

2m11.2950.1

Université de Montréal

Validité et fidélité des mesures de mobilité de la ceinture scapulaire

par

Stéphanie Kovacs
École de Réadaptation
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
En vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M. Sc.)
En sciences biomédicales
Option réadaptation

Décembre 2001

© Stéphanie Kovacs, 2001



W
4
U58
2002
V.055

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Validité et fidélité des mesures de mobilité de la ceinture scapulaire

présenté par :

Stéphanie Kovacs

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Louise Demers	Président-rapporteur
Dre Sylvie Nadeau	Directeur de la recherche
Dr Denis Gravel	Co-directeur de la recherche
Dre Debbie Feldman	Membre externe du jury

Mémoire accepté le : _____

SOMMAIRE

La ceinture scapulaire (CS) est une région du complexe de l'épaule fréquemment évaluée par les physiothérapeutes. Le premier objectif de cette étude était d'examiner la fidélité de l'évaluation des mouvements actifs d'élévation, de rétraction et de protraction de la CS avec les méthodes suivantes: par estimation visuelle, avec un goniomètre et un ruban à mesurer. Le deuxième objectif consistait à déterminer la validité concomitante des mesures prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer, en comparant l'amplitude articulaire obtenue avec celle estimée à partir de marqueurs infrarouges placés sur le sujet. La mobilité active de trente sujets sains (quinze femmes, quinze hommes) a été évaluée bilatéralement à deux occasions, par deux physiothérapeutes de cinq et quinze ans d'expérience clinique. Pour évaluer la validité concomitante, des marqueurs ont ensuite été placés sur le sujet et la position de ceux-ci a été enregistrée avec un système d'analyse tridimensionnelle (Optotrak 3020) lors des mouvements d'élévation, de protraction et de rétraction. Le kappa (κ) a été utilisé pour établir la fidélité des mesures par estimation visuelle alors que la théorie de la généralisabilité a permis de déterminer la fidélité des mesures prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer. Cette théorie permet de calculer des indices de fidélité (coefficients de dépendabilité (ϕ) et des erreurs standards de mesure (ESMs). La validité concomitante a été évaluée en établissant l'association (coefficient de Pearson, r) entre les mesures cliniques et expérimentales. Par estimation visuelle, la fidélité inter-juges et test-retest variait de pauvre à substantielle pour tous les mouvements de la CS ($\kappa = -0.09$ à 0.65). La fidélité intra-juge était plus élevée pour la physiothérapeute la moins expérimentée ($\kappa = 0.71$ à 1.00). La fidélité des mesures goniométriques était pauvre pour tous les mouvements, bien qu'elle était plus acceptable pour l'élévation ($\phi = 0.55$ à 0.66 , ESMs = 3.6° à 4.3°). Les mesures les plus fidèles étaient celles prises avec le ruban, pour l'élévation ($\phi = 0.74$ à 0.77 , ESMs = 1.1 à 1.2 cm) et la rétraction ($\phi = 0.64$ à 0.71 , ESMs = 0.7 à 0.8 cm). La validité concomitante avec le système Optotrak

était la plus élevée pour l'élévation, avec les deux méthodes ($r = 0.63-0.84$). La rétraction était seulement valide avec le goniomètre ($r = 0.48$ à 0.60). Avec le goniomètre et le ruban à mesurer, la protraction n'était ni fidèle, ni valide. Cette étude a démontré que l'élévation était le mouvement le plus fidèle et le plus valide. Il pourra donc être utilisé par les cliniciens dans l'examen de la CS. Des recherches chez des sujets souffrant de pathologies de l'épaule pourront donner des informations additionnelles sur l'évaluation de cette région.

Mots clés : Mouvement, évaluation, épaule, cinématique, théorie de la généralisabilité, fidélité, validité

SUMMARY

The shoulder girdle is an area of the shoulder complex frequently assessed by physical therapists. The first objective of this study was to evaluate the reliability of elevation, retraction and protraction active range of motion (AROM) using visual estimation, a goniometer and a tape measure. The second objective was to determine the concurrent validity of the goniometric and tape measures by comparing the magnitude of movements obtained to those computed from infrared markers placed on the subjects. The AROM of thirty healthy subjects (fifteen females, fifteen males) was assessed twice on each side and on two occasions, with the three evaluation methods. The examination was performed by two physical therapists of 5 and 15 years of clinical experience. Then, markers were placed on the subjects and a three-dimensional system of movement analysis (Optotrak 3020 system) was used to record the position of these markers. The reliability of visual estimates was assessed with the kappa (κ). The generalizability theory allowed to compute the dependability coefficient (ϕ) and the standard errors of measurement (SEMs), for the reliability of goniometric and tape measurements. The concurrent validity of these last two methods with the Optotrak measures and the association between angular and linear measurements were assessed with correlation coefficients (r). For the visual method, inter-rater and test-retest reliability varied from poor to substantial for all shoulder girdle movements ($\kappa = -0.09$ to 0.65). Intra-rater reliability was higher for the physical therapist with less clinical experience ($\kappa = 0.71$ - 1.00). Reliability was poor for all goniometric measurements, although more acceptable in elevation ($\phi = 0.55$ to 0.66 , SEMs = 3.6° to 4.3°). The highest reliability was obtained with the tape measure, for elevation ($\phi = 0.74$ to 0.77 , SEMs = 1.1 to 1.2 cm) and retraction ($\phi = 0.64$ to 0.71 , SEMs = 0.7 to 0.8 cm). Concurrent validity with the Optotrak system was the highest for elevation, with both methods ($r = 0.63$ - 0.84). With this movement, we also obtained the highest association between angular and

linear measurements ($r = 0.73-0.74$). Retraction was only valid with the goniometer ($r = 0.48-0.60$). Protraction was not reliable nor valid with either goniometer or tape measure methods. This study has shown that shoulder girdle elevation is the most reliable and valid movement. Clinicians could use this global movement in their assessment of the shoulder girdle area. Future research on subjects with shoulder disorders will provide additional information on the evaluation of this specific area.

Key words: Movement, assessment, shoulder, kinematics, generalizability theory, reliability, validity

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	iii
SUMMARY	v
LISTE DES TABLEAUX	x
LISTE DES FIGURES	xii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xiv
DÉDICACE	xv
REMERCIEMENTS	xvi
CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE	
1.1 Introduction	1-1
1.2 Objectifs de l'étude	1-4
1.3 Hypothèses	1-5
1.4 Pertinence de l'étude	1-7
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS	
2.1 Anatomie de la CS	2-1
2.2 Définition de la mobilité active	2-4
2.2.1 Facteurs influençant la mobilité	2-4
2.3 Mouvements de la CS	2-7
2.4 Méthodes d'évaluation de la mobilité active utilisées par les cliniciens	2-14
2.4.1 Estimation visuelle	2-14
2.4.2 Goniomètre universel	2-15
2.4.3 Inclinomètre et hydrogoniomètre	2-16
2.4.4 Ruban à mesurer	2-18
2.5 Études sur la fidélité et la validité des mesures cliniques de mobilité active de la CS	2-18
2.5.1 Estimation visuelle	2-18
2.5.2 Fidélité et validité du goniomètre	2-18
2.5.3 Fidélité des instruments de mesure linéaire	2-23

2.5.4 Validité concomitante des instruments de mesure linéaire	2-30
2.5.5 Autres instruments de mesure angulaire	2-31
2.6 Évaluation de la mobilité active de la CS par les systèmes d'analyse du mouvement en laboratoire	2-32
2.6.1 Système d'analyse du mouvement avec des caméras "Optotrak"	2-34
2.7 Théorie de la généralisabilité	2-36

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

3.1 Active movements of the shoulder girdle in healthy subjects : a reliability study	3-3
Abstract	3-4
1. Introduction	3-6
2. Methods	3-9
2.1 Subjects	3-9
2.2 Study design.....	3-9
2.3 Procedures	3-10
2.3.1 Positioning of the subject	3-10
2.3.2 Instrumentation	3-10
2.3.3 Testing procedures	3-11
2.4 Statistical analysis	3-12
3. Results	3-14
3.1 Range of motion	3-14
3.2 Reliability	3-15
3.2.1 Elevation	3-15
3.2.2 Retraction	3-16
3.2.3 Protraction	3-17
4. Discussion	3-18
4.1 Range of motion	3-18
4.2 Reliability of visual estimation to assess shoulder girdle movements	3-19
4.3 Reliability of goniometric and tape measurements of shoulder girdle movements	3-20
4.3.1 Elevation	3-20
4.3.2 Retraction	3-21
4.3.3 Protraction	3-22
5. Conclusion	3-24
6. Acknowledgments	3-24
References	3-25

3.2 Active movements of the shoulder girdle in healthy subjects : a validity study	3-38
Abstract	3-39
1. Introduction	3-41
2. Methods	3-43
2.1 Subjects	3-43
2.2 Study design	3-44
2.3 Procedures	3-44
2.3.1 Positioning of the subject	3-44
2.3.2 Instrumentation	3-45
2.3.3 Testing procedures	3-46
2.4 Statistical analysis	3-48
3. Results	3-48
3.1 Range of motion	3-48
3.2 Movement association between sides	3-49
3.3 Concurrent validity	3-49
3.4 Movement association between methods	3-50
4. Discussion	3-50
4.1 Concurrent validity	3-51
4.1.1 Elevation	3-51
4.1.2 Protraction and retraction	3-52
5. Conclusion	3-54
6. Acknowledgments	3-54
References	3-55

CHAPITRE 4 : DISCUSSION

4.1 Valeurs de référence de la mobilité active de la CS	4-1
4.2 Fidélité de l'évaluation des mouvements actifs de la CS par estimation visuelle	4-3
4.3 Fidélité et validité de l'évaluation des mouvements actifs de la CS avec le goniomètre	4-4
4.4 Fidélité et validité de l'évaluation des mouvements actifs de la CS avec le ruban à mesurer	4-7
4.5 Optotrak : association entre les mesures angulaires et linéaires ...	4-9
4.6 Limites de l'étude	4-11

CHAPITRE 5 : CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

5-1

CHAPITRE 6 : BIBLIOGRAPHIE

6-1

ANNEXE I : Certificat d'éthique

A-1

ANNEXE II: Formulaire de consentement

A-4

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Étude chez les sujets sains, de la fidélité intra-juge, test-retest et inter-juges des mesures de la mobilité active des membres supérieurs et inférieurs, avec le goniomètre universel	2-22
Tableau 2.2	Étude de la fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe) des mesures linéaires de l'omoplate par rapport au rachis dorsal chez des sujets sains	2-25
<u>Article #1 :</u>		
Table 1	Mean, standard deviation (SD) and range of global shoulder girdle range of motion for the dominant (D) and non-dominant (ND) sides, with the goniometer and the tape measure	3-29
Table 2	Intra-rater, inter-rater and test-retest kappa for the three shoulder girdle movements, dominant (D) and non-dominant (ND) sides	3-30
Table 3	G-study with estimates of variance components (σ^2), percentage of the total variance (%) and standard errors of measurement (SEM) for each facet and their interactions, with the goniometer and the tape measure	3-31
Table 4	Dependability coefficients (ϕ) and standard error of measurement (SEM) for the three shoulder girdle movements in a D-study including 1 occasion, 1 examiner and 1 trial. Results for the Dominant (D) and non-dominant (ND) sides	3-32

Article #2 :

Table 1	Mean of two trials, standard deviation (SD) and range of the three shoulder girdle movements evaluated on the second occasion with Optotrak and the goniometer (in degrees)	3-57
Table 2	Mean of two trials, standard deviation (SD) and range of the three shoulder girdle movements evaluated on the second occasion, with the Optotrak and the tape measure (in centimeters)	3-58
Table 3	Concurrent validity of shoulder girdle movements with the goniometer and the tape measure, for the dominant (D) and non-dominant (ND) sides	3-59

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	Anatomie de la CS	2-3
Figure 2.2	Mouvements de la CS	2-10
Figure 2.3	A. Goniomètre universel B. Goniomètre parallélogramme	2-17
Figure 2.4	Instrument de mesure angulaire du déplacement postérieur de l'omoplate	2-31
<u>Article #1 :</u>		
Figure 1	AROM evaluation of shoulder girdle elevation, protraction and retraction	3-34
Figure 2	Global frequency of complete (C) and 2/3 ROM for the dominant (D) and non-dominant (ND) sides of shoulder girdle movements, by visual estimation	3-35
Figure 3	Scatterplots of mean values of two trials with the goniometer (in degrees), for examiner A against examiner B (on occasion 1) and for occasion 1 against occasion 2 (for examiner A).	3-36
Figure 4	Scatterplots of mean values of two trials with the tape measure (in cm), for examiner A against examiner B (on occasion 1) and for occasion 1 against occasion 2 (for examiner A)	3-37

Article #2 :

Figure 1	AROM evaluation of shoulder girdle elevation, protraction and retraction	3-61
Figure 2	Scatterplots of mean values of two trials from the second occasion, on the dominant side	3-62
Figure 3	Scatterplots of mean values of two trials from the second occasion, with Optotrak.	3-63

LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS

CS Ceinture scapulaire

Sources de variance (article #1) :

S Sujet
T Trial
E Examiner
O Occasion
ST Subject-trial
SE Subject-examiner
SO Subject-occasion
TE Trial-examiner
TO Trial-occasion
STE Subject-trial-examiner
STO Subject-trial-occasion
SEO Subject-examiner-occasion
TEO Trial-examiner-occasion
STEO Subject-trial-examiner-occasion

DÉDICACE

À mon frère Mathieu, pour sa présence et son appui inconditionnel

À mes amies, pour leur soutien et leurs encouragements

REMERCIEMENTS

Je remercie ma directrice, Dre Sylvie Nadeau, pour sa grande disponibilité, son dévouement et son encadrement exceptionnels tout au long de ma maîtrise. Je remercie également mon co-directeur, Dr Denis Gravel, pour son apport important à l'analyse et l'interprétation des résultats sur la fidélité. La participation de Mme France Pottie à la collecte de données et à l'élaboration du protocole expérimental a également été appréciée. Dre Hélène Moffet, Dr Denis Gagnon et Dr Luc J. Hébert ont aussi contribué par leur expertise à la réalisation de ce projet de recherche.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal. Je remercie particulièrement M. Michel Goyette et M. Pierre Desjardins, ingénieurs, qui ont mis à contribution leur expertise. Je remercie également M. Daniel Marineau, électrotechnicien et Dr Christian Larivière, pour leur implication respective à la mise au point de l'équipement et au développement du protocole d'analyse tridimensionnelle du mouvement. L'aide de Mme Caroline Bédard et de Mme Marie-Hélène Milot, comme assistantes de recherches, a également été appréciée. Je tiens également à remercier Madame Nicole Daubois, coordonnatrice du Service aux bénévoles, pour le recrutement des sujets et les sujets eux-mêmes, sans qui ce projet n'aurait pu avoir lieu.

L'apport financier du Réseau provincial en adaptation-réadaptation a permis la réalisation de ce projet de recherche. Je remercie également le Fonds de recherche en santé du Québec (FRSQ-REPAR), l'Ordre professionnel des physiothérapeutes du Québec (OPPQ) et la Faculté des études supérieures pour m'avoir accordé une bourse d'étude.

Enfin, je remercie mon frère Mathieu et mes amies, pour leur appui et leurs encouragements tout au long de ma maîtrise.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE

1.1 Introduction

En réadaptation physique, l'évaluation de la mobilité active fait partie de l'examen clinique. Elle permet d'identifier les déficiences et les incapacités du client, de planifier un traitement adéquat puis d'en déterminer les effets (Gajdosik et al., 1987; Greene et al., 1989). Or, un nombre important de ces clients consultent pour un problème ou une blessure au complexe de l'épaule. Par exemple au Québec, en 1998, 6.3 % des travailleurs indemnisés par la CSST l'ont été pour des problèmes à cette région (Commission de la santé et de la sécurité au travail, 1999). Les blessures aux épaules augmentent chez certains types de travailleurs, comme les caissières (Lundberg et al., 1999) et les manutentionnaires (Anderson, 1984). Elles sont également fréquentes chez certains sportifs, comme les joueurs de volley-ball (Aagaard et al., 1996) et les athlètes en fauteuil roulant (Curtis et al., 1999; Lal, 1998) : dans ce dernier groupe, 50% souffriraient de douleur à l'épaule (Curtis & Black, 1999).

La CS fait partie du complexe de l'épaule. La mobilité de la CS et l'action des muscles qui s'y attachent sont prépondérants aux mouvements du bras (Kapandji, 1997; Kibler, 1998; Pronk, 1989; T'Jonck et al., 1996; Weiser et al., 1999). Par ailleurs, une dysfonction au niveau de la mobilité de la CS peut être associée à l'âge (Culham, 1992; Schenkman et al., 1997), à la maladie de Parkinson, au syndrome d'abutement ou à plusieurs autres pathologies de l'épaule (Kibler, 1998; Ludewig et al., 2000; Lukasiewicz et al., 1999; Schenkman et al., 1997).

Les mouvements globaux de la CS tels que décrits par Brunnstrom (1983) sont l'élévation, l'abaissement, la protraction et la rétraction (Lehmkuhl et al., 1983). En général, les cliniciens évaluent la mobilité active de ces

mouvements par estimation visuelle (Clarkson et al., 1989). Or, cette méthode d'évaluation de la mobilité active de la CS n'est pas standardisée et les mesures globales sont rapportées différemment par les cliniciens. En plus, aucune étude n'a porté sur l'évaluation par estimation visuelle de la mobilité active de la CS.

L'estimation visuelle est une méthode subjective d'évaluation, qui dépend de la perception de normalité de l'évaluateur (Bullock-Saxton, 1993). Le ruban à mesurer et le goniomètre universel sont deux méthodes objectives d'évaluation déjà utilisées pour évaluer la région cervicale et d'autres articulations du membre supérieur (Clarkson & Gilewich, 1989; Norkin et al., 1995). Ces instruments peuvent également être utilisés pour évaluer la mobilité active de la CS.

En général, les études qui ont évalué la mobilité active de la CS à l'aide d'un goniomètre ou d'un ruban à mesurer ont porté sur la position de l'omoplate avec le bras à différents degrés d'abduction ou d'élévation dans le plan scapulaire (Doody et al., 1970; T'Jonck et al., 1996; Youdas et al., 1994). Une étude a rapporté des valeurs d'amplitude de référence de la mobilité active de la CS chez les sujets sains, pour les mouvements d'élévation, d'abaissement, de protraction et de rétraction (Conway, 1961). Toutefois, cet auteur n'a pas décrit les caractéristiques de ses sujets ni évalué les qualités métrologiques de ses instruments de mesure : des goniomètres sophistiqués, spécialement conçus pour l'expérimentation.

D'autres études ont évalué la mobilité active de protraction et de rétraction de la CS, mais à l'aide d'instruments qui ne sont pas utilisés par les cliniciens, soit un compas d'épaisseur (Anthonis, 1967) ou la photographie combinée à un système d'analyse et de numérisation de la posture (Braun, 1991; Braun et al., 1989). Seuls Schenkman et al. (1997) ont mesuré la protraction active de la CS à l'aide d'un ruban à mesurer, entre autres chez des sujets sains. Ils ont également évalué la fidélité de leurs mesures. La fidélité

réfère à la reproductibilité des mesures, sous les mêmes conditions (Crocker et al., 1986; Gajdosik & Bohannon, 1987). Les résultats de fidélité intra-juge (inter-essais) des mesures de Schenkman et al. (1997) était faible chez les sujets sains âgés (ICC = 0.65) mais bonne chez les plus jeunes (ICC = 0.84). Par contre, la fidélité inter-juges était faible chez tous les sujets sains (ICC = 0.54-0.56) (Schenkman et al., 1997). En plus, la méthode d'évaluation était complexe à utiliser. Ce groupe d'auteurs n'a pas évalué la validité de leurs mesures, qui réfère au degré auquel un instrument sert à l'usage qui lui est destiné (Currier, 1990).

En général, les instruments de mesure angulaire ou linéaire proposés dans la littérature étaient soit trop complexes d'utilisation ou inconnus des cliniciens. En plus, certaines études n'ont pas évalué les qualités métrologiques de leur instrument de mesure ou n'ont pas décrit leur méthodologie et/ou les caractéristiques de leurs sujets. Par ailleurs, aucune étude n'a évalué la mobilité active des mouvements d'élévation, d'abaissement, de protraction et de rétraction de la CS par estimation visuelle, bien que cette méthode soit actuellement utilisée par les cliniciens.

Considérant la fréquence des blessures au complexe de l'épaule et les coûts qu'elles engendrent, il importe de développer des outils d'évaluation valides et fidèles de la mobilité de cette région. La fidélité et la validité des mesures de mobilité active de la ceinture scapulaire (CS) seront étudiées dans ce projet de recherche. Plus spécifiquement, nous évaluerons la validité concomitante, puisque les mesures prises avec des instruments de mesure cliniques seront comparées à celles obtenues avec une mesure étalon (Currier, 1990).

1.2 Objectifs de l'étude

L'objectif général de cette étude est de déterminer, chez les sujets sains, si l'évaluation de la mobilité active d'élévation, de protraction et de rétraction de la CS est valide et fidèle. Les instruments de mesure cliniques utilisés sont les suivants : l'estimation visuelle (i.e. telle que pratiquée par les cliniciens), le goniomètre et le ruban à mesurer. Le mouvement d'abaissement ne sera pas évalué dans la présente étude puisque lors de l'évaluation de trois sujets pilotes, il a été observé que la mobilité active de l'abaissement de la CS était presque nulle, à partir de la position de repos. Ces données préliminaires concordent avec les faibles amplitudes de mouvement d'abaissement rapportées par Conway (1961).

Les objectifs spécifiques sont :

- 1) Évaluer la fidélité intra-juge, inter-juges et test-retest des mesures cliniques de mobilité active de la CS (article #1).
- 2) Évaluer la validité concomitante entre les mesures cliniques de mobilité active de la CS et celles obtenues avec un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement, le système Optotrak 3020 (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) (article #2).
- 3) Fournir des valeurs d'amplitude de référence pour la mobilité active des mouvements d'élévation, de protraction et de rétraction de la CS (article #1).

Dans la présente étude, la fidélité intra-juge réfère à la stabilité de chaque évaluateur entre deux essais de la même occasion. La fidélité inter-juges représente l'accord entre les évaluateurs pour un même essai, à la même occasion. La fidélité test-retest est la similitude du jugement de chaque évaluateur entre différentes occasions, pour le même essai.

1.3 Hypothèses

Les hypothèses de l'étude sont les suivantes :

- 1) La fidélité intra-juge, inter-juges et test-retest des mesures de mobilité active de la CS sera bonne avec les trois méthodes : par estimation visuelle, avec le goniomètre et avec le ruban à mesurer.
- 2) Par estimation visuelle, la fidélité test-retest sera plus élevée que la fidélité inter-juges, puisque cette méthode dépend de la perception de normalité de l'évaluateur (Bullock-Saxton, 1993), qui est propre à chacun.
- 3) Avec le goniomètre, la fidélité sera plus élevée pour le mouvement d'élévation que pour la rétraction et la protraction, puisque le goniomètre utilisé (un goniomètre universel) a déjà été utilisé par les évaluateurs, pour mesurer la mobilité d'autres articulations du membre supérieur (Norkin & White, 1995). À l'opposé, celui utilisé pour les deux autres mouvements a été inspiré du goniomètre parallélogramme (O'Riain et al., 1983) et spécialement conçu pour l'expérimentation.
- 4) Avec le ruban à mesurer, la fidélité sera plus élevée pour l'élévation que pour la protraction et la rétraction, en raison de la difficulté à palper l'angle interne de l'omoplate, point de repère sur l'omoplate utilisé pour mesurer l'amplitude de ces deux derniers mouvements (Hébert et al., 2000).
- 5) Pour l'ensemble des mesures prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer, les erreurs associées aux évaluateurs seront plus importantes que celles associées aux essais ou aux occasions, puisqu'en général, les études montrent que les erreurs de mesure inter-juges sont supérieures aux erreurs associées aux essais ou aux occasions (Boone et al., 1978; Schenkman et al., 1997; T'Jonck et al., 1996).

- 6) La validité concomitante des mesures de mobilité active de la CS sera bonne avec le goniomètre et le ruban à mesurer, par rapport à celles obtenues avec l'Optotrak.
- 7) La validité concomitante des mesures de mobilité de la CS sera plus élevée pour les mesures prises avec le ruban à mesurer qu'avec le goniomètre, puisque ce dernier est limité à la mesure prise dans un seul plan, autour d'axes de rotation articulaire fixes (Gajdosik & Bohannon, 1987; Norkin & White, 1995), alors que le mouvement de la CS est tridimensionnel (Anthonis, 1967; Conway, 1961) et qu'il n'a pas d'axes de rotation stationnaire (Ludewig & Cook, 2000; van der Helm et al., 1995).
- 8) Il y aura une association élevée entre les mesures linéaires et angulaires obtenues avec le système Optotrak, pour tous les mouvements de la CS.

Les cinq premières hypothèses seront vérifiées dans l'article #1 et les trois dernières, dans l'article #2. Pour évaluer la fidélité intra-juge, inter-juges et test-retest des mouvements de la CS par estimation visuelle, la statistique utilisée sera le kappa (κ) (Kramer et al., 1981). Pour évaluer la fidélité avec le goniomètre et le ruban à mesurer, la théorie de la généralisabilité, qui correspond à une extension du coefficient de corrélation intra-classe (ICC) (Hayes, 1993) sera la méthode d'analyse retenue. Cette théorie permettra de déterminer la part de variance d'erreurs attribuées aux facteurs, c'est-à-dire aux évaluateurs, aux essais, aux occasions, ainsi qu'à leurs interactions (Crocker & Algina, 1986; Shavelson et al., 1991). Nous obtiendrons alors un coefficient de dépendabilité (ϕ) et une erreur standard de mesure (ESM), calculée en degrés pour le goniomètre et en centimètres, pour le ruban à mesurer (Shavelson & Webb, 1991). Finalement, pour évaluer la validité concomitante des mesures de mobilité prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer avec celles prises avec

l'Optotrak, la statistique utilisée sera le coefficient de corrélation de Pearson (r) (Crocker & Algina, 1986).

1.4 Pertinence de l'étude

Aucune étude n'a porté sur l'évaluation de la mobilité active d'élévation, de protraction et de rétraction de la CS par estimation visuelle, qui est la méthode actuellement utilisée par les cliniciens. Pourtant, la mobilité active de ces mouvements de la CS fait partie intégrante de l'évaluation des clients souffrant de problèmes au complexe de l'épaule. Compte tenu de la fréquence des blessures à cette région (section 1.1), il importe de déterminer les qualités métrologiques de l'évaluation de la mobilité active de la CS, telle qu'évaluée actuellement par les cliniciens (par estimation visuelle).

Puisque l'estimation visuelle est une méthode subjective d'évaluation, d'autres méthodes objectives de l'évaluation de la mobilité tels que le goniomètre et le ruban à mesurer peuvent être utilisées pour objectiver les mesures de mobilité. Or, aucune étude n'a évalué les qualités métrologiques de l'évaluation de la mobilité active de la CS avec le ruban à mesurer, pour l'élévation et la rétraction et avec le goniomètre, pour les trois mouvements de la CS mentionnés auparavant.

Dans la présente étude, des valeurs de référence chez les sujets sains, avec les trois méthodes d'évaluation proposées, informeront les cliniciens sur la normalité de l'amplitude articulaire de ces mouvements de la CS. En plus, si l'une de ces méthodes d'évaluation s'avérait fidèle et valide, elle pourrait être utilisée par les cliniciens pour déterminer les déficiences et les incapacités, pour planifier un traitement et pour en déterminer ses effets. Une telle méthode, permettrait alors aux cliniciens de mieux justifier les résultats de leurs interventions auprès des tiers-payeurs. Les résultats de la présente étude ne pourront être généralisés qu'aux sujets sains. Néanmoins, ils fourniront des

pistes sur l'évaluation de la mobilité de la CS et permettra de mieux évaluer la mobilité active de la CS chez des sujets souffrant de pathologies de l'épaule.

CHAPITRE 2

RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre débutera par l'anatomie de la CS, puis par la définition des mouvements de la CS et de la mobilité active en général. Il traitera ensuite des instruments de mesure de la mobilité utilisés par les cliniciens ainsi que des méthodes d'évaluation des mouvements de la CS en laboratoire. Les études sur la fidélité et la validité des mesures de mobilité de la CS seront également rapportées, principalement celles avec le goniomètre, les instruments de mesure linéaires comme le ruban à mesurer ainsi que celles prises avec des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement. La théorie de la généralisabilité, utilisée pour déterminer la fidélité des mesures prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer, sera ensuite expliquée et comparée à la théorie classique.

2.1 Anatomie de la CS

La CS est formée de l'omoplate, de la clavicule, du sternum et de la 1^{re} côte qui forment les articulations acromio-claviculaire, sterno-costoclaviculaire et scapulo-thoracique (Figure 2.1, p. 2-3) (Kapandji, 1997; Pronk, 1989; van der Helm & Pronk, 1995). La scapulo-thoracique est une articulation « fausse » ou articulation au sens physiologique. Elle comporte deux surfaces glissant l'une par rapport à l'autre, c'est-à-dire le glissement de l'omoplate sur le thorax. Elle est mécaniquement liée aux articulations acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire, qui sont des articulations vraies au sens anatomique : elles sont constituées de deux surfaces de glissement cartilagineuses. Par contre, Dempster (1965) réfère aux articulations sterno-costoclaviculaire et clavicapulaire. Cette dernière est composée des articulations acromio-claviculaire et coraco-claviculaire (articulation syndesmose, constituée des ligaments trapézoïde et conoïde).

L'omoplate est un os large, plat et triangulaire qui repose à plat sur le thorax postéro-latéral, sans angulation ni bord saillant (Gray, 1995; Kapandji, 1997; Kendall et al., 1995). Sa surface dorsale est divisée par une épine, dont l'extrémité médiale forme un espace triangulaire nommé racine de l'épine. L'épine de l'omoplate est prolongée latéralement par l'acromion tandis que le bord médial à ce niveau réfère à l'angle interne (Figure 2.1, p.2-3). Par ailleurs, l'omoplate est située dans un plan oblique. Elle forme avec le plan frontal un angle dièdre de 30° ouvert en dehors et en avant. Une étude a démontré que chez le sujet sain, lorsque le bras est le long du corps, l'omoplate au repos est en moyenne à $2 \pm 6^\circ$ d'abduction (éloignement de l'angle inférieur du rachis dorsal) autour d'un axe perpendiculaire au plan de l'omoplate, à $33 \pm 9^\circ$ de rotation interne (ouverture de l'angle entre la clavicule et la racine de l'épine de l'omoplate) autour d'un axe vertical et à $8 \pm 4^\circ$ de bascule antérieure (l'angle inférieur se rapproche du thorax), autour d'un axe parallèle à l'épine de l'omoplate (Ludewig et al., 1996). La clavicule est un os en forme de "S" allongé, à convexité interne et à concavité externe, sur une vue antérieure. Elle est oblique en dehors et en arrière, formant ainsi, avec le plan de l'omoplate, un angle de 60° ouvert en dedans (Gray, 1995; Kapandji, 1997).

