

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
CAROLINE POULIN

ÉVALUATION D'UN PROGRAMME D'EXERCICES PRÉVENTIFS DE
RENFORCEMENT DES STABILISATEURS DE L'ÉPAULE CHEZ LE
TRIATHLÈTE

DÉCEMBRE 2007

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

RÉSUMÉ

Le triathlon est un sport relativement récent, dont la popularité ne cesse d'augmenter, particulièrement depuis son introduction aux Jeux Olympiques de 2000. Ce sport d'endurance qui est composé de trois disciplines, soit la natation, le vélo et la course à pied, demande de longues heures d'entraînement hebdomadaire. Peu de données sont présentement disponibles quant à l'épidémiologie des blessures associées au triathlon. La littérature nous révèle toutefois que l'augmentation du nombre d'adeptes a entraîné une hausse concomitante de la prévalence des blessures de «surutilisation», et que l'épaule est l'un des trois sites de blessure les plus fréquemment atteint. La blessure à l'épaule est la plus fréquente chez le nageur, sa prévalence pouvant atteindre jusqu'à 80%. «L'épaule du nageur» semble être reliée à une instabilité gléno-humérale provenant d'une fatigue prématurée des stabilisateurs de l'épaule, se traduisant par un syndrome d'accrochage sous-acromial. En effet, le travail de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires est essentiel afin de maintenir un alignement adéquat de la tête humérale et de la cavité glénoïde. Le dentelé antérieur et le subscapulaire semblent particulièrement susceptibles à la fatigue, étant utilisés de façon constante à une intensité supérieure à 20% de la contraction maximale volontaire au style libre.

Par conséquent notre hypothèse est qu'un programme d'exercices de renforcement de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires pourrait permettre d'augmenter l'endurance de ces muscles et de réduire les risques d'accrochage sous-acromial lors de la pratique de la natation. Nos objectifs étaient d'établir le profil du triathlète quant à la posture et aux caractéristiques biomécaniques

de l'épaule, et d'évaluer l'efficacité d'un programme de renforcement des stabilisateurs de l'épaule, le «Buchberger 12».

Nos sujets (n=13), âgés de 15 à 20 ans, étaient inscrits au programme sport-étude en triathlon. Ils ont agi dans un premier temps comme groupe contrôle, afin de fournir des mesures de référence. Ils ont ensuite été enrôlés dans le protocole expérimental, en effectuant notre programme d'entraînement spécifique, pendant six semaines. Des mesures ont été prises initialement (mesures A), après six semaines (contrôle, mesures B) et après douze semaines (expérimental, mesures C).

Nous avons effectué une évaluation posturale (Bioprint™), un bilan musculaire de l'épaule, une évaluation de la force isométrique, une évaluation isocinétique ainsi qu'une épreuve d'endurance sur un banc simulateur de natation (Vasa Trainer™).

À l'évaluation posturale, nous avons remarqué une translation antérieure de la tête (39.81mm) et du bassin (72.25mm). Le bilan musculaire a révélé initialement une augmentation de la rotation externe ainsi qu'une diminution de la rotation interne de l'épaule par rapport à la normale, ce qui est conforme à la littérature pour les nageurs. Après le programme d'exercices, nous avons observé une réduction additionnelle significative de la rotation interne. Nous avons également observé une hypertonicité du grand pectoral et du grand dorsal.

Nos résultats démontrent que le programme d'exercices a provoqué une augmentation significative de la force isométrique des muscles rhomboïdes, infra-épineux, extenseurs et rotateurs internes. L'évaluation isocinétique nous a permis de constater une augmentation significative du moment de force moyen (MF), du moment de force maximal (MFM) et de la puissance moyenne (PM) en rotation externe

concentrique et excentrique, de même que du MFM et de la PM excentrique en rotation interne.

Finalement, aucune différence n'a été observée pour ce qui est de l'épreuve d'endurance sur le banc de natation.

REMERCIEMENTS

Dans un premier temps, je voudrais offrir mes plus sincères remerciements à M. Benoît-Hugo St-Pierre, entraîneur du club de triathlon Tri-Mégo, ainsi qu'aux 13 jeunes triathlètes qui ont pris part à cette étude. Sans eux, rien de tout cela n'aurait été possible. Leur gentillesse, leur persévérance et leur patience m'ont permis de mener cette expérimentation à terme, et nous aura permis à tous, je l'espère, d'acquérir de nouvelles connaissances et d'aller un peu plus loin.

J'aimerais également remercier M. Pierre Black, M.Sc., responsable du laboratoire de biomécanique, pour son ingéniosité, sa disponibilité et son sens de l'humour, qui m'a grandement aidé lors la phase expérimentale de cette étude. Je remercie Pierre-Philippe Normand, étudiant en kinésiologie, pour son travail lors de l'acquisition des données, ainsi que MM. Danick Lafond, Ph.D., et Martin Descarreaux, Ph.D., D.C., professeurs à l'UQTR, pour leur aide lors du traitement des données.

Bien entendu, je voudrais exprimer ma reconnaissance envers mon directeur de maîtrise, M. Martin C. Normand, Ph.D., D.C., qui a su réactiver ma passion en temps opportun, au cours du long processus qui a mené à l'achèvement de ce mémoire!

Finalement, je tient à offrir toute ma gratitude à ma famille, mes amis et à mon conjoint François, pour m'avoir supporté et encouragé sans relâche pendant ces longues années, ainsi qu'à ma fille Gabrielle, qui ensoleille ma vie!

TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ	i
REMERCIEMENTS	iv
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES FIGURES	viii
 CHAPITRES	
I. INTRODUCTION	1
Problématique	3
Hypothèse	3
Objectifs	4
II. RECENSION DES ÉCRITS	5
Triathlon	5
Syndrome d'accrochage	6
Cinématique gléno-humérale	7
Cinématique scapulaire	9
Biomécanique et pathomécanique de la natation	12
Ratio isocinéque RE/RI	14
Amplitude de mouvement	15
Posture	16
Programme d'exercice	16
III. MÉTHODOLOGIE	18
Sujets	18
Mesures	18

Procédures	25
Analyse statistique	26
IV. RÉSULTATS	27
Évaluation posturale	27
Bilan musculaire	28
Force isométrique	29
Mesures isocinétiques	30
Simulateur de natation	32
V. DISCUSSION	33
Évaluation posturale	33
Bilan musculaire	35
Force isométrique	37
Mesures isocinétiques	38
Simulateur de natation	42
VI. CONCLUSION	45
RÉFÉRENCES	48
ANNEXES	
A. Questionnaire antécédents médicaux	54
B. Programme d'exercices «Buchberger 12»	56

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux

1. Déplacements posturaux en vue latérale	27
2. Calcul du moment de force, de la force verticale et du poids effectif de la tête	28
3. Bilan musculaire de l'épaule	29
4. Force isométrique moyenne	30
5. Mesures isocinétiques moyennes des rotateurs internes et externes de l'épaule	31
6. Ratio RE/RI conventionnel et fonctionnel	32
7. Puissance concentrique (w/kg)	32
8. Syndrome croisé proximal	34
9. Syndrome croisé pelvien	35
10. Variation du moment de force, de la puissance moyenne et du moment de force maximal en isocinétique entre les sessions 2 et 3	39
11. Ratio fonctionnel RE ecc/ Ri con	42

LISTE DES FIGURES

Figures

1. Espace sous-acromial	7
2. Vecteurs de force des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde	9
3. Illustration des mouvements de rotation antéro-postérieure, interne-externe et inféro-supérieure de la scapula.	10
4. Muscles rotateurs de la scapula	12
5. Posture Print™ en vue latérale	19
6. Tests d'extensibilité	20
7. Test de force isométrique des muscles supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire	23
8. Banc simulateur de natation	24

CHAPITRE I

Introduction

Le triathlon tel qu'il est pratiqué aujourd'hui est un sport relativement récent, ayant vu le jour à San Diego, Californie, en 1974. On retrouvait pourtant dans la programmation des Jeux Olympiques de 1904 une discipline nommée «triathlon», qui consistait à l'époque en un sprint de 100m, un saut en longueur et un lancer du poids. De nos jours, le sport dans sa version standard ou «olympique» est composé de 1.5 km de natation, 40km de vélo et 10 km de course à pied. Sa popularité a connu une progression fulgurante au cours des 15 dernières années, en raison notamment de l'entrée officielle de la discipline aux Jeux Olympiques de 2000 à Sydney. La version longue distance de la discipline, ou «Ironman» , a également contribué de façon importante à la popularité du sport. Le championnat du monde, qui a lieu chaque année depuis 1978 à Hawaii, est extrêmement médiatisé. Les athlètes présentés comme de véritables surhumains, doivent parcourir 4,2km de natation, 180 km de vélo et 42,2km de course à pied. Ainsi, le nombre de membres inscrits à l'association américaine de triathlon (USAT) est passé de 15 937 en 1993 à 84 787 en 2006, ce qui représente une augmentation de 432%. De ce nombre, 35% sont des femmes.

La pratique de sports d'endurance demande forcément de longues heures d'entraînement. Par contre, un entraînement trop rigoureux qui dépasse la capacité d'adaptation du corps, risque de provoquer l'apparition de blessures de «surutilisation» ou chroniques. Des blessures typiques sont souvent rattachées à la pratique d'un sport, ceci étant dû à la répétition des mêmes gestes jour après jour. Et c'est souvent

le maillon le plus faible de la chaîne musculo-squelettique qui sera lésé. Par conséquent, l'analyse biomécanique d'un sport permettra non seulement de développer une technique optimale pour maximiser la performance, mais aussi de cibler les structures les plus à risque et de développer des moyens de prévenir les blessures.

La littérature concernant les blessures associées au triathlon est présentement insuffisante (Egermann, Brocai, Schmitt, 2003). Nous savons toutefois que l'augmentation marquée du nombre d'adeptes a été accompagnée d'une hausse concomitante de la prévalence des blessures de «surutilisation» chez ces athlètes (Burns, Keenan, Redmond, 2003). La blessure à l'épaule est l'une des trois plus fréquentes reliées à la pratique du triathlon (Collins et al., 1989, Manninen & Kallinen, 1996). À notre connaissance, on ne retrouve dans la littérature aucune donnée quant à la fréquence des douleurs à l'épaule chez le triathlète. Par contre, chez le nageur compétitif, la prévalence peut atteindre jusqu'à 80%, tendant à augmenter avec le nombre d'années de pratique du sport ainsi que le niveau de performance de l'athlète (Bak et Fauno, 1997, Su, Johnson, Gracely, Karduna, 2004). La douleur à l'épaule chez le nageur, communément appelée «épaule du nageur», est la blessure la plus fréquente reliée à la natation (Kammer, Young, Niefeldt, 1999). Elle est souvent associée à un syndrome d'accrochage secondaire, particulièrement chez les jeunes, causé par une instabilité gléno-humérale (Bak et Fauno, 1997). En d'autres termes, une fonction musculaire déficiente des stabilisateurs de l'épaule entraînera un mouvement erratique de l'articulation, qui se traduira par une douleur, une inflammation et même une dégénérescence des tissus mous.

