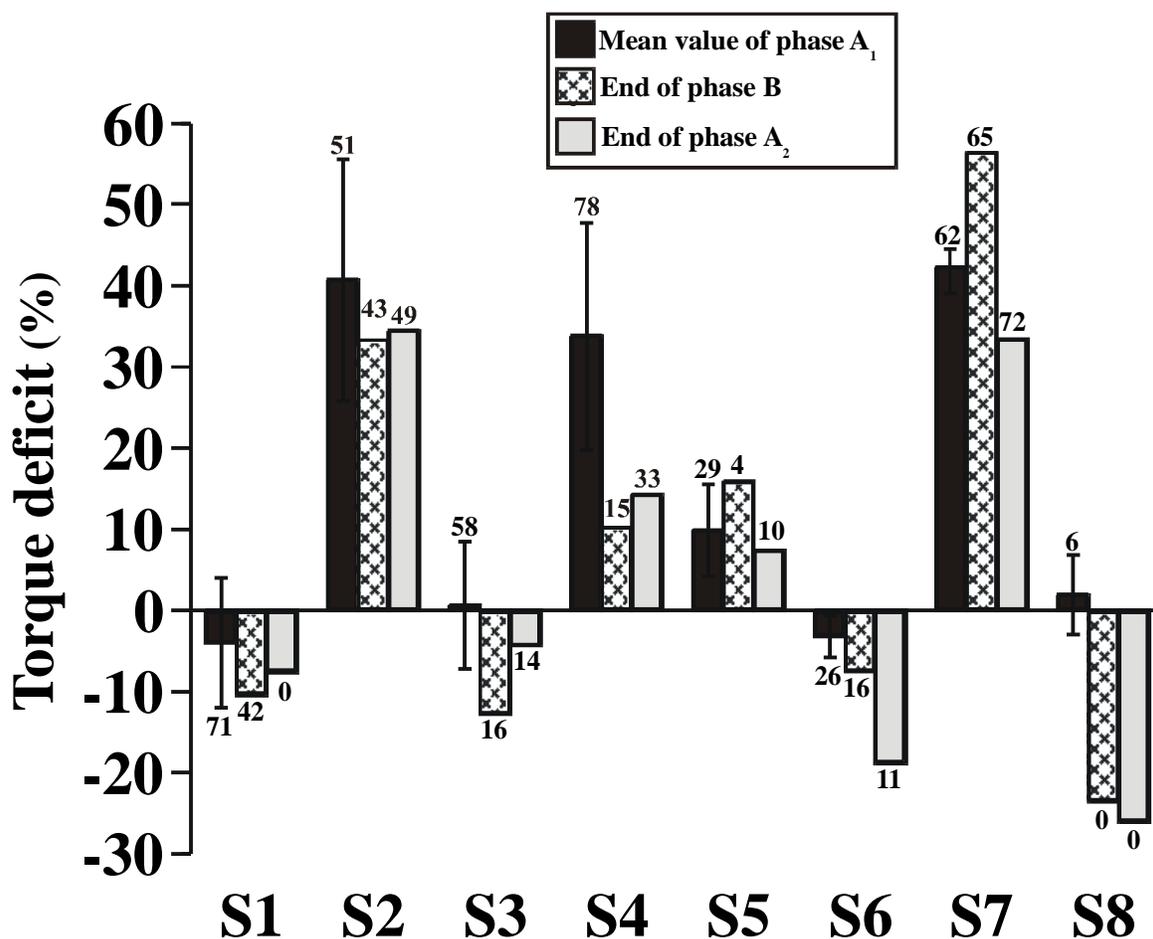
Abbreviations: n, number of evaluations during the phase; 95%CI, 95% confidence interval of the mean baseline value

\* Maximal number of evaluations during the corresponding phase.

<sup>†</sup> Percentage of evaluations during the corresponding phase where the value was below the 95%CI of baseline values.

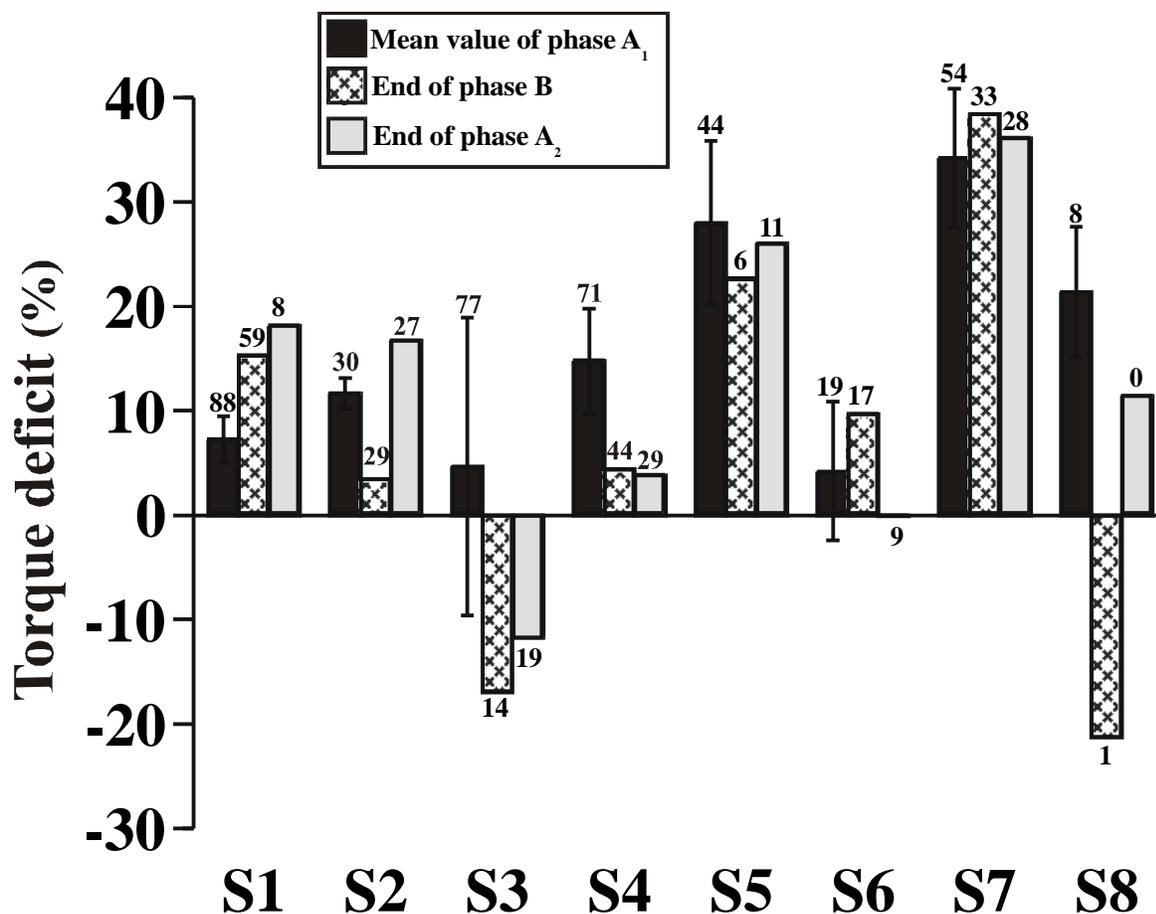
<sup>¶</sup> Percentage of evaluations during the corresponding phase where there was no painful arc.

<sup>‡</sup> Percentage of evaluations during the corresponding phase where the qualitative scapular behavior was symmetric while palpating the scapula during bilateral humeral abduction.



**Figure 4.3 :** Torque deficits in lateral rotation

Torque deficits were calculated using the following formula:  $\frac{((\text{torque asymptomatic side}) - (\text{torque affected side}))}{(\text{torque in the asymptomatic side})} \times 100$ . The torque deficit was calculated twice during baseline (A<sub>1</sub>). The columns for A<sub>1</sub> indicate the mean baseline value and the error bars one standard deviation. The torque deficit was also calculated at the end of the intervention phase (B) and at the end of the post-intervention phase (A<sub>2</sub>). No significant changes were observed during phases B and A<sub>2</sub>. The numbers on the top of the bars represent the mean (n=2) pain intensity measured with the VAS during isometric shoulder lateral rotation strength testing.



**Figure 4.4 :** Torque deficits in abduction

Torque deficits were calculated using the following formula:  $\frac{((\text{torque asymptomatic side}) - (\text{torque affected side}))}{(\text{torque in the asymptomatic side})} \times 100$ . The torque deficit was calculated twice during baseline (A<sub>1</sub>). The columns for A<sub>1</sub> represent mean baseline value and the error bars represent 1 standard deviation of the mean baseline value. The torque deficit was also calculated at the end of the intervention phase (B) and at the end of the post-intervention phase (A<sub>2</sub>). No significant changes were observed during phases B and A<sub>2</sub>. The numbers on the top of the bars represent the mean (n=2) pain intensity measured with the VAS during isometric shoulder abduction strength testing.

# CHAPITRE V

## DISCUSSION

L'objectif principal de la première partie de ce mémoire était d'évaluer les fidélités intrasession et intersessions d'une nouvelle méthode, développée par Hébert *et al.*<sup>124</sup>, permettant de mesurer l'orientation 3D de la scapula à l'aide du système Optotrak avec sonde. Les résultats de cette étude ont permis de démontrer la bonne fidélité intrasession et intersessions des mesures recueillies à l'aide de cette nouvelle méthode. La seconde partie de ce mémoire avait comme objectif principal d'évaluer l'effet d'une intervention qui inclut des exercices actifs de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule sur la fonction de personnes présentant un SAE. Les résultats de l'étude d'intervention confirment l'efficacité de cette approche de réadaptation pour améliorer la fonction et diminuer la douleur de ces personnes.

Dans les sections qui suivent, les principaux résultats entourant l'étude méthodologique et l'étude d'intervention seront discutés. Il sera ensuite possible de conclure quant à l'atteinte des objectifs de chacune d'entre elles. Enfin, il sera question des forces et des limites de ces travaux.

### 5.1 Étude méthodologique

Tel que mentionné précédemment (chapitre I), une étude antérieure avait démontré la validité et la précision d'une nouvelle méthode de mesure de l'orientation 3D de la scapula à l'aide du système Optotrak avec sonde<sup>124</sup>. Toutefois, aucune étude n'en avait encore évalué la fidélité. Les résultats de l'étude méthodologique ont permis de démontrer que la mesure de l'orientation 3D de la scapula à l'aide du système Optotrak avec sonde calculée relativement à l'orientation du tronc démontre une excellente fidélité lorsqu'elle est effectuée lors d'une même session et une fidélité de modérée à excellente lorsqu'elle est effectuée lors de deux sessions différentes espacées d'une semaine. Ceci permet de

conclure relativement à l'objectif principal de cette étude. De plus, les résultats de l'étude méthodologique démontrent que la fidélité intersessions est meilleure (CCI plus élevés et ESM plus petites) lorsque les déplacements scapulaires sont calculés relativement à l'orientation du tronc (objectif secondaire 1). Enfin, les niveaux de fidélité intrasession obtenus à l'aide des deux premiers essais sont comparables à ceux obtenus à l'aide des trois essais. De plus, une moyenne de deux essais permet d'obtenir des niveaux de fidélité intersessions comparables à ceux obtenus à partir d'une moyenne de trois essais. Deux essais sont donc suffisants pour obtenir une bonne fidélité intrasession et intersessions (objectif secondaire 2).

### 5.1.1 Comparaison de nos résultats à ceux d'autres études

En comparant les niveaux de fidélité obtenus dans cette étude à ceux rapportés par d'autres groupes de recherche<sup>10,121-127</sup>, il est possible de constater que la méthode de mesure proposée dans ce mémoire est aussi fidèle que les autres méthodes utilisées à ce jour. Dans la présente étude, pour des mesures à 70° de flexion et à 90° d'abduction (calcul par rapport au tronc), des CCI intra- et intersessions variant entre 0,83 et 0,97 et 0,58 et 0,84, respectivement, et des ESM intra- et intersessions variant entre 1,1° et 2,6° et 2,1° et 3,9°, respectivement, ont été obtenus. De leur côté, Johnson *et al.* ont quantifié, à l'aide d'un intervalle de confiance à 95% (IC95%), la variation intrasession de mesures obtenues à l'aide du système électromagnétique Isotrak<sup>127</sup>. L'étendue de ce dernier était de 0,9° à 2,7° lors de mesures en abduction. Meskers *et al.*<sup>126</sup>, également à l'aide d'un système électromagnétique, ont quant à eux rapporté des écarts-types variant de 2,0° à 2,5° et de 3,0° à 4,2° pour la variabilité intrasession et intersessions des mesures 3D de la scapula lors de mouvements de flexion et d'abduction. D'autres groupes de recherche<sup>59,125</sup> ont utilisé le Fastrak pour mesurer les déplacements scapulaires lors de mouvements d'élévation dans le plan de la scapula. Ils rapportent une excellente fidélité intrasession avec des CCI au-dessus de 0,90<sup>59,125</sup> et des ESM variant de 1,0° à 2,6°<sup>59</sup>. Cole *et al.*, à l'aide d'un système optoélectrique, ont obtenu des CCI au-dessus de 0,80 pour des mesures intrasession lors de mouvements d'élévation dans le plan de la scapula<sup>10</sup>. Finalement, Wang *et al.* rapportent, pour des mesures intersessions en position de repos évaluées à l'aide d'un système

optoélectrique, des CCI au-dessus de 0,85, sauf lors de la protraction/rétraction pour laquelle des CCI de 0,60 ont été obtenus<sup>129</sup>.