La posture normale des omoplates par rapport aux épineuses dorsales et aux côtes a été décrite différemment selon les auteurs (Gray, 1995; Kapandji, 1997; Kendall et al., 1995; Sobush et al., 1996; T'Jonck et al., 1996). Plusieurs d'entre eux s'accordent sur le fait que l'angle supérieur de l'omoplate est au niveau de la 2^e côte et épineuse dorsale, la racine de l'épine, au niveau de la 3^e côte et épineuse dorsale et son angle inférieur, au niveau de la 7^e ou 8^e côte et épineuse dorsale (Gray, 1995; Kapandji, 1997; Kendall et al., 1995). Les résultats de l'étude de Sobush et al. (1996) démontrent toutefois plus de variabilité dans les rapports anatomiques de l'omoplate par rapport au rachis dorsal. Par ailleurs, les auteurs situent son bord médial à une distance de 5-6 cm (Kapandji, 1997), 8 cm (Sobush et al., 1996; T'Jonck et al., 1996) ou 10 cm des épineuses dorsales (Kendall et al., 1995). En général, du côté dominant,

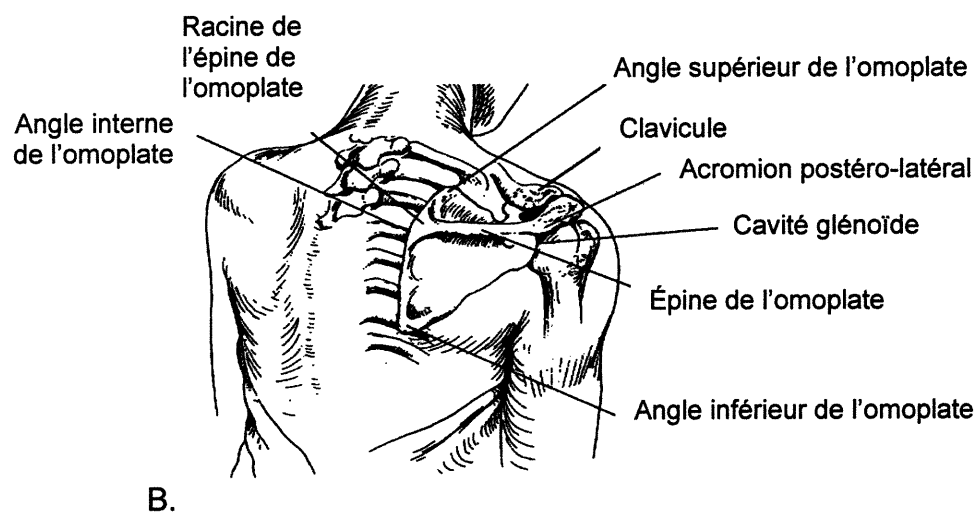
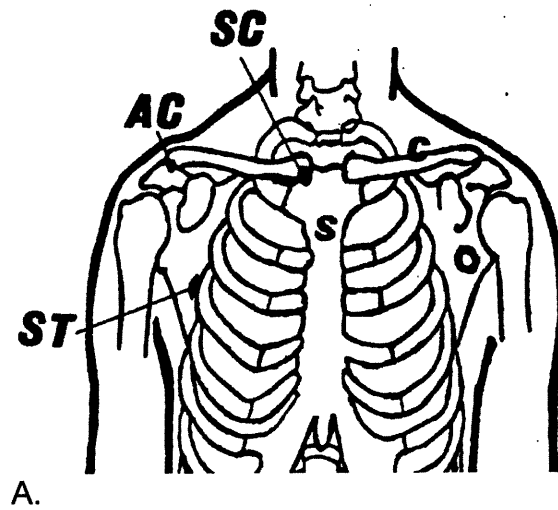


Figure 2.1 Anatomie de la CS

A. Vue antérieure (Adapté de Pronk, 1989, p.119)

SC : sterno-costoclavulaire; AC : acromio-clavulaire;

ST : scapulo-thoracique; o : omoplate; c : clavicule; s : sternum

B. Vue postérieure (Adapté de Hoppenfeld, 1976, p.10)

l'omoplate tend à être plus basse (Sobush et al., 1996) et son bord médial, à être plus éloigné de la colonne dorsale (Gibson et al., 1995; Sobush et al., 1996; T'Jonck et al., 1996).

2.2 Définition de la mobilité active

La mobilité (amplitude articulaire) active est la quantité de mouvement d'une articulation produite par le sujet de façon volontaire et sans assistance (Norkin & White, 1995). Elle informe le clinicien non seulement sur l'amplitude de mouvement de l'articulation, mais également sur la volonté du sujet à bouger, sur la coordination, sur le niveau de conscience ou d'attention, sur la force musculaire ainsi que sur la capacité à suivre des instructions et à faire des activités fonctionnelles. L'évaluation de la mobilité active constitue donc une bonne méthode de dépistage des problèmes à une région. Toutefois, elle ne permet pas d'identifier la cause exacte d'une douleur au mouvement ou d'une perte d'amplitude articulaire (Clarkson & Gilewich, 1989; Norkin & White, 1995).

2.2.1 Facteurs influençant la mobilité

Une étude chez les sujets sains a démontré que la mobilité active normale peut varier d'une journée à l'autre, chez un même individu. Greene et Wolf ont obtenu des différences intersessions (trois sessions à l'intérieur de deux semaines non consécutives) statistiquement significatives ($p < 0.05$) de la mobilité des articulations de l'épaule, du coude, de l'avant-bras et du poignet, pour chacun des sujets testés avec deux sortes de goniomètre : le goniomètre universel et l'"Ortho Ranger". Ce dernier mesure la mobilité en voltage, à partir des changements de position d'un petit pendule rond attaché au membre et relié à une unité de 30.5 X 30.5 cm.

Les résultats de certaines études ont démontré que la mobilité active normale peut également être influencée par la position du sujet (Sabari et al.,

1998), par l'âge (Boone et al., 1979), le sexe ou le côté mesuré (Allander et al., 1974; Murray et al., 1985), selon l'articulation et le mouvement étudié. Par exemple, Sabari et al. (1998) ont obtenu des mesures d'amplitude articulaire plus élevées en position décubitus dorsal qu'assise, chez 77 à 80% de leurs sujets, pour l'abduction active de l'épaule testée avec le goniomètre universel.

Par ailleurs, d'autres études ont démontré qu'avec l'âge, il y avait une diminution statistiquement significative de la mobilité active. Ainsi, chez des sujets âgés de 30 à 70 ans, Allander et al. (1974) ont démontré que la mobilité de flexion et d'extension du poignet diminuait de façon statistiquement significative ($p < 0.05$) environ à chaque 5 ans. L'instrument de mesure angulaire utilisé pour évaluer la mobilité du poignet n'a pas été décrit par ce groupe d'auteurs, bien qu'il ait été jugé fidèle inter-juges. Dans une autre étude, l'amplitude articulaire évaluée avec un goniomètre universel était significativement moindre ($p < 0.01$) chez les 20-54 ans que chez les 19 ans et moins, dans la majorité des mouvements des articulations des membres supérieurs et inférieurs (Boone & Azen, 1979). Par contre, selon une autre étude portant sur la mobilité active de l'épaule de sujets dans la trentaine et dans la soixantaine, seuls les mouvements de rotation se sont avérés significativement modifiés par le facteur âge et ce, seulement chez les hommes : les plus vieux avaient moins de rotation externe et plus de rotation interne que les plus jeunes, lorsqu'évalués avec un goniomètre universel (Murray et al., 1985). Ce groupe d'auteurs a également obtenu d'autres différences significatives par rapport à l'âge (l'abduction gléno-humérale chez les femmes et la flexion, chez les hommes) mais contrairement aux précédentes, ils ne les ont pas jugées cliniquement importantes, puisqu'elles étaient de 6° ou moins (Murray et al., 1985).

Le sexe est aussi un facteur qui influence la mobilité active. Certaines études ont démontré que les femmes avaient une amplitude articulaire significativement plus élevée que les hommes pour certains mouvements : la

flexion et l'extension du poignet (Allander et al., 1974). Un autre groupe d'auteurs ont montré que les rotations interne et externe de l'épaule ($p < 0.01$) étaient plus élevées chez les femmes (Murray et al., 1985). Par contre, Greene et Wolf (1989) n'ont pas obtenu de différences significatives entre des hommes et des femmes, pour tous les mouvements de l'épaule, du coude, de l'avant-bras et du poignet évalués avec le goniomètre universel. Des différences méthodologiques entre ces études pourraient expliquer ces controverses.

Au niveau de la mobilité active normale scapulo-thoracique avec le bras le long du corps et à divers degrés d'élévation, une étude a démontré une différence selon le facteur sexe, à l'aide de la radiographie: les femmes avaient davantage d'amplitude articulaire que les hommes, pour toutes les rotations scapulo-thoraciques autour des axes vertical, frontal et antéro-postérieur, lorsque l'épaule était en rotations interne et externe maximales à 0° d'abduction, à 90° d'abduction et en abduction maximale (Fisk et al., 1954). D'autres groupes d'auteurs ont observé une variabilité interindividuelle de ces rotations scapulo-thoraciques indépendamment du sexe, dans les conditions suivantes : lors de l'abduction de l'épaule avec un poids dans la main, évaluée à l'aide d'un palpateur (de Groot et al., 1999) ou lors de l'élévation de l'épaule dans le plan scapulaire, évaluée avec un système électromécanique (Ludewig et al., 1996).

Concernant le facteur dominance, deux études ont obtenu des différences significatives entre les deux côtés : une plus grande amplitude de flexion et d'extension du poignet gauche (Allander et al., 1974) ou plus de rotation externe de l'épaule du côté dominant, comparativement au côté non dominant (Murray et al., 1985). Par contre, Boone et al. (1979) n'ont pas trouvé de différences significatives entre les deux côtés, pour chacune des articulations et des mouvements des membres supérieurs et inférieurs. Deux autres études ont aussi montré que la dominance influençait peu la position de l'omoplate par rapport au rachis dorsal, lorsque le bras était le long du corps, à

45° d'abduction et en rotation interne et à 90° d'abduction et en rotation interne (Gibson et al., 1995; T'Jonck et al., 1996). Contrairement aux études précédentes, seules des mesures linéaires étaient prises, avec une ficelle et/ou un ruban à mesurer, entre un point de repère spécifique sur l'omoplate et une épineuse thoracique. Norkin et White (1995) recommandent de comparer la mobilité d'une articulation aux valeurs normatives des sujets de même âge et de même sexe, provenant d'études qui ont utilisé les mêmes instruments de mesure, dans les mêmes positions de départ. S'il n'existe pas de données normatives ou en présence de pathologie unilatérale, la mobilité de l'articulation évaluée peut donc être comparée à celle du côté sain ou controlatéral (Boone et al., 1978; Norkin & White, 1995).

2.3 Mouvements de la CS

Tout d'abord, il importe de définir chacun des mouvements des articulations sterno-costoclaviculaire et acromio-claviculaire puisqu'elles font partie de la CS. À la sterno-costoclaviculaire, les mouvements sont décrits par rapport à l'extrémité distale de la clavicule (Dempster et al., 1965; Kapandji, 1997). On y retrouve des mouvements de déplacement supérieur (élévation) et inférieur (abaissement) de l'extrémité distale de la clavicule, autour d'un axe situé en dedans du ligament costo-claviculaire. Selon Kapandji (1997), cet axe serait horizontal et légèrement oblique en avant et en dehors. Il y a également des déplacements antérieur (antéposition) et postérieur (rétroposition) de l'extrémité distale de la clavicule, autour d'un axe vertical, oblique en bas et légèrement en dehors, que Kapandji (1997) situe au niveau du sternum. À cause de l'obliquité de la 1^{re} côte, les mouvements d'élévation sont accompagnés d'une légère rétroposition et les mouvements d'abaissement, d'une légère antéposition. Dans le même ordre d'idée, les mouvements d'antéposition sont accompagnés d'un léger abaissement et la rétroposition, d'une légère élévation. Les rotations supérieure et inférieure de la clavicule autour de son axe longitudinal correspondent respectivement à des rotations

anti-horaire et horaire, à partir d'une vue latérale. Elles sont des rotations conjointes, associées aux mouvements d'élévation-rétroposition et de dépression-antéposition.

À l'acromio-claviculaire, les mouvements correspondent à ceux de l'omoplate par rapport à la clavicule. Ils ont été décrits par Dempster (1965) en référence à la ligne trapézoïde. Cette dernière est située dans un plan presque frontal, sur la face inféro-latérale de la clavicule : elle s'étend du tubercule conoïde jusqu'au milieu de l'articulation acromio-claviculaire. Tel que discuté dans la section 2.1, Dempster (1965) réfère plus spécifiquement à l'articulation claviscapulaire, dont fait partie l'acromio-claviculaire. Les mouvements de cette articulation claviscapulaire ou acromio-claviculaire sont définis en analogie aux mouvements de l'humérus. La flexion et l'extension correspondent donc respectivement aux déplacements antérieur et postérieur de l'angle inférieur de l'omoplate, dans un plan perpendiculaire à la ligne trapézoïde. L'abduction et l'adduction correspondent respectivement aux déplacements latéral et médial de l'angle inférieur de l'omoplate, dans le plan de la ligne trapézoïde. Les rotations interne et externe correspondent respectivement à l'ouverture et à la fermeture de l'angle omo-claviculaire, qui est celui entre la clavicule et l'épine de l'omoplate, sur une vue aérienne.

Les quatre mouvements actifs de la CS évalués par les cliniciens sont l'élévation, l'abaissement, la protraction et la rétraction. Dans la présente étude, les mouvements de la CS sont décrits par rapport aux déplacements de l'omoplate et de la clavicule. Ils correspondent à ceux définis par Brunnstrom (1983) et rapportés dans Lehmkuhl et Smith (1983) (Figure 2.2, p.2-10):

Élévation : L'omoplate et l'extrémité distale de la clavicule bougent en direction supérieure (vers l'oreille).

Abaissement : L'omoplate et l'extrémité distale de la clavicule bougent en direction inférieure (mouvement opposé à l'élévation).

Protraction : La clavicule et l'omoplate bougent vers l'avant, alors que la partie médiale de l'omoplate s'éloigne de la colonne vertébrale. Le mouvement de l'omoplate est également appelé abduction.

Rétraction : La clavicule et l'omoplate bougent vers l'arrière, alors que la partie médiale de l'omoplate se rapproche de la colonne vertébrale. Le mouvement de l'omoplate est également appelé adduction.

D'autres auteurs ont décrit différemment ces mouvements de la CS. Les trois présentés dans les paragraphes suivants ont décrit les mouvements par rapport aux articulations sterno-costo-claviculaire et/ou acromio-claviculaire. Pour faciliter la compréhension, nous utiliserons la terminologie de Dempster (1965) et Kapandji (1997) pour décrire les mouvements à chacune de ces articulations (voir section 2.3).

D'abord, Conway (1961) a évalué la mobilité active de ces mouvements chez des sujets sains, à l'aide de goniomètres sophistiqués. Ces instruments de mesure permettaient d'évaluer séparément le déplacement angulaire au niveau des articulations sterno-costo-claviculaire et acromio-claviculaire, dans les plans frontal et horizontal. Pour l'évaluation de la mobilité sterno-costo-claviculaire, deux centres en forme de cercle étaient placés sur cette articulation. Ils étaient composés chacun d'une échelle en degrés et situés à angle droit l'un par rapport à l'autre. Le bras de levier, fixé à l'instrument par un aimant, était aligné sur la clavicule. Pour l'évaluation de la mobilité acromio-claviculaire, l'instrument consistait en une pièce coulissante qui suivait le mouvement de la racine de l'épine de l'omoplate par rapport à un point arbitraire sur la clavicule.

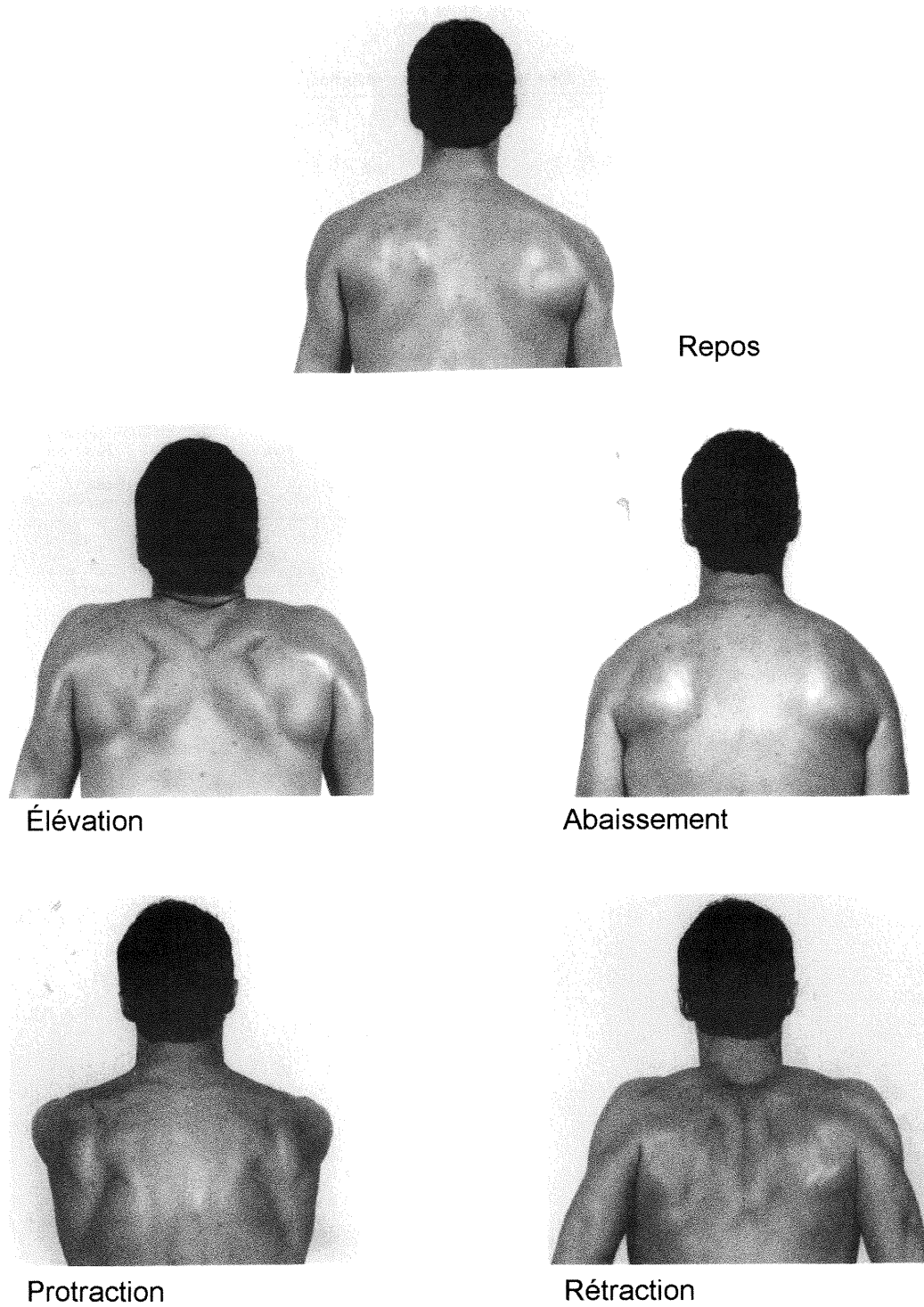


Figure 2.2 Mouvements de la CS
(Tiré de Clarkson & Gilewich, 1989, p. 98-99)

D'après les résultats d'amplitude moyenne (Conway, 1961), lors de l'élévation de la CS, il y aurait un mouvement d'élévation (27° à 33°) et de rétroposition (10° à 12°) de la clavicule à la sterno-costo-claviculaire. À l'acromio-claviculaire, l'élévation produirait une abduction (7° à 9°) et une rotation externe de l'omoplate (7° à 8°). Lors de l'abaissement, le patron de mouvement serait inversé, avec un abaissement (9° à 13°) et une antéposition (5° à 6°) dans la sterno-costo-claviculaire et une adduction (6° et 9°), dans l'acromio-claviculaire. Dans cette dernière articulation, il y aurait également une rotation externe (5° à 9°). En général, Conway (1961) rapporte de faibles mouvements d'abaissement chez plusieurs sujets, à la sterno-costo-claviculaire, certains ayant des amplitudes inférieures à 5° . Lors de la protraction de la CS, il y aurait une antéposition (11° à 17°) et un déplacement vertical variable de la clavicule à la sterno-costo-claviculaire. À l'acromio-claviculaire, il y aurait une rotation externe (10° à 11°) et une adduction (7° à 10°). Finalement, lors de la rétraction de la CS, un patron inverse serait observé, i.e. une rétroposition (11° à 16°) et une élévation (7° à 9°) à la sterno-costo-claviculaire. À l'acromio-claviculaire, il y aurait une abduction de (6° à 8°) et une rotation variable selon les sujets. Pour la mobilité de chacune des articulations, dans les deux plans de mouvement, la différence moyenne entre les deux côtés serait inférieure ou égale à 4° , sauf pour la protraction de la CS, où il y aurait une différence de 6° d'antéposition à la sterno-costo-claviculaire. Les hommes auraient une mobilité égale ou supérieure aux femmes de l'ordre de 5° , sauf dans deux mouvements où elle serait inférieure : abaissement gauche (abaissement sterno-costo-claviculaire, 2°) et protraction droite (antéposition sterno-costo-claviculaire, 1°). Toutefois, Conway (1961) n'a pas précisé les qualités métrologiques des instruments utilisés ni décrit le groupe de sujets évalués.

À l'opposé de Conway (1961), Dempster et Mich (1965) ont décrit les mouvements passifs de la CS à partir de cadavres, en se référant aux articulations sterno-costo-claviculaire et clavicapulaire. Sans mentionner leur

instrument de mesure, Dempster et Mich (1965) ont rapporté que lors de l'élévation de la CS, il y aurait une abduction et une flexion tandis que lors de l'abaissement, il y aurait une abduction et une extension à l'articulation clavicapulaire. Lors de la protraction de la CS, il y aurait une abduction et une légère rotation interne alors que durant la rétraction de la CS, on observerait une adduction et une légère rotation externe à cette même articulation. Au niveau de l'articulation sterno-costoclaviculaire, contrairement à Conway (1961), Dempster et Mich (1965) n'ont mentionné qu'un seul mouvement, soit celui du même nom que chacun des mouvements globaux de la CS : l'élévation, l'abaissement, l'antéposition et la rétroposition.

Deux ans plus tard, Anthonis (1967) a évalué chez des sujets sains, les rotations interne et externe au niveau de l'articulation acromio-claviculaire, durant la protraction et la rétraction actives de la CS. L'instrument utilisé était un compas d'épaisseur. Selon lui, la rotation était variable entre les sujets pour les deux mouvements de la CS. Conway (1961) avait aussi noté cette variabilité de mouvement de rotation, mais seulement pour la rétraction. Selon Anthonis (1967), cette variabilité pouvait s'expliquer par la forme du thorax et des os de la CS, par les dimensions réciproques de la clavicule et de l'omoplate, par la laxité des ligaments et de la capsule articulaire acromio-claviculaire ainsi que par le tonus de la musculature de l'épaule. L'auteur avait également observé que la rotation interne acromio-claviculaire s'accompagnait d'un décollement du bord vertébral de l'omoplate par rapport à la cage thoracique (mouvement alaire). Ce mouvement alaire apparaît lorsque les muscles de l'omoplate, rhomboïdes et grand dentelé sont relâchés. Les qualités métrologiques du compas d'épaisseur sont inconnues et il ne semble pas que cet instrument soit utilisé par les cliniciens.

Kapandji (1997) décrit les mouvements d'élévation et d'abaissement de la CS en se basant exclusivement sur le déplacement de l'omoplate sur le thorax. Il réfère donc à la translation verticale vers le haut (élévation) et vers le

bas (abaissement) de l'omoplate sur le thorax. Pour cet auteur, l'abaissement est le retour à la position de repos, à partir de l'élévation maximale. Les mouvements d'élévation et d'abaissement s'accompagnent d'une bascule latérale de l'omoplate, également appelée mouvement de « sonnette » de l'omoplate. Kapandji (1997) décrit ce mouvement comme une rotation de l'omoplate autour d'une axe perpendiculaire au plan de l'omoplate. Il situe cet axe de rotation au dessous de l'épine, près du côté latéral de l'angle supérieur. L'amplitude globale d'élévation et d'abaissement serait de 10 à 12 cm. Le mouvement de bascule latérale, lorsque considéré isolément, éloignerait l'angle inférieur de l'omoplate de 10-12 cm par rapport à la ligne des épineuses (rotation de 60°).

Kapandji (1997) décrit également des mouvements de translation latérale et médiale de l'omoplate, qui seraient une composante des mouvements de protraction et de rétraction de la CS. Ces mouvements de l'omoplate, de même que ceux de la clavicule, sont décrits à partir d'une coupe schématique horizontale. Selon Kapandji (1997), lors d'une translation latérale, l'omoplate tend à s'orienter dans le plan sagittal. Par contre, l'extrémité latérale de la clavicule se déplace en dehors et en avant et son axe longitudinal tend à devenir frontal. L'angle entre la clavicule et l'omoplate tend alors à se fermer et le diamètre transversal des épaules devient plus large. Lors d'une translation médiale, l'omoplate tend à s'orienter dans un plan frontal. En plus, l'extrémité latérale de la clavicule se déplace en dedans et en arrière, l'angle entre la clavicule et l'omoplate tend à s'ouvrir et la cavité glénoïde s'oriente plus directement en latéral. L'amplitude articulaire entre ces deux positions extrêmes est de 15 cm ou 40-45°, si on la décrit par rapport à l'angle dièdre formé par le plan de l'omoplate et qui correspond à l'amplitude globale du changement d'orientation de la cavité glénoïde dans le plan horizontal, autour d'une axe fictif vertical. Dans le volume de Kapandji (1997), ces mouvements de la CS sont décrits sans faire référence au groupe de sujets évalués, à la sorte de mobilité (active ou passive) ni à la méthode utilisée pour mesurer ces déplacements.

En conclusion, les mouvements de la CS ont été décrits sans mentionner l'instrument de mesure (Dempster & Mich, 1965; Kapandji, 1997), ses qualités métrologiques et les caractéristiques des sujets évalués (Anthonis, 1967; Conway, 1961; Kapandji, 1997). Par ailleurs, les instruments de mesure décrits étaient sophistiqués ou inconnus des cliniciens (Anthonis, 1967; Conway, 1961). Les valeurs de références rapportées concernaient la mobilité active (Anthonis, 1967; Conway, 1961) ou passive (Dempster & Mich, 1965) alors que dans le volume de Kapandji (1997), il n'y avait aucune spécification. Il est donc difficile de comparer les résultats de ces différentes études, en raison de leurs différences méthodologiques ainsi que des détails omis par leur(s) auteur(s).

2.4 Méthodes d'évaluation de la mobilité active utilisées par les cliniciens

Les cliniciens évaluent la mobilité active par estimation visuelle et avec des instruments de mesure tels que le goniomètre universel, l'inclinomètre, l'hydrogoniomètre et le ruban à mesurer (Clarkson & Gilewich, 1989; Norkin & White, 1995).

2.4.1 Estimation visuelle

L'estimation visuelle est une méthode subjective d'évaluation (Bullock-Saxton, 1993; Norkin & White, 1995). Elle dépend de la perception de normalité de l'évaluateur (Bullock-Saxton, 1993). Par conséquent, Norkin et White (1995) recommandent d'utiliser cette méthode seulement pour confirmer la mesure prise avec un goniomètre, afin de réduire les erreurs de lecture de l'instrument de mesure. Par contre, Clarkson et Gilewich (1989) suggèrent d'évaluer la mobilité active de la CS par estimation visuelle, sans toutefois en mentionner les raisons. L'amplitude articulaire est alors cotée « complète » ou « limitée ».

2.4.2 Goniomètre universel

Le goniomètre universel (Figure 2.3A, p. 2-17) est l'instrument de mesure le plus versatile et le plus utilisé par les physiothérapeutes (Gajdosik & Bohannon, 1987; Norkin & White, 1995). Il est peu coûteux et facile d'utilisation (Greene & Wolf, 1989). Le goniomètre peut être construit en métal ou en plastique. Il est disponible en plusieurs grandeurs et en plusieurs formes, permettant d'adapter la taille de l'instrument à celle de l'articulation évaluée. En général, le goniomètre universel est constitué d'un centre et de deux branches : une fixe et une mobile. La longueur des branches varie de 1 à 16 pouces. La branche fixe fait partie intégrante du centre du goniomètre. Par contre, la branche mobile est fixée au pivot, situé sur le centre du goniomètre, par un système de vis lui permettant de bouger librement. Par ailleurs, la branche mobile peut avoir un bout proximal pointu, une ligne noire ou blanche sur sa longueur ou bien une portion coupée (fenêtre). Le centre du goniomètre ressemble à un rapporteur d'angles. Il peut être en forme de cercle ou de demi-cercle. Le pivot du goniomètre est généralement placé au niveau de l'axe de mouvement articulaire et les deux branches, sur les segments impliqués dans la mobilité de l'articulation évaluée.

L'échelle de mesure du goniomètre est en degrés ($^{\circ}$). Elle est située sur un côté ou sur les deux côtés du centre du goniomètre. Parfois, deux échelles de mesure sont inscrites sur la même surface. Pour un goniomètre en forme de demi-cercle, l'échelle s'étend alors de 0° à 180° et de 180° à 0° . Pour un goniomètre avec un centre en forme de cercle, l'échelle de mesure peut, en plus, s'étendre de 0° à 360° et de 360° à 0° . Les intervalles de l'échelle varient de 1° à 10° . Les erreurs de mesure propres au goniomètre incluent des erreurs de parallaxe, une mauvaise interprétation des intervalles de l'échelle de mesure ou la lecture de la mauvaise échelle, lorsqu'en présence de 2 échelles (Norkin & White, 1995). En plus, les mesures sont limitées aux degrés d'un cercle, comme si les mouvements étaient effectués autour d'axes fixes, alors qu'en réalité, les axes de mouvements articulaires varient durant le mouvement

(Gajdosik & Bohannon, 1987). Par conséquent, Norkin et White (1995) recommandent de mettre surtout l'emphase sur le parallélisme des branches du goniomètre avec les segments proximal et distal de l'articulation évaluée.

Afin de pallier au problème d'alignement du goniomètre, O'Riain et al. (1983) ont conçu un goniomètre parallélogramme, qui est une modification du goniomètre universel (Figure 2.3B, p. 2-17). Ce goniomètre en plastique de 360°, dont l'échelle de mesure est aussi à intervalles de un degré, est doté d'un parallélogramme à une de ses branches qui est fixé au centre du pivot. Le pointeur de la branche mobile demeure alors parallèle à la branche fixe et ce, même lorsqu'elle est déplacée latéralement. Ce type de goniomètre s'accommode donc à la forme du corps et aux différents plans de mouvement, ce qui rend son utilisation plus facile et plus rapide (Brosseau et al., 1997; O'Riain et al., 1983). Dans la présente étude, nous avons développé un goniomètre inspiré du goniomètre parallélogramme pour évaluer les mouvements de protraction et de rétraction de la CS.

2.4.3 Inclinomètre et hydrogoniomètre

L'inclinomètre et l'hydrogoniomètre sont deux sortes de goniomètre qui utilisent l'effet de la gravité pour la mesure de l'amplitude articulaire (Norkin & White, 1995). Plus précisément, l'inclinomètre consiste en un centre de 360° avec un pointeur en son centre. Par contre, l'hydrogoniomètre contient un espace circulaire rempli de liquide, avec une bulle d'air. Il est semblable au niveau du menuisier et il comporte une échelle de 360°. La précision de ces instruments est aussi de un degré.