Problématique

Les douleurs à l'épaule sont extrêmement courantes chez le nageur. L'instabilité résultant d'une activité déficiente ou d'une fatigue prématurée de certains muscles de l'épaule pourrait être reliée à l'accrochage sous-acromial chez le nageur et expliquer ses douleurs (Johnson, 2003). La fatigue des muscles de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires entraîne une modification de la position de repos de la scapula, ainsi que de sa cinématique, lesquelles sont directement reliées à certaines pathologies de l'épaule dont le syndrome d'accrochage (Tsai et al., 2003, McQuade et al., 1993).

Ainsi, la fatigue des rotateurs scapulaires induite par des mouvements répétitifs de l'épaule pourrait réduire l'espace sous-acromial et provoquer l'apparition d'accrochage (Michener, 2003).

Hypothèse

Par conséquent, notre hypothèse est qu'un programme de renforcement spécifique des muscles de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires chez le triathlète pourrait permettre d'augmenter l'endurance de ces muscles et réduire les risques d'accrochage subacromial, donc de douleur à l'épaule lors de la pratique de la natation. Ceci se traduirait par une modification de certains paramètres biomécaniques typiquement associés à l'épaule du nageur, telles la posture, l'amplitude de mouvement et la force. Si c'est le cas, un tel programme permettrait de réduire l'incidence des blessures à l'épaule au sein de cette population.

Objectifs

Les objectifs seront :

- 1- Établir le profil typique du triathlète quant à la posture et aux paramètres biomécaniques de l'épaule.
- 2- Évaluer l'efficacité d'un programme d'entraînement préventif pour les blessures à l'épaule chez le triathlète, qui devrait se traduire par :
 - a. Une augmentation de la force isométrique des muscles de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires.
 - b. Une augmentation de la force isocinétique des muscles rotateurs externes de l'épaule en contraction concentrique et en excentrique.
 - c. Une augmentation des ratios isocinétiques RE/RI (conventionnel et fonctionnel).
 - d. Une augmentation de la puissance des muscles propulseurs à la natation, lors d'un test d'endurance.

CHAPITRE II

Recension des écrits

Triathlon

L'incidence des blessures de «surutilisation» chez le triathlète est relativement importante, variant entre 37% et 91% (Burns et al., 2003, O'Toole, Hiller, Smith, Sisk, 1989, Vleck & Garbutt, 1998, Collins, Wagner, Peterson, Storey, 1989, Eggerman et al., 2003). Les facteurs positivement associés à l'apparition de ces blessures sont : l'expérience (Korkia, Tunstall-Pedoe, Maffulli, 1994, Burns et al., 2003), le niveau de performance, l'âge et le nombre d'heures d'entraînement hebdomadaire (Eggermann et al., 2003) ainsi qu'un historique de blessures, un échauffement ou un retour au calme inadéquat (Burns et al., 2003). Vleck et Garbutt (1998) ont suggéré sur la base d'un questionnaire rétrospectif rempli par les membres d'un club de triathlon, que 75% des athlètes d'élite, 75% des athlètes de développement et 56,3% des athlètes «groupe d'âge» avait souffert d'au moins une blessure de «surutilisation» lors des cinq années précédentes. L'incidence des blessures semble directement reliée au volume d'entraînement et au niveau de performance. En effet, un questionnaire mené chez 95 triathlètes lors du triathlon «Ironman» d'Hawaii en 1986 révélait que 91% des participants avaient souffert d'au moins une blessure de «surutilisation» des tissus mous lors de l'année précédente. (O'Toole, Hiller, Smith, Sisk, 1989). Chez le triathlète, tout comme chez le nageur, les blessures à l'épaule semblent relativement communes, étant l'une des trois blessures les plus fréquentes, avec le genou et la

région lombaire (Manninen et Kallinen, 1996, Collins, Wagner, Peterson et Storey, 1989).

Syndrome d'accrochage

Le syndrome d'accrochage subacromial est la pathologie la plus commune de l'épaule, comptant pour 44% à 65% des consultations médicales reliées à une douleur à l'épaule (Van der Windt, Koes, de Jong, Bouter, 1995). Elle est définie comme étant une atteinte des tissus mous situés dans l'espace sous-acromial. Cet espace est formé de la tête humérale inférieurement, du bord antérieur et de la surface inférieure de l'acromion, du ligament coraco-acromial ainsi que de l'articulation acromio-claviculaire supérieurement (Neer, 1972). Les tissus potentiellement impliqués sont le tendon du supra-épineux, la bourse sous-acromiale, le tendon du chef long du biceps brachial ainsi que la capsule articulaire (Figure 1).