### **5.1.2 Impact de la méthode de calcul sur les niveaux de fidélité**

De faibles différences (environ 5°) existent entre les amplitudes des rotations scapulaires obtenues en position d'élévation du bras chez les personnes présentant un SAE et celles des personnes sans atteinte de l'épaule<sup>17,21</sup>. Ainsi, il est primordial de connaître la grandeur de l'erreur de mesure intrasession et intersessions pour pouvoir comparer, pour un temps donné, les mesures entre deux groupes d'individus et, pour deux temps donnés, celles obtenues chez un même groupe. Dans la présente étude, la fidélité intrasession a été excellente pour les deux méthodes de calcul. Toutefois, la fidélité intersessions en flexion et en abduction peut être qualifiée de modérée pour la méthode de calcul relative à l'orientation de la scapula au repos (CCI : 0,42 à 0,56; ESM : 2,7° et 4,7°) et de modérée à excellente pour la méthode de calcul relative au tronc (CCI : 0,58 à 0,84; ESM 2,1° à 3,9°). En plus d'être plus fidèle, la méthode de calcul relative au tronc induit des ESM qui représentent une moins grande proportion du déplacement total de la scapula (12% à 29%) que la méthode de mesure relative à l'orientation de la scapula au repos (14% à 75%). Ainsi, la méthode de calcul de la scapula par rapport à l'orientation du tronc permet d'obtenir les CCI les plus élevés et devrait donc être favorisée lors d'études ultérieures, particulièrement lorsque des changements dans le temps sont mesurés (études longitudinales).

Les différences observées entre les deux méthodes de calcul pourraient être expliquées, en partie, par la façon dont la position de référence a été mesurée. Pour la méthode relative à l'orientation de la scapula au repos, la position de référence de la scapula (c'est-à-dire son orientation au repos) était sondée lors d'un essai antérieur. Toutefois, pour la méthode relative à l'orientation du tronc, la scapula et le tronc (position de référence) étaient sondés lors du même essai. Ainsi, même si aucune différence significative n'a été observée dans l'orientation du tronc à l'intérieur d'une même session et entre les deux sessions (données non publiées), de légères différences dans l'orientation du tronc ont pu avoir un impact sur

les calculs de l'orientation 3D de la scapula. En contrepartie, cette source de variation a été pratiquement éliminée lorsque l'orientation de la scapula était calculée par rapport au tronc.

### **5.1.3 Impact de la grandeur de l'erreur (ESM) sur les niveaux de fidélité**

Les résultats des études évaluant le déplacement 3D de la scapula démontrent que les personnes présentant un SAE connaîtraient une diminution de bascule postérieure et de rotation externe de la scapula lors de l'élévation du bras<sup>8,10,20,21</sup>. Une étude transversale a démontré qu'une diminution de seulement 5° de bascule postérieure de la scapula à 70° de flexion ou à 90° d'abduction, par rapport au côté controlatéral sain, était associée à un niveau de douleur et d'incapacité plus élevé chez les personnes présentant un SAE<sup>17</sup>. Les ESM obtenues à l'aide de la méthode de calcul relative à l'orientation du tronc en bascule postérieure de la scapula dans cette étude méthodologique (moyenne des trois essais de la session 1 et de la session 2) étaient de 2,2° à 70° de flexion et 3,4° à 90° d'abduction. Ces résultats suggèrent que la différence cliniquement importante (5°) est très près des valeurs des ESM pour la fidélité intersessions (2,2° et 3,4°) démontrant du même coup l'importance d'analyser les changements dans l'orientation 3D de la scapula à la lumière des erreurs associées à la mesure.

### **5.1.4 Impact de la direction du mouvement d'élévation sur les niveaux de fidélité**

Il a été observé que, pour les deux méthodes de calcul, la fidélité intersessions était meilleure en abduction qu'en flexion, principalement en ce qui concerne le mouvement de bascule antérieure-postérieure pour la méthode relative au tronc, et pour les trois rotations pour la méthode relative à la scapula au repos. Certains éléments de la procédure d'évaluation ont pu affecter la fidélité des mesures et pourraient, par conséquent, expliquer la différence de fidélité entre ces deux positions d'élévation. De ceux-ci, notons ceux qui mettent en cause l'évaluateur, soit sa technique de mesure, qui inclut sa capacité à bien localiser les repères anatomiques, à bien mesurer l'angle d'élévation du bras et à bien contrôler la position du sujet pendant la prise de mesure. De plus, la procédure de mesure et les contraintes imposées lors des mouvements étaient différentes pour les deux mouvements d'élévation. Ainsi, en flexion, le contrôle de la position du sujet s'est avéré

plus difficile à cause de la tendance des sujets à effectuer une protraction de la ceinture scapulaire. A priori, il avait été décidé de ne pas restreindre ce mouvement afin de ne pas nuire aux différentes stratégies de mouvement des sujets. En abduction, les mouvements antéropostérieurs de la ceinture scapulaire ne sont généralement pas présents. Cette liberté de mouvement en flexion a sans doute amené une plus grande variation de performance des sujets dans le temps. Ceci pourrait être un des facteurs principaux expliquant la moins bonne fidélité des mesures en flexion.

### **5.1.5 Impact du nombre d'essais sur les niveaux de fidélité**

Le deuxième objectif secondaire de l'étude méthodologique était de vérifier l'impact du nombre d'essais sur la fidélité des mesures. D'abord, il a été noté que la fidélité intrasession obtenue à partir des deux premiers essais était comparable à celle obtenue à partir des trois essais. Par la suite, la fidélité intersessions des moyennes de trois essais a été comparée à celles des deux premiers essais. La fidélité des mesures lorsqu'on considérait les deux essais avec les valeurs les plus semblables parmi les trois essais effectués a également été vérifiée. Les différences obtenues entre les ESM intersessions calculées à partir de la moyenne des trois essais et de la moyenne des deux premiers essais sont minimales (moins de  $0,3^\circ$  pour la méthode relative à l'orientation du tronc). Ainsi, les résultats démontrent que l'ajout d'un troisième essai n'améliore pas la fidélité intersessions. On note également que les différences entre les ESM intersessions calculées à partir de la moyenne des deux essais les plus semblables et de la moyenne des deux premiers essais étaient aussi minimales (moins de  $0,3^\circ$  (données non publiées)). En somme, la réalisation de deux essais de mesure est suffisante. L'utilisation de la moyenne de ces deux premiers essais permet d'obtenir des mesures fidèles dans le temps pour des orientations de la scapula exprimées par rapport au tronc.

### **5.1.6 Forces et limites de l'étude méthodologique**

Une des principales limites de la méthode de mesure de l'orientation 3D de la scapula proposée dans ce mémoire est que les déplacements scapulaires sont mesurés dans des positions statiques maintenues activement. La procédure d'évaluation ne permet donc pas de mesurer les mouvements scapulaires de façon continue lors de mouvements d'élévation

puisque chacun des neuf repères doit être sondé pour chaque position évaluée. En effet, le fait que la scapula glisse sous la peau nécessite une réévaluation de sa position d'où l'impossibilité d'utiliser des marqueurs fixes sur la peau. De plus, puisque trois positions du bras avaient volontairement été ciblées pour cette étude (2.1.3), les résultats présentés dans cette étude de fidélité ne sont valables que pour les trois positions du bras évaluées.

Notons que cette méthode de mesure de l'orientation 3D de la scapula est dépendante de la capacité de palpation de l'évaluateur. De plus, il a été observé que la palpation des trois points de repères anatomiques de la scapula se révèle beaucoup plus difficile chez les sujets avec une surcharge pondérale et chez ceux qui présentent une musculature développée. Finalement, la fidélité d'autres paramètres, telle la fidélité des mouvements de translation de la scapula lors de l'élévation du bras, aurait pu être évalué.

Les forces de cette étude résident principalement dans les caractéristiques de l'échantillon recruté. Ainsi, le nombre de sujets recruté a été jugé très adéquat pour ce type d'étude et l'âge des sujets recrutés était comparable à l'âge de la population cible de l'étude d'intervention. De plus, tous les sujets ont participé aux deux évaluations et ont complété l'ensemble des tests. Ainsi, il n'y a pas de données manquantes. Finalement, toutes les procédures d'évaluation étaient standardisées.

## **5.2 Étude d'intervention**

À la suite de l'étude méthodologique, l'étude d'intervention a été réalisée. L'une des variables secondaires était l'orientation 3D de la scapula telle qu'évaluée lors de l'étude méthodologique. L'étude d'intervention a permis de démontrer l'efficacité à court terme d'une rééducation comprenant des exercices de contrôle dynamique et de renforcement de l'épaule pour améliorer la fonction et la symptomatologie des personnes présentant un SAE.

Tous les sujets qui ont participé à cette étude ont connu une réduction significative de leur niveau de douleur et d'incapacité de même qu'une amélioration significative de leur fonction après les douze séances supervisées. De plus, une réduction de l'arc douloureux en flexion et en abduction, une diminution de l'intensité de la douleur lors des tests de force

ainsi qu'une diminution de la douleur lors des activités de la vie quotidienne (sous-échelle douleur du SPADI) ont permis de conclure à un effet bénéfique de l'intervention sur la symptomatologie associée au SAE. La palpation et l'observation de la scapula lors de mouvements d'abduction du bras ont également permis de noter une amélioration du comportement de la scapula pour tous les sujets. Enfin, toutes les améliorations observées à la fin de la phase d'intervention (B) ont persisté durant les trois semaines suivant la fin de l'intervention, suggérant qu'un programme d'exercices à domicile suffit pour maintenir les bénéfices de l'intervention.

L'ensemble de ces derniers résultats permet de conclure quant à l'objectif principal et à l'objectif secondaire de l'étude d'intervention. Ainsi, l'intervention permet, à court terme, d'améliorer la fonction de l'épaule et le contrôle dynamique de la scapula lors des mouvements d'élévation du bras et de diminuer l'intensité de la douleur des personnes présentant un SAE. En fait, la seule catégorie de variables à être demeurée inchangée à la suite de l'intervention est la force musculaire.

### **5.2.1 Effet de l'intervention sur la force musculaire**

Il n'est pas surprenant qu'aucun changement significatif n'ait pu être observé quant au torque maximal à la suite de l'intervention. En effet, les exercices de renforcement ont été exécutés durant une courte période (4 à 5 semaines) à une faible intensité. Dans les lignes directrices de l'intervention, ces exercices débutaient à une faible intensité seulement à partir du moment où les sujets présentaient un bon contrôle dynamique de l'épaule dans les trois plans verticaux. Ainsi, le nombre de jours pendant lesquels les exercices de renforcement ont été exécutés ainsi que la résistance utilisée lors de ces exercices n'étaient pas suffisants pour apporter des changements significatifs dans la force maximale isométrique. De plus, même si l'intensité de la douleur lors des tests de force musculaire était moins élevée à la suite de l'intervention, la présence d'une douleur résiduelle peut avoir eu un effet inhibiteur sur le recrutement musculaire, influençant du même coup l'efficacité des exercices de renforcement.

### **5.2.2 Effet de l'intervention sur la douleur à l'épaule**

Une amélioration quant aux trois variables qui permettaient l'évaluation de la douleur à l'épaule a été observée à la suite de l'intervention et ce, même si aucune modalité ou technique n'a été utilisée pour réduire spécifiquement la douleur. Ainsi, la douleur lors de contractions musculaires maximales isométriques à la fin de l'étude a diminué significativement pour deux des sujets. Toutefois, une diminution de douleur a été observée chez tous les sujets et la diminution moyenne de douleur à la fin de l'étude était de près de 60%, ce qui représente une diminution cliniquement importante. Une diminution significative du score de la sous-échelle douleur du SPADI a été observée chez tous les sujets après seulement deux semaines d'intervention (ou six séances supervisées). Finalement, une réduction significative de l'arc douloureux a été mise en évidence chez 50% des sujets en flexion et pour 88% des sujets en abduction. Ces résultats confirment que les modalités et les techniques analgésiques ne sont pas toujours nécessaires pour améliorer la symptomatologie associée au SAE.

### **5.2.3 Effet de l'intervention sur les amplitudes articulaires**

Contrairement aux autres études qui ont évalué l'effet d'interventions actives sur la fonction de personnes présentant un SAE<sup>34-36,100</sup> et contrairement aux approches actuelles de physiothérapie utilisées pour le traitement du SAE, l'intervention de la présente étude ne comportait pas de techniques de thérapie manuelle ou d'exercices d'étirement. Ces modalités sont habituellement utilisées pour améliorer l'amplitude articulaire à l'épaule<sup>34-36,100</sup>. Toutefois, des études ont démontré qu'elles ne contribuaient pas à augmenter l'amplitude articulaire. Elles permettent plutôt d'améliorer la fonction et de diminuer la douleur lorsqu'elles sont combinées à des exercices actifs<sup>35,36</sup>. Dans la présente étude, deux sujets présentaient une amplitude de flexion passive de moins de 160° à la phase A<sub>1</sub> (145° et 155°). À la fin de l'étude, ces deux sujets présentaient une amplitude de flexion passive de 170° et 173°, ce qui est considéré comme faisant partie des amplitudes maximales normales<sup>156</sup>. La diminution d'amplitude articulaire observée en début d'étude chez ces sujets semble être le résultat d'une appréhension face à la douleur provoquée par la compression des structures sous-acromiales sous l'arche coracoacromiale lors de mouvements d'élévation. Elle ne serait pas la conséquence de restrictions

capsuloligamentaires ou musculotendineuses, comme l'ont proposé certains chercheurs<sup>34-36,100</sup>.