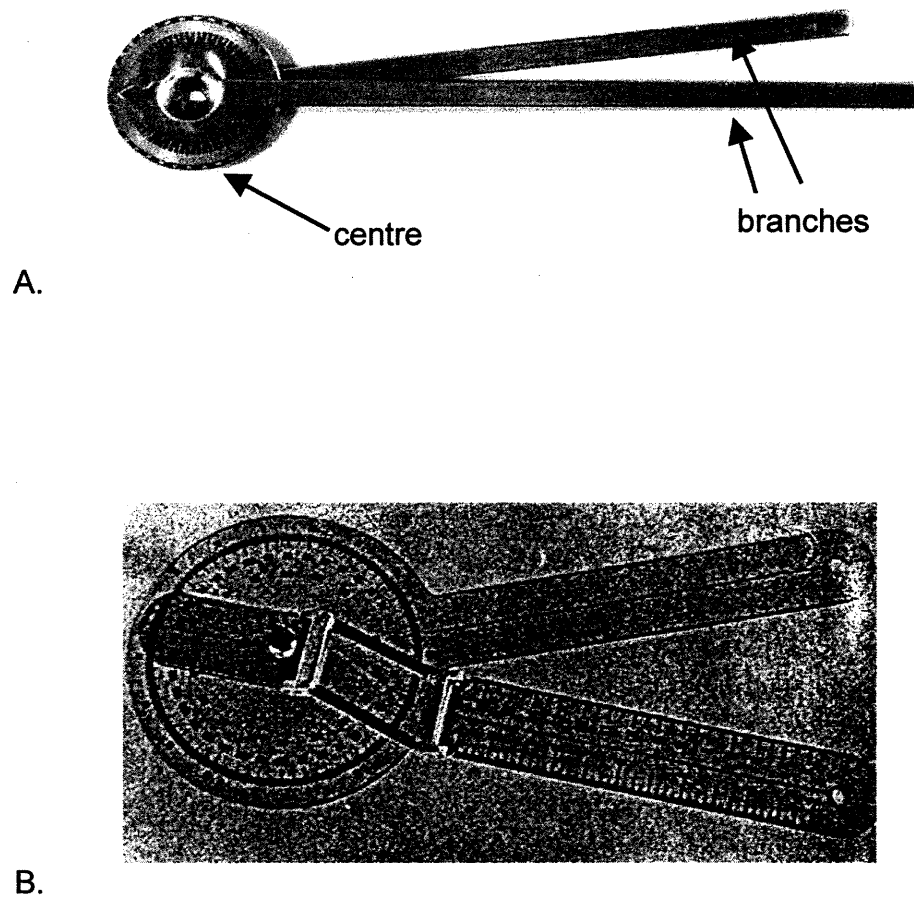


Figure 2.3 A. Goniomètre universel (Adapté de Norkin et White, 1995, p.17)
B. Goniomètre parallélogramme (Tiré de O'Riain et al., 1983, p.280)

2.4.4 Ruban à mesurer

Le ruban à mesurer permet de mesurer, en pouces ou en centimètres, le changement de distance entre deux segments, (Clarkson & Gilewich, 1989). La précision de cet instrument de mesure est habituellement de 0.1 cm. Avec le ruban ou la ficelle, les erreurs de mesure proviennent généralement d'une différence de tension appliquée au ruban ou d'une difficulté de palpation des points de repère osseux, en particulier si le sujet est obèse (Gibson et al., 1995; T'Jonck et al., 1996).

2.5 Études sur la fidélité et la validité des mesures cliniques de mobilité active de la CS

Tel que décrit au chapitre 1, la fidélité intra-juge réfère à la stabilité de chaque évaluateur entre deux essais de la même occasion. La fidélité inter-juges représente l'accord entre les évaluateurs pour un même essai, à la même occasion. La fidélité test-retest est la similitude du jugement de chaque évaluateur entre différentes occasions, pour le même essai.

2.5.1 Estimation visuelle

L'estimation visuelle est la méthode la plus fréquemment utilisée par les cliniciens pour évaluer la mobilité de la CS. Cependant, il semble qu'aucune étude n'a déterminé, avec cette méthode d'évaluation, la fidélité et la validité des mesures de mobilité de la CS pour les mouvements d'élévation, d'abaissement, de protraction et de rétraction.

2.5.2 Fidélité et validité du goniomètre

Deux études ont évalué les qualités métrologiques d'un goniomètre scapulo-huméral, lors de l'élévation du bras dans le plan scapulaire (Doody et al., 1970; Youdas et al., 1994). Cet instrument de mesure permettait d'évaluer

simultanément les rotations gléno-humérale et scapulo-thoracique. Contrairement au goniomètre universel, il était constitué de deux centres en forme de cercle, munis chacun de branches commune et individuelle. Les résultats de Doody et al. (1970) ont montré que ses mesures test-retest étaient fidèles chez des sujets sains (ANOVA, $p > 0.05$). Ce groupe d'auteurs a également démontré la validité de leur instrument de mesure, en comparant les résultats obtenus à ceux de la photographie : la différence moyenne, non significative, entre les deux mesures était de $2.97 \pm 0.60^\circ$. Par contre, avec le même instrument, Youdas et al. (1994) ont obtenu une fidélité intra-juge pauvre, chez des sujets souffrant d'une pathologie au cou ou à l'épaule. Dans cette dernière étude, pour chacune des rotations mesurées (gléno-humérale et scapulo-thoracique), la différence moyenne entre deux mesures prises par la même évaluateur différait de 3° ou plus dans 50% du temps et de plus de 8° dans 10% du temps. Ce groupe d'auteurs a tenté d'expliquer ces divergences de résultats, par rapport à l'étude de Doody et al. (1970) : elles pouvaient ainsi être causées par des différences méthodologiques, d'analyses statistiques et des difficultés de palpation des points de repère sur l'omoplate (Youdas et al., 1994). À notre connaissance, il semble qu'aucune étude n'a toutefois évalué la mobilité active de la CS pour les mouvements d'élévation, d'abaissement, de protraction et de rétraction, avec le goniomètre universel ou le goniomètre parallélogramme.

La fidélité et la validité concomitante du goniomètre parallélogramme, pour les mesures de mobilité active chez les sujets sains, n'a été étudiée que pour la flexion du genou (Brosseau et al., 1997). Pour les mesures de petits et de grands angles, ces auteurs ont respectivement obtenu une fidélité intra-juge très bonne (ICC=0.85-0.87) et excellente (ICC=0.91-0.96) ainsi qu'une fidélité inter-juges pauvre (ICC=0.43-0.52) et bonne (ICC=0.82-0.88). Lorsque comparé à la radiographie, la validité des données était supérieure pour les mesures de grands angles ($r=0.73-0.77$) que pour celle de petits angles ($r=0.33-0.41$).

Parmi les études sur la fidélité du goniomètre universel, pour l'évaluation de la mobilité active des membres supérieurs et inférieurs chez les sujets sains, on remarque certaines généralités. Tout d'abord, la fidélité des mesures obtenues avec cet instrument varie selon l'articulation et le mouvement évalué (Tableau 2.1, p. 2-22). En plus, la fidélité intra-juge était plus élevée que la fidélité test-retest (Boone et al., 1978; Brosseau et al., 1997; Low, 1976). Celles-ci étaient également plus élevées que la fidélité inter-juges (Boone et al., 1978; Brosseau et al., 1997; Low, 1976). Par exemple, d'après les résultats de Boone et al. (1978), les erreurs test-retest étaient en moyenne de 3° à 4°, autant pour les membres supérieurs que pour les membres inférieurs. Par contre, les erreurs inter-juges étaient en moyenne de 5° pour les membres supérieurs et de 6° pour les membres inférieurs (tableau 2.1, p. 2-22). Par contre, la fidélité intra-juge était élevée, puisqu'il n'y avait pas de différences significatives au niveau des variations entre les essais ($p > 0.05$). En se basant sur ces résultats, les auteurs recommandent que les mesures utilisées pour déterminer les effets d'un traitement soient prises par le même évaluateur (Boone et al., 1978; Brosseau et al., 1997). Finalement, bien que la fidélité du goniomètre universel soit influencée par la complexité du mouvement ou de l'articulation évalués, elle dépendrait surtout de la standardisation des procédures (Gajdosik & Bohannon, 1987; Sabari et al., 1998). Par exemple, dans l'étude de Sabari et al. (1998), la fidélité intra-juge était élevée pour la flexion et l'abduction actives de l'épaule, lorsque testés dans la même position, c'est-à-dire en décubitus dorsal ou en position assise (ICC=0.94-0.99). Lorsque les positions étaient changées entre deux essais, elle était plus faible pour les deux mouvements (ICC=0.64-0.81).

Il est à noter que la fidélité du goniomètre est plus élevée pour les mesures d'amplitude articulaire active que passive, cette dernière étant obtenue par l'évaluateur, sans assistance du sujet. Ainsi, Sabari et al. (1998) ont obtenu des différences significatives ($p < 0.05$) entre deux essais pour la flexion passive en décubitus dorsal et pour l'abduction passive en position assise. Par

contre, il n'y avait pas de différence significative pour les mêmes mouvements évalués en actif, dans les mêmes positions. Il est suggéré que lors de l'évaluation de l'amplitude articulaire passive, la différence de force appliquée par l'évaluateur pourrait contribuer à augmenter l'erreur de mesure (MacDermid et al., 1999).

Le goniomètre universel est considéré comme un instrument valide de mesure de mobilité du système musculosquelettique (Gajdosik et Bohannon, 1987). Les études de validité concomitante du goniomètre universel pour les mesures de mobilité active des membres supérieurs ou inférieurs chez les sujets sains, ont porté principalement sur la flexion du genou (Brosseau et al., 1997). Comme pour le goniomètre parallélogramme, il a été jugé valide lorsque comparé à la radiographie, en particulier pour la mesure de grands angles du genou, c'est-à-dire autour de 100° ($r=0.73-0.78$). Pour les petits angles (autour de 23°), la validité concomitante était moindre ($r=0.33-0.48$) (Brosseau et al., 1997). Selon Norkin et White (1995), la radiographie serait la meilleure mesure étalon pour déterminer la validité concomitante du goniomètre. L'auteur n'a toutefois pas expliqué les raisons de cette préférence.

En conclusion, chez les sujets sains, la fidélité du goniomètre universel varie de pauvre à excellente selon le nombre d'évaluateurs impliqués, selon la méthodologie et selon l'articulation et le mouvement étudiés. La validité concomitante de cet instrument de mesure est pauvre à bonne, selon l'amplitude articulaire évaluée. La fidélité et la validité du goniomètre universel peuvent être diminués par des variations de structure osseuses, des points de repère osseux mal identifiés, par un mauvais alignement du goniomètre ou par l'obésité du sujet, qui rend alors la palpation osseuse plus difficile à effectuer (Gajdosik & Bohannon, 1987).

Tableau 2.1 Études chez les sujets sains, de la fidélité intra-juge, test-retest et inter-juges des mesures de la mobilité active des membres supérieurs et inférieurs, avec le goniomètre universel

Auteurs	Mouvement(s) évalué(s)	Fidélité intra-juge ou test-retest		Fidélité inter-juge	
		Statistique	Erreur	Statistique	Erreur
Low (1976) ^o	Coude : flexion Poignet : extension		Err=1-3° Err=5-10°		Err=5.0°, SD=6.0° Err=7.8°, SD=10.5°
Boone et al. (1978) [†]	Épaule : rotation externe Coude : flexion Poignet : déviation ulnaire Hanche : abduction Genou : flexion Pied : inversion	r=0.96 r=0.94, r=0.76 r=0.75 r=0.87 r=0.80	SD=3.8° SD=3.7° SD=3.9° SD=4.0° SD=4.0° SD=3.8°	r=0.97 r=0.88 r=0.73 r=0.55 r=0.50 r=0.69	SD=4.0° SD=4.5° SD=4.0° SD=5.2° SD=5.9° SD=4.4°
Greene (1989) [‡]	Épaule : flexion extension abduction adduction rotation interne rotation externe Coude : flexion extension Avant-bras : pronation supination Poignet : flexion extension déviation ulnaire déviation radiale	ICC=0.96 ICC=0.98 ICC=0.96 ICC=0.97 ICC=0.93 ICC=0.91 ICC=0.94 ICC=0.95 ICC=0.90 ICC=0.98 ICC=0.96 ICC=0.94 ICC=0.94 ICC=0.91	NC=3.9° NC=2.4° NC=6.4° NC=5.5° NC=14.9° NC=17.2° NC=3.0° NC=1.9° NC=9.1° NC=8.2° NC=9.0° NC=9.3° NC=8.4° NC=5.5°		
Brosseau et al. (1997)	Genou : flexion petits angles (≈ 23°) grands angles (≈ 100°)	ICC=0.86-0.94 ICC=0.95-0.97		ICC=0.62-0.71 ICC=0.91-0.94	

Statistiques et erreurs de mesure : ^o Err : erreur moyenne; SD : écart-type; [†] SD : Dans cette étude, il s'agit de l'écart-type total (somme de l'écart-type de l'erreur du goniomètre et de l'écart-type de la variation intra-juge ou inter-juges); [‡] ICC : coefficient de corrélation intra-classes; NC : niveau de confiance à 95%. Note : Seules les 2 premières études traitent de fidélité test-retest plutôt qu'intra-juge.

2.5.3 Fidélité des instruments de mesure linéaire

Plusieurs études ont évalué chez des sujets sains, la fidélité intra-juge, et/ou inter-juges de la distance entre un point de repère précis sur l'omoplate et le rachis dorsal, avec le bras le long du corps ou avec l'épaule à 0°, 45° et 90° d'abduction et en rotation interne (Tableau 2.2, p. 2-25 à 2-27). Les premières ont été celles de DiVeta et al. (1990) et de Kibler (1991). Ainsi, Kibler (1991) a mesuré la distance entre l'angle inférieur de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente, avec l'épaule dans trois positions : à 0° d'abduction, à 45° d'abduction en rotation interne ainsi qu'à 90° d'abduction en rotation interne. Nommé *lateral slide measurement test* par cet auteur, ce test consistait à évaluer la stabilité musculaire de l'omoplate dans ces différentes positions du bras (Kibler, 1991). Ce dernier n'a toutefois pas précisé l'instrument de mesure utilisé ni les caractéristiques de ses sujets. La fidélité de ce test, évaluée par Odom et al. (1994) et rapporté par Kibler (1998), était très bonne intra-juge (ICC = 0.84-0.88) et modérée à bonne, inter-juges (ICC = 0.77-0.85). Par contre, DiVeta et al. (1990) ont pris des mesures avec des points de repères différents. L'instrument de mesure utilisé était une ficelle, dont la distance était ensuite lue sur un ruban à mesurer, seulement avec le bras le long du corps. Elles ne mesuraient donc que la posture de l'omoplate. Selon la distance mesurée, la fidélité intra-juge de ses mesures variait de modérée à excellente (ICC = 0.78-0.94) (Tableau 2.2, p. 2-25).

En général, les études ultérieures ont évalué la fidélité intra-juge et/ou inter-juges chez des sujets sains, en s'inspirant des mesures linéaires suggérées par DiVeta et al. (1990) et/ou de Kibler (1991) (Tableau 2.2, p.2-25 à 2-27). La plupart ont toutefois modifié l'instrument de mesure (Greenfield et al., 1995; Sobush et al., 1996; T'Jonck et al., 1996), la position de l'épaule (T'Jonck et al., 1996) ou un point de repère osseux sur le rachis dorsal (Gibson et al., 1995; Greenfield et al., 1995). En plus, certains auteurs (Peterson et al., 1997; Sobush et al., 1996; T'Jonck et al., 1996) ont pris des mesures linéaires différentes de celles de DiVeta et al. (1990) et de Kibler (1991) (Tableau 2.2, p.

2-25 à 2-27, mesures en caractère gras). Finalement, seulement deux de ces études ont pris leurs mesures directement avec le ruban à mesurer (Peterson et al., 1997; T'Jonck et al., 1996). Les autres ont utilisé un compas d'épaisseur (Sobush et al., 1996) ou une ficelle, dont ils ont lu la distance en centimètres sur un ruban à mesurer (DiVeta et al., 1990; Neiers et al., 1993; Odom et al., 2001) ou sur une règle métrique collée sur une table (Gibson et al., 1995; Sobush et al., 1996).

Indépendamment de la méthodologie, ces études ont montré que les mesures linéaires avaient une fidélité intra-juge modérée à élevée, pour quantifier la position de l'omoplate par rapport au rachis dorsal (Tableau 2.2, p. 2-25 à 2-27). Avec l'épaule à 90° d'abduction et en rotation interne, la fidélité intra-juge était toutefois plus faible dans deux études, pour des mesures semblables à celles de DiVeta et al. (1990) (Neiers & Worrell, 1993; T'Jonck et al., 1996) et pour celles prises entre l'angle interne de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente (T'Jonck et al., 1996). La fidélité intra-juge était également moins élevée dans l'étude d'Odom et al. (2001), indépendamment de la position de l'épaule. Le fait que ces auteurs aient utilisé la différence entre les deux côtés pour leurs calculs de fidélité a probablement influencé la fidélité de leurs mesures.

Concernant la fidélité inter-juges, elle était généralement plus faible que la fidélité intra-juge, en particulier dans l'étude de Gibson et al. (1995), pour la mesure légèrement différente de celle de Kibler (1991), c'est-à-dire celle entre l'angle inférieur de l'omoplate et la 8^e épineuse dorsale (Tableau 2.2, p. 2-25). Les mesures prises par T'Jonck et al. (1990) avaient également une fidélité inter-juges particulièrement faible, à l'exception de la distance prise entre l'angle interne de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente, avec l'épaule à 45° et en rotation interne ainsi que celle mesurée entre l'angle inférieur de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente, dans toutes les positions du bras (Tableau 2.2, p. 2-26).

Tableau 2.2
Études de fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe) des mesures linéaires de l'omoplate par rapport au rachis dorsal chez des sujets sains

Auteur, instrument et côté(s) évalué(s)	Distance omoplate à rachis dorsal	Position de l'épaule	Fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe)
DiVeta et al. (1990) - Ficelle - Côté dominant	APL* à D3** APL à angle interne de l'omoplate Abduction normalisée de l'omoplate: distance 1/2)	0° seulement ^{&}	ICCa=0.94 ICCa=0.85 ICCa=0.78
Neiers & Worrell (1993) - Ficelle - Côté dominant	APL à D3 APL à angle interne de l'omoplate Abduction normalisée de l'omoplate: distances 1/2)	0° seulement	ICCa=0.80 ICCa=0.96 ICCa=0.34
Odum et al. (1994) (Résultats rapportés par Kibler, 1998)	Angle inférieur omoplate à épineuse dorsale adjacente	0° 45° abd et RI ^{††} 90° abd et RI	ICCa=0.85-0.87 ICCa=0.84-0.88 ICCa=0.85-0.86
Greenfield et al. (1995) - Méthode de palpation - Côté droit	Protraction de l'omoplate [†] Rotation de l'omoplate[‡]	0° seulement	ICCa=0.97 ICCa=0.97
Gibson et al. (1995) - Ficelle - 2 côtés	<u>Méthode 1</u> : APL à D3 <u>Méthode 2</u> : Angle inférieur de l'omoplate à D8 [§]	<u>Méthode 1</u> : 0° <u>Méthode 2</u> : 0° 45° abd et RI 90° abd et RI	<u>Méthode 1</u> : ICCa=0.92-0.95 <u>Méthode 2</u> : ICCa=0.91-0.94 ICCa=0.88-0.92 ICCa=0.81-0.91

- * APL : acromion postéro-latéral ** D3 : 3° épineuse dorsale & 0° : bras le long du corps
[†] abd et RI : abduction et rotation interne § D8 : 8° épineuse dorsale
^{††} Protraction de l'omoplate : ratio des distances #1 (bout de l'acromion à racine de l'épine de l'omoplate à vertèbre dorsale adjacente) sur #2 (bout de l'acromion à racine de l'épine de l'omoplate)
[‡] Rotation des omoplates, calculée à partir des distances linéaires suivantes : entre l'angle supérieur de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente, entre l'angle inférieur de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente et avec la longueur du bord médial de l'omoplate.

Tableau 2.2 (suite 1)
Études de la fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe) des mesures linéaires de l'omoplate par rapport au rachis dorsal chez des sujets sains

Auteurs, instrument et côté évalué	Distance omoplate à rachis dorsal	Position de l'épaule	Fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe)
Sobush et al. (1996) - Compas d'épaisseur - 2 côtés	A. Distance entre omoplate et épine dorsale adjacente : Angle supérieur de l'omoplate Racine de l'épine de l'omoplate Angle inférieur de l'omoplate Rotation de l'omoplate^s Symétrie des omoplates : différence entre position verticale des angles inférieurs	0° seulement	ICCe=0.68-0.69 ICCe=0.66-0.80 ICCe=0.77-0.86 ICCe=0.64-0.84 ICCe=0.74
T'Jonck et al. (1996) - Ruban à mesurer - 2 côtés	APL à D3 APL à angle interne de l'omoplate Abduction normalisée de l'omoplate: distances 1)/2) Angle inférieur de l'omoplate à épineuse dorsale adjacente Angle interne omoplate à épineuse dorsale adjacente Index de rotation de l'omoplate: distances 5)/4)	0° 45° abd et RI 90° abd et RI 0° 0° 45° abd et RI 90° abd et RI 0° 45° abd et RI 90° abd et RI 0° 45° abd et RI 90° abd et RI	ICCa=0.89-0.90 ICCa=0.86-0.92 ICCa=0.64-0.90 ICCa=0.85-0.88 ICCa=0.87-0.90 ICCa=0.78-0.90 ICCa=0.30-0.55 ICCa=0.83-0.93 ICCa=0.80-0.90 ICCa=0.93-0.96 ICCa=0.91-0.99 ICCa=0.89-0.96 ICCa=0.57-0.68 ICCa=0.83-0.88 ICCa=0.78-0.94 ICCa=0.79-0.94 ICCe=0.45-0.72 ICCe=0.49-0.74 ICCe=0.57-0.63 ICCe=0.68-0.70 ICCe=0.27-0.33 ICCe=0.53-0.65 ICCe=0.13-0.14 ICCe=0.72-0.78 ICCe=0.78-0.87 ICCe=0.89-0.90 ICCe=0.66-0.79 ICCe=0.80-0.87 ICCe=0.52-0.57 ICCe=0.74-0.80 ICCe=0.54-0.97 ICCe=0.44-0.71

Tableau 2.2 (suite 2)
Études de la fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe) des mesures linéaires de l'omoplate par rapport au rachis dorsal chez des sujets sains

Auteurs, instrument et côté évalué	Distance omoplate à rachis dorsal	Position de l'épaule	Fidélité intra-juge (ICCa) et inter-juges (ICCe)
Peterson et al. (1997) - Ruban à mesurer - Côté gauche	Angle interne omoplate à D3	0°	ICCa = 0.91
Odom et al. (2001) - Ficelle - Différence entre les 2 côtés	Angle inférieur omoplate à épineuse dorsale adjacente (différence entre les deux côtés)	0° 45° abd et RI 90° abd et RI	ICCa=0.75 ICCa=0.77 ICCa=0.80 ICCe=0.67 ICCe=0.43 ICCe=0.74

Dans toutes les études mentionnées dans cette section, la fidélité inter-juges variait selon la position du bras, l'instrument de mesure utilisé et les points de repère osseux utilisés. Par exemple, le fait que l'angle inférieur de l'omoplate décrive un arc de cercle plutôt qu'un point et que son contour diffère selon les individus peut causer des difficultés de palpation, en particulier après 90° d'élévation du bras, diminuant ainsi la fidélité des mesures (Gibson et al., 1995; Lukasiwicz et al., 1999). Par contre, d'autres auteurs ont obtenu une fidélité inter-juges modérée à bonne avec ce même point de repère (Kibler, 1998; T'Jonck, 1996). Ces derniers, contrairement à Gibson et al. (1995), ont pris l'épineuse dorsale adjacente à l'angle inférieur de l'omoplate pour leurs mesures, plutôt que la 8^e épineuse dorsale. Dans l'étude de Gibson et al. (1996), il semble donc que le choix du point de repère osseux sur le rachis dorsal explique davantage leur faible fidélité inter-juges. Par ailleurs, l'angle interne de l'omoplate ne serait pas un point de repère fidèle (Hébert et al., 2000), surtout au niveau de la fidélité inter-juges (T'Jonck et al., 1996). Par contre, l'acromion postéro-latéral constitue un point précis qui est palpable à divers degrés d'élévation du bras (Gibson et al., 1995; Hébert et al., 2000). D'autres groupes d'auteurs ont toutefois discuté des difficultés à palper l'acromion postéro-latéral à partir de 90° d'élévation du bras et ce, en particulier chez les sujets obèses (Lukasiwicz et al., 1999; T'Jonck et al., 1996). De plus, avec l'utilisation du ruban à mesurer, la fidélité inter-juges peut être diminuée par des différences de tension appliquées par les évaluateurs (T'Jonck et al., 1996).

Selon des données non publiées de Kibler (1991) sur des athlètes souffrant de blessures à l'épaule, il a été suggéré qu'une différence minimale de 1.0 cm entre les deux côtés permettait de déterminer une faiblesse des muscles stabilisateurs de l'omoplate, pour les mêmes mesures linéaires décrites précédemment. Dans une étude ultérieure, ce seuil a augmenté à 1.5 cm (Kibler, 1998). Toutefois, Odom et al. (2001) ne recommandaient pas d'utiliser les critères de 1.0 cm ou 1.5 cm avec les mesures linéaires de Kibler (1991,

1998), suite à leurs évaluation de la sensibilité et de la spécificité de ce test. La sensibilité réfère à la capacité d'un test d'identifier un problème donné. La spécificité est la capacité d'un test à identifier les individus qui n'ont pas la condition ou le problème en question (Odom et al., 2001). Dans cette étude, chez des sujets souffrant de pathologies de l'épaule, la sensibilité et la spécificité du critère de 1.0 cm se sont avérés faibles dans toutes les positions de l'épaule (sensibilité : 35-43%; spécificité : 48-56%) tout comme celles du critère de 1.5 cm (sensibilité : 28-50%; spécificité : 52-58%). Chez ces mêmes sujets, pour la différence de mesure linéaire entre les deux côtés, la fidélité intra-juge et inter-juges était faible en général, respectivement avec l'épaule au repos, à 45° d'abduction et en rotation interne ainsi qu'à 90° d'abduction et en rotation interne : ICC = 0.52, 0.66 et 0.62 (intra-juge) et ICC = 0.79, 0.45 et 0.57 (inter-juges). Néanmoins, pour des sujets sains (Tableau 2.2, p. 2-27) et pour ceux avec une pathologie de l'épaule, les erreurs standards de mesure (ESMs) étaient peu élevées, soit 0.57-0.86 cm pour la fidélité intra-juge et 0.79-1.20 cm, pour la fidélité inter-juges.

À notre connaissance, seule l'étude de Schenkman et al. (1997) a évalué la mobilité de la CS à l'aide d'un ruban à mesurer. Le mouvement testé était la protraction et les sujets à l'étude étaient divisés en quatre groupes : sains jeunes, sains âgés, âgés fonctionnellement limités ainsi que des sujets souffrant de la maladie de Parkinson. La méthodologie utilisée correspondait à une modification du « functional reach test » : le sujet était assis, l'épaule à 90° de flexion et la main en poing. La distance était prise au niveau du 3^e métacarpe, entre deux points marqués sur un ruban à mesurer collé au mur : la position de départ et la position de protraction maximale. Pour tous les sujets, la mobilité active (moyenne \pm écart-type) variait de 6.1 (\pm 2.0) à 9.1 (\pm 2.0) cm. Parmi les sujets sains, les plus jeunes (âge moyen = 26 ans) avaient une mobilité de 8.6 à 9.1 cm et les plus vieux (âge moyen = 69 ans), de 7.4 à 7.9 cm (Schenkman et al., 1997). Les résultats de cette étude ont également démontré que la fidélité intra-juge était bonne à élevée (ICC = 0.84-0.95), sauf

pour les sujets sains âgés (ICC = 0.65). Par contre, la fidélité inter-juges était plus faible pour les deux groupes de sujets sains (ICC = 0.54-0.56) ainsi que pour les sujets âgés fonctionnellement limités (ICC = 0.72). Seuls les sujets souffrant de la maladie de Parkinson avaient une fidélité inter-juges élevée (ICC = 0.92). Pour tous les sujets, la différence moyenne entre les essais et les évaluateurs étaient de 0.5 cm ou moins (Schenkman et al., 1997). Cette méthode d'évaluation était complexe puisque le positionnement des sujets requerrait beaucoup de stabilisation (trois ceintures) et la présence de deux personnes, soit une pour stabiliser et l'autre, pour lire la mesure sur le ruban. Par ailleurs, ce test ne pourrait être fait chez des sujets qui ont moins de 90° de flexion de l'épaule ou chez des sujets avec des problèmes de contrôle des articulations du membre supérieur.

2.5.4 Validité concomitante des instruments de mesure linéaire

Parmi les études mentionnées dans la section 2.5.3, deux ont évalué la validité concomitante des mesures linéaires de l'omoplate par rapport au rachis dorsal en les comparant avec la radiographie (Greenfield et al., 1995; Peterson et al., 1997). Ainsi, d'après les résultats de Greenfield et al. (1995), les mesures de la position d'abduction et de rotation de l'omoplate étaient valides avec la méthode de palpation, pour les évaluateurs 1 et 2 respectivement : $r = 0.73$ et 0.79 pour l'abduction; $r = 0.88$ et 0.98 pour la rotation. Toutefois, la méthode d'évaluation n'a pas été décrite par ce groupe d'auteurs. Dans la seconde étude, les mesures de position d'abduction de l'omoplate n'étaient pas valides : $r = 0.57$ et erreur standard de l'estimé (ESE) = 1.14 cm (Greenfield et al., 1995; Peterson et al., 1997). Selon ce groupe d'auteurs, le choix de la mesure étalon pourrait expliquer leurs résultats. En effet, aucune mesure similaire n'avait été prise auparavant avec la radiographie. Les problèmes liés à la radiographie seront discutés plus en détail dans la section 2.6. Finalement, Kibler (1998) a obtenu une excellente validité concomitante de la palpation de l'angle inférieur de l'omoplate par rapport à la radiographie, avec le bras le long du corps et à

différents degrés d'abduction ($r=0.91$). Toutefois, il n'a pas spécifié les caractéristiques de ses sujets.

2.5.5 Autres instruments de mesure angulaire

Une étude a utilisé les mêmes points de repère que Kibler (1991, 1998), soit l'angle inférieur de l'omoplate et l'épineuse dorsale adjacente, pour quantifier le déplacement postérieur de l'omoplate par rapport au thorax (Plafcan et al., 1997). L'instrument de mesure angulaire était semblable à un goniomètre et muni d'un bras de levier ajustable (Figure 2.4, p. 2-31). Les mesures étaient prises dans deux conditions : les bras le long du corps sans poids dans les mains et les coudes à 90° de flexion, avec une barre dans les mains. La fidélité intra-juge était élevée ($ICC=0.97-0.99$) et les ESMs étaient faibles ($0.6-1.1^\circ$) dans les deux conditions testées. La fidélité inter-juges était également élevée ($ICC = 0.92-0.97$), mais les ESMs étaient plus élevés avec la barre tenue dans les mains ($1.6-1.7^\circ$) que dans la position avec les bras le long du corps ($1.1-1.4^\circ$) (Plafcan et al., 1997).