L'atteinte peut progresser de l'inflammation à la dégénérescence jusqu'à la déchirure complète des structures (Michener, McClure, Karduna, 2003). La présence d'inflammation réduit à elle seule le volume de l'espace subacromial, augmentant la compression des tissus contre les parois (Ogata et Uhthoff, 1990). Selon ces auteurs, cette compression accrue combinée au processus inflammatoire pourrait expliquer la dégénérescence des tendons observée chez les patients souffrant d'un syndrome d'accrochage.

La hauteur de l'espace subacromial, de la tête humérale à l'arche coraco-acromiale, mesure normalement de 1,0-1,5 cm (Flatow, Soslowsky, Ticker, Pawluk, Hepler, Arl et al., 1994). Tout facteur contribuant à la réduction de cet espace augmentera les risques d'accrochage. Parmi ces facteurs, mentionnons la

morphologie et la dégénérescence osseuse de l'acromion, un déséquilibre musculaire du complexe de l'épaule, une altération de la cinématique gléno-humérale ou scapulo-thoracique ainsi qu'une posture déficiente des régions cervicale et thoracique (Michener, 2003).

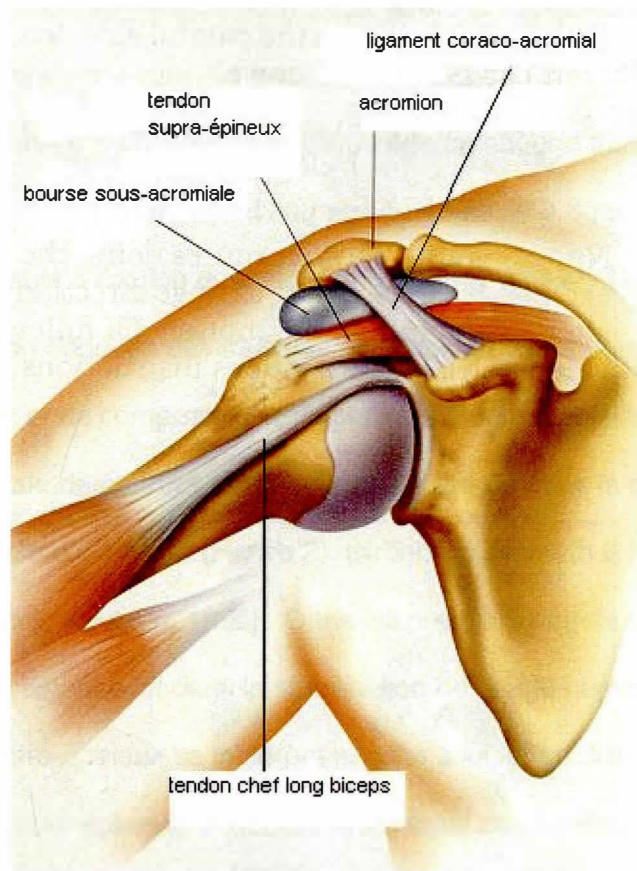


Figure 1. Espace sous-acromial.

Cinématique gléno-humérale

L'articulation gléno-humérale possède six degrés de liberté, soit trois rotations et trois translations. Lors de l'élévation de l'humérus, le passage du tubercule majeur sous l'arche coraco-acromiale réduit considérablement l'espace sous-acromial. Par conséquent, ce mouvement est accompagné d'une rotation coordonnée de l'humérus

qui permettra de dégager le tubercule majeur ainsi que les tissus mous passant sous l'arche, tel qu'observé par Brown, Hoffmeyer, Tanaka, An et Morrey (1990) et An, Browne, Korinek, Tanaka et Morrey (1991). Une fonction anormale de la musculature de l'épaule, empêchant le mouvement couplé d'élévation et de rotation, provoquera une butée du tubercule majeur sous l'acromion, et par conséquent une lésion potentielle des tissus s'y trouvant. Ce passage a lieu entre 60 et 120 degrés d'abduction. L'abduction de l'humérus implique également une translation supérieure de la tête humérale de 1 à 3mm, ayant lieu au cours des 30 à 60 premiers degrés d'abduction, attribuable à l'action du deltoïde (Poppen & Walker, 1976, Ludewig & Cook, 2002). L'action opposée des muscles de la coiffe des rotateurs, produisant une force de dépression et de compression (coaptation), aidera à stabiliser l'articulation. Ainsi, la tête humérale demeurera essentiellement centrée dans la cavité glénoïde après la phase initiale d'élévation (Figure 2) (Kronberg, Nemeth & Brostrom, 1990, Hammer, 1999, Hamil, Knutzen, 1995). Dans les premiers degrés d'élévation, le petit rond sera particulièrement actif dans la stabilisation de la tête humérale. Le subscapulaire et l'infra-épineux se joindront ensuite à lui, et au dessus de 90° de flexion ou d'abduction, le supra-épineux deviendra le principal stabilisateur (Hamil et al. 1995).

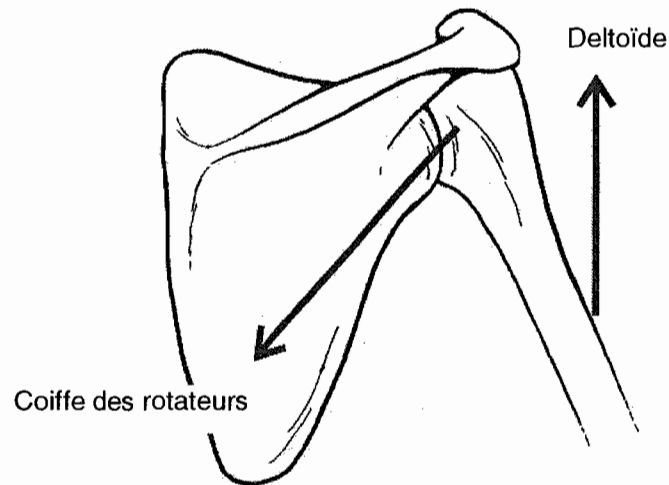


Figure 2. Vecteurs de force des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde.