#### **5.2.4 Niveau de fonction et contrôle dynamique de l'épaule**

Les résultats démontrent qu'à court terme la fonction de l'épaule semble être principalement influencée par le comportement de la scapula et par le contrôle dynamique de l'épaule. En effet, les sujets qui présentaient une asymétrie scapulaire à la phase A<sub>1</sub> étaient ceux qui présentaient le niveau de fonction le plus bas au cours de cette même phase. Lors des phases B et A<sub>2</sub>, une importante amélioration de la fonction de l'épaule a pu être observée concomitamment à une réduction ou à une élimination de l'asymétrie scapulaire. En fait, une fois l'asymétrie dans le mouvement scapulaire corrigée, le niveau de douleur et d'incapacité était comparable et parfois même inférieur à celui des sujets qui, à la phase A<sub>1</sub>, ne présentaient pas d'asymétrie dans le mouvement scapulaire. L'amélioration observée dans le contrôle dynamique de l'épaule semble être la conséquence d'un meilleur recrutement et d'une meilleure coordination musculaire, et non d'un gain de force musculaire en rotation externe et en abduction de l'épaule. En effet, même si la majorité des sujets (100% en rotation externe et 75% en abduction) a présenté une augmentation du torque maximal à la fin de l'étude, l'amélioration était plutôt minime (amélioration moyenne de 6% à la fin de la phase A<sub>2</sub>) et non significative. Ces résultats démontrent l'importance d'inclure des exercices de contrôle dynamique de l'épaule tôt dans la réadaptation des personnes présentant un SAE pour permettre une amélioration de la fonction et une diminution de la douleur.

#### **5.2.5 Niveau de fonction et déficit de force en rotation externe**

Les résultats de l'effet de l'intervention démontrent que, en plus d'être associé à la présence d'une asymétrie scapulaire, un niveau de fonction de l'épaule plus bas pourrait aussi être la conséquence d'un déficit de torque en rotation externe. Dans cette étude, trois sujets présentaient un déficit de torque en rotation externe de plus de 30% à la phase A<sub>1</sub>. À la fin de l'étude, même s'ils présentaient un comportement scapulaire symétrique, ces trois mêmes sujets étaient les seuls à présenter un déficit résiduel de torque en rotation externe de plus de 10%. Ils étaient également les seuls à la fin de la phase A<sub>2</sub> à présenter un score

au SPADI supérieur à 10. Ces résultats suggèrent qu'il est important de poursuivre des exercices de renforcement de la coiffe des rotateurs afin de favoriser une fonction optimale de l'épaule. Il est à noter que ces trois sujets présentaient un abutement du côté non dominant, ce qui aurait pu être en lien avec la présence d'un plus grand déficit. Toutefois, un autre sujet présentait un SAE du côté non dominant et ne présentait pas de déficit en rotation externe. De plus, selon Hughes *et al.*<sup>157</sup>, il n'y aurait pas de différence significative entre la force isométrique des rotateurs externes du côté dominant et celle du côté non dominant chez les hommes et les femmes de tous les groupes d'âges.

### **5.2.6 Comparaison de l'évaluation du comportement de la scapula lors de tâches statiques et dynamiques**

L'évaluation de l'orientation 3D de la scapula à l'aide de l'Optotrak n'a pas permis de confirmer les changements dans le comportement scapulaire qui ont été observés lorsque ce dernier était évalué par palpation et par observation. Plusieurs aspects différencient ces deux méthodes de mesure. L'évaluation qualitative du mouvement scapulaire était exécutée lors de mouvements dynamiques bilatéraux dans toute l'amplitude d'abduction, tandis que l'orientation 3D de la scapula était évaluée pendant que les sujets maintenaient activement une position du bras à 70° de flexion et à 90° d'abduction. Dans cette étude, l'asymétrie dans le mouvement scapulaire observée par palpation à la phase A<sub>1</sub> débutait autour de 78° (n=8; 77,5° ± 12,2°) et persistait au-delà de cette amplitude. Toutefois, les mesures de l'orientation 3D de la scapula à 90° d'abduction à l'aide du système Optotrak n'ont pas permis de détecter cette asymétrie. Cette dernière méthode devra être révisée afin de permettre de recréer les comportements anormaux de la scapula observés et palpés lors de mouvements dynamiques.

### **5.2.7 Comparaison de la rééducation du contrôle dynamique de l'épaule utilisée dans l'étude d'intervention à celle d'autres études**

Les modalités utilisées pour améliorer le contrôle dynamique de l'épaule diffèrent grandement d'une étude à une autre<sup>32-35,100-102</sup>. Des exercices supervisés de renforcement, d'étirement, d'élévation du bras et des exercices de relaxation du trapèze supérieur lors de l'élévation du bras ont été utilisés pour corriger les perturbations du contrôle moteur de

l'épaule<sup>32-35,100-102</sup>. Dans la présente étude, les exercices de contrôle dynamique de l'épaule ont été définis comme des mouvements actifs d'élévation du bras exécutés dans chacun des plans d'élévation, et, en début de réadaptation, sous supervision directe. Cette façon de procéder vise spécifiquement à corriger les mauvais patrons de mouvement retrouvés au niveau des articulations G/H et S/T. Les résultats démontrent que ces exercices sont très efficaces, puisque des changements importants de la fonction et de la douleur de l'épaule ont été notés après seulement quatre semaines. En comparaison, Conroy et Hayes n'ont pas observé de différence quant à la douleur et à la fonction à la suite d'exercices d'étirement et de renforcement non supervisés effectués durant trois semaines pour améliorer le contrôle moteur de l'épaule<sup>35</sup>. De leur côté, Ludewig *et al.* ont observé qu'un programme d'exercices à domicile de dix semaines, incluant des exercices de relaxation musculaire du trapèze supérieur lors de l'élévation du bras dans le plan scapulaire pour améliorer le contrôle dynamique de l'épaule, améliorerait le niveau de fonction de l'épaule<sup>34</sup>. Toutefois, le niveau de fonction de l'épaule demeurerait plus bas que celui de sujets sains (déficit moyen de 16% au « Shoulder Rating Questionnaire »). Finalement, Brox *et al.* ont démontré qu'un programme supervisé, qui incluait des exercices supervisés de contrôle moteur lors de l'élévation du bras, exécuté sur une longue période (trois à six mois), permet d'améliorer la fonction de l'épaule<sup>32,33</sup>.

### **5.2.8 Forces et limites de l'étude d'intervention**

Un des désavantages de l'utilisation d'un devis à sujet unique est qu'il limite la généralisation des résultats<sup>141</sup>. Ainsi, un essai clinique randomisé permettrait d'augmenter la généralisation de nos résultats. De plus, un devis à sujet unique nécessite un grand nombre de mesures répétées<sup>141</sup>, ce qui peut biaiser certains des résultats, en particulier ceux en lien avec les questionnaires. Pour ce qui est de la composition de l'échantillon, un seul homme a été inclus dans cette étude. Le recrutement d'autres hommes a été tenté, mais 89% des hommes référés ont été exclus parce qu'ils ne répondaient pas aux critères d'éligibilité. Même si aucune preuve ne démontre que les hommes et les femmes répondent différemment aux interventions de réadaptation, il aurait été souhaitable d'avoir un échantillon plus représentatif des deux sexes.

Quelques limites quant à la méthodologie utilisée peuvent également être soulevées. Tout d'abord, les évaluations n'étaient pas effectuées par un évaluateur aveugle. Le même physiothérapeute a procédé aux traitements et aux évaluations de tous les sujets. Toutefois, afin de limiter les biais liés à l'absence d'un évaluateur aveugle, toutes les évaluations étaient effectuées selon des procédures rigoureuses, réduisant la subjectivité lors des évaluations. Ainsi, une seule variable, l'évaluation qualitative du comportement de la scapula, faisait appel à la subjectivité. De même, étant donné qu'un des objectifs de l'étude était d'améliorer le contrôle dynamique de l'épaule, il aurait été très intéressant d'utiliser l'électromyographie afin d'évaluer, lors de la phase A<sub>1</sub>, si les sujets présentaient un mauvais patron de recrutement musculaire lors de l'élévation du bras. De même, à la fin des phases B et A<sub>2</sub>, il aurait été intéressant de déterminer si l'intervention permettait un meilleur recrutement et une meilleure coordination musculaire. Finalement, étant donné que la dernière évaluation a été faite trois semaines après la fin de l'intervention supervisée, il n'est pas possible de conclure quant aux effets à moyen et à long termes de l'intervention.

Un programme standardisé d'exercices à domicile, qui devait être exécuté à chaque jour durant la phase A<sub>1</sub>, avait été prescrit à tous les sujets. Ces exercices pourraient être vus comme une cointervention parce qu'ils ont peut-être influencé la mesure des effets de l'intervention. Cependant, pour des raisons éthiques, il était impossible de laisser les sujets sans intervention lors des deux semaines de la phase A<sub>1</sub>. Il a été décidé, par conséquent, de donner aux sujets des exercices de renforcement isométrique sous-maximal de la coiffe des rotateurs. Ces exercices ont pu provoquer de petits changements et augmenter la variabilité dans les mesures de base, ce qui peut avoir eu comme conséquence une augmentation de l'étendue de l'IC95%. Ainsi, une telle action a pu nuire à la capacité d'observation des changements significatifs dans les phases subséquentes.

De plus, les résultats présentés en lien avec l'étude d'intervention ont été obtenus chez des personnes présentant un SAE primaire sans aucune condition associée. Cette population ne représente qu'une faible proportion des personnes avec un SAE qui sont traitées en clinique; la plupart d'entre elles présentant des conditions associées. Ainsi, il serait intéressant, dans une étude ultérieure, de vérifier si les personnes présentant un abutement secondaire ou un abutement primaire avec des conditions associées, comme des douleurs

cervicales ou une myalgie du trapèze, ont les mêmes niveaux de déficience et d'incapacité que la population ayant pris part à la présente étude. Par la suite, afin d'augmenter la généralisation des résultats, l'efficacité de l'intervention de réadaptation pourrait être évaluée chez une population plus large de personnes présentant un SAE; population qui représenterait mieux la réalité clinique.

Parmi les forces de cette étude, notons tout d'abord qu'elle propose une intervention standardisée basée sur des évidences scientifiques récentes. De plus, considérant la très bonne observance à l'intervention et le fait qu'elle ne nécessite pas d'appareillages coûteux, celle-ci apparaît applicable dans un milieu clinique. Cette étude a également le mérite d'avoir utilisé des méthodes de mesures standardisées. Enfin, étant donné que, dans un devis à sujet unique, la réponse de chaque sujet à l'intervention est déterminée en fonction de sa condition de base, un échantillon de huit sujets a été considéré adéquat.

# CHAPITRE VI

## CONCLUSION

L'étude méthodologique correspondant à la première partie des travaux en lien avec ce mémoire a permis de démontrer la fidélité intrasession et intersessions des orientations 3D de la scapula mesurés à l'aide du système Optotrak avec sonde. Cette méthode de mesure possède les qualités métrologiques nécessaires à la mise en évidence de différences intergroupes lors d'études transversales et à la mesure de changements dans le cadre d'études longitudinales. Les résultats de l'étude d'intervention correspondant à la seconde partie des travaux de ce mémoire ont quant à eux permis de démontrer qu'une intervention basée sur des principes de rééducation du contrôle dynamique de l'épaule et de renforcement musculaire améliore à court terme la fonction des personnes présentant un SAE de stade I ou II. Ces résultats permettront d'améliorer les interventions de réadaptation auprès de cette clientèle. Les deux sections qui suivent présentent les retombées cliniques et les recommandations qui découlent de l'étude méthodologique et de l'étude d'intervention.

### **6.1 Recommandations en regard de l'étude méthodologique**

La fidélité intersessions obtenue lorsque l'orientation de la scapula est calculée par rapport à l'orientation du tronc est supérieure à celle obtenue lorsque l'orientation de la scapula est calculée par rapport à son orientation au repos. Ainsi, l'utilisation de la méthode de calcul par rapport à l'orientation du tronc est recommandée pour les études ultérieures.

L'orientation 3D de la scapula constitue maintenant une variable d'intérêt pour vérifier l'impact d'interventions auprès des personnes présentant un SAE. Toutefois, puisque la valeur de la différence cliniquement importante observée dans les rotations scapulaires chez les sujets présentant un SAE se situe très près des valeurs de l'erreur de mesure, il est

essentiel d'interpréter les changements dans cette mesure en relation avec la grandeur de l'erreur de mesure.

Enfin, le nombre d'essais réalisés pour chacune des positions d'évaluation devrait être limité à deux puisque aucune amélioration appréciable des niveaux de fidélité intra- et intersessions n'a été observée lorsqu'un troisième essai est effectué.

## **6.2 Recommandations et retombées cliniques en regard de l'étude d'intervention**

Des exercices supervisés et actifs de contrôle dynamique de l'épaule associés à un programme individualisé d'exercices à domicile devraient être favorisés dans la phase précoce de réadaptation des personnes présentant un SAE pour améliorer leur fonction et leur symptomatologie.

La présence d'une asymétrie dans le mouvement scapulaire lors des mouvements d'élévation et d'un déficit de force en rotation externe de l'épaule semble être associée à un niveau fonctionnel plus bas chez les personnes qui présentent un SAE. Ainsi, une attention particulière devrait être portée à ces deux types de déficience lors de l'évaluation et de la réadaptation des personnes présentant un SAE.