Figure 2.4 Instrument de mesure angulaire du déplacement postérieur de l'omoplate (Tiré de Plafcan et al., 1997, p.339).

Conway (1961) a également utilisé des goniomètres sophistiqués pour évaluer la mobilité des articulations sterno-costo-claviculaire et acromio-claviculaire, lors des mouvements actifs d'élévation, d'abaissement, de protraction et de rétraction (Section 2.3). Toutefois, l'auteur n'a pas évalué les qualités métrologiques de ses instruments de mesure, qui ne sont d'ailleurs pas utilisés par les cliniciens. Finalement, Branch et al. (1996) ont utilisé chez des cadavres, un goniomètre sophistiqué et un tournevis de rotation pour évaluer exclusivement la mobilité passive de l'articulation acromio-claviculaire, dans les trois plans de mouvement. Comme Conway (1961), ce groupe d'auteurs n'a pas évalué les qualités métrologiques de leur instrument de mesure.

2.6 Évaluation de la mobilité active de la CS par les systèmes d'analyse du mouvement en laboratoire

Une première étude de la CS en laboratoire a permis de démontrer, à l'aide d'une broche insérée sur la clavicule, le mouvement de rotation de la clavicule durant la flexion et l'abduction actives de l'épaule (Inman et al., 1946). En général, les études ultérieures ont porté sur la position statique de l'omoplate dans l'espace, avec le bras à différents degrés d'élévation dans le plan scapulaire. Pour prendre ces mesures, certains chercheurs ont utilisé un système bidimensionnel (2D), telle que la radiographie (Fisk & Colwell, 1954; Freedman et al., 1966; Poppen et al., 1976). Ce système comporte toutefois des désavantages. Tout d'abord, une description du mouvement en 3D à partir d'un système en 2D peut entraîner des erreurs d'interprétation. Ainsi, avec la radiographie, si l'os est orienté à un angle par rapport au plan de projection, la mesure obtenue représentera une combinaison de la vraie mesure et des erreurs de projection (Peterson et al., 1997; van der Helm & Pronk, 1995). En plus, les objets loin du centre du film sont généralement plus disproportionnés que ceux placés au centre, en raison de la divergence du tube de rayons X (Peterson et al., 1997). Par ailleurs, la mesure ne peut être prise si le sujet est en mouvement. Finalement, les rayons X peuvent être nocifs pour certaines

parties du corps, comme les seins, la glande thyroïde et les organes génitaux (Stockes, 1995). Pour ces raisons, d'autres études plus récentes ont utilisé un système d'analyse tridimensionnel (3D) du mouvement, tels un palpateur (de Groot et al., 1999; van der Helm & Pronk, 1995), un système électromagnétique de type Isotrak II ou Polhemus (Barnett et al., 1999; Culham, 1992; Johnson et al., 1993; Price et al., 2000), un système électromécanique comme le Metrecom (Kebaetse et al., 1999; Ludewig et al., 1996; Lukasiewicz et al., 1999; Wang et al., 1999) ou un système de caméras comme l'Optotrak (Hébert et al., 2000).

Concernant l'étude des mouvements actifs de la CS en laboratoire, seules la protraction et la rétraction ont été évaluées (Braun, 1991; Braun & Amundson, 1989; Inman & Saunders, 1946). À l'aide d'une broche insérée sur l'acromion et l'extrémité latérale de la clavicule d'un sujet, ce dernier groupe d'auteurs a démontré qualitativement que le mouvement avait lieu principalement au niveau de l'articulation sterno-costo-claviculaire (Inman & Saunders, 1946). Deux autres études ont évalué la protraction et la rétraction de la CS à l'aide de la photographie et d'un système d'analyse et de numérisation de la posture (Braun, 1991; Braun & Amundson, 1989). Dans la première étude, chez des hommes sains (Braun & Amundson, 1989), la mesure angulaire (moyenne \pm écart-type) était prise entre l'horizontale et la ligne joignant la 7^e épineuse cervicale (C7) et l'acromion postéro-latéral, avec la CS au repos ainsi qu'en protraction et rétraction maximales. L'amplitude moyenne était de 32.55° en protraction et de 31.04°, en rétraction. Pour chacune de ces trois positions, la fidélité intra-juge (ICC) était respectivement de 0.85, 0.89 et 0.75 et la fidélité test-retest (ICC), de 0.87, 0.79 et 0.71. Dans une étude ultérieure, Braun (1991) a pris les mêmes mesures chez des sujets sains (hommes et femmes) et des femmes souffrant de douleur cranio-faciale. Concernant l'amplitude articulaire des positions extrêmes de protraction et rétraction maximales, l'auteur n'a pas trouvé de différences significatives entre les femmes et les hommes sains, ni entre les femmes saines et celles ayant des douleurs (Braun, 1991).

Il est à noter que l'analyse de mouvement 3D de l'omoplate est une tâche complexe parce qu'elle implique le déplacement d'un os qui n'a pas de centre de rotation fixe et qui glisse sous la peau (Ludewig et al., 1996; van der Helm & Pronk, 1995). En plus, seule la position de l'humérus peut être standardisée. En effet, les os de la CS n'ont pas de position de référence anatomique pré-définie à partir de laquelle le mouvement peut être décrit (van der Helm & Pronk, 1995). Ce groupe d'auteurs a également affirmé que la position initiale de l'omoplate et de la clavicule, en position de repos (0° d'élévation du bras), diffère selon les individus. Tel que discuté précédemment, la difficulté de palpation des différents points de repère de l'omoplate peut également entraîner des erreurs de mesure (Gibson et al., 1995; Hébert et al., 2000; Lukasiewicz et al., 1999; van der Helm & Pronk, 1995). Afin de réduire cette difficulté, certains auteurs ont proposé de considérer l'omoplate comme un corps rigide dont les points de repère sont à distance fixe l'un par rapport à l'autre (Barnett et al., 1999; Johnson et al., 1993; Price et al., 2000). Pour pallier les problèmes de palpation et du mouvement de l'os qui bouge sous la peau, ils ont donc utilisé un gabarit fixé sur l'omoplate, dont les pattes étaient placées sur l'acromion postéro-latéral, sur l'angle inférieur et sur la racine de l'épine de l'omoplate. Par contre, Hébert et al. (2000) ont utilisé un gabarit triangulaire seulement pour faciliter la palpation sur l'omoplate, avant de procéder à la numérisation. L'apex du gabarit était placé sur l'acromion postéro-latéral et les deux autres bouts, à l'extrémité de l'angle inférieur et au bord inférieur de l'épine de l'omoplate.

2.6.1 Système d'analyse du mouvement avec des caméras « Optotrak »

Hébert et al. (2000) ont évalué chez un sujet sain, les qualités métrologiques du système d'analyse 3D du mouvement, Optotrak 3020. Pour la mobilité scapulo-thoracique avec l'épaule à différents degrés de flexion et d'abduction, ce système 3D a été jugé fidèle test-retest (coefficient de variation inférieur à 10%). Il était également valide pour l'évaluation des déplacements

angulaires 3D de l'omoplate, lorsque comparé à des marqueurs fixes infrarouges placés sur un modèle anatomique 3D ($r = 0.98$).

L'Optotrak 3020 est constitué de marqueurs actifs, émetteurs de lumière infrarouge. Des unités (détecteurs de position) pré-calibrées, composées de trois caméras chacune, détectent en temps réel la position 3D des marqueurs placés sur le sujet. Par conséquent, si un marqueur est temporairement caché du champ des caméras, il sera à nouveau visible dès qu'il y retournera. Par ailleurs, les réflexions et la lumière ambiante influencent peu la détection des marqueurs. Durant la collecte, la position 3D des marqueurs est donc représentée sous forme numérique ou graphique, avec une précision de 0.1 mm et une résolution de 0.01 mm. Il est ensuite possible, à partir des coordonnées 3D des marqueurs, d'effectuer des calculs de vitesses, d'accélération et d'angles. Il est à noter qu'une sonde constituée de 6, 24 ou 25 marqueurs peut être utilisée, à la place des marqueurs, pour numériser des points spécifiques sur le sujet (Optotrak 3020, Northern Digital Inc., Waterloo, Canada).

Comme tout système de marqueurs actifs, ceux du système Optotrak sont faciles à identifier et leur vitesse d'échantillonnage est élevée, lorsqu'un petit nombre de marqueurs est utilisé. Par contre, les fils branchés au système peuvent contraindre les mouvements du sujet. En plus, l'angle d'émission de lumière infrarouge des marqueurs est limité, ce qui peut devenir problématique lorsqu'il y a rotation des marqueurs durant le mouvement. Aussi, lorsqu'il y a plus d'un détecteur de position, l'angle entre ceux-ci doit être suffisamment élevé pour obtenir une précision adéquate (Pedotti et al., 1995). Le système Optotrak 3020 (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) a été utilisé dans la présente étude, afin de déterminer la validité concomitante des mesures prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer.

2.7 Théorie de la généralisabilité

La théorie de la généralisabilité sera utilisée pour évaluer la fidélité des mesures de mobilité active de la CS prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer. Il importe d'en comprendre les fondements. La théorie de la généralisabilité réfère au degré auquel le score observé d'un individu à un test peut être généralisé au score moyen de cet individu, dans toutes les conditions possibles de la mesure (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991). Elle peut être considérée comme une extension des concepts qui sous-tendent le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) retrouvé dans la théorie classique (Hayes, 1993). La théorie de la généralisabilité est basée sur l'analyse de la variance. Les conditions de la mesure sont appelées facettes (comme les facteurs, dans l'ANOVA) et la population, l'objet de la mesure. Une facette est aléatoire si la taille de l'échantillon est plus petite que celle de l'univers et si elle peut être généralisée à n'importe quel échantillon de la même taille. Une facette est fixe si le nombre de conditions de l'échantillon et de l'univers sont les mêmes.

La théorie de la généralisabilité assume que le score observé d'un individu est constitué du score univers (comme le score vrai, dans la théorie classique) et d'une ou de plusieurs sources d'erreurs. Contrairement à la théorie classique, la théorie de la généralisabilité permet donc d'identifier les différentes sources de variance d'erreurs et leur importance, pour ensuite développer des stratégies permettant de réduire leur influence sur la mesure. Elle est constituée de 2 étapes : la première est l'étude G (étude de généralisabilité) et la seconde, l'étude D (étude de décision). L'étude G consiste à déterminer la part de la variance totale attribuée aux sujets ainsi que les variances associées aux facteurs de l'étude, à leurs interactions et à la résiduelle. Cette dernière comprend d'autres sources inexplicées de variance d'erreurs aléatoires, ainsi que l'interaction entre toutes les sources d'erreurs (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991). Dans la théorie classique, on ne tient compte que des erreurs aléatoires impliquant le sujet et le facteur :

l'étude, c'est-à-dire de celles qui proviennent du hasard. Les erreurs systématiques, qui se répètent automatiquement, ne sont donc pas considérées comme des erreurs proprement dites (Crocker & Algina, 1986). Par contre, dans la théorie de la généralisabilité, on peut tenir compte des deux types d'erreurs. Les variances d'erreurs systématiques sont celles attribuées aux facteurs qui sont, dans la présente étude, l'évaluateur, l'essai et l'occasion. La théorie de la généralisabilité prend aussi en considération les erreurs aléatoires résultant des interactions entre les facteurs. Dans notre étude, ceux-ci sont: occasion-évaluateur, occasion-essai, évaluateur-essai, et occasion-évaluateur-essai. Les variances d'erreurs aléatoires comprennent aussi toutes celles entre le sujet et les facteurs de l'étude ainsi que la résiduelle. Dans la présente étude, elles sont: sujet-occasion, sujet-évaluateur, sujet-essai, sujet-occasion-essai, sujet-occasion-évaluateur, sujet-évaluateur-essai et la résiduelle (sujet-occasion-évaluateur-essai et des sources d'erreurs inexplicées). La variance d'erreur absolue comprend la somme des variances d'erreurs systématiques et aléatoires, alors que la variance d'erreur relative n'est constituée que de la somme des variances d'erreurs aléatoires associées aux interactions des sujets avec les différents facteurs. (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991).

Dans l'étude D, on utilise les informations de l'étude G pour déterminer la fidélité attendue pour un protocole particulier de mesures. Comme dans la théorie classique, on obtient alors un coefficient de fidélité, appelés coefficients de généralisabilité (ρ^2) ou de dépendabilité (ϕ^2), situés entre 0 et 1. Ils indiquent la proportion de la variabilité du score des individus qui fait partie du score univers. Ces coefficients sont définis par les formules suivantes (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991) :

$$\rho^2 = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \sigma_{rel}^2}$$

$$\phi^2 = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \sigma_{abs}^2}$$

ρ^2 : coefficient de généralisabilité

ϕ^2 : coefficient de dépendabilité

σ_s^2 : variance-sujet

σ_s^2 : variance-sujet

σ_{rel}^2 : variance d'erreur relative

σ_{abs}^2 : variance d'erreur absolue

L'erreur-standard de mesure (ESM), définie comme la racine carrée de la variance-erreur, est en unités de la mesure. Elle sert à former l'intervalle de confiance. Dans la théorie classique, cet intervalle de confiance est formé autour d'un score observé X . Il est alors considéré comme un intervalle de confiance pour le score vrai. Par contre, dans la théorie de la généralisabilité, l'intervalle est de la forme $S \pm (ESM)$, où S représente le score utilisé pour former cet intervalle. L'ESM est alors considérée comme un intervalle de confiance pour le score univers. Le score S et l'erreur standard de mesure dépendent d'abord du type de décision prise dans l'étude D . Le chercheur peut prendre une décision comparative s'il désire comparer les scores de différents sujets ou une décision absolue, s'il ne veut tenir compte que des scores du sujet en question. Il est à noter que le devis de l'étude et le nombres de facettes utilisées peuvent également influencer le score S et l'ESM (Crocker & Algina, 1986). Dans la présente étude, nous prendront une décision absolue. Le devis sera croisé, indiquant que chaque sujet est exposé à toutes les conditions de la mesure (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991).

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

L'essentiel de la méthodologie et des résultats de ce projet de recherche est présenté dans les manuscrits suivants:

- **Active movements of the shoulder girdle in healthy subjects: a reliability study**

Stéphanie Kovacs, Sylvie Nadeau, Denis Gravel, France Piote, Hélène Moffet, Denis Gagnon, Luc J. Hébert (À soumettre à la revue Archives of Physical Medicine and Rehabilitation au printemps 2002)

- **Active movements of the shoulder girdle in healthy subjects: a validity study**

Stéphanie Kovacs, Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Hélène Moffet, France Piote, Denis Gagnon, Luc J. Hébert (À soumettre à la revue Archives of Physical Medicine and Rehabilitation au printemps 2002)

L'auteur principal confirme son apport original à l'acquisition, au traitement et à l'interprétation des données ainsi qu'à la rédaction des articles scientifiques. Une brève description de la contribution des coauteurs est présentée ci-dessous.

Dre Sylvie Nadeau et Dr Denis Gravel, directrice et co-directeur de ce projet de recherche, ont encadré l'ensemble des travaux présentés. En particulier, Dre Sylvie Nadeau a grandement contribué à l'élaboration du protocole expérimental ainsi qu'au traitement des données de validité concomitante. Dr Denis Gravel a contribué de façon appréciable à l'analyse et à l'interprétation des résultats de fidélité évaluée avec la théorie de la généralisabilité. Madame France Piote a participé à la collecte de données en tant que seconde

évaluatrice. Elle a également contribué à l'élaboration du protocole expérimental. Dre Hélène Moffet et Dr Luc J. Hébert ont mis à contribution leur expertise sur l'évaluation des mouvements du complexe de l'épaule et Dr Denis Gagnon, sur l'analyse 3D du mouvement.

**ACTIVE MOVEMENTS OF THE SHOULDER GIRDLE IN HEALTHY
SUBJECTS: A RELIABILITY STUDY**

Stéphanie Kovacs^{a,b},

Sylvie Nadeau^{a,b},

Denis Gravel^{a,b},

France Piotte^{a,b},

Hélène Moffet^c,

Denis Gagnon^d,

Luc J. Hébert^e

^a Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal, Québec, Canada

^b École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal

^c Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, Site Institut de réadaptation en déficiences physiques de Québec, Québec, Canada

^d Université de Sherbrooke, Faculté d'éducation physique et sportive, Sherbrooke, Canada

^e National Defence of Canada, Valcartier, Courcellette, Québec, Canada

Address correspondence and requests to reprints to:

Dr Sylvie Nadeau

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal,

6300, ave Darlington, Montréal, Québec, Canada, H3S 2J4

E-mail: sylvie.nadeau@umontreal.ca

ABSTRACT

The shoulder girdle is an area of the shoulder complex frequently assessed by physical therapists.

Objective: The objective of this study was to evaluate intra-rater, inter-rater and test-retest reliability of active range of motion (AROM) shoulder girdle movements in elevation, protraction and retraction using visual estimation, a goniometer and a tape measure.

Participants: A convenience sample of thirty healthy subjects, fifteen females and fifteen males, mean age 45.3 (\pm 11.5) years, participated in the study. Subjects were employees, volunteers and students from a university or a rehabilitation center. They were recruited by means of public notices.

Interventions: Each subject was evaluated on two occasions by two physical therapists having 5 and 15 years of clinical experience. Two trials of each shoulder girdle AROM were assessed in a sitting position, arms hanging beside the body, with the three evaluation methods : visual estimation, goniometry and tape measure. The kappa (κ) was used to assess the reliability of the scores obtained by visual estimation. The generalizability theory was employed to compute the dependability coefficient (ϕ) and the standard errors of measurement (SEMs), which were used to assess the reliability of the measures obtained with the tape and the goniometer.

Results: By the visual method, inter-rater and test-retest reliability varied from poor to substantial for all shoulder girdle movements (κ = -0.09 to 0.65). There was, however, high intra-rater reliability, by the physical therapist with the least clinical experience (κ = 0.80-1.00). In general, reliability with the goniometer was poor for all movements, although it was more acceptable in elevation (ϕ = 0.55 to 0.66, SEMs = 3.6° to 4.3°). The highest reliability was obtained with the tape measure, for the elevation (ϕ = 0.74 to 0.77, SEMs= 1.1 to 1.2 cm) and retraction (ϕ = 0.64 to 0.71, SEMs = 0.7 to 0.8 cm) movements. Protraction was not reliable for both goniometric and tape measure methods.

Conclusion: From a psychometric perspective, the results of this study demonstrate the superiority of tape measure over visual and goniometric

evaluation in assessing the shoulder girdle motion. Future research on patients might provide additional keys factors to improve the shoulder girdle motion assessment.

Key words: Assessment, movement, shoulder, generalizability theory, reliability.

1. Introduction

In rehabilitation, range of motion (ROM) evaluation is commonly used by clinicians to identify joint deficiencies, to plan efficient treatments and to determine their effects (Gajdosik et al., 1987; Greene et al., 1989; Harrison et al., 1996). The shoulder girdle is the area including the scapula, the clavicle, the sternum and the 1st rib, forming the acromio-clavicular, sterno-clavicular and scapulo-thoracic joints (Kapandji, 1997; Pronk, 1989; van der Helm et al., 1995). It is an important part of the shoulder complex and arm movements depend on adequate ROM and muscle function in this area (Kapandji, 1997; Kibler, 1998; Pronk, 1989; T'Jonck et al., 1996; Weiser et al., 1999). Altered shoulder girdle ROM can be seen with ageing (Culham, 1992; Schenkman et al., 1997), Parkinson's disease, impingement syndrome and many other shoulder lesions or disorders (Kibler, 1998; Ludewig et al., 2000; Lukasiewicz et al., 1999; Schenkman et al., 1997).

Elevation, depression, protraction and retraction refer to the global movements of the shoulder girdle area (Lehmkuhl et al., 1983). These global movements involve the sterno-clavicular and acromio-clavicular joints. Inman & Saunders (1946), using pins inserted into the acromion and the lateral end of the clavicle, demonstrated greater movement at the sterno-clavicular joint than at the acromio-clavicular joint during active shoulder girdle protraction and retraction. Conway (1961) evaluated shoulder girdle active ROM (AROM) on healthy subjects with sophisticated goniometers, assessing separately sterno-clavicular and acromio-clavicular joint motions. He demonstrated complex involvement of these two joints in shoulder girdle movements. For example, shoulder girdle elevation was characterized by upward (27° to 33°) and backward (10° to 12°) displacements of the clavicle at the sterno-clavicular joint while at the acromio-clavicular joint, the root of the spine of the scapula moved in an inferior direction (7° to 9°), accompanied by a decrease in the horizontal distance between the root of the spine of the scapula and the clavicle (7° to 8°). Except for elevation, the angular joint excursions during shoulder girdle

movements were small, covering 5° to 10°. Although Conway's method was attractive, the reliability of his method was not established. To our knowledge, no other researchers measured these shoulder girdle active movements using goniometers.

Anthonis (1967) evaluated with a caliper, active shoulder girdle protraction and retraction on healthy subjects, and like Conway (1961), found variability in the acromio-clavicular rotation during the two movements. Later, Braun & Admunson (1989) took posture measurements of the shoulder girdle at rest and in maximal protraction and retraction, using a postural analysis digitizing system and photography. The measurements were taken between the horizontal and a line joining the 7th cervical spinous process and the posterolateral acromion. Results revealed 32.55° of protraction and 31.04° of retraction AROM and a total excursion, maximal protraction to maximal retraction, of 63.58°. For each of the three positions (rest, maximal protraction and maximal retraction), intra-rater reliability (between trials) estimated by the intra-class correlation coefficient (ICC) was 0.85, 0.89 and 0.75 while test-retest reliability (between days) was 0.87, 0.79 and 0.71, respectively (Braun et al., 1989).

Schenkman et al. (1997) assessed AROM of shoulder girdle protraction with a tape measure. The subjects were asked to perform a modified functional reach test in sitting position, the shoulder flexed to 90° and the hand fist. The measurements consisted of taking the distance from the 3rd metacarpal at rest and at end of range, on a tape measure fixed to the wall. Four groups of subjects were assessed: healthy young, healthy elders, functionally limited elders and Parkinson's disease. Schenkman et al (1997) reported good to high intra-rater reliability (ICC=0.84-0.95) except for healthy elders who presented lower reliability (ICC=0.65). Inter-rater reliability was lower for all (ICC=0.54-0.72), except for Parkinson's disease (ICC=0.92). For all subjects, the mean

difference between trials and between raters was within 0.5 cm and the mean AROM ranged from 6.1 (± 2.0) to 9.1 (± 2.0) cm.

Apart from Schenkman et al. (1997), no study has assessed a shoulder girdle global movement using linear measurements. However, many studies on healthy subjects assessed the reliability of the abduction position of the scapula, with the arm beside the body or held in different degrees of abduction (DiVeta et al., 1990; Gibson et al., 1995; Greenfield et al., 1995; Kibler, 1998; Neiers et al., 1993; Odom et al., 2001; Peterson et al., 1997; Sobush et al., 1996; T'Jonck et al., 1996). In general, in these aforementioned studies which have taken linear measurements, intra-rater reliability varied from fair to high (ICC=0.75-0.99) and was higher than inter-rater reliability, which ranged from poor to high (ICC=0.13-0.97). Only a few of the intra-rater reliability results were poor, with values between 0.35 and 0.64 (Neiers & Worrell, 1993; T'Jonck et al., 1996).

No study evaluated AROM of shoulder girdle elevation, depression, protraction and retraction by visual estimation, although this method is actually used by clinicians. This subjective method depends on the examiner's perception of normality (Bullock-Saxton, 1993; Norkin et al., 1995) and is not yet standardised. Since physical therapists are expected to base their practice on reliable, valid and standardised assessment, there is a need to develop rigorous methods to assess the shoulder girdle area. The previous methods proposed for objective evaluation, in the literature, are too complex to be used in the clinical setting. Moreover, some of the angular or linear measurements taken were not assessing shoulder girdle AROM, but the posture of the scapula or its muscular stability.

The purpose of the present study was to determine the intra-rater, inter-rater and test-retest reliability of AROM evaluation of shoulder girdle elevation, protraction and retraction using three methods: visual estimation, a goniometer and a tape measure. Shoulder girdle depression, assessed from the rest

position, was not measured since preliminary results on three healthy pilot subjects revealed very low or absence of AROM.

2. Methods

2.1 Subjects

A convenience sample of thirty healthy subjects (15 women and 15 men) participated in the present study. Subjects were employees, volunteers and students from a university or a rehabilitation center. They were recruited by means of public notices. Twenty-five subjects were right handed and five, left handed. The inclusion criteria were : no pain or history of accident, surgery or musculoskeletal disorders to the head, shoulders or cervical spine and no obesity. Their anthropometric characteristics were (mean \pm SD): 45.3 \pm 11.5 years old, 70.0 \pm 11.0 kg, 168.3 \pm 7.4 cm and 17.7 \pm 7.5 mm of adipose fold. This last measure was taken below the right scapula with an adipometer. Written informed consent was obtained from all subjects before participation to the study.

2.2 Study design

Each subject was evaluated on two occasions, four to seven days apart. Examiners A and B were physical therapists who had respectively 5 and 15 years experience in orthopaedics. Each examiner evaluated AROM of shoulder girdle elevation, protraction and retraction twice on each side, using three different methods: by visual estimation, with the goniometer and the tape measure. For successive subjects, the examiners were alternated whereas the instrument, the movement and the side evaluated were randomised. The same protocol was used for the two examiners and for the two occasions. Prior to the beginning of the study, examiners practised shoulder AROM evaluation with each evaluation method, on three different healthy subjects.

2.3 Procedures

2.3.1 Positioning of the subject

The subject was seated on a wooden bench, 46 cm high and padded with 3 cm thick hard foam (Figure 1a). A lumbar support was mounted on an adjustable steel bar. The subject had to remove his shoes and his shirt. His feet were resting and the hips and knees were bent to 90°. The subject was asked to look at a black circle of 21 cm diameter located in front of him/her, at 3 m 13 cm from the center of the bench's back. For the entire evaluation, the subject was asked to sit straight, back against the lumbar support, feet flat on the ground, arms by the side and to visually fix on the circle in front of him. The subject was permitted to rest as was necessary.

2.3.2 Instrumentation

An ordinal scale of four levels (1/3, 1/2, 2/3 and complete ROM) was used for the evaluation of AROM by visual estimation. To measure elevation with the goniometric method, examiners used a large 360° steel universal goniometer accurate to one degree. The fulcrum of the goniometer was placed on the C7 spinous process. One arm of the goniometer was aligned with the thoracic spinous processes and the other one, with the posterolateral acromion (Figure 1b). To measure retraction and protraction, a universal goniometer was modified with the method proposed by O'Riain et al. (1983): it was a small 180° steel goniometer, accurate to one degree. The 10 cm stationary arm was aligned with the sternum and the 15.5 cm moving arm, with the clavicle (Figure 1c). Movement of the moving arm was in the transverse plane in order to measure the displacement of the clavicle.

Examiners used a tape measure which was accurate to 0.1 cm. To measure elevation, distance was recorded between the posterolateral acromion and the occipital protuberance (Figure 1d). To measure protraction and retraction, distance was recorded between the medial angle of the scapula and

the adjacent thoracic spinous process (Figure 1e). This last measure is similar to the one proposed by T'Jonck et al. (1996).

2.3.3 Testing procedures

First, the subject practised the shoulder girdle movements alone with the investigator. The examiners then came in the room for the evaluation of range of motion by visual estimation. Both were at the back of the subject, one examiner sat on a bench and the other stood. The investigator gave the following verbal commands: "Raise the shoulders towards the ears to your maximum" for elevation; "roll the shoulders forward to your maximum" for protraction and "bring the shoulders back to your maximum" for retraction. Before each verbal command, the investigator asked the subject to visually fix on the circle and to keep his neck and back straight. At the end of range, he asked the subject: "Is it your best? Relax." The subject repeated each movement twice in a row, both sides simultaneously. The examiners recorded the AROM on their form. At the end of this part of the evaluation, they handed in their form to the investigator. One examiner left the room while the other one stayed for the measurements with the goniometer and the tape measure. For this part, the examiner was giving the same verbal commands as above while the investigator was writing the measurements in his form, in order to reduce the data collection. AROM was recorded both at rest and at the end of range. With the goniometer, for example, the examiner measured elevation on the right side, twice in a row, at rest and at the end of range. He repeated the same procedure on the left side. The same procedure was also repeated with the goniometer for protraction, for retraction as well as with the tape measure, for the three movements. Afterwards, the examiner left the room and the other examiner repeated the same protocol. This protocol was also repeated on the second occasion.

2.4 Statistical analysis

With visual estimation, the overall frequency of complete, 2/3, 1/2 and 1/3 AROM was computed for each movement and for each side. To evaluate reliability, two categories were created: one including subjects with complete ROM and one composed of all subjects with limited ROM (2/3, 1/2 and 1/3 ROM). The kappa (κ) statistic (Kramer & Feinstein, 1981) was used to assess the reliability of the visual method between examiners and between occasions. The kappa value obtained was between 0 and 1 and was categorized as suggested by Landis and Koch (1977): the score under 0 was poor; between 0 and 0.20, slight; between 0.21 and 0.40, fair; between 0.41 and 0.60, moderate; between 0.61 and 0.80, substantial and higher than 0.81, almost perfect. Intra-rater reliability was the stability of each examiner's judgement across trials, on the same occasion. Inter-rater reliability was the agreement between examiners for the same trial, on each occasion. Test-retest reliability was the similitude of each examiner's judgement across occasions, for the same trial.

For both the goniometric and tape measurements, AROM was computed as the difference between the rest and end of movement positions. The overall mean (two trials, two examiners and two occasions), standard deviation and range for each movement and for each side were calculated. Differences between sides were tested for statistical significance using paired *t*-tests ($p < 0.05$). The correlation (*r*) between sides was also calculated ($p < 0.05$) using the Pearson product-moment correlation coefficient.

The generalizability theory was used to evaluate the reliability of the AROM measures (Crocker et al., 1986; Shavelson et al., 1991). It can be considered as an extension of the intra-class coefficient (Hayes, 1993). It assumes that the individual's observed score is made up of the universe score (which corresponds to the true score in classical test theory) and of one or multiple sources of errors. It can also consider both random and systematic errors. Random errors are due to pure chance happenings whereas systematic

errors are present across subjects. In the generalizability theory, the subject is the object of measurement and the factors, called facets, are the conditions of the measure. In the present study, the facets are the occasion, the examiner and the trial. All facets are random, indicating that the size of the sample is smaller than the size of the universe and that it is exchangeable with any sample of the same size taken from the universe. It is also a crossed design since each subject is exposed to the same repeated measurement conditions.

The generalizability theory is based on the analysis of variance. It is divided into two steps: the first one is the generalizability study (G-study) and the second one, the decision study (D-study). The G-study aims at identifying the magnitude of the variances attributed to the subject (S), to the systematic errors related to each facet (occasion (O), examiner (E), trial (T)) and to random errors associated with the interactions between facets: occasion-examiner (OE), occasion-trial (OT), examiner-trial (ET) and occasion-examiner-trial (OET). The variances attributed to random errors involving subjects, i.e. the interactions between the subject and the facets as well as the residual error, can also be identified. The interactions include subject-occasion (SO), subject-examiner (SE), subject-trial (ST), subject-occasion-examiner (SOE), subject-occasion-trial (SOT) and subject-examiner-trial (SET). The residual error is defined by the interaction between all sources of errors, i.e. subject-occasion-examiner-trial (SOET). Thus, in the present design, fourteen sources of error variance can be identified.