Cinématique scapulaire

L'articulation scapulo-thoracique est l'une des quatre articulations du complexe de l'épaule. Le mouvement tridimensionnel de la scapula associé à l'élévation de l'humérus, ou rythme scapulo-huméral, a été décrit pour la première fois en 1884 par Cathcart. Des études récentes sur la cinématique scapulaire décrivent maintenant ce mouvement comme étant composé de trois rotations : une rotation supérieure, selon un axe antéro-postérieur où l'angle inférieur de la scapula se déplace latéralement; une rotation externe, selon un axe supéro-inférieur où le bord latéral de la scapula se déplace postérieurement; et une inclinaison postérieure, selon un axe médio-latéral où l'angle inférieur se déplace antérieurement (Helm et Pronk, 1995) (Figure 3). On retrouve également dans la littérature, quoique beaucoup moins étudiée, la description de deux mouvements de translation scapulaire (Michener, 2003). Ainsi, lors de l'élévation gléno-humérale, la scapula effectuera un mouvement de translation postérieure et supérieure (rétraction et élévation).

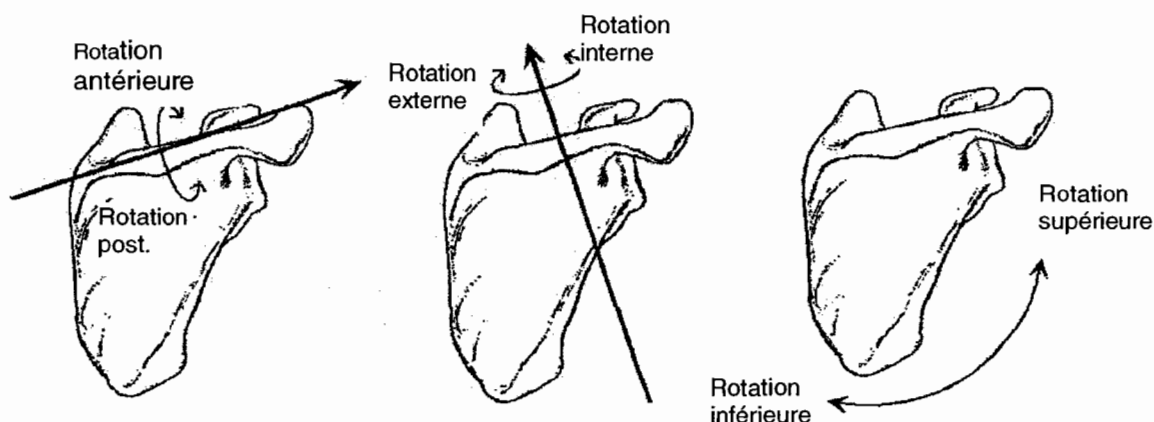


Figure 3. Illustration des mouvements de rotation antéro-postérieure, interne-externe et inféro-supérieure de la scapula.

La rotation supérieure de la scapula est contrôlée dans un premier temps par une contraction simultanée du trapèze supérieur et du dentelé antérieur inférieur. La contraction du trapèze inférieur vient ensuite s'ajouter aux deux premières (Figure 4) (Michener, 2003). Le rôle de la musculature scapulaire est aussi de stabiliser la scapula, qui servira de base au mouvement gléno-huméral. Une stabilisation déficiente de la scapula entraînera une altération de son positionnement et de sa cinématique (Ludewig & Cook, 2000). Le déplacement coordonné de la scapula lors des mouvements du membre supérieur est essentiel au positionnement précis de la cavité glénoïde par rapport à la tête humérale. Ceci permet de maintenir un ratio force/tension musculaire, spécialement des muscles de la coiffe des rotateurs, ainsi qu'une stabilité gléno-humérale optimale (Inman, 1944). L'altération de la cinématique scapulaire est par conséquent directement associée à certaines pathologies de l'épaule tel le syndrome d'accrochage, les déchirures de la coiffe des rotateurs et l'instabilité (Tsai, McClure & Karduna, 2003, McQuade, Wei & Smidt, 1993). Ces auteurs ont démontré

que la fatigue des muscles de la coiffe des rotateurs et des rotateurs scapulaires entraînait une modification de la position de repos de la scapula, ainsi que de sa cinématique. Wadsworth et Bullock-Saxton (1997) ont observé une augmentation de la variabilité du recrutement des trapèzes supérieur et inférieur, ainsi que du dentelé antérieur chez les nageurs souffrant d'un syndrome d'accrochage. Su et al. (2004) ont démontré une diminution de la rotation supérieure de la scapula lors de l'abduction gléno-humérale après épreuve de fatigue chez les nageurs symptomatiques. Ludewig & Cook (2000) ont également observé une réduction de la rotation externe, de la rotation postérieure et de la rotation supérieure chez des patients présentant un syndrome d'accrochage. La diminution de la rotation postérieure et externe est compatible avec l'observation d'un décollement du bord interne de la scapula (winging), qui réduit l'espace sous-acromial (Michener, 2003). Par conséquent, la fatigue des rotateurs scapulaires induite par des mouvements répétitifs de l'épaule pourrait réduire l'espace sous-acromial, et provoquer l'apparition d'accrochage (Michener, 2003).