## BIBLIOGRAPHIE

1. Cole DC, Hudak PL. Prognosis of nonspecific work-related musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity. *Am.J.Ind.Med.* 1996;29:657-68.
2. Ekberg K, Bjorkqvist B, Malm P, Bjerre-Kiely B, Karlsson M, Axelson O. Case-control study of risk factors for disease in the neck and shoulder area. *Occup. Environ. Med.* 1994;51:262-6.
3. Sommerich CM, McGlothlin JD, Marras WS. Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: a review of recent investigations in the literature. *Ergonomics* 1993;36:697-717.
4. Anderson JA. Shoulder pain and tension neck and their relation to work. *Scand.J.Work Environ.Health* 1984;10:435-42.
5. Macfarlane GJ, Hunt IM, Silman AJ. Predictors of chronic shoulder pain: a population based prospective study. *J.Rheumatol.* 1998;25:1612-5.
6. Matsen FA, Arntz CT. Subacromial impingement. In: Rockwood & Matsen, editor. *The Shoulder*. Philadelphia: WA Saunders Co; 1990. p. 623-46.
7. Flatow EL, Soslowsky LJ, Ticker JB *et al.* Excursion of the rotator cuff under the acromion. Patterns of subacromial contact. *Am.J.Sports Med.* 1994;22:779-88.
8. 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.
9. Chard MD, Sattelle LM, Hazleman BL. The long-term outcome of rotator cuff tendinitis-a review study. *Br.J.Rheumatol.* 1988;27:385-9.
10. Cole A, McClure P, Pratt N. Scapular kinematics during arm elevation in healthy subjects and patients with shoulder impingement syndrome. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1996;23:68.
11. 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.
12. Deutsch A, Altchek DW, Schwartz E, Otis JC, Warren RF. Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome. *J.Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:186-93.
13. Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *J.Orthop.Sci.* 2001;6:3-10.

14. Graichen H, Bonel H, Stammberger T *et al.* Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *Am.J.Roentgenol.* 1999;172:1081-6.
15. Hébert LJ, Moffet H, Dufour M, Moisan C. Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome. *J.Magn.Reson.Imaging* 2003;18:72-9.
16. Hébert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 2002;83:60-9.
17. Hébert LJ, Moffet H, Dionne CE, McFadyen BJ, Dufour M, Lirette R. Shoulder impingement syndrome: clinical indicators and short-term predictors of disability. Submitted to *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 2003.
18. Leroux JL, Codine P, Thomas E, Pocholle M, Mailhe D, Blotman F. Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clin.Orthop.* 1994;108-15.
19. Ludewig PM, Cook TM. Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 2002;32:248-59.
20. 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.
21. 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.
22. McClure P, Michener L, Sennett B, Karduna AR. Physical characteristics and 3D scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement syndrome. *Med.Sci.Sports Exerc.* 2003;35(5):S345.
23. Morrison DS, Frogameni AD, Woodworth P. Non-operative treatment of subacromial impingement syndrome. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1997;79:732-7.
24. Myers JB, Hwang JH, Pasquale MR, Rodosky MW, Ju YY, Lephart SM. Shoulder muscle coactivation alterations in patients with subacromial impingement. *Med.Sci.Sports Exerc.* 2003;35(5):S346.
25. Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J.Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:519-23.
26. Sperner G, Lener M, Golser K, Klestil T, Resch H. Magnetic resonance imaging for the evaluation of the impingement syndrome. *J.Shoulder Elbow Surg.* 1995;1:S17.

27. Tyler TF, Roy T, Nicholas SJ, McHugh MP, Gleim GW. Posterior capsular tightness and motion loss in patients diagnosed with shoulder impingement. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 2000;30(1):A-40.
28. Tyler TF, Nicholas SJ, Roy T, Gleim GW. Quantification of posterior capsule tightness and motion loss in patients with shoulder impingement. *Am.J.Sports Med.* 2000;28:668-73.
29. Wadsworth DJ, Bullock-Saxton JE. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *Int.J.Sports Med.* 1997;18:618-24.
30. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moire topographic analysis. *Clin.Orthop.* 1992;191-9.
31. Zuckerman JD, Kummer FJ, Cuomo F, Simon J, Roseblum S. The influence of coracoacromial arch anatomy on rotator cuff tears. *J.Shoulder Elbow Surg.* 1992;1:4-14.
32. Brox JJ, Staff PH, Ljunggren AE, Brevik JJ. Arthroscopic surgery compared with supervised exercises in patients with rotator cuff disease (stage II impingement syndrome). *BMJ* 1993;307:899-903.
33. Brox JJ, Gjengedal E, Uppheim G *et al.* Arthroscopic surgery versus supervised exercises in patients with rotator cuff disease (stage II impingement syndrome): a prospective, randomized, controlled study in 125 patients with a 2 1/2-year follow-up. *J.Shoulder Elbow Surg.* 1999;8:102-11.
34. Ludewig PM, Borstad JD. Effects of a home exercise programme on shoulder pain and functional status in construction workers. *Occup. Environ. Med.* 2003;60:841-9.
35. Conroy DE, Hayes KW. The effect of joint mobilization as a component of comprehensive treatment for primary shoulder impingement syndrome. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1998;28:3-14.
36. Bang MD, Deyle GD. Comparison of supervised exercise with and without manual physical therapy for patients with shoulder impingement syndrome. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 2000;30:126-37.
37. Walther M, Werner A, Stahlschmidt T, Woelfel R, Gohlke F. The subacromial impingement syndrome of the shoulder treated by conventional physiotherapy, self-training, and a shoulder brace: Results of a prospective, randomized study. *J.Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:417-23.
38. Paine RM, Voight M. The role of the scapula. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1993; 18:386-91.

39. Sahrman SA. Movement Impairment Syndromes of the Shoulder Girdle. In: Mosby I, editor. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. St. Louis: Elsevier Science; 2002. p. 193-261.
40. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am.J.Sports Med.* 1990;18:366-75.
41. Magee D. *Orthopedic physical assessment*. Philadelphia: 1992. p. 90.
42. Fongemie AE, Buss DD, Rolnick SJ. Management of shoulder impingement syndrome and rotator cuff tears. *Am.Fam.Physician* 1998;57:667-2.
43. Morrison DS, Greenbaum BS, Einhorn A. Shoulder impingement. *Orthop.Clin. North Am.* 2000;31:285-93.
44. Mantone JK, Burkhead WZ, Jr., Noonan J, Jr. Nonoperative treatment of rotator cuff tears. *Orthop.Clin.North Am.* 2000;31:295-311.
45. Blevins FT. Rotator cuff pathology in athletes. *Sports Med.* 1997;24:205-20.
46. Halder AM, Zhao KD, Odriscoll SW, Morrey BF, An KN. Dynamic contributions to superior shoulder stability. *J.Orthop.Res.* 2001;19:206-12.
47. Armfield DR, Stickle RL, Robertson DD, Towers JD, Debski RE. Biomechanical basis of common shoulder problems. *Semin.Musculoskelet.Radiol.* 2003;7:5-18.
48. Scheib JS. Diagnosis and rehabilitation of the shoulder impingement syndrome in the overhand and throwing athlete. *Rheum.Dis.Clin.North Am.* 1990;16:971-88.
49. Rubin BD, Kibler WB. Fundamental principles of shoulder rehabilitation: conservative to postoperative management. *Arthroscopy* 2002;18:29-39.
50. Solem-Bertoft E, Thuomas KA, Westerberg CE. The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space. An MRI study. *Clin.Orthop.* 1993;99-103.
51. Finley MA, Lee RY. Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. *Arch.Phys.Med. Rehabil.* 2003;84:563-8.
52. Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Arch.Phys.Med. Rehabil.* 1999;80:945-50.
53. Schenck RC, Barnes RP, Behnke RS, Guskiewicz KM, Holmes CF, Starkey C. *Athletic Training and Sports Medicine*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1999.

54. Hagberg M, Silverstein B, Wells R *et al.* Relation entre le travail et certains troubles musculo-squelettiques. Dans: MultiMondes, éditeur. Les lésions attribuables au travail répétitif. Sainte-Foy: 1995. p. 19-160.
55. Hagberg M, Silverstein B, Wells R *et al.* Identification, évaluation et mesure du risque. Dans: MultiMondes, éditeur. Les lésions attribuables au travail répétitif. Sainte-Foy: 1995. p. 161-252.
56. Lohr JF, Uthoff HK. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clin.Orthop.* 1990;35-8.
57. Clark JM, Harryman DT. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1992;74:713-25.
58. McConville OR, Iannotti JP. Partial-thickness tears of the rotator cuff: evaluation and management. *J.Am.Acad.Orthop.Surg.* 1999;7:32-43.
59. Tsai NT, McClure PW, Karduna AR. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 2003;84:1000-5.
60. van der Windt DA, Koes BW, Boeke AJ, Deville W, De Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: prognostic indicators of outcome. *Br.J.Gen.Pract.* 1996;46:519-23.
61. 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.
62. van der Heijden GJ. Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillieres Clin.Rheumatol.* 1999;13:287-309.
63. Nygren A, Berglund A, von Koch M. Neck-and-shoulder pain, an increasing problem. Strategies for using insurance material to follow trends. *Scand.J.Rehabil.Med. Suppl* 1995;32:107-12.
64. Chipchase LS, O'Connor DA, Costi JJ, Krishnan J. Shoulder impingement syndrome: preoperative health status. *J.Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:12-5.
65. Bjelle A. Epidemiology of shoulder problems. *Baillieres Clin.Rheumatol.* 1989; 3:437-51.
66. Lindbeck L, Karlsson D, Kihlberg S *et al.* A method to determine joint moments and force distributions in the shoulders during ceiling work - a study on house painters. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 1997;12:452-60.
67. Yanai T, Hay JG. Shoulder impingement in front-crawl swimming: II. Analysis of stroking technique. *Med.Sci.Sports Exerc.* 2000;32:30-40.

68. Croft P. The epidemiology of pain: the more you have, the more you get. *Ann.Rheum.Dis.* 1996;55:859-60.
69. Kamkar A, Irrgang JJ, Whitney SL. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1993;17:212-24.
70. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 2003;18:369-79.
71. Bigliani LU, Levine WN. Subacromial impingement syndrome. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1997;79:1854-68.
72. Moffet H, Hébert LJ, Dufour M, Tardif J. Variation in sub-acromial distance measured by magnetic resonance imaging during shoulder flexion and abduction movements. *Can.J.Rehabil.* 1998;11:265-7.
73. Meskers CG, van der Helm FC, Rozing PM. The size of the supraspinatus outlet during elevation of the arm in the frontal and sagittal plane: a 3-D model study. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 2002;17:257-66.
74. Graichen H, Bonel H, Stammberger T *et al.* A technique for determining the spatial relationship between the rotator cuff and the subacromial space in arm abduction using MRI and 3D image processing. *Magn.Reson.Med.* 1998;40:640-3.
75. Neer CS. Impingement lesions. *Clin.Orthop.* 1983;70-7.
76. Jobe FW, Pink M. Classification and treatment of shoulder dysfunction in the overhead athlete. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1993;18:427-32.
77. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am.J.Sports Med.* 1998;26:325-37.
78. Schmitt L, Snyder-Mackler L. Role of scapular stabilizers in etiology and treatment of impingement syndrome. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1999;29:31-8.
79. Harryman DT, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA, III. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1990;72:1334-43.
80. Warner JJ, Allen AA, Marks PH, Wong P. Arthroscopic release of postoperative capsular contracture of the shoulder. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1997;79:1151-8.
81. Brox JI, Brevik JI, Ljunggren AE, Staff PH. Influence of anthropometric and psychological variables pain and disability on isometric endurance of shoulder abduction in patients with rotator tendinosis of the shoulder. *Scand.J.Rehabil.Med.* 1996;28:193-200.

82. Leivseth G, Reikeras O. Changes in muscle fiber cross-sectional area and concentrations of Na,K-ATPase in deltoid muscle in patients with impingement syndrome of the shoulder. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1994;19:146-9.
83. Graichen H, Stammberger T, Bonel H *et al.* Three-dimensional analysis of shoulder girdle and supraspinatus motion patterns in patients with impingement syndrome. *J.Orthop.Res.* 2001;19:1192-8.
84. Machner A, Merk H, Becker R, Rohkohl K, Wissel H, Pap G. Kinesthetic sense of the shoulder in patients with impingement syndrome. *Acta Orthop.Scand.* 2003; 74:85-8.
85. Greenfield B, Catlin PA, Coats PW, Green E, McDonald JJ, North C. Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1995;21:287-95.
86. Green S, Buchbinder R, Glazier R, Forbes A. Systematic review of randomised controlled trials of interventions for painful shoulder: selection criteria, outcome assessment, and efficacy. *BMJ* 1998;316:354-60.
87. Philadelphia panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for shoulder pain. *Phys.Ther.* 2001;81:1719-30.
88. Herrera-Lasso I, Mobarak L, Fernandez-Dominguez L, Cardiel MH, Alarcon-Sergovia D. Comparative effectiveness of packages of treatment including ultrasound or transcutaneous electrical nerve stimulation in painful shoulder syndrome. *Physiotherapy* 1993;79:251-3.
89. Nykanen M. Pulsed ultrasound treatment of the painful shoulder a randomized, double-blind, placebo-controlled study. *Scand.J.Rehabil.Med.* 1995;27:105-8.
90. van der Heijden GJ, van der Windt DA, de Winter AF. Physiotherapy for patients with soft tissue shoulder disorders: a systematic review of randomised clinical trials. *BMJ* 1997;315:25-30.
91. Saunders I. The efficacy of low-level laser therapy in supraspinatus tendinitis. *Clin.Rehabil.* 1995;9:126-34.
92. Speed CA, Richards C, Nichols D *et al.* Extracorporeal shock-wave therapy for tendonitis of the rotator cuff. A double-blind, randomised, controlled trial. *J.Bone Joint Surg.Br.* 2002;84:509-12.
93. Holmes CF, Fletcher JP, Blaschak MJ, Schenck RC. Management of shoulder dysfunction with an alternative model of orthopaedic physical therapy intervention: a case report. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1997;26:347-54.
94. Kibler WB, Chandler TJ, Pace BK. Principles of rehabilitation after chronic tendon injuries. *Clin.Sports Med.* 1992;11:661-71.