The D-study uses the information of the G-study to determine the reliability of a particular protocol. In the present study, the hypothetical protocol that was retained is one where both random and systematic errors were taken into consideration, when one examiner uses one trial in one occasion. The sum of the fourteen error variances (systematic and random) described in the preceding paragraphs is called the absolute error variance (σ^2_{abs}). The reliability

coefficient, defined by Brennan and Kane (1977) as a dependability coefficient (ϕ), is given by the following formula:

$$\phi = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \sigma_{abs}^2}$$

The dependability coefficient is a ratio of the inter-subject variance (σ_s^2) to the total variance ($\sigma_s^2 + \sigma_{abs}^2$). It ranges between 0 and 1: 0 is null reliability and 1, perfect reliability. The categories between 0 and 1, previously described for the kappa and suggested by Landis & Koch (1977), can also be used for the dependability coefficient.

When inter-subject variance is high relative to the absolute error variance, the coefficient increases even if the measurement error is important. To appreciate the errors in terms of the unit of the measure, the absolute standard error of measurement (SEM), which is the root square of the absolute error variance, was computed (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991). In the present study, the SEM was described in degrees with the goniometer and in centimeters, with the tape measure. Generalizability analysis was done with the GENOVA program (Crick & Brennan, 1983) ¹

3. Results

3.1 Range of motion

With visual estimation, complete AROM was rated by far the most frequently, for all movements and for both sides followed by the 2/3 AROM (Figure 2). The 1/2 AROM quotation, which doesn't appear on figure 2, was only rated 7 times: three times for retraction on the non-dominant side and for

¹ Information can be obtained by writing to JE Crick, National Board of Medical Examiners. 3930 Chestnut St. Philadelphia. PA 19104.

protraction, three times on the dominant side and once on the non-dominant side. The 1/3 AROM quotation was not used at all.

With the goniometer and the tape measure, the general mean AROM was much greater in elevation than in the other movements (Table 1). For each movement, the differences between sides were less than two degrees. However, paired *t*-test analysis depicted significant differences with the goniometer for the elevation and retraction ($p < 0.05$). Analyses of the association between values of the dominant and non-dominant sides revealed strong linear relationships for elevation ($r = 0.91$ with the tape and $r = 0.94$ with the goniometer) and poor ones, for protraction ($r = 0.63$ with both instruments). For retraction, there was a strong linear relationship with the tape measure ($r = 0.89$) and a moderate one, with the goniometer ($r = 0.71$).

3.2 Reliability

3.2.1 Elevation

By visual estimation, intra-rater reliability was higher than inter-rater and test-retest reliability (Table 2). Overall, reliability varied slightly between the dominant and non-dominant sides. In general, intra-rater and test-retest reliability was similar for both examiners. Trials in a given occasion had little or no effect on inter-rater and test-retest reliability. However, inter-rater reliability improved on the second occasion, from slight or poor to moderate.

With the goniometer, the percentage of inter-subject variance was equal to 54.7% on the dominant side and 66.3% on the non-dominant side (Table 3). There was a systematic effect "examiner (E)" which was more important on the dominant side (12.9%) than on the non-dominant side (5.2%). As depicted in the figure 3, this systematic effect is demonstrated by values of examiner B (Y axis) being higher than those of examiner A (X axis). Random errors were related to various interactions involving subject with examiner (SE),

with occasion and examiner (SOE) and with all facets (SOET). The trial (T) facet and its interactions contributed less than 3% and thus, did not appear in Table 3. If we consider the examiner facet and all the interactions including it, they yielded 33% and 16% of the total variance, on the dominant and non-dominant sides respectively. The dependability coefficients were 0.55 and 0.66 with SEMs of 4.3° and 3.6°, for the dominant and non-dominant sides respectively (Table 4).

With the tape measure, the percentage of inter-subject variance consisted of around three-quarter of the total variance and the systematic effect “examiner” was negligible on both sides (Table 3, Figure 4). The main sources of error variance were subject-examiner (SE), subject-occasion-examiner (SOE) and the residual (SOET). The dependability coefficients were 0.77 and 0.74, with SEMs of 1.1 cm and 1.2 cm, for the dominant and the non-dominant sides respectively (Table 4).

3.2.2 Retraction

By visual estimation, intra-rater reliability was higher than inter-rater and test-retest reliability (Table 2). If both examiners were compared, intra-rater reliability was systematically higher for examiner A and test-retest reliability, for examiner B. Trial also had an effect on inter-rater reliability: all kappa were higher on trial 2, except on occasion 1, non-dominant side, which were both fair.

With the goniometer, the percentage of inter-subject variance was slightly higher than half of the total variance (Table 3). There was a systematic effect “examiner” which was similar in magnitude, on both sides. As for elevation, examiner B rated the retraction higher than examiner A (Table 3, Figure 3). If we consider the examiner facet and all the interactions including it, they yielded 34% and 23% of the total variance, on the dominant and non-dominant sides respectively. The interaction subject-occasion (SO) was only important on the non-dominant side, with a percentage of 6.9% (Table 3, Figure

4). Finally, the dependability coefficients were 0.52 and 0.58 with SEMs of 4.4° and 4.6°, for the dominant and non-dominant sides respectively (Table 4).

With the tape measure, the percentage of inter-subject variance was high: it consisted, for the dominant and non-dominant sides respectively, of 71% and 69% of the total variance (Table 3). Although there was no systematic effect “examiner”, a summation of the interactions including this facet (SE, SOE and SET) yielded a variance of 20% and 24%, on the dominant and non-dominant side respectively. However, the interactions including the occasion facet (SO and SOE) yielded a variance inferior to 17% on both sides. The dependability coefficients obtained were 0.71 and 0.64, with SEMs of 0.7 cm and 0.8 cm, for the dominant and non-dominant sides respectively (Table 4).

3.2.3 Protraction

By visual estimation, intra-rater reliability was much higher than inter-rater and test-retest reliability (Table 2). Furthermore, on both occasions, intra-rater reliability was systematically higher for examiner A than B. Test-retest reliability also varied between the two examiners, but without following a typical pattern.

With the goniometer, the inter-subject variance was 24% of the total variance on both sides (Table 3). If we consider the examiner facet and the interactions including it (SE and SOE), they yielded 43% and 37% of the total variance, for the dominant and non-dominant sides respectively. There were also more interactions including the occasion facet than in the two other movements (SO, SOE and SOR): they yielded 31% and 29% of the total variance, for the dominant and non-dominant sides respectively. The dependability coefficients were 0.24 on both sides with SEMs of 5.1° and 5.6°, for the dominant and the non-dominant sides respectively (Table 4). One of the subjects (subject #6), for the dominant side only, obtained AROM values much different than the other ones (Figure 4). However, analysis re-done without

subject #6 increased the dependability coefficients by less than 7% and lowered the SEMs by less than 0.5° , on both sides.

With the tape measure, the percentage of inter-subject variance was very low for both sides: it consisted of 10% and 15% of the total variance, for the dominant and non-dominant sides respectively (Table 3). On both sides, there was an important systematic effect “examiner”: examiner B rated, on both sides, lower than examiner A (Table 3, Figure 4). If we consider the examiner facet and the interactions including it (SE and SOE), they yielded 67% and 59% of the total variance, for the dominant and non-dominant sides, respectively. The dependability coefficients obtained were 0.10 and 0.15 with SEMs of 1.6 cm and 1.5 cm, for the dominant and non-dominant sides respectively (Table 4).

4. Discussion

The purpose of this study was to determine the reliability of AROM measurement of shoulder girdle elevation, retraction and protraction assessed with three different methods: by visual estimation, with the goniometer and the tape measure. The measures were performed by two physical therapists and were repeated on two occasions. Considering the absence of normative values in the literature, the present study also provides shoulder girdle AROM data for healthy middle-aged adults.

4.1 Range of motion

By visual estimation, most of the subjects were judged by the examiners to have complete shoulder girdle AROM. There were statistically significant differences between sides for elevation and retraction, for goniometric measures only. However, these differences were not considered clinically important ($< 2^\circ$) and could be due to measurement errors. Indeed, an early study has obtained measurements errors of 5° with a universal

goniometer, for measurements of other joints of the upper extremity (Boone et al., 1978). Our difference between the dominant and non-dominant sides is also within the 4° found by Conway (1961), for goniometric measurements of shoulder girdle movements. In general, AROM values obtained in the present study with the goniometer are also comparable to the ones found by Conway (1961) at the sterno-clavicular joint.

With the goniometer and the tape measure, there was a moderate to strong linear relationship between dominant and non-dominant elevation and retraction ($0.88 < r < 0.95$). However, there was a poor linear relationship between dominant and non-dominant protraction with both instruments ($r = 0.63$). Hence, in the evaluation of shoulder girdle AROM on healthy subjects, our results suggest that elevation and retraction would be comparable bilaterally, but not protraction.

4.2 Reliability of visual estimation to assess shoulder girdle movements

Intra-rater reliability was higher than inter-rater and test-retest reliability for the three shoulder girdle movement estimations. For protraction and retraction, intra-rater reliability was systematically higher for examiner A than examiner B, but AROM differences between the two trials were noted more frequently by examiner B than examiner A. Since subject's AROM was rated simultaneously by the two examiners, these findings could not be related to movement variability. Considering that there were only two examiners, it could also have happened entirely by accident. However, it is possible that examiner B, who had more clinical experience, was more able to detect between-trial differences.

In general, inter-rater reliability of the shoulder girdle measures varied from poor to fair with the visual estimation. This can be explained by differences in examiner's perception of normality, as stated by Bullock-Saxton (1993).

Hence, our results suggest that by visual estimation, it may not be appropriate to have shoulder girdle AROM evaluated by different physical therapists. The test-retest reliability values were generally similar in elevation, for both examiners. These findings suggest that by visual estimation, elevation could be evaluated by the same physical therapist on different occasions, using one trial. However, no such conclusion can be made for the two other movements due to important differences in the kappa coefficients obtained.

4.3 Reliability of goniometric and tape measurements of shoulder girdle movements

For goniometric and tape measurements of each shoulder girdle movements, the G-study showed that errors associated to the examiners were higher than the ones associated to the occasion and that the ones associated to the trial were negligible. This is in accordance with other studies, for goniometric measurements of other joints of the upper extremity (Boone et al., 1978). With the tape measure, other studies obtained higher intra-rater reliability (associated with the trial) than inter-rater reliability, for the evaluation of protraction AROM (Schenkman et al., 1997) and for measurements of the abduction position of the scapula, with the arm beside the body and at different degrees of elevation (T'Jonck et al., 1996). Results on the reliability of each shoulder girdle movement, assessed with the goniometer and the tape measure, will now be discussed in more detail.

4.3.1 Elevation

With the goniometer, the systematic effect "examiner" obtained in the G-study may have been reduced by more standardized training, before the beginning of the study. If we consider both systematic and random errors associated with the examiner, they may also be due to palpation difficulties of the C7 spinous process. Examiners also reported problems maintaining the moving arm of the goniometer aligned with the posterolateral acromion, since

many subjects tended to do some protraction at the end of elevation. Nevertheless, the D-study showed that with the goniometer, elevation was the most reliable movement. For elevation, the dependability coefficients were slightly higher but the SEMs were similar to protraction and retraction. However, the percentage of measurement error was lower for elevation, considering that its mean AROM was higher than the other movements by 10-13°. For example, if we compute the SEMs (Table 4) over the mean AROM (Table 1), its measurement error consisted of 15% and 13% of the mean AROM, for the dominant and non-dominant sides respectively.

With the tape measure, the G-study and D-study showed that elevation was the most reliable movement. In the G-study (Table 3), the inter-subject variance, relative to the absolute error variance, was the highest of the three movements. Therefore, the dependability coefficient was also the highest (Table 4) (Shavelson & Webb, 1991). For this same reason, elevation was also more reliable with the tape measure than with the goniometer. The SEMs of tape measurements were acceptable for this movement, considering its higher mean AROM (Table 1). For example, if we compute the SEM (Table 4) over the mean AROM (Table 1), the percentage of measurement error consisted of only 12% and 13% of the mean AROM, for the dominant and non-dominant sides respectively.

4.3.2 Retraction

As for elevation, there was a systematic effect "examiner" in retraction: examiner B obtained higher results than examiner A. However, the summation of systematic and random error variances associated to the examiner was slightly higher for retraction than elevation. They could be due to the instrument used: a goniometer specially devised for the experiment and new to the examiners. Moreover, the alignment problems observed in elevation were also reported by the examiners in the retraction movement, due to slight elevation motions accompanying shoulder girdle retraction. This accompanying motion of

the clavicle during shoulder girdle retraction has also been reported by an early study, using a sophisticated goniometer (Conway, 1961). Moreover, the examiners could have made parallax errors, as they reported problems reading the scale at eye level due to the location of the body of the goniometer in the transverse plane, under the subject's chin. Although the dependability coefficients and the SEMs were similar to the elevation movement, retraction was less reliable. Indeed, if we compute the SEM (Table 4) over the mean AROM (Table 4), measurement errors consisted of more than 25% of the mean AROM.

As for elevation, we obtained high dependability coefficients for tape measurements of retraction, associated with high inter-subject variance relative to the absolute error variance. For this same reason, retraction was also more reliable with the tape measure than with the goniometer. The SEMs were acceptable : if we compute the SEM (Table 4) over the mean AROM (Table 1), the measurement errors consisted of 15% and 17% of the mean AROM, for the dominant and non-dominant sides respectively.

4.3.3 Protraction

For goniometric measurements of protraction, the lower percentage of inter-subject variance may be attributed to the lower inter-subject variability of AROM (Table 1). The important percentage of errors attributed to the examiner facet and its interactions may be due to problems similar to the ones encountered for the retraction movement: difficulties in the alignment of the goniometer associated with accompanying elevation motion and reading difficulties. Moreover, with protraction, the scale was sometimes partially hidden by the forward motion of the subject's head. The interactions including the occasion facet yielded a greater percentage of the total variance than in the other shoulder girdle movements. Hence, this method could not be used to evaluate the effect of a treatment between two occasions, as measurement errors would be too important. The D-study also showed that protraction was

not reliable with the goniometer: the dependability coefficients were very low. The SEMs would also be too high for a movement of such low AROM. As for retraction, the measurement error consisted of more than 25% of the mean AROM, on both sides.

Protraction was not reliable with the tape measure either. As compared to other tape measurements, we obtained lower inter-subject variance in protraction, associated with lower dependability coefficients (Table 3 and 4). Moreover, the SEMs were the highest whereas the mean AROM was the lowest. If we compute the SEM (Table 4) over the mean AROM (Table 1), the measurement error thus consisted of 43% and 38% of the mean AROM, for the dominant and non-dominant sides respectively. Moreover, the G-study showed that there was an important systematic effect "examiner" in protraction which was absent or negligible in the other movements measured with the tape measure. More practise from the examiners may have reduced these systematic errors. Nevertheless, a summation of the examiner facet and the interactions including it yielded more than half of the total variance, on both sides. The bony landmarks may have been easier to identify for elevation and retraction than for protraction, although they were identical in the last two movements. Indeed, at the end of active protraction, antagonist muscles (trapezius and rhomboids) are stretched (Gray, 1995). Therefore, the medial angle of the scapula may be more difficult to palpate. On the other hand, at the end of active retraction, the muscle bulk of trapezius and rhomboids may have provided a reference point and helped the examiners to be consistent in their measurements. Nevertheless, another group of authors also stated that the medial angle of the scapula was not a reliable bony landmark, even at rest (Hébert et al., 2000).

5. Conclusion

The purpose of this study was to determine the reliability of AROM measurement of shoulder girdle elevation, retraction and protraction assessed with three different methods: by visual estimation, with the goniometer and the tape measure. By visual estimation, intra-rater reliability was higher than inter-rater and test-retest reliability for the three shoulder girdle movement estimations. Elevation was the only reliable movement, when measured on two occasions by the same examiner (test-retest reliability). Moreover, this movement was more reliable with the tape measure than with the goniometer, when evaluated under the same conditions (one occasion and one trial by one examiner). Retraction was only reliable with the tape measure and protraction was not reliable with either method. This study also provided shoulder girdle AROM data on healthy middle-aged subjects. It revealed that with visual estimation, most of them had complete shoulder girdle AROM. With the goniometer and the tape measure, AROM was much higher in elevation than in protraction and retraction. In general, AROM of the dominant side was similar to the non-dominant sides for the three movements. The results of this study can only be generalized to healthy subjects. Further research could be done on AROM evaluation of subjects with shoulder injuries.

6. Acknowledgements

This research was completed at the pathokinesiology laboratory of Drs Nadeau and Gravel and received financial support from the Réseau provincial de recherche en adaptation/réadaptation (REPAR) of the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). S. Kovacs is supported by a M.Sc. scholarship from the REPAR/FRSQ and Dr Nadeau is supported by a fellowship from the Canadian Institutes of Health Research. The authors acknowledge Mr Daniel Marineau and Ms Marie-Hélène Milot for their technical support.

REFERENCES

Anthonis, P.C. (1967). Comportement de l'angle omo-claviculaire dans la protraction et la rétraction de l'épaule. *Acta anat*, 67, 161-171.

Boone, D.C., Azen, S.P., Lin, C.M., Spence, C., Baron, C. & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-1390.

Braun, B.L. & Amundson, L.R. (1989). Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 322-329.

Brennan, R. & Kane, M. (1977). An index of dependability for mastery tests. *J Educ Measurem*, 14, 277-289.

Bullock-Saxton, J. (1993). Postural alignment in standing: A repeatability study. *Aust Physiother*, 39, 25-29.

Conway, A.M. (1961). Movements at the sternoclavicular and acromioclavicular joints. *Phys Ther Rev*, 41, 421-432.

Crick, J. & Brennan, R. (1983). Manual for genova: A generalized analysis of variance system (Version 2.1): American College Testing Program.

Crocker, L. & Algina, J. (1986). Introduction to classical and modern test theory. Harcourt Brace Jovanovich College: Florida.

Culham, E.G. (1992). The relationship of age and thoracic posture to the resting position and mobility of the shoulder complex. Unpublished Ph.D thesis, Queen's University.

DiVeta, J., Walker, M.L. & Skibinski, B. (1990). Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Phys Ther*, 70, 470-476.

Gajdosik, R.L. & Bohannon, R.W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-1872.

Gibson, M.H., Goebel, G.V., Jordan, T.M., Kegerreis, S. & Worreli, T.W. (1995). A reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21, 100-106.

Gray, H. (1995). *Anatomy of the human body* (38th ed.). Lea and Febiger: Philadelphia.

Greene, B.L. & Wolf, S.L. (1989). Upper extremity joint movement: Comparison of two measurement devices. *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 288-290.

Greenfield, B., Catlin, P.A., Coats, P.W., Green, E., McDonald, J.J. & North, C. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21, 287-295.

Harrison, A.L., Barry-Greb, T. & Wojtowicz, G. (1996). Clinical measurement of head and shoulder posture variables. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23, 353-361.

Hayes, K.W. (1993). *Commentaires de l'article "the application of generalizability theory to reliability assessment: An illustration using isometric force measurements"*. *Phys Ther*, 73, 396-397.

Hébert, L.J., Moffet, H., McFadyen, B.J. & St-Vincent, G. (2000). A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the optotrak probing system. *Clin Biomech*, 15, 1-8.

Kapandji, I.A. (1997). *Physiologie articulaire* (5e ed., Vol. 1). Maloine: Paris.

Kibler, W.B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med*, 26, 325-337.

Kramer, M.S. & Feinstein, A.R. (1981). Clinical biostatistics. *Clin Pharmacol Ther*, 29, 111-123.

Landis, R.J. & Koch, G.G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33, 159-174.

Lehmkuhl, L.D. & Smith, L.K. (1983). *Brunnstrom's clinical kinesiology* (4th ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

Ludewig, P.M. & Cook, T.M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*, 80, 276-291.

Lukasiewicz, A.C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N. & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29, 574-583.

Neiers, L. & Worrell, T.W. (1993). Assessment of scapular position. *J Sport Rehabil*, 2, 20-25.

Norkin, C.C. & White, D.J. (1995). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry* (2nd ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

Odom, C.J., Taylor, A.B., Hurd, C.E. & Denegar, C.R. (2001). Measurement of scapular asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapular slide test: A reliability and validity study. *Phys Ther*, 81, 799-809.

O'Riain, M., Sibille, J. & Balmer, S. (1983). A new goniometer for physiotherapy. *Physiother Can*, 35, 280-281.

Peterson, D.E., Blankenship, K.R., Robb, J.B., Walker, M.J., Bryan, J.M., Stetts, D.M., Mincey, L.M. & Simmons, G.E. (1997). Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 34-42.

Pronk, G.M. (1989). A kinematic model of the shoulder girdle: A résumé. *J Med Eng Technol*, 13, 119-123.

Schenkman, M., Laub, K.C., Kuchibhatla, M., Ray, L. & Shinberg, M. (1997). Measures of shoulder protraction and thoracolumbar rotation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 329-335.

Shavelson, R.J. & Webb, N.M. (1991). *Generalizability theory: A primer* (Vol. 1). Sage publications.

Sobush, D.C., Simoneau, G.G., Dietz, K.E., Levene, J.A., Grossman, R.E. & Smith, W.B. (1996). The lennie test for measuring scapular position in healthy young adult females: A reliability and validity study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23, 39-50.

T'Jonck, L., Lysens, R. & Grasse, G. (1996). Measurements of scapular position and rotation: A reliability study. *Physiother Res Int*, 1, 148-158.

van der Helm, F.C. & Pronk, G.M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J Biomech Eng*, 27-40.

Weiser, W.M., Lee, T.Q., McMaster, W.C. & McMahon, P.J. (1999). Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability. *Am J Sports Med*, 27, 801-805.

Table 1

Mean, standard deviation (SD) and range of global shoulder girdle range of motion for the dominant (D) and non-dominant (ND) sides, with the goniometer and the tape measure

	Goniometer (degrees)		Tape measure (cm)	
Elevation	D	ND	D	ND
Mean (SD)	28.6 (5.1)	27.8 (5.2)	9.5 (2.1)	9.4 (2.1)
Range	13.4 - 38.3	13.9 - 39.6	3.7 - 12.5	3.9 - 13.5
Retraction	D	ND	D	ND
Mean (SD)	15.8 (5.1)	17.5 (5.9)	4.8 (1.2)	4.7 (1.2)
Range	6.1 - 29.3	5.0 - 29.6	2.2 - 7.1	2.5 - 6.7
Protraction	D	ND	D	ND
Mean (SD)	17.9 (3.9)	18.0 (4.4)	3.7 (0.9)	3.9 (0.9)
Range	10.5 - 24.4	10.9 - 26.4	1.2 - 6.2	2.0 - 5.5

Table 2

Intra-rater, inter-rater and test-retest kappa for the three shoulder girdle movements, dominant (D) and non-dominant (ND) sides

		Elevation		Retraction		Protraction	
Intra-rater		D	ND	D	ND	D	ND
1) Occasion 1	Examiner A	0.71	1.00	0.71	0.90	0.80	0.83
	Examiner B	1.00	1.00	0.53	0.65	0.29	0.52
2) Occasion 2	Examiner A	0.71	1.00	0.78	1.00	0.91	1.00
	Examiner B	0.71	1.00	0.46	0.46	0.52	0.63
Inter-rater		D	ND	D	ND	D	ND
1) Occasion 1	Trial 1	0.09	-0.09	0.14	0.23	0.03	0.41
	Trial 2	0.19	-0.09	0.43	0.24	0.09	0.07
2) Occasion 2	Trial 1	0.42	0.53	0.35	0.27	0.32	0.26
	Trial 2	0.42	0.53	0.46	0.63	0.17	0.26
Test-retest		D	ND	D	ND	D	ND
1) Trial 1	Examiner A	0.61	0.46	0.14	0.23	0.17	0.41
	Examiner B	0.42	0.43	0.46	0.46	0.22	0.19
2) Trial 2	Examiner A	0.52	0.46	0.35	0.29	0.07	0.53
	Examiner B	0.42	0.43	0.52	0.65	0.34	0.26

Table 3

G-study with estimates of variance components (σ^2), percentage of the total variance (%) and standard error of measurement (SEM) for each facet and their interactions, with the goniometer and the tape measure

Source of variance [†]	Goniometer (degrees)						Tape measure (cm)					
	Dominant			Non-dominant			Dominant			Non-dominant		
	σ^2	%	SEM	σ^2	%	SEM	σ^2	%	SEM	σ^2	%	SEM
Elevation												
Subject (S)	22.7	54.7	4.8	25.0	66.3	5.0	3.9	77.6	2.0	4.0	74.0	2.0
Examiner (E)	5.3	12.9	2.3	2.0	5.2	1.4	0.1	2.6	0.4	0.1	1.1	0.2
SE	3.1	7.6	1.8	1.2	3.1	1.1	0.3	6.5	0.6	0.6	10.9	0.8
SOE	5.1	12.2	2.2	3.0	8.0	1.7	0.2	4.4	0.5	0.4	6.6	0.6
SOET‡	4.0	9.7	2.0	4.5	12.0	2.1	0.2	4.4	0.5	0.2	4.2	0.5
Retraction												
Subject (S)	21.5	52.4	4.6	29.4	58.3	5.4	1.3	70.9	1.1	1.2	68.5	1.1
Examiner (E)	3.7	9.1	1.9	4.9	9.7	2.2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
SO	0.0	0.0	0.0	3.5	6.9	1.9	0.0	2.2	0.2	0.1	6.1	0.3
SE	5.7	13.9	2.4	2.4	4.8	1.6	0.2	9.5	0.4	0.2	8.8	0.4
SOE	4.6	11.3	2.1	3.6	7.1	1.9	0.2	10.1	0.4	0.2	9.9	0.4
SET	0.0	0.0	0.0	0.7	1.4	0.8	0.0	0.6	0.1	0.1	5.5	0.3
SOET	4.9	12.1	2.2	4.8	9.4	2.2	0.1	5.6	0.3	0.1	6.1	0.3
Protraction												
Subject (S)	8.3	24.3	2.9	10.0	24.1	3.2	0.3	10.1	0.5	0.4	15.1	0.6
Examiner (E)	0.0	0.0	0.0	0.4	1.0	0.6	1.0	34.8	1.0	0.7	25.9	0.8
SO	0.5	1.6	0.7	0.4	9.7	2.0	0.3	9.1	0.5	0.2	7.2	0.4
SE	4.7	13.9	2.2	9.0	21.6	3.0	0.8	27.9	0.9	0.6	22.3	0.7
SOE	10.1	29.5	3.2	6.1	14.7	2.5	0.1	4.2	0.3	0.3	10.8	0.5
SOT	0.0	0.0	0.0	2.0	4.8	1.4	0.0	0.0	0.0	0.0	1.6	0.2
SOET	9.1	26.7	3.0	7.9	19.0	2.8	0.4	12.5	0.6	0.3	12.7	0.6

[†] Sources of variance < 3% do not appear. [‡] SOET: Subject-Occasion-Examiner-Trial

Table 4

Dependability coefficients (ϕ) and standard error of measurement (SEM) for the three shoulder girdle movements in a D-study including 1 occasion, 1 examiner and 1 trial. Results for the Dominant (D) and non-dominant (ND) sides

	Goniometer (degrees)		Tape measure (cm)	
Elevation	D	ND	D	ND
ϕ	0.55	0.66	0.77	0.74
SEM	4.3	3.6	1.1	1.2
Retraction	D	ND	D	ND
ϕ	0.52	0.58	0.71	0.64
SEM	4.4	4.6	0.7	0.8
Protraction	D	ND	D	ND
ϕ	0.24	0.24	0.10	0.15
SEM	5.1	5.6	1.6	1.5

FIGURES LEGEND

Figure 1

AROM evaluation of shoulder girdle elevation, protraction and retraction. a : experimental set up; b : elevation (end of range) measured with the goniometer; c : retraction (beginning of range) measured with the goniometer; d : elevation (end of range) measured with the tape measure; e : protraction (end of range) measured with the tape measure.

Figure 2

Global frequency of complete (C) and 2/3 ROM for the dominant (D) and non-dominant (ND) sides of shoulder girdle movements, by visual estimation.

Figure 3

Scatterplots of mean values of two trials with the goniometer (in degrees), for examiner A against examiner B (on occasion 1) and for occasion 1 against occasion 2 (for examiner A). An equality line is drawn for each scatterplot. Values for dominant and non-dominant sides are represented by different symbols. The circle around the triangle for protraction, on the dominant side, corresponds to subject # 6. Scatterplots for examiners A against B, on occasion 2, were similar to occasion 1 and scatterplots for occasions 1 against 2, for examiner B, were similar to examiner A and are not shown on the figure.