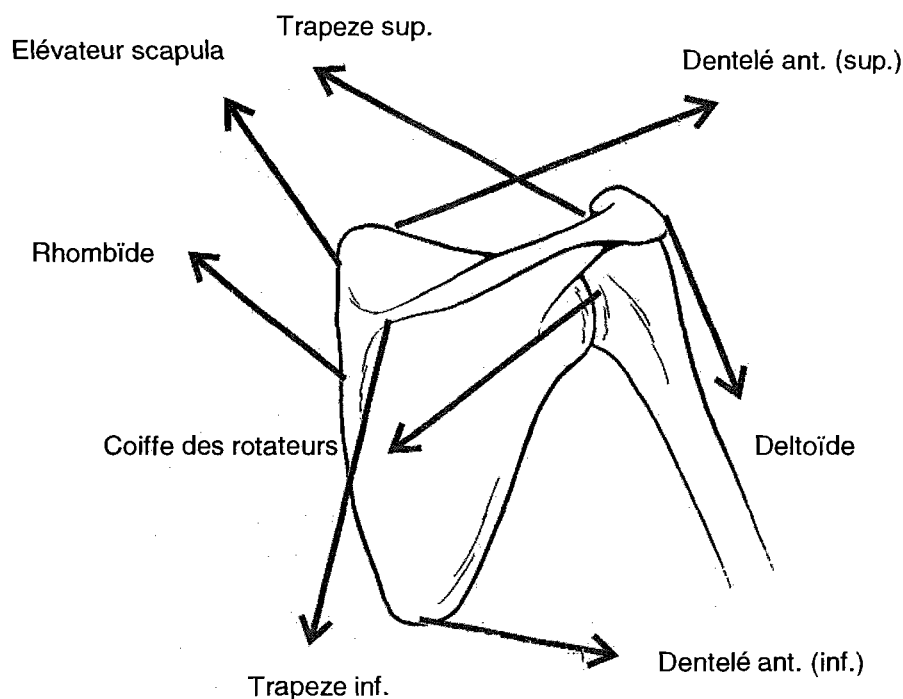


Figure 4. Muscles rotateurs de la scapula (les muscles impliqués dans la rotation supérieure sont encadrés.)

Biomécanique et pathomécanique de la natation

Le syndrome d'accrochage chez le nageur peut être exacerbé par une multitude de défauts techniques; par exemple une entrée de la main à l'eau croisant la ligne médiane du corps, ou le pouce vers le bas, augmentera les risques d'accrochage du supra-épineux et du tendon du chef long du biceps à son insertion sur le labrum (Johnson, Gauvin, Fredericson 2003). La rotation axiale inadéquate du corps, la respiration unilatérale, une extension cervicale ou une antéversion des épaules ainsi qu'une instabilité scapulaire sont également des facteurs associés à l'apparition de douleurs à l'épaule (Souza, 1994).

La rotation effectuée par le membre supérieur lors du style libre est généralement divisée en deux phases principales, soit la traction et le recouvrement (Souza, 1994). L'initiation de la traction provoque à chaque coup de bras un stress important sur la partie antérieure de l'articulation, qui est sans conséquence si la stabilité est adéquate. Par contre une légère instabilité, qu'elle soit fonctionnelle, post-traumatique ou congénitale, provoquera une friction, conduisant à l'inflammation puis à l'usure. Une douleur antérieure à l'épaule apparaîtra alors graduellement, débutant souvent lors d'un sprint, où la force appliquée à l'articulation est décuplée (Souza, 1994).

Chez le nageur asymptomatique, la traction sera effectuée principalement par l'action du grand pectoral, puis du grand dorsal. Lors de cette phase, l'action opposée du dentelé antérieur et du rhomboïde sera nécessaire à la stabilisation de la scapula. Par la suite, le recouvrement sera accompli essentiellement par l'action du deltoïde et du supra-épineux. La stabilité lors de cette portion du mouvement est assurée par le subscapulaire jusqu'à 90°, puis par le couple infra-épineux/petit rond (Pink, Perry, Browne, Scovazzo, et Kerrigan, 1991, Souza, 1994). Notons que le subscapulaire et le dentelé antérieur sont utilisés de façon constante à travers le cycle, à une intensité supérieure à 20% de leur contraction maximale volontaire (CMV) (Pink et al., 1991). Or Monad (1985) a déterminé que 15 à 20% de la CMV était le niveau maximal d'activité constante qu'un muscle pouvait accomplir sans subir les effets de la fatigue. Par conséquent, ces deux muscles apparaissent particulièrement susceptibles à la fatigue.

Qui plus est, Scovazzo, Browne, Pink, Jobe et Kerrigan (1993) ont découvert chez le nageur symptomatique une activité significativement réduite du dentelé antérieur, combinée à une activité accrue du rhomboïde lors de la phase de traction. Ils

ont également noté une diminution significative de l'activité du subscapulaire lors du recouvrement.