95. Meister K, Andrews JR. Classification and treatment of rotator cuff injuries in the overhand athlete. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1993;18:413-21.
96. Woodward TW, Best TM. The painful shoulder: part II. Acute and chronic disorders. *Am.Fam.Physician* 2000;61:3291-300.
97. Tardif J, Lirette R. Rotator cuff lesions: diagnosis and treatment. *The Canadian Journal of CME* 1999;49-67.
98. Host HH. Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Phys.Ther.* 1995;75:803-12.
99. Seltzer DG, Kechele P, Basamania C, Rockwood CA. Conservative management of rotator cuff tears. In: Burkhead Wed, editor. *Rotator cuff disorders.* Williams & Wilkins Co.; 1996. p. 258-70.
100. Roe C, Brox JI, Bohmer AS, Vollestad NK. Muscle activation after supervised exercises in patients with rotator tendinosis. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 2000;81:67-72.
101. Ginn KA, Herbert RD, Khouw W, Lee R. A randomized, controlled clinical trial of a treatment for shoulder pain. *Phys.Ther.* 1997;77:802-9.
102. Rahme H, Solem-Bertoft E, Westerberg CE, Lundberg E, Sorensen S, Hilding S. The subacromial impingement syndrome. A study of results of treatment with special emphasis on predictive factors and pain-generating mechanisms. *Scand.J.Rehabil.Med.* 1998;30:253-62.
103. Frémont P, Minville L, Riederer B, Roy JS, Côté CH, Desmeules F. Correction of shoulder impingement measured by ultrasonography is associated with favorable outcome of rehabilitation. *Med.Sci.Sports Exerc.* 2003;35(5):S345.
104. Winters JC, Sobel JS, Groenier KH, Arendzen HJ, Meyboom-de Jong B. Comparison of physiotherapy, manipulation, and corticosteroid injection for treating shoulder complaints in general practice: randomised, single blind study. *BMJ* 1997;314:1320-5.
105. Hay EM, Thomas E, Paterson SM, Dziedzic K, Croft PR. A pragmatic randomised controlled trial of local corticosteroid injection and physiotherapy for the treatment of new episodes of unilateral shoulder pain in primary care. *Ann.Rheum.Dis.* 2003;62:394-9.
106. Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J.Am.Acad.Orthop.Surg.* 2003;11:142-51.
107. Carr JH, Shepherd RB. *A Motor Relearning Programme For Stroke.* Oxford: 1987.

108. Carr JH, Shepherd RB. Neurological Rehabilitation: Optimising Motor Performance. Oxford: 1998.
109. Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Bouchard JP, Brunet D. Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. Arch.Phys.Med.Rehabil. 1993;74:612-20.
110. McCann PD, Wootten ME, Kadaba MP, Bigliani LU. A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. Clin.Orthop. 1993; 179-88.
111. Blackburn TA, McLeod WD, White B, Woffort L. EMG analysis of posterior rotator cuff exercises. Athl.Training 1990;25:40-5.
112. Ballantyne BT, O'Hare SJ, Paschall JL *et al.* Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. Phys.Ther. 1993;73:668-77.
113. Decker MJ, Tokish JM, Ellis HB, Torry MR, Hawkins RJ. Subscapularis muscle activity during selected rehabilitation exercises. Am.J.Sports Med. 2003;31:126-34.
114. Decker MJ, Hintermeister RA, Faber KJ, Hawkins RJ. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. Am.J.Sports Med. 1999;27:784-91.
115. Hintermeister RA, Lange GW, Schultheis JM, Bey MJ, Hawkins RJ. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. Am.J.Sports Med. 1998;26:210-20.
116. Lear LJ, Gross MT. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. J.Orthop.Sports Phys.Ther. 1998;28:146-57.
117. Moseley JB, Jobe FW, Pink M, Perry J, Tibone J. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. Am.J.Sports Med. 1992;20:128-34.
118. Townsend H, Jobe FW, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. Am.J.Sports Med. 1991;19:264-72.
119. Horrigan JM, Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL. Magnetic resonance imaging evaluation of muscle usage associated with three exercises for rotator cuff rehabilitation. Med.Sci.Sports Exerc. 1999;31:1361-6.
120. Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennett B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. J.Biomech.Eng 2001; 123:184-90.

121. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J.Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:269-77.
122. van der Helm FC, Pronk GM. Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J.Biomech.Eng* 1995;117:27-40.
123. Barnett ND, Duncan RD, Johnson GR. The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics--a study of reliability. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 1999;14:287-90.
124. Hébert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, St Vincent G. A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the optotrak probing system. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 2000;15:1-8.
125. McQuade KJ, Smidt GL. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1998;27:125-33.
126. Meskers CG, Vermeulen HM, de Groot JH, Der Helm FC, Rozing PM. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 1998;13:280-92.
127. Johnson GR, Stuart PR, Mitchell S. A method for measurement of three dimensional scapula movement. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)* 1993;8:269-73.
128. Finch E, Brooks D, Stratford PW, Mayo NE. Why Measurement properties Are Important. In: BC Decker Inc., editor. *Physical Rehabilitation Outcome Measures: A Guide to Enhanced Clinical Decision Making.* Hamilton: Canadian Physiotherapy Association; 2002. p. 26-41.
129. Wang CH, McClure P, Pratt NE, Nobilini R. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 1999;80:923-9.
130. Corriveau H, Hébert R, Prince F, Raiche M. Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 2001;82:80-5.
131. Unnithan VB, Dowling JJ, Frost G, Bar-Or O. Role of mechanical power estimates in the O<sub>2</sub> cost of walking in children with cerebral palsy. *Med.Sci.Sports Exerc.* 1999;31:1703-8.
132. Ross JK, Bereznick DE, McGill SM. Atlas-axis facet asymmetry. Implications in manual palpation. *Spine* 1999;24:1203-9.
133. van der Helm FC, Makhsous M, van Roy P *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human

- joint motion - Part II: shoulder, elbow, hand and wrist. Submitted to *J.Biomech.* 2002.
134. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlation: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* 1979;86:420-8.
  135. Streiner DL, Norman GR. Reliability. In: Second, editor. *Health Measurement Scales: A Practical Guide to their Development and Use*. New York: Oxford University Press; 1995. p. 104-27.
  136. Malouin F, Boiteau M, Bonneau C, Pichard L, Bravo G. Use of a hand-held dynamometer for the evaluation of spasticity in a clinical setting: a reliability study. *Physiotherapy Canada* 1989;41:126-34.
  137. Haley SM, Osberg JS. Kappa coefficient calculation using multiple ratings per subject: a special communication. *Phys.Ther.* 1989;69:970-4.
  138. Hawkins RJ, Kennedy JC. Impingement syndrome in athletes. *Am.J.Sports Med.* 1980;8:151-8.
  139. Boublik M, Hawkins RJ. Clinical examination of the shoulder complex. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.* 1993;18:379-85.
  140. Dinnes J, Loveman E, McIntyre L, Waugh N. The effectiveness of diagnostic tests for the assessment of shoulder pain due to soft tissue disorders: a systematic review. *Health Technol.Assess.* 2003;7:1-166.
  141. Backman CL, Harris SR, Chisholm JA, Monette AD. Single-subject research in rehabilitation: a review of studies using AB, withdrawal, multiple baseline, and alternating treatments designs. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 1997;78:1145-53.
  142. Williams JW, Jr., Holleman DR, Jr., Simel DL. Measuring shoulder function with the Shoulder Pain and Disability Index. *J.Rheumatol.* 1995;22:727-32.
  143. Heald SL, Riddle DL, Lamb RL. The shoulder pain and disability index: the construct validity and responsiveness of a region-specific disability measure. *Phys.Ther.* 1997;77:1079-89.
  144. Roach KE, Budiman-Mak E, Songsiridej N, Lertratanakul Y. Development of a shoulder pain and disability index. *Arthritis Care Res.* 1991;4:143-9.
  145. Roddey TS, Olson SL, Cook KF, Gartsman GM, Hanten W. Comparison of the University of California-Los Angeles Shoulder Scale and the Simple Shoulder Test with the shoulder pain and disability index: single-administration reliability and validity. *Phys.Ther.* 2000;80:759-68.

146. Carette S, Moffet H, Tardif J *et al.* Intraarticular corticosteroids, supervised physiotherapy, or a combination of the two in the treatment of adhesive capsulitis of the shoulder: a placebo-controlled trial. *Arthritis Rheum.* 2003;48:829-38.
147. Piote F, Gravel D, Moffet H *et al.* Effects of repeated distension arthrographies combined with a home exercise program among adults with idiopathic adhesive capsulitis of the shoulder. *Am.J.Phys.Med.Rehabil.* 2004;83:537-46.
148. Beaton DE, Richards RR. Measuring function of the shoulder. A cross-sectional comparison of five questionnaires. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1996;78:882-90.
149. Kibler WB, Uhl TL, Maddux JW, Brooks PV, Zeller B, McMullen J. Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *J.Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:550-6.
150. 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.
151. American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine aging tips. <http://www.acsm.org/health+fitness/activeaging.htm> . 2002.
152. Karduna AR, McClure PW, Michener LA. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *J.Biomech.* 2000;33:1063-8.
153. Woltring HJ. 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. *J.Biomech.* 1994;27:1399-414.
154. Roy JS, Moffet H, Hébert LJ, St-Vincent G, McFadyen BJ. Three-dimensional scapular attitudes measured with the Optotrak probing system: a reliability study on 30 shoulders. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 2003;84:A6.
155. Hébert LJ. Déficiences et incapacités associées au syndrome d'abutement de l'épaule et évaluation de leurs inter-relations [Thèse de doctorat]. 2001. Université Laval.
156. Clarnette RG, Miniaci A. Clinical exam of the shoulder. *Med.Sci.Sports Exerc.* 1998;30:S1-S6.
157. Hughes RE, Johnson ME, O'Driscoll SW, An KN. Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *Am.J.Sports Med.* 1999;27:651-7.

## **ANNEXES**

### **ANNEXE A**

#### **Certificat d'éthique**



## CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Québec, le 5 novembre 2002

Nous attestons que le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec a évalué le projet de recherche « Effet d'un programme adapté de physiothérapie sur la fonction de personnes présentant un syndrome d'abutement à l'épaule » à la séance du 21 octobre 2002.

Préparé par : Jean-Sébastien Roy, pht

Les membres du comité d'éthique de la recherche sont :

Sylvain Auclair (étudiant au doctorat en éthique)  
Line Beauregard (usager)  
Denise Boucher (infirmière)  
Patrick Fougeyrollas (directeur resp. soutien administratif)  
Claude Lépine (usager)  
Francine Malouin (chercheure)  
Line Nadeau (chercheure)  
Gilles Piché (gestionnaire et président du Comité)  
Stéphane Poirier (usager)

Le comité d'éthique de la recherche a révisé le protocole de recherche et *nous certifions que cette recherche a obtenu notre accord au point de vue de l'éthique.*

Gilles Piché,  
président du comité d'éthique de la  
recherche de l'IRDQP

## **ANNEXE B**

### **Formulaires de consentement**



## FEUILLET D'INFORMATION

**Titre du projet : La mesure de l'orientation scapulaire tridimensionnelle à l'aide du système Optotrak avec sonde - une étude de fidélité.**

**Responsables du projet :** Jean-Sébastien Roy, pht (418) 529-9141 poste 6559  
 Hélène Moffet, Ph.D., pht (418) 529-9141 poste 6531  
 Luc J. Hébert, Ph.D., pht (418) 844-5000 poste 5835

### 1. Renseignements généraux et buts de l'étude :

Cette étude est réalisée par Jean-Sébastien Roy, physiothérapeute et étudiant à la maîtrise. Elle est sous la responsabilité conjointe de la Dre Hélène Moffet, chercheure à l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRD PQ) et professeure au Département de réadaptation de l'Université Laval, et du Dr Luc J. Hébert, professeur associé au Département de radiologie de l'Université Laval. L'objectif principal de cette étude consiste à évaluer la fidélité test-retest intra et intersessions de la mesure de l'orientation tridimensionnelle de l'omoplate lors de mouvements d'élévation du bras chez les personnes sans déficience à l'épaule. Si nos mesures sont fidèles lors d'une même session et d'une session à l'autre, nous pourrions utiliser cette méthode de mesure dans le cadre d'une étude visant à évaluer l'effet d'une nouvelle intervention de physiothérapie chez les personnes présentant une déficience à l'épaule. Quinze personnes sans déficience aux épaules participeront à cette étude.

### 2. Nature de la participation :

L'étude comportera deux rencontres. D'abord, à la première rencontre, la fidélité intrasession (3 essais) de la mesure de l'orientation tridimensionnelle de l'omoplate sera évaluée pour trois positions du bras : le bras au repos, élevé vers l'avant à 70°, et élevé de côté à 90°. Les deux épaules seront évaluées l'une après l'autre avec le système avec sonde Optotrak. Cette rencontre aura une durée de 90 minutes. Une semaine plus tard, les mêmes mesures seront prises pour évaluer la fidélité intersession. Cette rencontre sera également d'une durée de 90 minutes.

### **3. Risques et avantages**

Cette étude ne comporte aucun risque, puisque les épaules étudiées sont asymptomatiques. Votre participation contribuera à faire avancer la recherche en physiothérapie.