Figure 4

Scatterplots of mean values of two trials with the tape measure (in cm), for examiner A against examiner B (on occasion 1) and for occasion 1 against occasion 2 (for examiner A). An equality line is drawn for each scatterplot. Values for dominant and non-dominant sides are represented by different symbols. Scatterplots for examiners A against B, on occasion 2, were similar to occasion 1 and scatterplots for occasions 1 against 2, for examiner B, were similar to examiner A and are not shown on the figure.



c



b



a



e



d

Figure 1

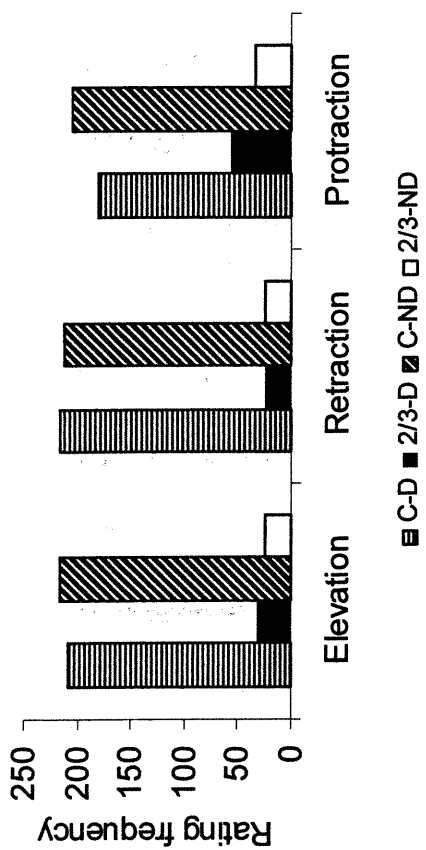
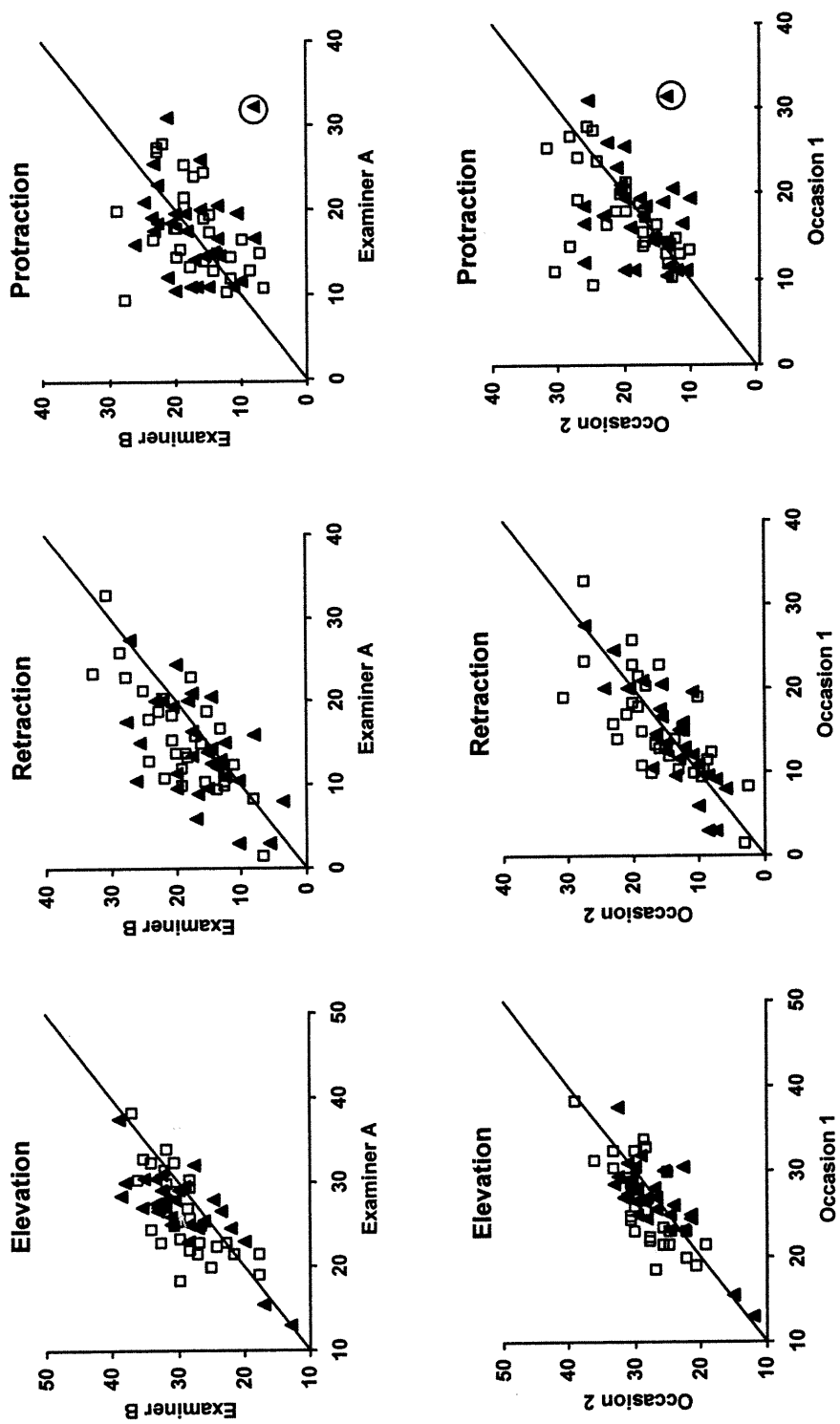
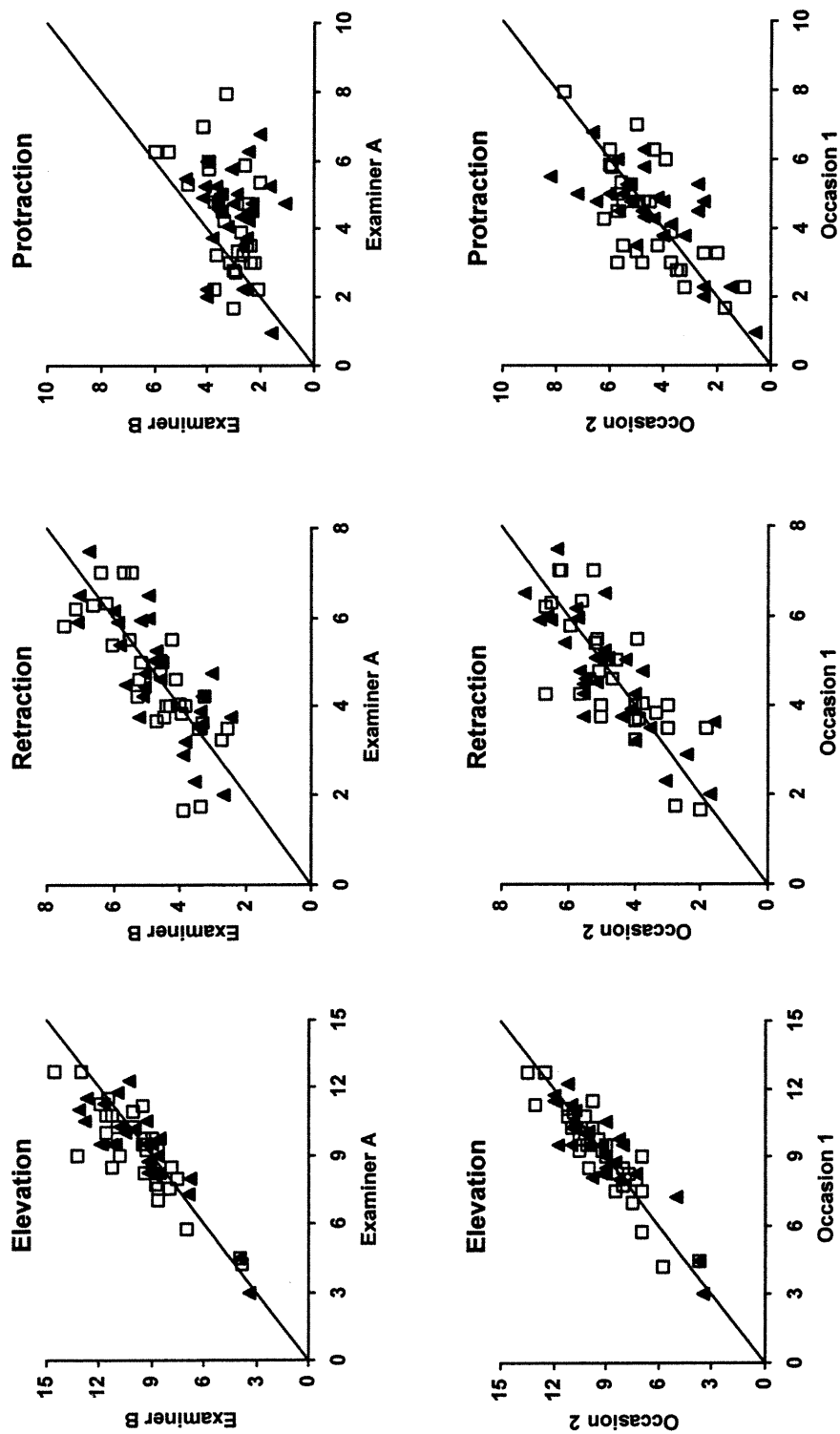


Figure 2



▲ Dominant □ Non-dominant

Figure 3



▲ Dominant □ Non-dominant

Figure 4

**ACTIVE MOVEMENTS OF THE SHOULDER GIRDLE IN HEALTHY
SUBJECTS: A VALIDITY STUDY**

Stéphanie Kovacs^{a,b},

Sylvie Nadeau^{a,b},

Denis Gravel^{a,b},

Hélène Moffet^c,

France Piotte^{a,b},

Denis Gagnon^d,

Luc J. Hébert^e

^a. Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal, Québec, Canada

^b École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal

^c Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, Site Institut de réadaptation en déficiences physiques de Québec, Québec, Canada

^d Université de Sherbrooke, Faculté d'éducation physique et sportive, Sherbrooke, Canada

^e National Defence of Canada, Valcartier, Courcellette, Québec, Canada

Address correspondence and requests to reprints to:

Dr Sylvie Nadeau

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal,

6300, ave Darlington, Montréal, Québec, Canada, H3S 2J4

E-mail: sylvie.nadeau@umontreal.ca

ABSTRACT

The shoulder girdle is an area of the shoulder complex frequently assessed by physical therapists.

Objective: The objective of this study was to evaluate the active range of motion (AROM) concurrent validity of the shoulder girdle elevation, protraction and retraction, using a goniometer and a tape measure, by comparing the magnitude of movements obtained to those computed from infrared markers placed on the subjects.

Participants: A convenience sample of thirty healthy subjects, fifteen females and fifteen males, mean age 45.3 (\pm 11.5) years, participated in the study. Subjects were employees, volunteers and students from a university or a rehabilitation center. They were recruited by means of public notices.

Interventions: Each subject was evaluated on two occasions by two physical therapists having 5 and 15 years of clinical experience. Two trials of each shoulder girdle AROM were assessed by goniometry and tape measure with subjects evaluated in a sitting position, arms hanging beside the body. The same movements were then evaluated with a three-dimensional movement analysis system. For each movement, the Pearson product-moment correlation coefficient was used to evaluate the concurrent validity of the goniometer and the tape measure with reference to the results of the three-dimensional movement analysis system. This statistic also allowed to compute the correlation between angular and linear measurements obtained with Optotrak.

Results: Elevation was the movement that displayed highest validity, with the tape measure ($r = 0.74-0.84$, $p < 0.01$) and the goniometer ($r = 0.74-0.80$, $p < 0.01$). The examiner with less experience had a lower concurrent validity for the goniometer, on the dominant side ($r = 0.63$, $p < 0.01$). Elevation was the only movement which could be measured by either angular or linear measurements, for each of these assessed the same global shoulder girdle movement ($r = 0.73-0.74$, $p < 0.01$). Concurrent validity was lower but still acceptable for retraction with the goniometer, especially on the dominant side ($r = 0.55-0.60$, $p < 0.01$). It was poor for retraction with the tape measure, on both sides ($r = 0.34-0.43$, $p <$

0.05) and for protraction, with both measurement instruments ($r = 0.10-0.43$, $p < 0.05$).

Conclusion: The results of this study demonstrate the validity of the goniometer and tape measures for shoulder girdle elevation. Future research on patients might provide additional key factors to improve the shoulder girdle motion assessment.

Key words: Movement, assessment, shoulder, kinematics, validity

1. Introduction

Global shoulder girdle movements consist of elevation, depression, protraction and retraction (Lehmkuhl & Smith, 1983). These movements involve the scapula, the clavicle, the sternum and the first rib, forming the acromio-clavicular, the sterno-clavicular and the scapulo-thoracic joints (Kapandji, 1997; Pronk, 1989; van der Helm & Pronk, 1995). Adequate muscle function and shoulder girdle ROM is important for arm movements (Kapandji, 1997; Kibler, 1998; Pronk, 1989; T'Jonck et al., 1996; Weiser et al., 1999). However, very few studies have assessed the psychometric characteristics of the shoulder girdle movement assessment.

Shoulder girdle active movements are usually evaluated by visual estimation (Clarkson et al., 1989). Several objective methods have also been proposed in the literature (for details, see paper 1). Conway (1961) used sophisticated goniometers to assess separately sterno-clavicular and acromio-clavicular joint motions, finding larger AROM at the sterno-clavicular than at the acromio-clavicular joints, during the four shoulder girdle movements. AROM of shoulder girdle depression was very low at the sterno-clavicular joint and in many subjects, lower than 5°. Although Conway's method of shoulder girdle AROM evaluation was interesting, no author pursued it. Later, angular movements at the acromio-clavicular joint, during protraction and retraction, was assessed with a caliper by Anthonis (1967). One study evaluated the angle variations from neutral to maximal protraction and retraction using a postural analysis digitizing system and photography. Another study assessed protraction with a tape measure in different patient groups: functionally limited elders, healthy young and elders and Parkinson's subjects (Schenkman et al., 1997). It seemed to differentiate AROM between healthy young and elders and between Parkinson's subjects and healthy ones. However, none of the aforementioned studies reported data related to the validity of their measurements.

An idea about the validity of shoulder girdle measurements could be obtained from studies that have assessed the validity of linear measurements between the scapula and a thoracic spinous process, in different arm positions. Three of these (Greenfield et al., 1995; Kibler, 1998; Peterson et al., 1997) evaluated the concurrent validity of their method using radiography as a gold-standard. Greenfield et al. (1995) and Peterson et al. (1997) took measurements solely with the arm hanging beside the body. In the first study, results revealed moderate to high ($r = 0.73-0.98$, $p < 0.05$) concurrent validity of the scapular rotation and abduction positions (distance of the medial border of the scapula away from the thoracic spine). For this same distance but using different bony landmarks, Peterson et al (1997) showed poor concurrent validity ($r = 0.57$, standard error of the estimate = 1.41 cm). The third study (Kibler, 1998) obtained high concurrent validity of the palpation of its bony landmark on the scapula (the inferomedial angle of the scapula), with the arm hanging beside the body and at different degrees of abduction with internal rotation ($r = 0.91$).

As mentioned by van der Helm et al. (1995), using radiography as a gold standard can lead to misinterpretation errors since it is a two-dimensional apparatus whereas human movement is three-dimensional (3D). Indeed, projection errors are possible if the bone is oriented at an angle with the projection plane (van der Helm & Pronk, 1995). A recent study used a 3D movement analysis system (Optotrak 3020) to evaluate 3D scapulo-thoracic motion with the arm at different degrees of flexion and abduction, in one healthy subject (Hébert et al., 2000). Optotrak 3020 showed good test-retest reliability ($CV < 10\%$) and high concurrent validity ($r = 0.98$) of 3D angular displacement of the scapula, when compared with fixed infrared markers on a 3D anatomical model

Since physical therapists are expected to base their practice on valid and standardized assessment, there is a need to develop objective and rigorous

methods to assess the global shoulder girdle active movements. Even though these active movements are usually evaluated by visual estimation (Clarkson & Gilewich, 1989), clinicians might be encouraged to use more objective methods such as angular and linear measurements. Physical therapists already use these methods to assess AROM of the neck and other joints of the upper extremity (Clarkson & Gilewich, 1989; Norkin & White, 1995). Moreover, additional information related to other evaluation methods of shoulder girdle AROM (goniometry and tape measure) might provide the clinicians a more efficient way to assess global movements of this complex area.

The purpose of the present study was to determine the concurrent validity of AROM measurements of shoulder girdle elevation, protraction and retraction obtained by goniometry and a tape measure. The 3D Optotrak system was used as a gold standard. We also assessed the correlation between angular and linear measurements recorded with the 3D system as well as correlation between movements obtained on the dominant and non-dominant side. Shoulder girdle depression, evaluated from the resting position, was not measured since preliminary results on three healthy pilot subjects revealed very low or absence of AROM .

2. Methods

2.1 Subjects

A convenience sample of thirty healthy subjects (15 women and 15 men) participated in the present study. Subjects were employees, volunteers and students from a university or a rehabilitation center. They were recruited by means of public notices. Twenty-five subjects were right handed and five, left handed. The inclusion criteria were: no pain or history of accident, surgery or musculoskeletal disorders to the head, shoulders or cervical spine and no obesity. Their anthropometric characteristics were (mean \pm SD): 45.3° \pm 11.5 years old, 70.0 \pm 11.0 kg, 168.3 \pm 7.4 cm and 17.7 \pm 7.5 mm of adipose fold.

This last measurement was taken below the right scapula with an adipometer. Written informed consent was obtained from all subjects before participation in the study.

2.2 Study design

Each subject was evaluated by two examiners on two occasions, four to seven days apart. Examiners A and B were physical therapists who had respectively 5 and 15 years experience in orthopaedics. Each examiner evaluated AROM of shoulder girdle elevation, protraction and retraction twice on each side, using two different methods: with the goniometer and the tape measure. For successive subjects, the examiners were alternated whereas the instrument, the movement and the side evaluated were randomised. The same protocol was repeated by the two examiners, on the two occasions. Then, AROM of the three shoulder girdle movements was recorded using a 3D movement analysis system, Optotrak 3020 (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada), which we employed as a gold standard. Each movement was performed twice with both sides simultaneously. Order of movement was identical to the one used during the clinical examination. This part of the evaluation was also repeated on two occasions.

2.3 Procedures

2.3.1. Positioning of the subject

The subject was seated on a wooden bench, 46 cm high and padded with 3 cm thick hard foam (Figure 1a). A lumbar support was mounted on an adjustable steel bar. The subject had to remove his shoes and his shirt. His feet were resting and the hips and knees were bent to 90°. The subject was asked to look at a black circle of 21 cm diameter located in front of him/her, at 3 m 13 cm from the center of the bench's back. For the entire evaluation, the subject was asked to sit straight, back against the lumbar support, feet flat on the

ground, arms by the side and to visually fix on the circle in front of him. The subject was permitted to rest as was necessary.

2.3.2 Instrumentation

To measure elevation with the goniometric method, examiners used a large 360° steel universal goniometer accurate to one degree. The fulcrum of the goniometer was placed on the C7 spinous process. One arm of the goniometer was aligned with the thoracic spinous processes and the other one, with the posterolateral acromion (Figure 1b). To measure retraction and protraction, a universal goniometer was modified with the method proposed by O'Riain et al. (1983) (O'Riain et al., 1983): it was a small 180° steel goniometer accurate to one degree. The 10 cm stationary arm was aligned with the sternum and the 15.5 cm moving arm, with the clavicle (Figure 1c). Movement of the moving arm was measured in the transverse plane in order to obtain the displacement of the clavicle.

Examiners used a tape measure which was accurate to 0.1 cm. To measure elevation, distance was recorded between the posterolateral acromion and the occipital protuberance (Figure 1d). To measure protraction and retraction, distance was recorded between the medial angle of the scapula and the adjacent thoracic spinous process (Figure 1e). This last measurement is similar to the one proposed by T'Jonck et al. (1996).

For the evaluation with the Optotrak system, two pre-calibrated units made up of three cameras each detected in real-time, the 3D position of markers (infrared light-emitting diodes) put on the subject. This 3D movement analysis system has a root mean square accuracy of 0.1 mm and a resolution of 0.01 mm (Optotrak 3020, Northern Digital Inc., Waterloo, Canada).

2.3.3 Testing procedures

First, the subject practised the shoulder girdle movements alone with the investigator, who gave the following verbal commands: "Raise the shoulders towards the ears to your maximum" for elevation; "roll the shoulders forward to your maximum" for protraction and "bring the shoulders back to your maximum" for retraction. Before each verbal command, the investigator asked the subject to visually fix on the circle and to keep his neck and back straight. At the end of range, he asked the subject: "Is it your best? Relax." Then, one examiner came into the room and evaluated each shoulder girdle movement twice in a row, on both sides, with the goniometer and the tape measure. For this part, the examiner was giving the same verbal commands as above while the investigator was writing the measurements in his form, in order to reduce the data collection. AROM was recorded both at rest and at the end of range. With the goniometer, for example, the examiner measured elevation on the right side, twice in a row, at rest and at the end of range. He repeated the same procedure on the left side. The same procedure was also repeated with the goniometer for protraction and retraction as well as with the tape measure, for the three movements. Afterwards, the examiner left the room and the second one repeated the same protocol. This protocol was also repeated on the second occasion.

For the evaluation with the Optotrak system, the subject was wearing a swimming cap. His positioning was the same as in the first part of the evaluation. The investigator identified by palpation the bony landmarks, with a red pen, before placing the markers on the subject. Markers were placed on the head, the shoulders, the manubrium, the scapulae, the cervical and thoracic spines, the posterior superior iliac spines and on the arms of the subject. Considering the overlying skin movement in scapular motion (Ludewig et al., 1996; van der Helm & Pronk, 1995), one additional marker was put on the medial angle of the scapula, on each side, at the end of protraction and retraction. In order to facilitate the identification of the medial angle of the

scapula at the end of range of protraction or retraction, a plastic template was used (Figure 1f). First, the investigator asked the subject to relax while he aligned the hole of the plastic template with the posterolateral acromion of the right (or left) shoulder and the longitudinal axis of the template, with the spine of the scapula. He put a mark on the template to identify the position of the medial angle of the scapula. The investigator then asked the subject to perform the movement (protraction or retraction). At end of range, he put another marker on the skin, at the level corresponding to the new position of the medial angle of the scapula. This bony landmark was obtained by palpation and by re-alignment of the hole of the template with the posterolateral acromion and its longitudinal axis, with the spine of the scapula. All markers were left on the subject for the length of the data collection. They were not repositioned for the second trial of a given movement.

As for the clinical assessment, data with Optotrak were taken from the second occasion and the mean of two trials were used for the calculations, on both sides. Several calculations were made from the 3D marker co-ordinates obtained with the Optotrak system, at rest and at the end of range. AROM in centimeters or in degrees was obtained from the difference between these two positions. This allowed comparison with the corresponding clinical measurements. To compare with tape measurements, elevation was computed as the 3D distance between the markers on the inion and on the posterolateral acromion. For protraction and retraction, we computed the 3D distance between the markers on the medial angle of the scapula and the adjacent thoracic spinous process. The co-ordinates of markers placed on the C7 or T5 spinous process were used to estimate the position of this thoracic spinous process. As discussed previously, an additional marker was placed on the medial angle of the scapula, at the end of range, to avoid position error associated to skin movement. To compare Optotrak data with goniometric measurements, equivalent angles were calculated from the 3D coordinates of specific markers. For elevation, we calculated the one formed by the line joining the markers on

the posterolateral acromion and the C7 spinous process and a line joining the ones on C7 and T12 spinous processes. For protraction and retraction, we calculated the angle in the horizontal plane, which was made by a line joining the markers on the C7 spinous process and the one put on the sternal notch and a line joining this last marker and the one placed on the lateral side of the shoulder.

2.4 Statistical analysis

The mean AROM (mean of two trials), the standard deviation and range for each movement and for each side were calculated for the Optotrak, the goniometer and the tape measure using data of the second occasion. Differences between the dominant and non-dominant sides were examined with paired *t*-tests ($p < 0.05$). For each movement, we also examined the correlation between sides ($p < 0.05$). To assess the concurrent validity, association between the two clinical methods and the “gold standard” (Optotrak measures) was calculated using the Pearson product-moment correlation coefficient ($p < 0.05$). We also examined the association between angular and linear measurements obtained with Optotrak ($p < 0.05$). All data were analyzed using SPSS (version 10.0 for Windows) statistical analysis software.

3. Results

3.1 Range of motion

Data obtained with Optotrak showed that the mean AROM was much greater in elevation than in the other movements (Tables 1 and 2). The same pattern was observed with the goniometer and the tape measure, for both examiners. Regardless of the type of measurement, a distance or an angle, the mean AROM calculated with the Optotrak system was very similar for the dominant and non-dominant sides (Tables 1 and 2) but the protraction

movement assessed in degrees revealed significant differences between sides, with values of 16.6° and 14.0° for the dominant and non-dominant sides respectively. Clinical measurements also showed similar AROM between sides. However, with the goniometer only, paired *t*-test analysis yielded significant differences between sides for elevation by examiner B and protraction by examiner A ($p < 0.05$). For elevation, examiner B obtained, with most subjects, systematically higher values with the goniometer than with the Optotrak. The same pattern was observed with the tape measure, but for both examiners (Figure 2, Table 2). For protraction, examiner A obtained, with most subjects, higher values with the tape measure than with the Optotrak system. The opposite was observed for examiner B, whose tape measurements were generally lower than the ones obtained with the gold standard.

3.2 Movement associations between sides

Overall, analyses of the association between values of the dominant and non-dominant sides revealed fair to strong linear relationships for all movements measured with the Optotrak system ($0.67 < r < 0.94$) except for protraction measurements in centimeters ($r = 0.50$). For goniometric and tape measurements, similar findings were found with, again, the protraction movement being the one showing the lowest correlation between the dominant and non-dominant side ($r = 0.46-0.63$). With the tape measure, dominant and non-dominant sides were not statistically correlated for protraction measured by examiner B ($r = 0.29$).

3.3 Concurrent Validity

The association between data obtained with Optotrak and the clinical measurements was very good for elevation, with both instruments (Table 3, Figure 2). It was slightly lower but still significant for the goniometric method on the dominant side, when the evaluation was made by the examiner with less

experience (examiner A; $r = 0.63$, $p < 0.01$). For retraction, the association between both clinical measurements and the ones with Optotrak were poor to fair, with higher correlation coefficients obtained with the goniometric measurements (Table 3). For protraction, all measurements were not statistically correlated with Optotrak measures ($p > 0.05$) except the ones with the tape measure, on the non-dominant side, which showed a little higher association with the Optotrak data ($r = 0.39-0.43$) (Table 3, Figure 2).

3.4 Movement associations between methods

Additional data analysis revealed that the angles and distances calculated from the infrared markers placed on the subjects were related (Figure 3). The correlation, assessed with the Pearson correlation coefficient, was very good for elevation, on both sides ($r = 0.73-0.74$, $p < 0.01$). It was lower for retraction on the non-dominant side ($r = 0.58$, $p < 0.01$) and on the dominant side, there was no linear association. For protraction, it was poor on both sides ($r = 0.43-0.49$, $p < 0.05$).

4. Discussion

The main purpose of this study was to determine the concurrent validity of AROM measurements of shoulder girdle elevation, retraction and protraction assessed with the goniometer and the tape measure. The correlation between angular and linear measurements taken from the Optotrak system was also examined, as well as the level of association between the dominant and non-dominant sides.

AROM values obtained with Optotrak (in degrees) and with the goniometer were comparable to the ones found by Conway (1961) at the sterno-clavicular joint (superior, anterior and posterior displacements of the clavicle), except for small differences: with Optotrak, elevation AROM was

slightly lower (less than 2°) but with the goniometer, retraction by examiner B and protraction by both examiners were greater by less than 4°, as compared to Conway's results.

With Optotrak, significant differences between sides were only seen for protraction measurements in degrees. However, these differences were inferior to 3°, which are not considered clinically important. They were also within the 4° found by Conway (1961), for goniometric measurements of shoulder girdle movements. With the gold standard, protraction was the movement with the lowest association between dominant and non-dominant sides. Hence, in the evaluation of shoulder girdle AROM, clinicians could compare the pathological side to the healthy side for the elevation and retraction motions, but not for protraction.

As opposed to the gold standard, goniometric measurements by examiner B showed differences between sides for the elevation motion. However, these differences were very small (inferior to 2°) and may be due to measurement errors. Indeed, an early study obtained measurements errors of 5° between sides with a universal goniometer, for measurements of other joints of the upper extremity (Boone et al., 1978).

4.1 Concurrent validity

4.1.1 Elevation

Our results suggest that both the goniometer or the tape measure were valid methods used to evaluate shoulder girdle elevation AROM (Table 3, Figure 2). Indeed, there was a very high correlation ($r = 0.74-0.84$, $p < 0.01$) between each instrument and Optotrak, except for the goniometer on the dominant side, by the examiner with less experience ($r = 0.63$, $p < 0.01$). This examiner may have had more difficulty palpating the C7 spinous process which was used exclusively for goniometric measurements.

Except for goniometric measurements by examiner A, all elevation measurements (tape and goniometer) were systematically higher than those with Optotrak. Possibly, examiner A may have identified the bony landmarks slightly differently from the investigator responsible for marker placements for goniometric measures. Linear measurements are affected by the distance between two bony landmarks. With Optotrak, the marker was placed at the level of the inion, which was covered by the swimming cap, while with the tape measure, the subject was not wearing a swimming cap and examiners palpated the bony landmark directly on the head. This may partly explain why a greater distance was calculated with the tape measure than with Optotrak.

Angular and linear measurements assessed the same global movement of shoulder girdle elevation ($r = 0.73-0.74$, $p < 0.01$, Figure 3). This finding was surprising, since measurements taken with the tape could have been affected by shoulder's width, whereas goniometric measurements do not take into account the size of the segments. Nevertheless, we would still favour the tape measure over the goniometer in elevation AROM evaluation, since its concurrent validity was not influenced as much by examiner's experience. Other studies have also found that the posterolateral acromion, which was the bony landmark used for tape measurements of elevation, can be palpated precisely (Gibson et al., 1995; Hébert et al., 2000).

4.1.2 Protraction and retraction

For the concurrent validity of protraction and retraction AROM assessed with the tape measure, both movements were either poorly ($p < 0.05$) or not statistically correlated with Optotrak (Table 3, Figure 2). This could be explained by palpation difficulties of the medial angle of the scapula.

With the goniometer, the concurrent validity was much lower for protraction than retraction motions, although the same instruments and procedures were used (Table 3). The goniometer is limited to measurements of

fixed axes of motion whereas human movement occurs around moving ones, because of other motions within joints (Gajdosik & Bohannon, 1987). With shoulder girdle protraction and retraction, a certain amount of elevation was observed for many of our subjects. This accompanying motion, which has also been measured by Conway (1961), made the goniometer go out of plane, especially for the protraction measurements. Consequently, examiners reported problems keeping the body of the goniometer aligned with the sternal notch and the arms, parallel to the sternum and the clavicle. In retraction and protraction, parallax errors may also have occurred due to the location of the body of the goniometer in the transverse plane, under the subject's chin. In protraction, occasional forward motion of the subject's head probably added to these reading problems and may have decreased its concurrent validity even more.

When comparing angular and linear measurements of protraction and retraction taken with Optotrak, both evaluation methods were either poorly ($p < 0.05$) or not statistically correlated, except for retraction on the non-dominant side ($r = 0.58$, $p < 0.01$). In dominant retraction, subjects #10 and #12 obtained different linear values from the other ones, with each method. Analysis re-done without these two subjects increased the correlation only slightly ($r = 0.44$, $p < 0.05$), although it remained poor. It is important to note that each of the two evaluation methods only assessed part the global shoulder girdle protraction and retraction motions. Indeed, global shoulder girdle movements consist of both scapular and clavicular movements (Lehmkuhl & Smith, 1983). The tape measure only assessed linear displacements of the scapula on the thorax, at the scapulo-thoracic joint. On the other hand, the goniometer measured exclusively the anterior and posterior movements of clavicle in the horizontal plane, at the sterno-clavicular joint. In conclusion, our results indicate that retraction could only be measured with a goniometer and protraction, by neither instrument used in our study.

5. Conclusion

Mean AROM data on healthy middle-aged subjects was much higher in elevation than in protraction and retraction. In general, AROM of the dominant side was similar to the non-dominant side for the three movements. Elevation was the most valid measurement with both instruments (goniometer and tape measure). Concurrent validity was lower but still acceptable for retraction with the goniometer, especially on the dominant side. It was poor to fair when measured with the tape measure. Protraction measurements were not valid with either method. Analysis of the association between angular and linear measurements suggested that each method only measured part of the protraction and retraction motions. However, both methods evaluated the same global movement of elevation. The results of this study can only be generalized to healthy subjects. They could still be used to develop new evaluation methods of shoulder girdle AROM, particularly for protraction and retraction measurements. Further research could also be done on AROM evaluation of subjects with shoulder injuries in order to provide other information on the validity of the clinical assessment of shoulder girdle movements.

6. Acknowledgements

This research was completed at the pathokinesiology laboratory of Drs Nadeau and Gravel and received financial support from the Réseau provincial de recherche en adaptation/réadaptation (REPAR) of the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). S. Kovacs is supported by a M.Sc. scholarship from the REPAR/FRSQ and Dr Nadeau is supported by a fellowship from the Canadian Institutes of Health Research. The authors acknowledge Dr Christian Larivière, Mr Daniel Marineau, Ms Marie-Hélène Milot and Ms Caroline Bédard for their technical support.