Ratio isocinéque RE/RI

Le déséquilibre entre la force des muscles propulseurs et des stabilisateurs de l'épaule a été identifié comme étant un élément potentiellement relié au syndrome d'accrochage chez le nageur (Hammer, 1999). Les muscles propulseurs étant rotateurs internes (RI) et les muscles de la coiffe des rotateurs (stabilisateurs) étant principalement des rotateurs externes (RE), plusieurs auteurs ont travaillé depuis une vingtaine d'années au développement de ratios de force isocinéque (RE/RI) comme instrument de mesure dans la prévention des pathologies de l'épaule (Noffal, 2003). Des études ont démontré une diminution du ratio (RE/RI) chez les nageurs et les lanceurs, ceci étant relié à une augmentation de la force des rotateurs internes (Bak, 1997, MacMaster, 1992). Il a donc été suggéré que le renforcement des rotateurs externes chez ces athlètes pourrait permettre de prévenir les douleurs à l'épaule (Bak, 1997, MacMaster, 1992). La relation entre la modification de ce ratio et l'apparition de douleur est toutefois incertaine (Bak 1997, Noffal, 2003). Initialement, les chercheurs utilisaient des ratios de force concentrique RE/RI. Néanmoins, certains auteurs, dont Wilk, Andrews et Arrigo (1993), ont proposé un ratio fonctionnel RE/RI, comparant la force excentrique des rotateurs externes à la force concentrique des rotateurs internes. Ceci est supporté par le fait que l'action propulsive des rotateurs internes doit être accompagnée d'une contraction excentrique de leurs antagonistes afin de maintenir la tête humérale centrée dans la cavité glénoïde (Bak et al., 1997). Ces auteurs ont démontré que le ratio fonctionnel augmentait chez le nageur symptomatique (1,08 vs

0,89), ceci étant associé à une diminution de la force des rotateurs internes en concentrique et excentrique (30°/sec).

Amplitude de mouvement

Tout comme la force musculaire, l'amplitude de mouvement est une qualité communément associée à la fonction normale d'une articulation. La réduction comme l'augmentation de la mobilité articulaire peut être la cause d'une dysfonction. Ainsi, l'instabilité et la laxité sont communément associées à la présence d'accrochage. Au niveau de l'épaule, la laxité est définie comme l'augmentation de la translation de la tête humérale sur la surface glénoïde, pouvant être observée dans les trois axes. Selon Ellman et Gartsman, (1993), l'instabilité implique l'augmentation de cette translation avec symptomatologie. Chez plusieurs athlètes, la laxité peut progresser vers l'instabilité non traumatique, car elle accroît la demande stabilisatrice des muscles. La stabilité antérieure passive de l'épaule est assurée par les structures ligamentaires (ligaments gléno-huméraux supérieur, moyen et inférieur), une capsule articulaire lâche ainsi que le labrum articulaire (O'Brien, Neves, Arnoczky, Rozbruch, Dicarlo, Warren, Schwartz, Wickiewicz, 1990). La stabilité active quant à elle provient des muscles de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires (principalement le dentelé antérieur et les trapèzes). Les forces appliquées lors de la natation semblent provoquer un affaiblissement progressif de la stabilité antéro-inférieure passive de l'articulation gléno-humérale (Glousman, 1993). Chez le nageur, on note habituellement une augmentation de l'amplitude de mouvement en rotation externe ainsi qu'une diminution de la rotation interne (Bak et al., 1997). L'instabilité antérieure de l'articulation gléno-humérale est associée à une amplitude de mouvement excessive

en rotation externe chez les athlètes (Warner, Micheli, Arslanian, 1990). La limitation en rotation interne est quant à elle reliée à une hypertonicité de la capsule postérieure ou de la coiffe des rotateurs (Bak, 1997). Toutefois, la relation entre ces variations et l'apparition de douleurs demeure elle aussi incertaine (Warner, 1990). On sait toutefois que l'hypertonicité et l'hypotonicité de certains groupes musculaires de l'épaule seraient associées à certaines déviations posturales typiquement retrouvées chez le nageur (Hammer, 1999).

Posture

La position des épaules lors de la natation aura un effet déterminant sur l'efficacité de la contraction musculaire, la vascularisation des muscles et la présence d'accrochage sous l'arche coraco-acromiale, selon Souza (1994). D'après lui, l'efficacité des muscles propulseurs est directement reliée à la capacité de maintenir une position neutre de l'épaule. Les déviations posturales typiquement associées à la pratique de la natation sont le port antérieur de tête, l'antériorité des épaules, l'abduction des scapulas, le déplacement antérieur du bassin et l'hyperlordose lombaire (Hammer, 1999, Chamberland, 2003). Qui plus est, il a été démontré qu'un programme d'exercices chez le nageur permet de corriger partiellement ces anomalies posturales (Chamberland, 2003). A notre connaissance, la posture typique des triathlètes n'a à ce jour pas été décrite.