### **4. Droits du participant**

Votre participation à l'étude est volontaire. Vous pouvez refuser d'y participer ou décider de vous retirer à tout moment sans aucun préjudice. De leur côté, les responsables pourront mettre fin à votre participation si vous ne rencontrez plus les critères de sélection de l'étude.

### **5. Questions au sujet de l'étude**

Vous pourrez joindre Jean-Sébastien Roy durant les heures ouvrables ((418) 529-9141 poste 6559), si vous avez des questions relatives à l'étude.

### **6. Confidentialité et utilisation des résultats**

Tous les résultats et informations recueillis seront traités confidentiellement. Ils ne seront utilisés que par les membres de l'équipe de recherche et uniquement dans le cadre des activités relatives à ce même projet. Aucun nom n'apparaîtra sur les formulaires et un système de codification sera utilisé pour préserver la confidentialité des renseignements personnels vous concernant.

## FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

**Titre du projet : La mesure de l'orientation scapulaire tridimensionnelle à l'aide du système Optotrak avec sonde - une étude de fidélité.**

**Responsable(s) du projet : Jean-Sébastien Roy, pht**

- 1) On m'a informé(e) de la nature et des buts de ce projet de recherche, ainsi que de son déroulement.
- 2) On m'a informé(e) des risques et inconvénients associés à ma participation.
- 3) Ma participation à cette étude est volontaire et je peux me retirer en tout temps sans préjudice.
- 4) Les données de cette étude seront traitées en toute confidentialité et elles ne seront utilisées qu'à des fins scientifiques par les partenaires identifiés au formulaire d'information.
- 5) J'ai pu poser toutes les questions voulues concernant ce projet et j'ai obtenu des réponses satisfaisantes.
- 6) Ma décision de participer à cette étude ne libère ni les chercheurs, ni l'établissement hôte, ni le commanditaire de leurs obligations professionnelles et légales envers moi.
- 7) Je sais qu'aucune rémunération n'est rattachée à ma participation.
- 8) On m'a remis un exemplaire du feuillet d'information et du formulaire de consentement.
- 9) J'ai lu le présent formulaire et je consens volontairement à participer à cette étude.

Nom du sujet	Date	Signature
Nom du chercheur	Date	Signature
Nom du témoin*	Date	Signature

\*Sauf exemption à cet effet



## FEUILLET D'INFORMATION

**Titre du projet : Effet d'une rééducation neuromusculaire sur la fonction de l'épaule de personnes présentant un syndrome d'abutement primaire.**

**Responsables du projet :** Jean-Sébastien Roy, pht (418) 529-9141 poste 6559  
 Hélène Moffet, Ph.D., pht (418) 529-9141 poste 6531  
 Luc J. Hébert, Ph.D., pht (418) 844-5000 poste 5835

### 1. Renseignements généraux et buts de l'étude :

Cette étude sera réalisée par Jean-Sébastien Roy, physiothérapeute et étudiant à la maîtrise. Elle sera sous la responsabilité conjointe de la Dre Hélène Moffet, chercheure à l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRD PQ) et professeure au Département de réadaptation de l'Université Laval, et du Dr Luc J. Hébert, professeur associé au Département de radiologie de l'Université Laval. L'objectif principal de cette étude exploratoire consiste à évaluer l'effet d'une nouvelle intervention en physiothérapie sur la fonction de dix personnes présentant un syndrome d'abutement à l'épaule. La nouvelle intervention de physiothérapie se base sur les résultats d'études récentes ayant caractérisés les déficiences associées au syndrome d'abutement à l'épaule. Si l'effet de l'intervention est positif, nous serons à même de diffuser les résultats auprès des physiothérapeutes, et nous entreprendrons une étude plus vaste afin d'évaluer son efficacité.

### 2. Nature de la participation :

Cette étude est d'une durée de neuf semaines. Elle débutera par une rencontre avec le responsable du projet qui vous expliquera les buts et les étapes du projet. On vous demandera par la suite de signer le formulaire de consentement afin de vous soumettre aux tests d'éligibilité à l'étude. Ces tests consistent en un examen physique et en une radiographie de l'épaule réalisés par un chirurgien orthopédiste. Si ces examens supportent un diagnostic d'abutement à l'épaule, vous serez évalué une seconde fois au cours de la même semaine à l'IRD PQ par un physiothérapeute qui procédera à d'autres tests cliniques à l'épaule. Si, à ce stade vous rencontrez tous les critères d'éligibilité, vous serez définitivement inclus dans l'étude. Lors de cette même rencontre, nous réaliserons les premières mesures qui serviront à vérifier les effets de la nouvelle intervention. Ces

mesures sont : 1) la fonction de l'épaule évaluée à l'aide d'un questionnaire validé sur l'incapacité et la douleur (questionnaire SPADI), 2) quatre questions sur votre perception de votre épaule, 3) la force de deux groupes musculaires de l'épaule, 4) l'intensité de la douleur ressentie lorsque vous forcez, 5) l'amplitude à laquelle vous ressentez une douleur lors de l'élévation du bras, 6) le contrôle de votre omoplate lors de l'élévation du bras, et 7) l'orientation de l'omoplate lors de l'élévation du bras. À la suite de cette évaluation, nous vous enseignerons un programme d'exercices simples que vous devrez exécuter à domicile. Cette première rencontre avec un physiothérapeute sera d'une durée d'environ 2 heures. À la fin des deux semaines qui suivront cette évaluation, vous devrez vous présenter à l'IRDQP pour une seconde évaluation de votre condition. Les mêmes sept mesures seront prises. Cette rencontre sera d'une durée de 90 minutes. À partir de la troisième semaine, la nouvelle intervention de physiothérapie débutera. Vous aurez alors à participer à trois séances de physiothérapie par semaine pendant quatre semaines consécutives à l'IRDQP. Chaque séance de physiothérapie durera de 30 à 45 minutes. À la fin de la troisième séance de chacune des quatre semaines d'intervention, nous procéderons à la mesure des variables à l'étude. De la septième à la neuvième semaine, les interventions seront suspendues. Vous devrez vous présenter à l'IRDQP à la fin de chaque semaine pour la mesure des variables à l'étude. Vous devrez donc vous déplacer 18 fois à l'IRDQP au cours de cette étude. Douze de ces 18 rencontres comprendront des interventions en physiothérapie. Enfin, nous vous demanderons de compléter un journal de bord dans lequel vous indiquerez la fréquence à laquelle vous avez réalisé les exercices prescrits et si vous avez participé à d'autres activités (loisir, travail) ou reçu d'autres interventions.

### **3. Risques et avantages**

Les risques inhérents à cette étude correspondent aux risques normaux encourus lors d'une intervention régulière en physiothérapie. Les tests de laboratoire compris dans cette étude ont déjà été exécutés, sans détérioration de l'état, par des personnes ayant la même atteinte que vous. Une détérioration transitoire de votre état est toujours possible à la suite des interventions et des tests laboratoire. Si tel est le cas, vous serez réévalué et l'intervention sera réajustée. Il vous sera toujours possible de consulter à nouveau votre médecin au besoin. Vous devez de plus être informé que, même si votre état s'améliore constamment, l'intervention sera arrêtée après quatre semaines, pour un minimum de trois semaines.

En acceptant de vous soumettre à cette étude, vous bénéficierez d'une évaluation réalisée par un physiothérapeute et un orthopédiste, vous aurez droit à 12 séances gratuites d'intervention en physiothérapie ainsi qu'à la prescription d'exercices pour votre épaule. Vous bénéficierez de ce suivi étroit et d'un accès rapide à cette intervention. De plus, votre participation contribuera à faire avancer les recherches sur l'intervention en physiothérapie de personnes souffrant de syndrome d'abutement à l'épaule. Un court résumé des résultats de l'étude vous sera expédié à la fin du projet.

#### **4. Droits du participant**

Votre participation à l'étude est volontaire. Vous pouvez refuser d'y participer ou décider de vous retirer à tout moment sans aucun préjudice. Les responsables pourront mettre fin à votre participation si votre condition se détériore à un point tel que la poursuite du programme puisse être contre-indiquée ou si vous ne rencontrez plus les critères de sélection de l'étude. Si votre participation n'est plus requise pour l'étude, vous serez informé des raisons qui justifient cette décision.

#### **5. Questions au sujet de l'étude**

Vous pourrez rejoindre Jean-Sébastien Roy durant les heures ouvrables ((418) 529-9141 poste 6559), si vous avez des questions relatives à l'étude, ou si votre condition se détériore à la suite de l'intervention ou des évaluations. Si vous avez des questions d'ordre éthique, vous pouvez communiquer avec Mme Johanne Trahan au (418) 529-9141, poste 6036.

#### **6. Rémunération et compensation**

Tous vos frais de stationnement à l'IRD PQ seront défrayés par les responsables de l'étude. Aucune rémunération ne vous sera accordée pour votre participation.

#### **7. Confidentialité et utilisation des résultats**

Tous les résultats et informations recueillis pendant le projet seront traités confidentiellement. Ils ne seront utilisés que par les membres de l'équipe de recherche et uniquement dans le cadre des activités relatives à ce même projet. Aucun nom n'apparaîtra sur les formulaires et un système de codification sera utilisé pour préserver votre confidentialité. Votre nom ne sera pas utilisé dans les présentations et les écrits scientifiques. Les informations recueillies seront conservées durant cinq ans.

## FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

**Titre du projet : Effet d'une rééducation neuromusculaire sur la fonction de l'épaule de personnes présentant un syndrome d'abutement primaire.**

**Responsable(s) du projet : Jean-Sébastien Roy, pht**

- 1) On m'a informé(e) de la nature et des buts de ce projet de recherche, ainsi que de son déroulement.
- 2) On m'a informé(e) des risques et inconvénients associés à ma participation.
- 3) Ma participation à cette étude est volontaire et je peux me retirer en tout temps sans préjudice.
- 4) Les données de cette étude seront traitées en toute confidentialité et elles ne seront utilisées qu'à des fins scientifiques par les partenaires identifiés au formulaire d'information.
- 5) J'ai pu poser toutes les questions voulues concernant ce projet et j'ai obtenu des réponses satisfaisantes.
- 6) Ma décision de participer à cette étude ne libère ni les chercheurs, ni l'établissement hôte, ni le commanditaire de leurs obligations professionnelles et légales envers moi.
- 7) Je sais qu'aucune rémunération n'est rattachée à ma participation.
- 8) On m'a remis un exemplaire du feuillet d'information et du formulaire de consentement.
- 9) J'ai lu le présent formulaire et je consens volontairement à participer à cette étude.

\_\_\_\_\_  
Nom du sujet

\_\_\_\_\_  
Date

\_\_\_\_\_  
Signature

\_\_\_\_\_  
Nom du chercheur

\_\_\_\_\_  
Date

\_\_\_\_\_  
Signature

\_\_\_\_\_  
Nom du témoin\*

\_\_\_\_\_  
Date

\_\_\_\_\_  
Signature

*\*Sauf exemption à cet effet*

## **ANNEXE C**

### **Formulaires d'éligibilité**

Date <table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse; width: 150px; height: 20px;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">jj</td> <td style="text-align: center;">mm</td> <td style="text-align: center;">aa</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>						jj	mm	aa			Sujet <table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse; width: 60px; height: 20px;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>				Initiales <table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse; width: 60px; height: 20px;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>			
jj	mm	aa																

**CRITÈRES D'ÉLIGIBILITÉ  
ÉVALUATION PAR L'ORTHOPÉDISTE**

<b>1. CRITÈRES D'INCLUSION</b>			
<b>1.1 Présenter un syndrome d'abutement à l'épaule <u>unilatéral</u> de type primaire (excluant l'abutement secondaire à l'instabilité de l'épaule).</b>	<b>Oui</b>		<b>Non</b>
<b>1.2 Répondre positivement à au moins un test dans chacune des catégories suivantes.</b>	<b>Oui</b>		<b>Non</b>
<b>a) Arc de mouvement douloureux</b>	<b>1. En flexion</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>2. En abduction</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
<b>b) Tests d'abutement positifs</b>	<b>1. De Neer</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>2. De Kennedy-Hawkins</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
<b>c) Douleur lors des mouvements résistés isométriques</b>	<b>1. En rotation externe</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>2. En abduction</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>3. Test de Jobe</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>

<b>2. CRITÈRES D'EXCLUSION</b>		
<b>2.1 Fracture, calcification ou acromion de type III à l'examen radiologique de l'épaule.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
<b>2.2 Signes d'instabilité de l'épaule aux tests cliniques (sulcus ou test de relocalisation).</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>

Évaluateur : \_\_\_\_\_

Date <table style="display: inline-table; border-collapse: collapse; margin-left: 10px;"> <tr> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center; font-size: small;">jj</td> <td style="text-align: center; font-size: small;">mm</td> <td style="text-align: center; font-size: small;">aa</td> <td></td> </tr> </table>					jj	mm	aa		Sujet <table style="display: inline-table; border-collapse: collapse; margin-left: 10px;"> <tr> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>				Initiales <table style="display: inline-table; border-collapse: collapse; margin-left: 10px;"> <tr> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="border: 1px solid black; width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>			
jj	mm	aa														