REFERENCES

- Boone, D.C., Azen, S.P., Lin, C.M., Spence, C., Baron, C. & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-1390.
- Braun, B.L. & Amundson, L.R. (1989). Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 322-329.
- Clarkson, H.M. & Gilewich, G.B. (1989). *Musculoskeletal assessment: Joint range of motion and manual muscle strength*. Williams & Wilkins: Baltimore.
- Conway, A.M. (1961). Movements at the sternoclavicular and acromioclavicular joints. *Phys Ther Rev*, 41, 421-432.
- Gajdosik, R.L. & Bohannon, R.W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-1872.
- Gibson, M.H., Goebel, G.V., Jordan, T.M., Kegerreis, S. & Worrell, T.W. (1995). A reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21, 100-106.
- Greenfield, B., Catlin, P.A., Coats, P.W., Green, E., McDonald, J.J. & North, C. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21, 287-295.
- Hébert, L.J., Moffet, H., McFadyen, B.J. & St-Vincent, G. (2000). A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the optotrak probing system. *Clin Biomech*, 15, 1-8.
- Kapandji, I.A. (1997). *Physiologie articulaire* (5th ed. Vol. 1). Maloine: Paris.
- Kibler, W.B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med*, 26, 325-337.
- Lehmkuhl, L.D. & Smith, L.K. (1983). *Brunnstrom's clinical kinesiology* (4th ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

Ludewig, P.M., Cook, T.M. & Nawoczenski, D.A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 24, 57-65.

Norkin, C.C. & White, D.J. (1995). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry* (2nd ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

O'Riain, M., Sibille, J. & Balmer, S. (1983). A new goniometer for physiotherapy. *Physiother Can*, 35, 280-281.

Peterson, D.E., Blankenship, K.R., Robb, J.B., Walker, M.J., Bryan, J.M., Stetts, D.M., Mincey, L.M. & Simmons, G.E. (1997). Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 34-42.

Pronk, G.M. (1989). A kinematic model of the shoulder girdle: A résumé. *J Med Eng Technol*, 13, 119-123.

Schenkman, M., Laub, K.C., Kuchibhatla, M., Ray, L. & Shinberg, M. (1997). Measures of shoulder protraction and thoracolumbar rotation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 329-335.

T'Jonck, L., Lysens, R. & Grasse, G. (1996). Measurements of scapular position and rotation: A reliability study. *Physiother Res Int*, 1, 148-158.

van der Helm, F.C. & Pronk, G.M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J Biomech Eng*, 27-40.

Weiser, W.M., Lee, T.Q., McMaster, W.C. & McMahan, P.J. (1999). Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability. *Am J Sports Med*, 27, 801-805.

Fournisseur :

Optotrak 3020, Northern Digital Inc., 103, Randall Drive, Waterloo, Ontario, Canada, N2V 1C5.

Table 1

Mean of two trials, standard deviation (SD) and range of the three shoulder girdle movements evaluated on the second occasion with Optotrak and the goniometer (in degrees)

	Elevation		Retraction		Protraction	
Optotrak	D	ND	D	ND	D	ND*
Mean (SD)	25.8 (6.5)	25.2 (6.9)	17.1 (6.8)	17.0 (5.4)	16.6 (7.6)	14.0 (6.4)
Range	9.5 - 40.1	8.2 - 42.0	4.0 - 28	4.7 - 24.8	1.9 - 31.8	4.0 - 29.8
Goniometer (Examiner A)	D	ND	D	ND	D	ND*
Mean (SD)	27.0 (5.0)	27.8 (4.9)	14.5 (5.2)	16.2 (6.8)	17.6 (4.9)	19.8 (6.1)
Range	12.0 - 33.0	16.0 - 9.0	6.0 - 27.5	2.5 - 30.5	10.0 - 26.0	10.0 - 31.5
Goniometer (Examiner B)	D	ND*	D	ND	D	ND
Mean (SD)	31.0 (7.0)	29.3 (6.5)	17.7 (6.3)	19.5 (6.4)	18.8 (5.8)	18.2 (6.4)
Range	15.5 - 46.0	15.0 - 44.0	7.5 - 35.0	9.0 - 35.0	8.0 - 30.0	6.5 - 31.0

* Significant difference was detected between the dominant and non-dominant side ($p < 0.05$).

Table 2

Mean of two trials, standard deviation (SD) and range of the three shoulder girdle movements evaluated on the second occasion, with the Optotrak and the tape measure (in centimeters)

	Elevation		Retraction		Protraction	
Optotrak	D	ND	D	ND	D	ND
Mean (SD)	7.9 (2.2)	7.7 (2.1)	4.6 (1.6)	4.5 (1.7)	3.6 (0.8)	3.6 (1.0)
Range	2.2 - 11.8	0.9 - 11.2	1.1 - 7.3	1.0 - 7.5	2.6 - 5.8	2.2 - 5.8
Tape measure (Examiner A)	D	ND	D	ND	D	ND
Mean (SD)	9.3 (2.1)	9.3 (2.2)	4.8 (1.4)	4.6 (1.3)	4.4 (1.7)	4.6 (1.5)
Range	3.5 - 12.0	3.8 - 13.5	1.6 - 7.3	1.9 - 6.7	0.6 - 8.2	1.0 - 7.8
Tape measure (Examiner B)	D	ND	D	ND	D	ND
Mean (SD)	10.0 (2.3)	9.6 (2.5)	4.8 (1.3)	4.7 (1.4)	2.9 (1.0)	3.3 (1.0)
Range	4.6 - 13.8	3.4 - 14.0	2.4 - 7.7	2.1 - 7.4	1.6 - 6.3	1.8 - 5.0

Table 3

Concurrent validity of shoulder girdle movements with the goniometer and the tape measure, for the dominant (D) and non-dominant (ND) sides

	Pearson correlation coefficient (r)			
	Optotrak - goniometer		Optotrak - tape	
	D	ND	D	ND
Elevation				
Examiner A	0.63**	0.74**	0.80**	0.74**
Examiner B	0.77**	0.80**	0.80**	0.84**
Retraction				
Examiner A	0.60**	0.51**	0.43*	0.34
Examiner B	0.55**	0.48**	0.38*	0.42*
Protraction				
Examiner A	0.24	0.10	0.20	0.43*
Examiner B	0.23	0.10	0.22	0.39*

* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$

FIGURES LEGEND

Figure 1

AROM evaluation of shoulder girdle elevation, protraction and retraction. a : experimental set up; b : elevation (end of range) measured with the goniometer; c : retraction (beginning of range) measured with the goniometer; d : elevation (end of range) measured with the tape measure; e : protraction (end of range) measured with the tape measure; f: plastic template used for palpation of the medial angle of the scapula, at the beginning and end of range of protraction and retraction.

Figure 2

Scatterplots of mean values of two trials from the second occasion, on the dominant side. Goniometric measurements (in degrees) and tape measurements (in centimeters), taken by examiner A, are respectively depicted against angular and linear measurements taken with Optotrak. Scatterplots for examiner B were similar to examiner A, except for two of them (see text). Scatterplots for dominant and non-dominant sides were similar and are not shown either on the figure.

Figure 3

Scatterplots of mean values of two trials from the second occasion, with Optotrak. Angular measurements (in degrees) against linear measurements (in centimeters) are depicted, for the dominant and non-dominant sides. The Pearson product-moment correlation (r) is shown for each movement and for each side ($p < 0.05$ and $p < 0.01$). The circle around one value represents subject #10 and the square around the other one, subject #12.



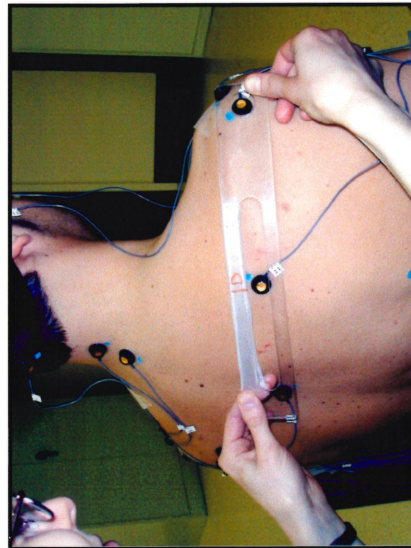
c



b



a



f



e



d

Figure 1

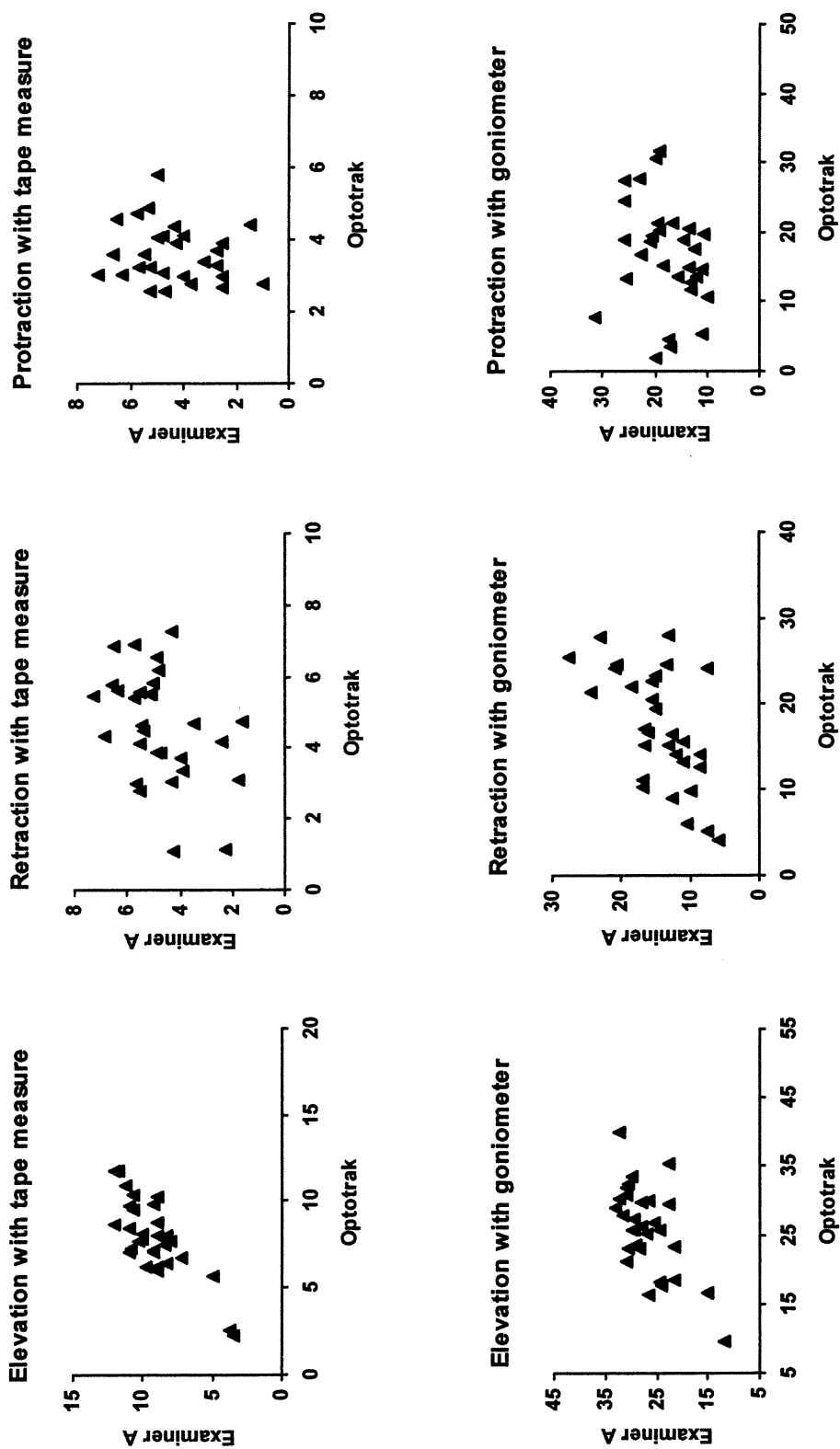
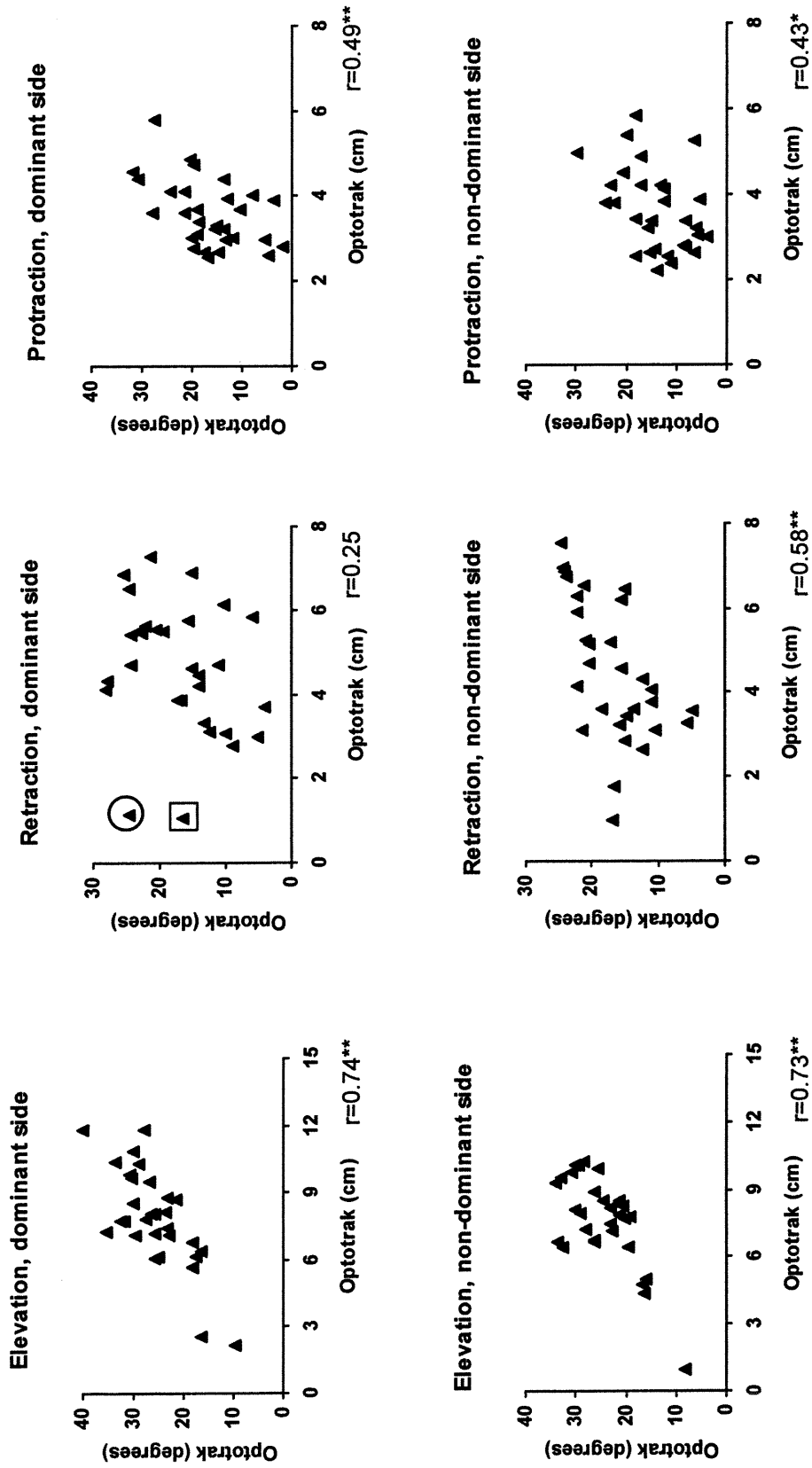


Figure 2



*p < 0.05 **p < 0.01

Figure 3

CHAPITRE 4

DISCUSSION

Les résultats de cette étude ont été discutés dans les articles inclus dans ce mémoire et qui seront soumis à la revue scientifique Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. Certains aspects des discussions de ces deux manuscrits seront repris dans cette section, soient les valeurs de référence de mobilité active chez des sujets d'âge moyen et les résultats de fidélité des trois mouvements de la CS évalués par estimation visuelle. Avec la théorie de la généralisabilité, les résultats des études G et D (un évaluateur, un essai et une occasion) seront également discutés, pour les mesures prises avec le goniomètre et le ruban à mesurer. Nous traiterons ensuite des résultats de validité concomitante de ces instruments de mesure avec le système Optotrak ainsi que de l'association entre les mesures angulaires et linéaires. En dernier lieu, les limites de l'étude seront présentées.

4.1 Valeurs de référence de la mobilité active de la CS

Par estimation visuelle, les deux évaluateurs ont jugé que la majorité des sujets avaient une mobilité active complète des trois mouvements de la CS. La cotation 2/3 d'amplitude articulaire était la deuxième plus fréquemment utilisée. Par contre, seuls sept sujets avaient 1/2 d'amplitude articulaire, pour les mouvements de protraction ou rétraction. Le mouvement de dépression n'a pas été évalué parce que trois sujets pilotes présentaient peu ou pas de mobilité active.

Nous utiliserons les résultats de la 2^e occasion pour comparer les valeurs de mobilité obtenues avec le goniomètre et le ruban à mesurer à celles obtenues avec l'Optotrak. Les valeurs de référence prises avec la mesure étalon (Optotrak), tout comme celles obtenues par les évaluateurs confirment

qu'indépendamment du type de mesures (linéaires ou angulaires), l'amplitude articulaire était plus grande pour l'élévation que pour la protraction et la rétraction. Ainsi, avec les mesures angulaires de l'Optotrak et le goniomètre, les valeurs moyenne de mobilité s'étendaient de 25.2 à 31.0° pour l'élévation, de 14.5 à 19.5° pour la rétraction et de 14.0 à 19.8° pour la protraction. Avec les mesures linéaires de l'Optotrak et le ruban à mesurer, elles s'étendaient de 7.7 à 10.0 cm pour l'élévation, de 4.5 à 4.8 cm pour la rétraction et de 2.9 à 4.6 cm pour la protraction. En général, la mobilité était similaire entre les côtés dominant et non dominant. Pour les mesures angulaires, quelques différences entre les côtés se sont avérées significatives : avec l'Optotrak, le mouvement de protraction et avec le goniomètre, la protraction par l'évaluateur A et l'élévation par l'évaluateur B. Cependant l'ordre de grandeur des différences (1.7° à 2.6°) a été jugé non importante sur le plan clinique. De plus, dans la présente étude, les différences entre les deux côtés obtenues avec le goniomètre et le système Optotrak (en degrés) étaient similaires à celles de Conway (1961). Ce dernier a rapporté une différence de l'ordre de 4° pour tous les mouvements de la CS mesurés avec un goniomètre sophistiqué. Aucune différence significative entre les côtés n'a été observée pour les mesures en centimètres.

En poursuivant l'analyse des effets de la dominance, il a été trouvé que le mouvement de protraction, mesuré en centimètres, avait la plus faible corrélation entre les deux côtés ($r = 0.50$ pour l'Optotrak et $r = 0.29-0.63$ pour le ruban à mesurer). Le mouvement de protraction en degrés avait également la plus faible corrélation entre les côtés ($r = 0.46-0.50$), mais seulement lorsque mesuré avec le goniomètre. Ceci signifie que, pour le mouvement de protraction, les sujets sains les plus mobiles du côté dominant ne sont pas nécessairement ceux qui présentent la plus grande mobilité du côté non dominant. Sur la base des ces observations, nous avons conclu que pour les mesures angulaires ou linéaires des mouvements de la CS, le côté sain pourrait être comparé au côté pathologique pour les mouvements d'élévation et de rétraction, mais pas pour le mouvement de protraction. La poursuite de l'analyse

des données permettra de préciser si cette conclusion s'applique aux hommes et aux femmes. Il n'est pas exclu que certaines différences soient observées entre les individus de sexe féminin et masculin puisque certains auteurs ont rapportés une influence du facteur sexe sur la mobilité articulaire (Allander et al., 1974; Fisk et al., 1954; Murray et al., 1985).

Contrairement à ce qui avait été proposé aux hypothèses #1 et #6, les résultats sur la fidélité et la validité concomitante ne peuvent être généralisés à tous les mouvements de la CS ni à tous les types de mesure proposés dans cette étude. Les qualités psychométriques de chacune des méthodes d'évaluation seront donc discutées séparément dans les paragraphes suivants.

4.2 Fidélité de l'évaluation des mouvements actifs de la CS par estimation visuelle

Pour les trois mouvements de la CS, la fidélité intra-juge était plus élevée que la fidélité inter-juges et test-retest. L'estimation visuelle est influencée par la perception de normalité de l'évaluateur, qui peut être différente d'une personne à l'autre (Bullock-Saxton, 1993). Avec cette méthode, nos résultats suggèrent que l'évaluation de la mobilité active de la CS devrait être effectuée par le même évaluateur. Pour la protraction et la rétraction, la fidélité intra-juge s'est avérée systématiquement plus élevée pour l'évaluateur avec le moins d'expérience (évaluateur A). Une analyse approfondie de ce point a permis de constater que l'évaluateur B a relevé des différences entre les essais plus fréquemment que l'évaluateur A. Il faut rappeler que les deux évaluateurs observaient simultanément les mouvements exécutés par le sujet. Par conséquent, la différence entre les résultats des deux évaluateurs ne peut être associée à la variation de l'exécution du mouvement. Puisqu'il y avait seulement deux évaluateurs, cette différence pourrait être due au hasard. Il est également possible que l'évaluateur plus expérimenté ait détecté plus facilement des différences entre les essais.

En général, la fidélité inter-juges des mesures de mobilité active de la CS variait de faible à modérée. Concernant l'élévation, la fidélité test-retest était similaire pour chacun des évaluateurs. Ce mouvement pourrait donc être estimé visuellement à différentes occasions, à une reprise et par le même évaluateur. Les résultats de la fidélité test-retest ne permettent pas de conclure sur l'évaluation de la protraction et de la rétraction à cause des différences importantes obtenues pour ces deux mouvements, au niveau des coefficients kappa. L'hypothèse #2 qui mentionnait que par estimation visuelle, la fidélité test-retest serait plus élevée que la fidélité inter-juges, est donc partiellement supportée par les résultats de cette étude.

4.3 Fidélité et validité de l'évaluation des mouvements actifs de la CS avec le goniomètre

D'après nos résultats, seul le mouvement d'élévation était fidèle et valide avec le goniomètre. Les deux autres mouvements n'étaient pas fidèles et seul la rétraction s'est avérée valide, en particulier du côté dominant.

Concernant les résultats sur la fidélité, les ESMs étaient de l'ordre de 5° pour les trois mouvements de la CS. La grandeur de cette erreur de mesure est similaire à celle rapportée par Boone, 1978 pour ce type d'instrument. Il faut préciser que l'ordre de grandeur des erreurs était semblable pour les trois mouvements. Cependant, l'amplitude moyenne globale, telle que rapportée dans l'article #1 (deux évaluateurs, deux essais et deux occasions) était différente, moindre d'environ 10-13 degrés pour les mouvements de protraction et de rétraction (*Table 1*, p.3-35). Il en résulte que le pourcentage d'erreurs de mesure était beaucoup plus important pour la rétraction et la protraction que pour l'élévation. La fidélité de la protraction s'est avérée particulièrement faible. Ceci peut être associé, en partie, à la plus faible variabilité de mobilité inter-sujets observée pour ce mouvement (*Table 1*, p.3-35). En effet, le coefficient de

dépendabilité est inversement proportionnel à l'homogénéité de l'échantillon (Crocker et al., 1986).

Par ailleurs, les résultats de l'étude G ont révélé que la fidélité des mesures était principalement affectée par les erreurs systématiques et aléatoires associées aux évaluateurs, en particulier pour la protraction. Pour ce dernier mouvement, les erreurs associées aux occasions se sont aussi avérées importantes, bien qu'elles étaient moindres que celles associées aux évaluateurs, vérifiant partiellement l'hypothèse #5. Par contre, les erreurs associées aux essais étaient minimales pour les trois mouvements de la CS. Pour des mesures goniométriques d'autres articulations du membre supérieur, une étude avait également démontré que les erreurs de mesure inter-juges (associées aux évaluateurs) étaient plus élevées que les erreurs de mesure test-retest (associées aux occasions) et que les erreurs inter-essais étaient négligeables (Boone et al., 1978).

Lors de l'évaluation des mouvements actifs d'élévation et de rétraction, l'évaluateur avec le plus d'expérience (évaluateur B) cotait systématiquement plus élevé que l'évaluateur A. Les erreurs systématiques sont reliées directement aux conditions expérimentales de l'étude, bien qu'elles influencent également la fidélité de la mesure (Crocker & Algina, 1986). Dans ce cas-ci, le fait d'accorder plus de pratique aux évaluateurs, avant le début de l'étude, aurait probablement diminué l'importance de ces erreurs systématiques et par le fait même, amélioré la fidélité de ces deux mouvements. Néanmoins, ces erreurs systématiques sont moins importantes dans le contexte clinique puisqu'en général, le client est réévalué par le même physiothérapeute. Finalement, il se pourrait que la plus grande familiarité du goniomètre utilisé pour l'élévation influence la fidélité de la mesure tel que stipulé à l'hypothèse #3 (page 1-5). En effet, l'ensemble des erreurs associées aux évaluateurs était légèrement moindre pour l'élévation que pour la rétraction.

Les qualités psychométriques des trois mouvements actifs de la CS ont été diminuées par des erreurs de mesure. Pour l'élévation, les difficultés de palpation de la 7^e épineuse cervicale (C7) ont probablement contribué aux erreurs associées aux évaluateurs. Dans le même ordre d'idée, ces difficultés de palpation pourraient être la cause de la plus faible validité concomitante obtenue par l'évaluateur le moins expérimenté avec le goniomètre, du côté dominant ($r = 0.63$ au lieu de $r = 0.77$, $p < 0.01$). Par contre, les mesures prises par l'évaluateur le plus expérimenté (évaluateur B) étaient systématiquement plus élevées que celles prises avec l'Optotrak. Des différences d'identification des points de repère osseux, entre cet évaluateur (pour le ruban à mesurer) et l'expérimentateur (pour l'Optotrak), pourraient expliquer ces derniers résultats.

Pour les trois mouvements de la CS, la complexité du mouvement ne permettait pas toujours d'avoir un bon alignement du goniomètre avec les segments et les points de repères osseux, entraînant également des erreurs de mesures (Gajdosik et al., 1987; Norkin et al., 1995). Ils semblent surtout être reliés au fait qu'avec cet instrument, la mesure n'est prise que dans un seul plan alors qu'en réalité, les mouvements de la CS sont tridimensionnels (Gajdosik & Bohannon, 1987). Lors de l'élévation, nous avons ainsi observé que plusieurs sujets enrroulaient légèrement les épaules. Il était donc plus difficile de maintenir la branche du goniomètre parallèle à l'acromion postéro-latéral.

Ces problèmes d'alignement du goniomètre semblent avoir davantage affecté les qualités psychométriques des mouvements de protraction et de rétraction. En effet, chez plusieurs sujets, une légère élévation du moignon de l'épaule accompagnait les mouvements de protraction et de rétraction de la CS. Il était alors plus difficile de maintenir le centre et les branches du goniomètre alignés respectivement avec la fourchette sternale et la clavicule. D'ailleurs, une étude antérieure avait également rapporté la présence d'un mouvement vertical accompagnateur de la clavicule, lors de la protraction et de la rétraction de la CS (Conway, 1961). En plus, durant la lecture de l'angle de protraction et de

rétraction, des erreurs de parallaxe ont probablement contribué aux erreurs associées aux évaluateurs. En effet, la lecture de l'angle était gênée par le fait que, chez certains sujets qui faisaient une protraction de la tête, le centre du goniomètre était situé dans le plan transversal, juste sous le menton. Il semble donc que le goniomètre utilisé pour cette étude n'ait pas permis de mesurer la mobilité active des mouvements de protraction et de rétraction en éliminant toutes les difficultés associées à ces mouvements, discutées en détail dans l'article 2.

En conclusion, seul le mouvement d'élévation pourrait être évalué avec le goniomètre. En raison du pourcentage important d'erreurs associées aux évaluateurs, nous suggérons toutefois que ce mouvement soit évalué par la même personne. Cette dernière bénéficierait également de pratiquer la technique d'évaluation proposée, avant de l'incorporer dans sa pratique. Pour la rétraction et la protraction, il faut améliorer le goniomètre et la technique de mesure avant de pouvoir l'utiliser en clinique pour quantifier les déficiences de mobilité de la sterno-costo-claviculaire.

4.4 Fidélité et validité de l'évaluation des mouvements actifs de la CS avec le ruban à mesurer

Avec le ruban à mesurer, seul le mouvement d'élévation était à la fois valide et fidèle. La rétraction était fidèle, en particulier du côté dominant, mais non valide. Comme pour les mesures goniométriques, le mouvement de protraction n'était pas valide et il était le moins fidèle.

Concernant la fidélité des trois mouvements de la CS, les résultats de l'étude G ont révélé que les erreurs associées aux essais étaient minimes. Celles associées aux occasions étaient faibles, sauf pour la protraction du côté non dominant, où elles contribuaient à 20% de la variance totale. Le pourcentage d'erreurs associées aux évaluateurs était important pour la

rétraction, du côté non dominant et plus encore pour la protraction pour les deux côtés (*Table 3*, p.3-31). Concernant la protraction, les résultats de la présente étude corroborent ceux des études précédentes portant sur la fidélité des mesures linéaires prises avec un ruban à mesurer. Que ce soit pour le mouvement de protraction de la CS (Schenkman et al., 1997) ou pour la position d'abduction de l'omoplate avec le bras au repos ou à divers degrés d'élévation (T'Jonck et al., 1996), les auteurs ont trouvé que la fidélité intra-juges (associées aux essais) était plus élevée que la fidélité inter-juges. Néanmoins, les résultats de la présente étude ont révélé que les erreurs systématiques associées aux évaluateurs étaient particulièrement importantes pour le mouvement de protraction. Tout comme pour les mesures goniométriques d'élévation et de rétraction, les évaluateurs auraient probablement bénéficié d'un entraînement plus poussé avant de débiter la collecte de données.

Les qualités psychométriques ainsi que les erreurs associées aux évaluateurs semblent avoir été affectés par le choix des points de repère osseux sur l'omoplate. Les évaluateurs avaient de la difficulté à situer l'angle interne de l'omoplate à la fin du mouvement de protraction, probablement en raison de la tension des muscles antagonistes étirés (trapèze et rhomboïdes), lesquels recouvrent en partie l'omoplate (Gray, 1995). D'autres groupes d'auteurs ont d'ailleurs discuté de la faible fidélité de l'angle interne de l'omoplate, même au repos (Hébert et al., 2000). Pour la rétraction, les meilleurs résultats de fidélité pourraient être expliqués en partie par le fait que la masse musculaire des trapèzes et rhomboïdes, en fin d'amplitude, forment un point de repère additionnel et amènent une constance à localiser l'angle interne de l'omoplate. Toutefois, il semble que les évaluateurs aient eu aussi des difficultés à situer précisément ce point de repère, puisque la validité du mouvement s'est avérée faible. Dans le même ordre d'idée, il a été démontré que l'acromion postéro-latéral, utilisé dans la présente étude pour mesurer l'élévation, constituait un point de repère précis (Gibson et al., 1995; Hébert et al., 2000). Ces dernières observations supportent plutôt bien l'hypothèse #4 qui mentionnait que la fidélité

du mouvement d'élévation serait supérieure aux mouvements de protraction et de rétraction en raison de la difficulté à identifier adéquatement les points de repères osseux sur l'omoplate.