**CRITÈRES D'ÉLIGIBILITÉ**  
**ÉVALUATION PAR LE PHYSIOTHÉRAPEUTE**

<b>1. CRITÈRES D'INCLUSION</b>			
<b>1.1 Présenter un syndrome d'abutement à l'épaule <u>unilatéral</u> de type primaire (excluant l'abutement secondaire à l'instabilité de l'épaule).</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>1.2 Répondre positivement à au moins un test dans chacune des catégories suivantes.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>a) Arc de mouvement douloureux</b>	<b>1. En flexion</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>2. En abduction</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
<b>b) Tests d'abutement positifs</b>	<b>1. De Neer</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>2. De Kennedy-Hawkins</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
<b>c) Douleur lors des mouvements résistés isométriques</b>	<b>1. En rotation externe</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>2. En abduction</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
	<b>3. Test de Jobe</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>
<b>1.3 Être alphabète.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>1.4 Pouvoir participer à 12 séances de physiothérapie sur une période de 9 semaines.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>1.5 Demeurer dans la région de Québec.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	

<b>2. CRITÈRES D'EXCLUSION</b>			
<b>2.1 Maladie rhumatoïde, inflammatoire, dégénérative ou neurologique.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.2 Douleur cervicale, une cervicobrachialgie ou une myalgie du trapèze.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.3 Douleur à l'épaule reproduite durant un mouvement actif ou passif du cou.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.4 Patron capsulaire glénohuméral.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.5 Chirurgie antérieure à l'épaule ou au cou.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.6 Problèmes cardiaques ou pulmonaires instables, HTA non contrôlée.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.7 En arrêt de travail et compensation financière</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	
<b>2.8 Problèmes de collaboration, compréhension ou démence.</b>	<b>Oui</b>	<b>Non</b>	

Évaluateur : \_\_\_\_\_

## **ANNEXE D**

### **Formulaire d'informations générales**



2.3 Avez-vous eu des traitements de physiothérapie pour votre problème/douleur à l'épaule?	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui Combien : Quand : du / / au / /	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
2.3.1 Si oui, quel type de traitement de physiothérapie avez-vous reçu?		
2.4 Avez-vous eu d'autres traitements pour votre épaule?		
2.4.1 Chiropraxie	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
2.4.2 Acupuncture	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
2.4.3 Autre, spécifier :	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
2.5 Actuellement, faites-vous un programme d'exercices ?	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
2.5.1 Si oui, quel/quels exercice(s), et à quelle fréquence/intensité?		
2.6 Avez-vous déjà eu d'autre(s) épisode(s) de problème/douleur à votre épaule?	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
2.6.1 Si oui, combien d'épisode(s)? <input type="text"/> <input type="text"/>		

### 3. CONDITION DE SANTÉ GÉNÉRALE

#### 3.1 Avez-vous une ou plusieurs des conditions suivantes?

3.1.1 Problème cardiaque	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
3.1.2 Problème pulmonaire chronique/asthme	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
3.1.3 Hypertension artérielle	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
3.1.4 Diabète	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
3.1.5 Problème rénal	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
3.1.6 Problème neurologique	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
3.1.7 Cancer	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non

<b>4. ANTÉCÉDENTS CHIRURGICAUX</b>		
<b>4.1 Avez-vous déjà subi une chirurgie à une articulation (bras, jambes, cou, dos)?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>4.1.1 Si oui, laquelle/lesquelles? :</b>		

<b>5. MÉDICAMENTS</b>		
<b>5.1 Actuellement prenez-vous des médicaments?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>5.1.1 Si oui, lequel/lesquels et pour quelle(s) raison(s)? :</b>		

<b>6. CONDITION DES AUTRES ARTICULATIONS DES MEMBRES SUPÉRIEURS</b>		
<b>6.1 Avez-vous des douleurs/problèmes à d'autres articulations des membres supérieurs, au cou ou à la région dorsale?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>6.1.1 Si oui, lequel/lesquels et spécifier le type de problème? :</b>		

Évaluateur : \_\_\_\_\_

## **ANNEXE E**

### **Formulaire d'évaluation initiale**

Date	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 10%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 10%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 10%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 10%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 10%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">jj</td> <td style="text-align: center;">mm</td> <td style="text-align: center;">aa</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>						jj	mm	aa			Sujet	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>				Initiales	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>				Évaluation	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>		
jj	mm	aa																							

### ÉVALUATION CLINIQUE INITIALE

#### ÉTUDE : EFFET D'UNE RÉÉDUCATION NEUROMUSCULAIRE SUR LA FONCTION DE L'ÉPAULE DE PERSONNES PRÉSENTANT UN SYNDROME D'ABUTEMENT PRIMAIRE

1. TAILLE (cm)	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>						
2. POIDS (kg)	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>						
3. SEXE	<input type="radio"/> 0 Masculin <input type="radio"/> 1 Féminin						
4. DOMINANCE (Écrire : , Dessiner : , Lancer : , Ciseaux : , Brosse à dents : , Couteau : , Cuillère : , Balai (main supérieure) : )	<input type="radio"/> 0 Droite <input type="radio"/> 1 Gauche						

5. DOULEUR À L'ÉPAULE (VAS)												
5.1 Douleur au repos (cm) <div style="text-align: center; margin-top: 10px;"> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 5%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 90%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 5%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Aucune douleur</td> <td></td> <td style="text-align: center;">Douleur extrême</td> </tr> </table> </div>				Aucune douleur		Douleur extrême	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>					
Aucune douleur		Douleur extrême										
5.2 Douleur lors d'activités dans les dernières 48 heures (cm) <div style="text-align: center; margin-top: 10px;"> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 5%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 90%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 5%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Aucune douleur</td> <td></td> <td style="text-align: center;">Douleur extrême</td> </tr> </table> </div>				Aucune douleur		Douleur extrême	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>					
Aucune douleur		Douleur extrême										
5.2.1 Quel geste et/ou position provoque la pire douleur?												
5.3 Fréquence de la douleur	<input type="radio"/> 0 Constante	<input type="radio"/> 1 Périodique, % de la période éveillée :										
5.4 Douleur la nuit (cm)	<div style="text-align: center; margin-top: 10px;"> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 5%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 90%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 5%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Aucune douleur</td> <td></td> <td style="text-align: center;">Douleur extrême</td> </tr> </table> </div>				Aucune douleur		Douleur extrême	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> <td style="width: 20%; border: 1px solid black; height: 20px;"></td> </tr> </table>				
Aucune douleur		Douleur extrême										
5.5 Combien de fois par nuit êtes-vous réveillé par la douleur à l'épaule et quelle est votre position de sommeil?												

6. AMPLITUDES ARTICULAIRES ACTIVES DE L'ÉPAULE		
<b>6.1. Épaule atteinte</b>	<b>○<sub>0</sub> Droite</b>	<b>○<sub>1</sub> Gauche</b>
<b>6.1.1. Flexion en décubitus dorsal (°)</b>	_ _ _ _	
<b>6.1.2. Rotation externe à 0° d'abduction en décubitus dorsal (°)</b>	_ _ _ _	
<b>6.1.3. Abduction en décubitus dorsal (°)</b>	_ _ _ _	
<b>6.1.4. Main dans le dos debout (cm)</b>	Vertical :  _ _ _ _ _  Horizontal :  _ _ _ _ _	
<b>6.2. Épaule saine</b>	<b>○<sub>0</sub> Droite</b>	<b>○<sub>1</sub> Gauche</b>
<b>6.2.1. Flexion en décubitus dorsal (°)</b>	_ _ _ _	
<b>6.2.2. Rotation externe à 0° d'abduction en décubitus dorsal (°)</b>	_ _ _ _	
<b>6.2.3. Abduction en décubitus dorsal (°)</b>	_ _ _ _	
<b>6.2.4. Main dans le dos debout (cm)</b>	Vertical :  _ _ _ _ _  Horizontal :  _ _ _ _ _	

7. AMPLITUDES ARTICULAIRES PASSIVES DE L'ÉPAULE		
<b>7.1. Épaule atteinte</b>	<b>○<sub>0</sub> Droite</b>	<b>○<sub>1</sub> Gauche</b>
<b>7.1.1. Flexion globale (°)</b>	_ _ _ _	
<b>7.1.2. Rotation externe à 0° d'abduction globale (°)</b>	_ _ _ _	
<b>7.1.3. Abduction pure (°)</b>	_ _ _ _	
<b>7.2. Épaule saine</b>	<b>○<sub>0</sub> Droite</b>	<b>○<sub>1</sub> Gauche</b>
<b>7.2.1. Flexion globale (°)</b>	_ _ _ _	
<b>7.2.2. Rotation externe à 0° d'abduction globale (°)</b>	_ _ _ _	
<b>7.2.3. Abduction pure (°)</b>	_ _ _ _	

8. POSTURE DE REPOS	
<b>8.1 Debout</b>	Points à travailler :
<b>8.2 Assis</b>	Points à travailler :

<b>9. CONTRÔLE SCAPULAIRE AUX MOUVEMENTS D'ÉLEVATION EN FLEXION</b>		
<b>9.1 Stratégie naturelle</b>		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
<b>Si anormal :</b>	<b>9.1.1 Type d'anormalité</b> <input type="radio"/> <sub>0</sub> Rotation externe <input type="radio"/> <sub>1</sub> Décollement de l'angle inférieur <input type="radio"/> <sub>2</sub> Décollement du bord vertébral <input type="radio"/> <sub>3</sub> Élévation scapulaire <input type="radio"/> <sub>4</sub> Déviation du plan <input type="radio"/> <sub>5</sub> Autres :	<b>9.1.2 Angle d'apparition</b> _____
		<b>9.1.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____
		<b>9.1.4 Amplitude articulaire maximale</b> _____
<b>9.2 Si normal à 9.1, à la suite de 10 répétitions</b>		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
<b>Si anormal</b>	<b>9.2.1 Type d'anormalité (selon celles décrites plus haut)</b>	
	<b>9.2.2 Angle d'apparition</b> _____	
	<b>9.2.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____	
<b>9.3 Si normal à 9.2, à la suite de 10 répétitions avec charge de 1 kg</b>		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
<b>Si anormal</b>	<b>9.3.1 Type d'anormalité (selon celles décrites plus haut)</b>	
	<b>9.3.2 Angle d'apparition</b> _____	
	<b>9.3.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____	

<b>10. CONTRÔLE SCAPULAIRE AUX MOUVEMENTS D'ÉLEVATION EN ABDUCTION</b>		
<b>10.1 Stratégie naturelle</b>		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
<b>Si anormal :</b>	<b>10.1.1 Type d'anormalité</b> <input type="radio"/> <sub>0</sub> Rotation externe <input type="radio"/> <sub>1</sub> Décollement de l'angle inférieur <input type="radio"/> <sub>2</sub> Décollement du bord vertébral <input type="radio"/> <sub>3</sub> Élévation scapulaire <input type="radio"/> <sub>4</sub> Déviation du plan <input type="radio"/> <sub>5</sub> Autres :	<b>10.1.2 Angle d'apparition</b> _____
		<b>10.1.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____
		<b>10.1.4 Amplitude articulaire maximale</b> _____
<b>10.2 Si normal à 10.1, à la suite de 10 répétitions</b>		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
<b>Si anormal</b>	<b>10.2.1 Type d'anormalité (selon celles décrites plus haut)</b>	
	<b>10.2.2 Angle d'apparition</b> _____	
	<b>10.2.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____	
<b>10.3 Si normal à 10.2, à la suite de 10 répétitions avec charge de 1 kg</b>		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
<b>Si anormal</b>	<b>10.3.1 Type d'anormalité (selon celles décrites plus haut)</b>	
	<b>10.3.2 Angle d'apparition</b> _____	
	<b>10.3.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____	

11. CONTRÔLE SCAPULAIRE AUX MOUVEMENTS D'ÉLEVATION EN SCAPTION		
11.1 Stratégie naturelle		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
Si anormal :	<b>11.1.1 Type d'anormalité</b> <input type="radio"/> <sub>0</sub> Rotation externe <input type="radio"/> <sub>1</sub> Décollement de l'angle inférieur <input type="radio"/> <sub>2</sub> Décollement du bord vertébral <input type="radio"/> <sub>3</sub> Élévation scapulaire <input type="radio"/> <sub>4</sub> Déviation du plan <input type="radio"/> <sub>5</sub> Autres :	<b>11.1.2 Angle d'apparition</b> _____
		<b>11.1.3 Amplitude disponible sans douleur</b> _____
		<b>11.1.4 Amplitude articulaire maximale</b> _____
11.2 Si normal à 11.1, à la suite de 10 répétitions		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
Si anormal	11.2.1 Type d'anormalité (selon celles décrites plus haut)	
	11.2.2 Angle d'apparition _____	
	11.2.3 Amplitude disponible sans douleur _____	
11.3 Si normal à 11.2, à la suite de 10 répétitions avec charge de 1 kg		
<input type="radio"/> <sub>0</sub> Normal <input type="radio"/> <sub>1</sub> Anormal		
Si anormal	11.3.1 Type d'anormalité (selon celles décrites plus haut)	
	11.3.2 Angle d'apparition _____	
	11.3.3 Amplitude disponible sans douleur _____	

Évaluateur : \_\_\_\_\_

## **ANNEXE F**

### **Formulaires d'évaluation des variables**

Date 

--	--	--	--	--

 / 

--	--	--

 / 

--	--	--

 / 

--	--	--

 / 

--	--

## 1. QUESTIONNAIRE SPADI

### ÉVALUATION DE LA DOULEUR ET DE L'INCAPACITÉ RELIÉES À L'ATTEINTE DE L'ÉPAULE

Chacune des questions suivantes se rapporte à la dernière semaine.

Veuillez faire un trait vertical sur la ligne selon votre degré de douleur ou d'incapacité.