Concernant la validité concomitante de l'élévation, les mesures prises avec le ruban à mesurer, par les deux évaluateurs, étaient systématiquement plus élevées que celles prises avec l'Optotrak. Les mesures linéaires sont influencées par la distance entre les points de repères osseux. Avec l'Optotrak, le sujet portait un casque de bain sur lequel était placé le marqueur, au niveau de l'inion alors qu'avec le ruban à mesurer, l'inion était palpé directement sur la tête. Il est donc possible d'avoir des différences systématiques entre les amplitudes des évaluateurs et celles estimées à partir des marqueurs utilisés avec le système Optotrak. L'hypothèse #7, qui stipulait que la validité concomitante des mesures prises avec le ruban serait supérieure à celle des mesures goniométriques a été confirmée seulement pour l'élévation et pour la protraction, du côté non dominant. Pour ce dernier mouvement, la validité ($p < 0.05$) était néanmoins faible avec les deux méthodes d'évaluation : $r = 0.10-0.24$ avec le goniomètre, $r = 0.20-0.43$ avec le ruban à mesurer.

En conclusion, seule l'élévation pourrait être évaluée avec le ruban à mesurer. Pour ce mouvement, les erreurs associées aux évaluateurs et aux occasions étaient faibles et celles associées aux essais, négligeables.

4.5 Optotrak : association entre les mesures angulaires et linéaires

La présente étude a également examiné l'association entre les mesures linéaires et angulaires dans le but de vérifier si ces mesures reflétaient des comportements semblables de mobilité dans la sterno-costo-claviculaire et la scapulo-thoracique, lors des mouvements globaux d'élévation, de protraction et de rétraction. À l'hypothèse #8, nous avons supposé que ces deux types de mesures allaient être reliées. Avec l'Optotrak, les mesures angulaires et

linéaires se sont avérées reliées de façon significative pour le mouvement d'élévation ($r = 0.73-0.74$; $p < 0.01$). Ceci est peu surprenant, compte tenu du fait que ces deux types de mesures ont des points de repères semblables et représentent en fait le même mouvement proprement dit : l'élévation dans la sterno-costo-claviculaire. L'absence d'une corrélation plus élevée est probablement liée au fait que les mesures linéaires sont influencées par les caractéristiques anthropométriques du sujet (ex. largeur des épaules) alors que les mesures angulaires ne le sont pas.

Pour la protraction et la rétraction, il y avait soit peu ($p < 0.05$) ou pas d'association entre les mesures linéaires et angulaires, à l'exception de la rétraction, du côté non dominant ($r = 0.58$, $p < 0.01$). Concernant la rétraction, du côté dominant, deux sujets (#10 et #12) ont obtenu des valeurs d'amplitude articulaire très différentes des autres. Toutefois, même sans ces deux sujets, la corrélation demeurerait faible ($r = 0.44$, $p < 0.05$). Nos résultats suggèrent que les deux types de mesures (angles et distances) ne reflètent pas un comportement de mobilité semblable entre les individus aux articulations sterno-costo-claviculaire et scapulo-thoracique, lors des mouvements globaux de protraction et de rétraction. Chacune des deux méthodes n'évaluent donc qu'en partie le mouvement présent dans l'autre articulation. Tel que défini précédemment, les mouvements globaux de la CS sont définis par rapport à ceux de la clavicule et de l'omoplate (Lehmkuhl et al., 1983). Les mesures linéaires n'évaluaient que le glissement de l'omoplate sur le thorax, à l'articulation scapulo-thoracique. Par contre, les mesures angulaires évaluaient exclusivement les mouvements antérieur et postérieur de la clavicule dans le plan horizontal, à l'articulation sterno-costo-claviculaire.

En conclusion, seul le mouvement d'élévation pourrait être mesuré aussi bien avec le ruban à mesurer qu'avec le goniomètre. Néanmoins, nous favorisons le ruban à mesurer parce que cette méthode était peu influencée par l'expérience des évaluateurs et que l'ensemble des erreurs était faible ou

négligeable. La fidélité et la validité de l'élevation était également plus élevée avec le ruban à mesurer qu'avec le goniomètre.

4.6 Limites de l'étude

Tel que discuté précédemment, la fidélité des mesures est inversement proportionnelle à l'homogénéité de l'échantillon (Crocker & Algina, 1986). En particulier pour la protraction avec le goniomètre, il semble que la plus faible fidélité obtenue soit en partie causée par le peu de différence de mobilité articulaire entre les sujets. Par ailleurs, la fidélité des mesures est aussi diminuée, en partie, par les erreurs systématiques associées aux évaluateurs. Ces derniers auraient peut-être bénéficié de plus de pratique, avant le début de la collecte de donnée. Néanmoins, les erreurs systématiques perdent quelque peu de leur importance dans le contexte clinique puisqu'en général, le client est réévalué par le même physiothérapeute.

Par estimation visuelle, la fidélité inter-juges était faible à modérée pour les trois mouvements de la CS. Les résultats de la présente étude ne permettent pas de tirer de conclusion certaine sur la fidélité test-retest des mouvements de rétraction et de protraction à cause des différences importantes obtenues au niveau des coefficients kappa selon le paramètre considéré (évaluateur A ou B, essais 1 ou 2, côté dominant ou non dominant). En plus, il semble que ces deux mouvements ne puissent pas être évalués par les méthodes objectives proposées dans la présente étude. Néanmoins, ces mouvements font partie de l'examen clinique et il y a lieu de continuer à chercher des méthodes d'évaluation fidèles et valides.

Le présent mémoire a porté sur la fidélité et la validité de l'amplitude de mouvement ou AROM (différence entre la position finale et de repos). Une analyse ultérieure des données (position de repos et position finale) devraient permettre de préciser si la faible validité et fidélité, pour les mouvements de

protraction et de rétraction, est associée à des problèmes au niveau de la position initiale (début du mouvement) et/ou de la position finale (fin du mouvement).

De plus, dans la présente étude, seules la fidélité et la validité concomitante ont été évaluées. Il est certain qu'il faudra poursuivre l'évaluation des qualités psychométriques des mesures de mobilité de la CS. Il faudra également évaluer différents groupes de sujets afin de déterminer l'influence du type d'atteinte, de l'âge et du sexe sur les mesures de mobilité de la CS. En effet, il faut mentionner que les résultats de la présente étude ne peuvent être généralisés qu'à des sujets sains. Toutefois, il faudra d'abord améliorer les méthodes objectives de l'évaluation des mouvements actifs de protraction et de rétraction avant d'entreprendre d'autres études. Finalement, il serait pertinent de déterminer si les mesures cliniques de mobilité active de la CS permettent de discriminer les sujets sains de ceux ayant une atteinte à l'épaule.

CHAPITRE 5

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

En réadaptation, les cliniciens sont incités à utiliser des méthodes d'évaluation standardisées, fidèles et valides. La mobilité active de la CS, actuellement évaluée par estimation visuelle, fait partie intégrante de l'examen clinique des clients souffrant de problèmes à l'épaule. Avec cette méthode, les résultats de fidélité de la présente étude indiquent que l'élévation de la CS peut être évaluée à une reprise et à différentes occasions, mais par le même clinicien. Dans la présente étude, une telle conclusion ne peut être tirée pour les mouvements de protraction et de rétraction qui ont montré des indices de fidélité variables selon les paramètres examinés (essai, évaluateur, côté évalué). Pour les trois mouvements de la CS, la fidélité inter-juges de l'évaluation par estimation visuelle variait de pauvre à modérée.

Les deux méthodes objectives proposées dans cette étude (le goniomètre et le ruban à mesurer) peuvent également être utilisées pour évaluer l'élévation de la CS, puisqu'elles se sont avérées fidèles et valides. Entre ces deux instruments de mesure, nous conseillons cependant l'utilisation du ruban à mesurer puisqu'il est peu influencé par l'expérience des évaluateurs. De plus, il comporte moins d'erreurs et les résultats de fidélité et de validité étaient supérieurs aux mesures goniométriques. En ce qui a trait aux mouvements de protraction et de rétraction, ils devraient être évalués de façon plus uniforme ou en utilisant d'autres méthodes que celles proposées dans ce mémoire. En effet, avec le goniomètre et le ruban à mesurer, la protraction n'était ni fidèle, ni valide. La rétraction était valide avec le goniomètre mais elle n'était fidèle qu'avec le ruban à mesurer. Il faut rappeler que contrairement à l'élévation, les deux méthodes d'évaluation de la mobilité n'évaluent pas les mêmes composantes articulaires lors des mouvements de protraction et de rétraction.

Ceci explique probablement, en partie, les résultats obtenus dans le présent projet de recherche.

Considérant l'absence de normes dans la littérature, cette étude a également fourni des valeurs de référence chez des sujets sains d'âge moyen. D'après nos résultats, il y aurait peu d'effet de la dominance sur les mesures de mobilité chez ces sujets, excepté pour le mouvement de protraction. Ce dernier a montré une faible corrélation entre les mesures du côté dominant et non dominant et s'est avérée différent d'un côté à l'autre (mesures Optotrak) sur le plan statistique et ce, malgré le faible écart entre les deux côtés.

En conclusion, les résultats de la présente étude pourront être utilisés pour optimiser l'évaluation de la mobilité active de la CS. Ils pourront aussi servir à développer de nouvelles méthodes d'évaluation clinique plus appropriées pour les mouvements de protraction et de rétraction. Somme toute, cette étude constitue un premier pas dans la recherche de mesures de résultats standardisées, fidèles et valides de l'examen des mouvements globaux de la CS.

CHAPITRE 6

BIBLIOGRAPHIE

Aagaard, H. & Jorgensen, U. (1996). Injuries in elite volleyball. *Scand J Med Sci Sports*, 6, 228-232.

Allander, E., Björnsson, O.J., Olafsson, O., Sigfusson, N. & Thorsteinsson, J. (1974). Normal range of joint movements in shoulder, hip, wrist and thumb with special reference to side: A comparison between two populations. *Int J Epidemiol*, 3, 253-261.

Anderson, J.A. (1984). Shoulder pain and tension neck and their relation to work. *Scand J Work Environ Health*, 10, 435-442.

Anthonis, P.C. (1967). Comportement de l'angle omo-claviculaire dans la protraction et la rétraction de l'épaule. *Acta anat*, 67, 161-171.

Barnett, N.D., Duncan, R.D. & Johnson, G.R. (1999). The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics--a study of reliability. *Clin Biomech*, 14, 287-290.

Boone, D.C. & Azen, S.P. (1979). Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am*, 61, 756-759.

Boone, D.C., Azen, S.P., Lin, C.M., Spence, C., Baron, C. & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-1390.

Braun, B.L. (1991). Postural differences between asymptomatic men and women and craniofacial pain patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 653-656.

Braun, B.L. & Amundson, L.R. (1989). Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 322-329.

Brennan, R. & Kane, M. (1977). An index of dependability for mastery tests. *J Educ Measurem*, 14, 277-289.

Brosseau, L., Tousignant, M., Budd, J., Chartier, N., Duciaume, L., Plamondon, S., O'Sullivan, J.P., O'Donoghue, S. & Balmer, S. (1997). Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal

goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiother Res Int*, 2, 150-166.

Bullock-Saxton, J. (1993). Postural alignment in standing: A repeatability study. *Aust Physiother*, 39, 25-29.

Clarkson, H.M. & Gilewich, G.B. (1989). *Musculoskeletal assessment: Joint range of motion and manual muscle strength*. Williams & Wilkins: Baltimore.

Commission de la santé et de la sécurité au travail (1999). *Données d'exploitation, rapport d'activité 1998*.

Conway, A.M. (1961). Movements at the sternoclavicular and acromioclavicular joints. *Phys Ther Rev*, 41, 421-432.

Crick, J. & Brennan, R. (1983). *Manual for genova: A generalized analysis of variance system (Version 2.1): American College Testing Program*.

Crocker, L. & Algina, J. (1986). *Introduction to classical and modern test theory*. Harcourt Brace Jovanovich College: Florida.

Culham, E.G. (1992). *The relationship of age and thoracic posture to the resting position and mobility of the shoulder complex*. Unpublished Ph.D thesis, Queen's University.

Currier, D.P. (1990). *Elements of research in physical therapy (3e ed., pp. 172-173)*. Williams & Wilkins: Baltimore.

Curtis, K.A. & Black, K. (1999). Shoulder pain in female wheelchair basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29, 225-231.

de Groot, J.H., van Woensel, W. & van der Helm, F.C. (1999). Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clin Biomech*, 14, 309-314.

Dempster, W.T. & Mich, A.A. (1965). Mechanisms of shoulder movement. *Arch Phys Med Rehabil*, 49-70.

DiVeta, J., Walker, M.L. & Skibinski, B. (1990). Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Phys Ther*, 70, 470-476.

Doody, S.G., Waterland, J.C. & Freedman, L. (1970). Scapulo-humeral goniometer. *Arch Phys Med Rehabil*, 51, 711-713.

Fisk, G.H. & Colwell, G. (1954). Shoulder movements in health and disease. *Arch Phys Med Rehabil*, 149-155.

Freedman, L. & Munro, R.R. (1966). Abduction of the arm in the scapular plane: Scapular and glenohumeral movements. *J Bone Joint Surg*, 48-A, 1503-1510.

Gajdosik, R.L. & Bohannon, R.W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-1872.

Gibson, M.H., Goebel, G.V., Jordan, T.M., Kegerreis, S. & Worrell, T.W. (1995). A reliability study of measurement techniques to determine static scapular position. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21, 100-106.

Gray, H. (1995). *Anatomy of the human body* (38th ed.). Lea and Febiger: Philadelphia.

Greene, B.L. & Wolf, S.L. (1989). Upper extremity joint movement: Comparison of two measurement devices. *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 288-290.

Greenfield, B., Catlin, P.A., Coats, P.W., Green, E., McDonald, J.J. & North, C. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21, 287-295.

Harrison, A.L., Barry-Greb, T. & Wojtowicz, G. (1996). Clinical measurement of head and shoulder posture variables. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23, 353-361.

Hayes, K.W. (1993). *Commentaires de l'article "the application of generalizability theory to reliability assessment: An illustration using isometric force measurements"*. *Phys Ther*, 73, 396-397.

Hébert, L.J., Moffet, H., McFadyen, B.J. & St-Vincent, G. (2000). A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the optotrak probing system. *Clin Biomech*, 15, 1-8.

Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities* (pp. 10). Appleton-Century-Crofts: New York

Inman, V.T. & Saunders, M. (1946). Observations on the function of the clavicle. *Calif med*, 65, 158-166.

Johnson, G.R., Stuart, P.R. & Mitchell, S. (1993). A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clin Biomech*, 8, 269-273.

Kapandji, I.A. (1997). *Physiologie articulaire* (5e ed., Vol. 1). Maloine: Paris.

Kebaetse, M., McClure, P. & Pratt, N.A. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 945-950.

Kendall, F.P., McCreary, E.K. & Provance, P.G. (1995). *Les muscles: Bilan et étude fonctionnels, anomalies et douleurs posturales* (4e ed.). Pradel: Paris.

Kibler, W.B. (1991). The scapula in overhead throwing. *Contemp Orthop*, 22, 525-532.

Kibler, W.B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med*, 26, 325-337.

Kramer, M.S. & Feinstein, A.R. (1981). Clinical biostatistics. *Clin Pharmacol Ther*, 29, 111-123.

Lal, S. (1998). Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. *Spinal Cord*, 36, 186-189.

Landis, R.J. & Koch, G.G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33, 159-174.

Lehmkuhl, L.D. & Smith, L.K. (1983). *Brunnstrom's clinical kinesiology* (4th ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

Low, J.L. (1976). The reliability of joint measurement. *Physiotherapy*, 62, 227-229.

Ludewig, P.M. & Cook, T.M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*, 80, 276-291.

Ludewig, P.M., Cook, T.M. & Nawoczenski, D.A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 24, 57-65.

Lukasiewicz, A.C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N. & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29, 574-583.

Lundberg, U., Dohns, I.E., Melin, B., Sandsjo, L., Palmerud, G., Kadefors, R., Ekstrom, M. & Parr, D. (1999). Psychophysiological stress responses, muscle tension, and neck and shoulder pain among supermarket cashiers. *J Occup Health Psychol*, 4, 245-255.

MacDermid, J.C., Chesworth, B.M., Patterson, S. & Roth, J.H. (1999). Intratester and intertester reliability of goniometric measurement of passive lateral shoulder rotation. *J Hand Ther*, 12, 187-192.

Murray, M.P., Gore, D.R., Gardner, G.M. & Mollinger, L.A. (1985). Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clin Orthop*, 192, 268-273.

Neiers, L. & Worrell, T.W. (1993). Assessment of scapular position. *J Sport Rehabil*, 2, 20-25.

Norkin, C.C. & White, D.J. (1995). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry* (2nd ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

Odom, C.J., Taylor, A.B., Hurd, C.E. & Denegar, C.R. (2001). Measurement of scapular asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapular slide test: A reliability and validity study. *Phys Ther*, 81, 799-809.

O'Riain, M., Sibille, J. & Balmer, S. (1983). A new goniometer for physiotherapy. *Physiother Can*, 35, 280-281.

Pedotti, A. & Giancarlo, F. (1995). Optoelectronic-based systems. In P. Allard & I. A. F. Stokes & J.-P. Blanche (Eds.), *Three-dimensional analysis of human movement* (pp. 59-60). Human kinetics: Windsor.

Peterson, D.E., Blankenship, K.R., Robb, J.B., Walker, M.J., Bryan, J.M., Stetts, D.M., Mincey, L.M. & Simmons, G.E. (1997). Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 34-42.

Plafcan, D.M., Turczany, P.J., Guenin, B.A., Kegerreis, S. & Worrell, T.W. (1997). An objective measurement technique for posterior scapular displacement. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 336-341.

Poppen, N.K. & Walker, P.S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am*, 58-A, 195-201.

Price, C.I., Franklin, P., Rodgers, H., Curless, R.H. & Johnson, G.R. (2000). Active and passive scapulohumeral movement in healthy persons: A comparison. *Arch Phys Med Rehabil*, 81, 28-31.

Pronk, G.M. (1989). A kinematic model of the shoulder girdle: A résumé. *J Med Eng Technol*, 13, 119-123.

Sabari, J.S., Maltzev, I., Lubarsky, D., Liskay, E. & Homel, P. (1998). Goniometric assessment of shoulder range of motion: Comparison of testing in supine and sitting positions. *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 647-651.

Schenkman, M., Laub, K.C., Kuchibhatla, M., Ray, L. & Shinberg, M. (1997). Measures of shoulder protraction and thoracolumbar rotation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25, 329-335.

Shavelson, R.J. & Webb, N.M. (1991). *Generalizability theory: A primer* (Vol. 1). Sage publications.

Sobush, D.C., Simoneau, G.G., Dietz, K.E., Levene, J.A., Grossman, R.E. & Smith, W.B. (1996). The lennie test for measuring scapular position in healthy young adult females: A reliability and validity study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23, 39-50.

Stockes, I.A.F. (1995). X-ray photogrammetry. In P. Allard & I. A. F. Stockes & J.-P. Blanche (Eds.), *Three-dimensional analysis of human movement* (pp. 125-141). Human kinetics: Windsor.

T'Jonck, L., Lysens, R. & Grasse, G. (1996). Measurements of scapular position and rotation: A reliability study. *Physiother Res Int*, 1, 148-158.

van der Helm, F.C. & Pronk, G.M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J Biomech Eng*, 27-40.

Wang, C.H., McClure, P., Pratt, N.E. & Nobilini, R. (1999). Stretching and strengthening exercises: Their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 923-929.

Weiser, W.M., Lee, T.Q., McMaster, W.C. & McMahon, P.J. (1999). Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability. *Am J Sports Med*, 27, 801-805.

Youdas, J.W., Carey, J.R., Garrett, T.R. & Suman, V.J. (1994). Reliability of goniometric measurements of active arm elevation in the scapular plane obtained in a clinical setting. *Arch Phys Med Rehabil*, 75, 1137-1144.

Fournisseur :

Optotrak 3020, Northern Digital Inc., 103, Randall Drive, Waterloo, Ontario, Canada, N2V 1C5.

ANNEXE I

Certificat d'éthique



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé :

“Validité et fidélité des mesures de posture et de mobilité de la ceinture scapulaire”

présenté par : **Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Hélène Moffet, Luc J. Hébert, Denis Gagnon**

Le comité composé de :

**M. Jacques R. Nolet, directeur général
Mme Lisette Gagnon, directrice des soins infirmiers
Dr Bernard Leduc, physiatre
Mme Claude Paquette, psychologue
M. Bertrand Arsenault, chercheur
M. Régis Blais, chercheur agrégé, Faculté de médecine
Mme Anik Nolet, aviseure légale
Mme Mélanie Lefebvre, aviseure légale**

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.

Ronald Riopel
Président du comité d'éthique
RR /fd

Date Le 14 janvier 2000

Centre hospitalier affilié à l'Université de Montréal



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

6300, avenue Darlington • Montréal (Québec) • H3S 2J4 • Téléphone: (514) 340-2085

Le 10 mars 2000

Mme Sylvie Nadeau
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

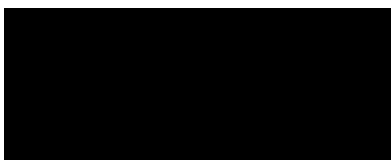
OBJET: Lettre du 16 février 00 au sujet du formulaire de consentement corrigé pour l'étude "Validité et fidélité des mesures de posture et de mobilité de la ceinture scapulaire."

Docteur,

En assemblée tenue le 8 mars 2000, les membres du Comité d'éthique de la recherche acceptent ce formulaire de consentement modifié.

Nous vous prions d'agréer, docteur, l'expression de nos meilleurs sentiments.

La présidente du Comité d'éthique
de la recherche



Yvette Bonny, M.D.

/fh

Pavillon Maisonneuve
5415, boul. de l'Assomption
Montréal H1T 2M4
Tél. : (514) 252-3400

Pavillon Rosemont
5689, boul. Rosemont
Montréal H1T 2H1
Tél. : (514) 252-3400

Pavillon Rachel-Tourigny
5305, boul. de l'Assomption
Montréal H1T 2M4
Tél. : (514) 252-3400

Pavillon pédiatrique
Thérèse-de-Yturralde
6900, 42e Avenue
Montréal H1T 2T2
Tél. : (514) 374-7940

Centre d'accueil
Judith-Jasmin
8850, rue Bisillon
Montréal H1K 4N2
Tél. : (514) 354-5990

ANNEXE II

Formulaire de consentement

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

Projet de recherche : “Validité et fidélité des mesures de posture et de mobilité de la ceinture scapulaire”

Chercheure responsable : Docteure Sylvie Nadeau

Co-chercheurs : Docteur Denis Gravel; Docteure Hélène Moffet;

Docteur Denis Gagnon; Monsieur Luc J. Hébert;

Madame Stéphanie Kovacs et Madame France Potte, physiothérapeutes sont des collaboratrices cliniciennes.

Centre de recherche Institut de réadaptation de Montréal, École de réadaptation, Université de Montréal, Université de Sherbrooke et Institut de réadaptation en déficience physique de Québec.

Ce projet est subventionné par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR).

PARTIE 1 : INFORMATIONS RELATIVES AU PROJET DE RECHERCHE

On vous a demandé de participer à un projet de recherche intitulé “Validité et fidélité des mesures de posture et de mobilité de la ceinture scapulaire” qui est présentement en cours au centre de recherche de l’Institut de réadaptation de Montréal. Les chercheurs qui collaborent à ce projet sont les Docteurs Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Hélène Moffet et Denis Gagnon ainsi que Monsieur Luc J. Hébert candidat au doctorat et Mesdames Stéphanie Kovacs et France Potte, physiothérapeutes. La Docteure Nadeau, qui est chercheure responsable du projet, ainsi que le Docteur Denis Gravel sont professeurs à l’École de réadaptation de la Faculté de médecine de l’Université de Montréal et chercheurs réguliers à l’Institut de réadaptation de Montréal

initiales du sujet : _____

(IRM). Ces chercheurs possèdent l'expertise dans l'évaluation de clientèles avec des atteintes musculo-squelettiques.

Un total de 20 sujets adultes en santé et 10 sujets ayant un diagnostic de capsulite chronique (> 3 mois) à l'épaule participeront à ce projet de recherche. Les 10 patients seront recrutés à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont à partir de la liste de patients en attente pour des traitement en physiothérapie au pavillon Rosemont. Pour toute information ou demande relative au présent projet, vous pouvez communiquer avec la Docteure Nadeau à l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM) au numéro (514) 340-2078 ou par Fax au (514) 340-2154. Madame France Piote, physiothérapeute à l'HMR (pavillon Rosemont) et clinicienne associée à ce projet de recherche pourra être rejointe au (514) 252-3864.

But du projet

L'objectif général de cette étude est de déterminer si l'évaluation de la posture et des mouvements de la Ceinture Scapulaire (CS), telle que pratiquée actuellement en clinique, est valide et fidèle. Ceci permettra de juger par la suite dans quelle mesure les cliniciens doivent s'en servir afin de mesurer des déficiences et incapacités ou évaluer l'efficacité de leurs interventions. Dans la présente étude, la posture réfère à la position dans l'espace de vos segments tête, rachis, épaules et omoplates, à l'alignement de ces segments, ainsi qu'au degré d'asymétrie entre votre côté droit et votre côté gauche. La mobilité de la CS réfère à la quantité de mouvements que vous pouvez produire volontairement lorsqu'on vous demande de bouger l'épaule dans quatre directions : 1) vers le haut (élévation), 2) vers le bas (dépression), 3) vers l'avant (protraction) et 4) vers l'arrière (rétraction). Nous vous expliquerons clairement ces mouvements avant de débiter l'étude.

initiales du sujet : _____

Méthodologie

Si vous acceptez de participer à ce projet de recherche, nous effectuerons deux sessions d'évaluation de votre posture et de vos mouvements de la CS, soit deux séances espacées d'au plus 7 jours. À la fin de la 1^{re} séance, nous vous remettrons un journal de bord que vous remplirez à tous les jours et que vous nous remettrez au début de la 2^e séance. Les évaluations seront d'une durée d'environ 3 heures et seront effectuées à l'Institut de réadaptation de Montréal. Au cours de ces évaluations, nous vous demanderons de répondre à un questionnaire concernant votre état de santé puis deux physiothérapeutes, Madame F. Piotte et Madame S. Kovacs, évalueront votre posture et vos mouvements de la CS. Différentes méthodes cliniques seront utilisées, soit l'estimation visuelle, la goniométrie universelle, la mesure avec un ruban à mesurer et l'évaluation avec un système sophistiqué d'analyse du mouvement. Pour cette dernière évaluation, nous collerons sur les régions de l'épaule, du cou, de la tête et du tronc des petits marqueurs dont la position sera captée par les caméras d'un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement. Ce système est très précis et servira de mesure étalon pour vérifier dans quelle mesure (constance, précision), l'examen de la posture et de la mobilité de la CS, tel qu'il se fait dans la pratique actuelle, permet d'estimer ou non des changements réels.

Pour toutes ces évaluations, vous serez assis sur une chaise sans dossier, les pieds au sol, les hanches et genoux à 90 degrés de flexion, les bras pendant le long du corps. On vous demandera de fixer un point de repère situé devant vous à la hauteur des yeux. L'évaluation se déroulera en trois étapes: une évaluation commune par les deux physiothérapeutes, une évaluation individuelle par chacune des physiothérapeutes et l'évaluation par le système d'analyse du mouvement.

initiales du sujet : _____

Avantages et risques

Les avantages dont vous pourrez bénéficier, si vous décidez de participer à cette étude, sont de mieux connaître votre posture, vos mouvements et la recherche dans ce domaine. De plus, vous contribuerez à améliorer les outils d'évaluation utilisés en clinique et vous servirez à créer des données de référence pour les sujets sains et les sujets ayant une capsulite chronique à l'épaule. Lors de l'exécution des mouvements des périodes de repos vous seront accordées au besoin. Les mouvements sont susceptibles de vous créer de légers inconforts passagers au niveau des épaules et des muscles du cou mais ne pourront endommager votre épaule atteinte. Il n'y a aucun risque particulier associé aux techniques utilisées. Cette étude ne constitue pas un traitement en soi. On répondra à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer.

Confidentialité, éthique et droit de retrait

Toute information obtenue dans le cadre de cette étude sera traitée de manière confidentielle et les données recueillies ne seront utilisées qu'à des fins scientifiques. Chaque personnes participant à l'étude est identifiée par un code qui est utilisé pour les étapes subséquentes de l'analyse. Les données nominales seront conservées dans une filière et ne seront accessibles qu'aux chercheurs responsables du projet de recherche et aux membres de leur équipe de recherche. Toute information recueillie demeurera confidentielle et les données ne seront utilisées qu'à des fins scientifiques. Une fois l'étude terminée, les résultats pourront vous être communiqués sur demande. Les données seront conservées au centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal pour une durée maximale de dix ans.

initiales du sujet : _____

Votre participation à cette étude est volontaire et tout à fait libre; il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans que cela n'affecte les services auxquels vous avez droit. Si vous acceptez de participer, vous pourrez vous retirer de l'étude en tout temps sans justification et sans préjudices. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal et de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont.

Compensations monétaires

Des montants ont été prévus pour défrayer les frais de déplacement et la participation des personnes qui participeront à l'étude.

Personnes responsables

Les responsables du projet, Dre Sylvie Nadeau et Dr Denis Gravel, peuvent être rejoints au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, avenue Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4. Tél. : (514) 340-2078. Fax : (514) 340-2154. Pour toutes questions concernant vos droits dans cette étude, vous pouvez communiquer avec le Dre Yvette Bonny, présidente du comité d'éthique de la recherche à HMR au (514) 252-3822.

initiales du sujet : _____

Projet de recherche : “Validité et fidélité des mesures de posture et de mobilité de la ceinture scapulaire”

Chercheure responsable : Docteure Sylvie Nadeau

Co-chercheurs : Docteur Denis Gravel; Docteure Hélène Moffet;

Docteur Denis Gagnon; Monsieur Luc J. Hébert;

Madame Stéphanie Kovacs et Madame France Pottie,

physiothérapeutes sont des collaboratrices cliniciennes.

Centre de recherche Institut de réadaptation de Montréal, École de

réadaptation, Université de Montréal, Université de Sherbrooke et

Institut de réadaptation en déficience physique de Québec.

Ce projet est subventionné par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR).

PARTIE 2: CONSENTEMENT

Par la présente, je, _____ soussigné

atteste que :

1. j'ai été informé de la nature et des buts de ce projet de recherche ainsi que de son déroulement en français, une langue que je comprends et parle couramment.
2. j'ai été informé des inconvénients et risques possibles associés à ma participation.
3. je comprends que ma participation à cette étude est volontaire et que je peux me retirer en tout temps sans préjudice.
4. j'accepte de participer à 2 évaluations d'une durée d'environ 3h00 à l'IRM (Montréal) et de remplir le journal de bord quotidiennement, entre les 2 évaluations.
5. j'ai été informé que mes frais de transport pourront être défrayés à ma demande.

initiales du sujet : _____

5. j'ai été informé que mes frais de transport pourront être défrayés à ma demande.
6. je comprends que les données de cette étude seront traitées en toute confidentialité et qu'elles ne seront utilisées qu'à des fins scientifiques.
7. j'ai en ma possession un exemplaire du feuillet d'information et de la formule de consentement.
8. j'ai pu poser toutes les questions voulues concernant ce protocole et j'ai obtenu des réponses satisfaisantes.
9. j'ai lu la présente formule et je consens volontairement à participer à cette étude.

_____	_____	_____
nom de la participant (e)	signature du participant	date
_____	_____	_____
nom de l'investigateur	signature de l'investigateur	date

initiales du sujet : _____