#### Quelle est la sévérité de votre douleur?

1. Lorsqu'elle est à son pire?

Aucune douleur |-----| Pire douleur imaginable

2. Lorsque vous êtes couché(e) sur le côté de l'épaule atteinte?

Aucune douleur |-----| Pire douleur imaginable

3. Lorsque vous essayez d'atteindre un objet sur une tablette élevée?

Aucune douleur |-----| Pire douleur imaginable

4. Lorsque vous touchez l'arrière de votre cou?

Aucune douleur |-----| Pire douleur imaginable

5. Lorsque vous poussez avec le bras du côté atteint?

Aucune douleur |-----| Pire douleur imaginable

**Quelle degré de difficulté avez-vous?****1. À vous laver les cheveux?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**2. À vous laver le dos?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**3. À mettre une camisole ou un gilet que vous devez passer par-dessus la tête?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**4. À mettre une chemise qui se boutonne à l'avant?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**5. À mettre vos pantalons?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**6. À placer un objet sur une tablette élevée?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**7. À transporter un objet pesant 10 livres (4.5 kg)?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

**8. À retirer quelque chose de votre poche arrière?**

Aucune difficulté |—————| Tellement difficile que j'ai besoin d'aide

Date	<input type="text"/>	Sujet	<input type="text"/>	Initiales	<input type="text"/>	Évaluation	<input type="text"/>
	jj mm aa						

## 2. QUESTIONNAIRE FONCTION GÉNÉRALE DE L'ÉPAULE ÉVALUATION DU NIVEAU DE FONCTION DE L'ÉPAULE ATTEINTE

Chacune des questions suivantes se rapporte à la dernière semaine.

Veuillez faire un trait vertical sur la ligne selon votre niveau de fonction.

<p>1. Quel est le niveau de fonction générale de votre épaule ?</p> <p style="text-align: center;"> </p> <p style="display: flex; justify-content: space-between;"><span>Fonction maximale</span><span>Fonction nulle</span></p>	
--	--

<p>2. Quel est votre niveau de fonction lors d'activités sportives ?</p> <p style="text-align: center;"> </p> <p style="display: flex; justify-content: space-between;"><span>Fonction maximale</span><span>Fonction nulle</span></p>	
---	--

<p>3. Quel est votre niveau de fonction au travail ?</p> <p style="text-align: center;"> </p> <p style="display: flex; justify-content: space-between;"><span>Fonction maximale</span><span>Fonction nulle</span></p>	
---	--

<p>4. Quel est votre niveau de fonction lors d'activités domestiques ?</p> <p style="text-align: center;"> </p> <p style="display: flex; justify-content: space-between;"><span>Fonction maximale</span><span>Fonction nulle</span></p>	
---	--



Date	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Sujet	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Initiales	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Évaluation	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	jj	mm	aa												

#### 4. ARC DOULOUREUX

##### ÉVALUATION DE L'AMPLITUDE DE L'ARC DOULOUREUX

4.1 EN FLEXION (°)		
4.1.1 Essai 1	4.1.1.1 Début	<input type="text"/> , <input type="text"/>
	4.1.1.2 Fin	<input type="text"/> , <input type="text"/>
4.1.2 Essai 2	4.1.2.1 Début	<input type="text"/> , <input type="text"/>
	4.1.2.2 Fin	<input type="text"/> , <input type="text"/>
4.1.3 Moyenne des 2 essais	4.1.3.1 Début	<input type="text"/> , <input type="text"/>
	4.1.3.2 Fin	<input type="text"/> , <input type="text"/>

4.2 EN ABDUCTION (°)		
4.2.1 Essai 1	4.2.1.1 Début	<input type="text"/> , <input type="text"/>
	4.2.1.2 Fin	<input type="text"/> , <input type="text"/>
4.2.2 Essai 2	4.2.2.1 Début	<input type="text"/> , <input type="text"/>
	4.2.2.2 Fin	<input type="text"/> , <input type="text"/>
4.2.3 Moyenne des 2 essais	4.2.3.1 Début	<input type="text"/> , <input type="text"/>
	4.2.3.2 Fin	<input type="text"/> , <input type="text"/>

Date	<input style="width: 10px; height: 10px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 10px; height: 10px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 10px; height: 10px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 10px; height: 10px; border: 1px solid black;" type="text"/>	Sujet	<input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/>	Initiales	<input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/>	Évaluation	<input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/>
------	---	-------	--	-----------	--	------------	---

**5. ANGLE DE PERTURBATION DU RYTHME SCAPULOHUMÉRAL  
ÉVALUATION DE L'ANGLE DE PERTURBATION DU MOUVEMENT  
SCAPULAIRE LORS DE L'ABDUCTION DE L'ÉPAULE**

<b>5.1 Essai 1</b>	<b>5.1.1 Début</b>	<input style="width: 40px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/>
	<b>5.1.2 Perturbation</b>	<p><input type="radio"/> <b>0 Rotation externe scapulaire</b></p> <p><input type="radio"/> <b>1 Décollement de l'angle inférieur</b></p> <p><input type="radio"/> <b>2 Décollement du bord vertébral</b></p> <p><input type="radio"/> <b>3 Élévation scapulaire</b></p> <p><input type="radio"/> <b>4 Déviation du plan</b></p> <p><input type="radio"/> <b>5 Autres :</b></p> <p><input type="radio"/> <b>6 Aucune perturbation</b></p>
<b>5.2 Essai 2</b>	<b>5.2.1 Début</b>	<input style="width: 40px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/>
	<b>5.2.2 Perturbation</b>	<p><input type="radio"/> <b>0 Rotation externe scapulaire</b></p> <p><input type="radio"/> <b>1 Décollement de l'angle inférieur</b></p> <p><input type="radio"/> <b>2 Décollement du bord vertébral</b></p> <p><input type="radio"/> <b>3 Élévation scapulaire</b></p> <p><input type="radio"/> <b>4 Déviation du plan</b></p> <p><input type="radio"/> <b>5 Autres :</b></p> <p><input type="radio"/> <b>6 Aucune perturbation</b></p>
<b>5.3 Moyenne des 2 essais</b>	<b>5.3.1 Début</b>	<input style="width: 40px; height: 15px; border: 1px solid black;" type="text"/>

Date	<input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	Sujet	<input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	Initiales	<input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	Évaluation	<input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
	<input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>						
	jj	mm	aa				

## 6. FORCE MUSCULAIRE

6.1.1 EN ROTATION EXTERNE	Mean	Peak
6.1.1.1 Longueur du bras de levier (cm)	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> , <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	
6.1.1.2 Force (N)    Essai 1	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
6.1.1.3 Force (N)    Essai 2	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
6.1.1.4 Moyenne des 2 essais (N)	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
6.1.1.5 Torque en Newton-mètre (6.1.1.1 en m X 6.1.1.4)	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>

6.1.2 EN ABDUCTION	Mean	Peak
6.1.2.1 Longueur du bras de levier (cm)	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/> , <input style="width: 20px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	
6.1.2.2 Force (N)    Essai 1	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
6.1.2.3 Force (N)    Essai 2	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
6.1.2.4 Moyenne des 2 essais (N)	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>
6.1.2.5 Torque en Newton-mètre (6.1.2.1 en m X 6.1.2.4)	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>	<input style="width: 40px; height: 20px; border: 1px solid black;" type="text"/>

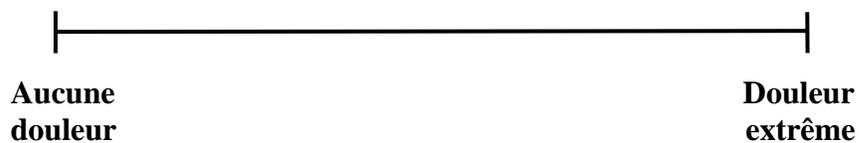
Date	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Sujet	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Initiales	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Évaluation	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	jj	mm	aa												

## 7. DOULEUR LORS DES TESTS DE FORCE

### ÉVALUATION DE L'INTENSITÉ DE LA DOULEUR À L'ÉPAULE LORS DES TESTS DE FORCE MUSCULAIRE

#### 7.1 LORS DES TESTS DE FORCE EN ROTATION EXTERNE (mm)

Essai : \_\_\_\_\_



<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------	----------------------

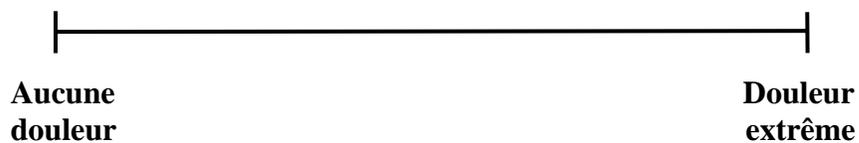
Date	<input type="text"/>	Sujet	<input type="text"/>	Initiales	<input type="text"/>	Évaluation	<input type="text"/>
	jj mm aa						

## 7. DOULEUR LORS DES TESTS DE FORCE

### ÉVALUATION DE L'INTENSITÉ DE LA DOULEUR À L'ÉPAULE LORS DES TESTS DE FORCE MUSCULAIRE

#### 7.2 LORS DES TESTS DE FORCE EN ABDUCTION (mm)

Essai : \_\_\_\_\_



<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
----------------------	----------------------	----------------------

## **ANNEXE G**

### **Formulaire du bilan des activités à domicile**

Date	<input type="text"/>	Sujet	<input type="text"/>	Initiales	<input type="text"/>	Évaluation	<input type="text"/>
	jj mm aa						

**BILAN DES ACTIVITÉS À DOMICILE**  
**QUESTIONNAIRE SUR LES COINTERVENTIONS**

<b>1. Avez-vous pris un médicament prescrit pour votre épaule cette semaine?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>1.1 Si oui, lequel ou lesquels et à quelle fréquence :</b>		
<b>2. Avez-vous fait des activités sportives cette semaine?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>2.1 Si oui, avez-vous ressenti une augmentation de douleur à l'épaule?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>3. Avez-vous fait des travaux manuels avec l'aide de votre bras (en dehors du travail habituel) cette semaine ?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>3.1 Si oui, avez-vous ressenti une augmentation de douleur à l'épaule?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>4. Avez-vous consulté d'autres professionnels cette semaine?</b>	<input type="radio"/> <sub>0</sub> Oui	<input type="radio"/> <sub>1</sub> Non
<b>4.1 Si oui, quel(s) professionnel(s)?</b>		

## **ANNEXE H**

### **Groupe de discussion**

## GROUPE DE DISCUSSION

La rencontre était divisée en trois parties : la première portait sur l'évaluation du contrôle dynamique de la ceinture scapulaire, la deuxième sur les exercices actifs utilisés chez les personnes présentant un mauvais contrôle de la ceinture scapulaire et la troisième, sur les critères guidant la progression et la dosage.

Les principaux éléments qui sont ressortis de chacune des parties sont :

### **Partie 1. L'évaluation.**

1. L'évaluation de l'alignement de la ceinture scapulaire et de la région cervicodorsale est faite par observation et comprend, entre autres, l'évaluation de la position de repos de la scapula et de la position de la tête humérale;
2. Les mouvements actifs et passifs de l'articulation G/H sont évalués à l'aide d'un goniomètre. Le contrôle dynamique de l'épaule est évalué uniquement de façon qualitative;
3. Le contrôle dynamique de la scapula est évalué qualitativement lors des mouvements d'élévation en flexion et en abduction en comparant le côté atteint au côté sain. Si le mouvement est normal après le premier essai, celui-ci est réévalué après dix mouvements d'élévation du bras. Si aucune anomalie de contrôle n'est dévoilée, d'autres répétitions d'élévation avec charge ou à une vitesse plus rapide sont pratiquées et le contrôle de la scapula est réévalué par la suite;
4. La force musculaire des muscles S/T est évaluée à l'aide du testing manuel si un mauvais contrôle scapulaire a été noté. La force des muscles G/H est évaluée à l'aide d'un dynamomètre.

### **Partie 2. Les exercices actifs.**

1. L'intervention débute par la correction de la posture et par des exercices pour retrouver l'amplitude articulaire normale. En ce qui concerne la posture, les patients doivent maintenir la position du tronc ou de la ceinture scapulaire corrigée d'abord en statique, puis en dynamique. L'amplitude complète est retrouvée soit par des mouvements accessoires ou par des étirements prolongés;

2. Une fois que les amplitudes de mouvement de l'épaule sont complètes, les exercices de contrôle de la scapula sont débutés. Les mauvais patrons de mouvement sont évités et corrigés le plus rapidement possible. Plusieurs rétroactions sont utilisées, dont la rétroaction manuelle et visuelle. Si le contrôle dynamique est difficilement réalisable activement, le mouvement est fait passivement par le physiothérapeute, puis maintenu activement par le patient;
3. Le renforcement débute par les muscles de la coiffe des rotateurs. Le renforcement des muscles scapulaires est fait si des perturbations dans le mouvement scapulaire ont été notées à l'évaluation.

**Partie 3. Dosage de l'intervention : intensité et critères de progression.**

1. Trois critères sont utilisés pour juger de la progression de la condition du patient : qualité du mouvement, niveau de douleur et endurance. Si un exercice est fait sans douleur avec un bon contrôle pour trois séries de dix ou de vingt répétitions, alors le niveau de difficulté peut être augmenté;
2. Les exercices de contrôle et d'étirement sont faits trois fois par jour et les exercices posturaux sont faits le plus souvent possible dans la journée. Les séances en physiothérapie ont lieu deux à trois fois par semaine. La durée totale de l'intervention varie en fonction de la gravité et de la nature des problèmes relevés à l'évaluation initiale. En général, elle est de quatre à six semaines;
3. À la fin des traitements supervisés, le patient est vu lors de visites de contrôle pour ajuster les exercices à domicile. Le patient est libéré lorsque son niveau fonctionnel est normal.