Programme d'exercices

En résumé, la revue de la littérature nous démontre qu'à l'instar de ce que l'on observe chez les nageurs, les blessures de surutilisation de l'épaule sont relativement communes chez le triathlète (Manninen et Kallinen, 1996, Collins, Wagner, Peterson et

Storey, 1989). Le syndrome d'accrochage subacromial (ou épaule du nageur) est la pathologie la plus fréquente de l'épaule et elle est reliée à une altération de la cinématique gléno-humérale ou scapulo-thoracique, ainsi qu'à une posture déficiente des régions cervicale et thoracique. Chez le nageur, la stabilité de la scapula est assurée par l'action opposée du dentelé antérieur et du rhomboïde lors de la phase de traction. Lors du recouvrement, cette stabilité sera maintenue par subscapulaire jusqu'à 90°, puis par le couple infra-épineux/petit rond (Pink, Perry, Browne, Scovazzo, et Kerrigan, 1991, Souza, 1994). Le subscapulaire et le dentelé antérieur sont utilisés sans interruption lors de la pratique du style libre, et ce à une intensité supérieure à 20% de la CMV (Pink et al., 1991), ce qui les rend particulièrement susceptibles à la fatigue (Monad, 1985). Nous avons aussi établi que chez le nageur symptomatique, l'activité du dentelé antérieur et du subscapulaire est significativement réduite (Scovazzo, Browne, Pink, Jobe et Kerrigan, 1993).

Par conséquent, un programme d'exercices visant la prévention des douleurs à l'épaule chez le nageur devrait mettre l'emphasis sur le renforcement des muscles scapulaires ainsi que de la coiffe des rotateurs. Plusieurs programmes d'exercices, dont celui de Mottram et al. (2007) et Bennel et al. (2007) ont été utilisés à cette fin, mais peu d'entre eux proposent des mouvements intégrant le contrôle de la scapula au mouvement huméral. Pour cette raison, nous avons choisi d'utiliser le programme d'entraînement élaboré par Dale Buchberger, chiropraticien D.C. qui nous semble le plus complet à cet égard. Ce programme est composé de 12 exercices spécifiques visant à renforcer et à développer le recrutement coordonné de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs de la scapula. Chaque exercice est illustré et décrit en détails à l'annexe B.

CHAPITRE III

Méthodologie

Sujets

Les sujets sont 13 triathlètes du club de triathlon «Tri-Mégo» de Trois-Rivières. Ils sont âgés de 15 à 20 ans et sont inscrits à un programme sport-études de niveau secondaire ou collégial. Le groupe de sujets est composé de 4 filles et 9 garçons. Le nombre d'heures d'entraînement total moyen est d'environ 15 heures/ semaine, incluant 7,5 heures de natation. La distance hebdomadaire moyenne à la natation est de 17km.

Mesures

Posture

La posture de chaque athlète a été évaluée à l'aide du système Posture Print™. Ce système d'évaluation posturale informatisé permet de quantifier les déplacements posturaux d'un sujet par rapport à une posture optimale, où la gravité doit engendrer le moins de contraintes possible. Pour ce faire, l'expérimentateur place des marqueurs réfléchissants sur le sujet afin d'identifier certains repères anatomiques précis (figure 5). Des photos numériques sont ensuite prises dans les plans frontal antérieur et postérieur et dans le plan sagittal. Après avoir confirmé l'emplacement des marqueurs, le système fournit un rapport avec photos, indiquant le déplacement de ces marqueurs par rapport à la ligne de gravité, qui dans le plan latéral devrait intercepter les marqueurs suivants : articulation calcanéo-cuboïdienne, tubercule de Gerdy, grand

trochanter, sommet de la crête iliaque, articulation acromio-claviculaire et tragus de l'oreille. Lors de notre étude, l'évaluation posturale des sujets a été faite préalablement à l'expérimentation, et servit à déterminer s'il existe une posture typique au triathlète, comparativement à une population dite «normale». Nous avons étudié plus spécifiquement les déplacements antéro-postérieurs de la tête, de la cage thoracique et du bassin. Ces déplacements sont exprimés en termes de rotation selon l'axe des X (flexion-extension) et de translation selon l'axe des Z (antéro-postérieur). Comme les sports qui composent le triathlon sont tous bilatéraux et symétriques, nous assumons qu'ils ne favorisent pas les déviations latérales, qui ne seront conséquemment pas mesurées.

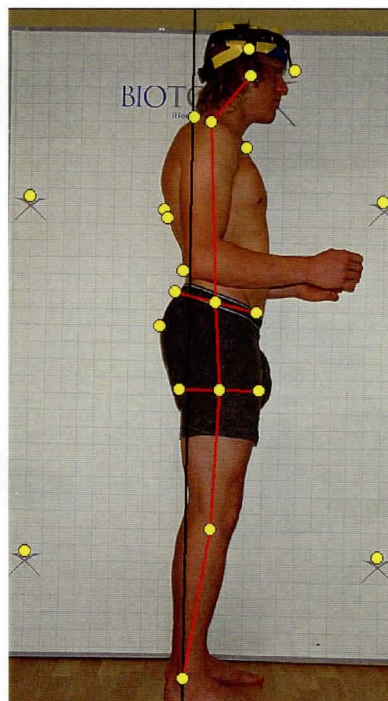


Figure 5. Posture Print™ en vue latérale, démontrant les différents marqueurs latéraux reliés par une ligne rouge verticale; la ligne de gravité est tracée en noir.

Bilan musculaire

Un bilan musculaire évaluant l'extensibilité des muscles grand dorsal, petit pectoral, grand pectoral ainsi que des rotateurs internes et externes de l'épaule a été effectué à l'aide d'un inclinomètre électronique. La mesure du petit pectoral a été prise à l'aide d'un vernier, en mesurant la hauteur de l'épaule en décubitus dorsal. Les mesures ont été faites selon les protocoles suggérés par Kendall (1995). La position du sujet pour les différents tests est illustrée à la figure 6.

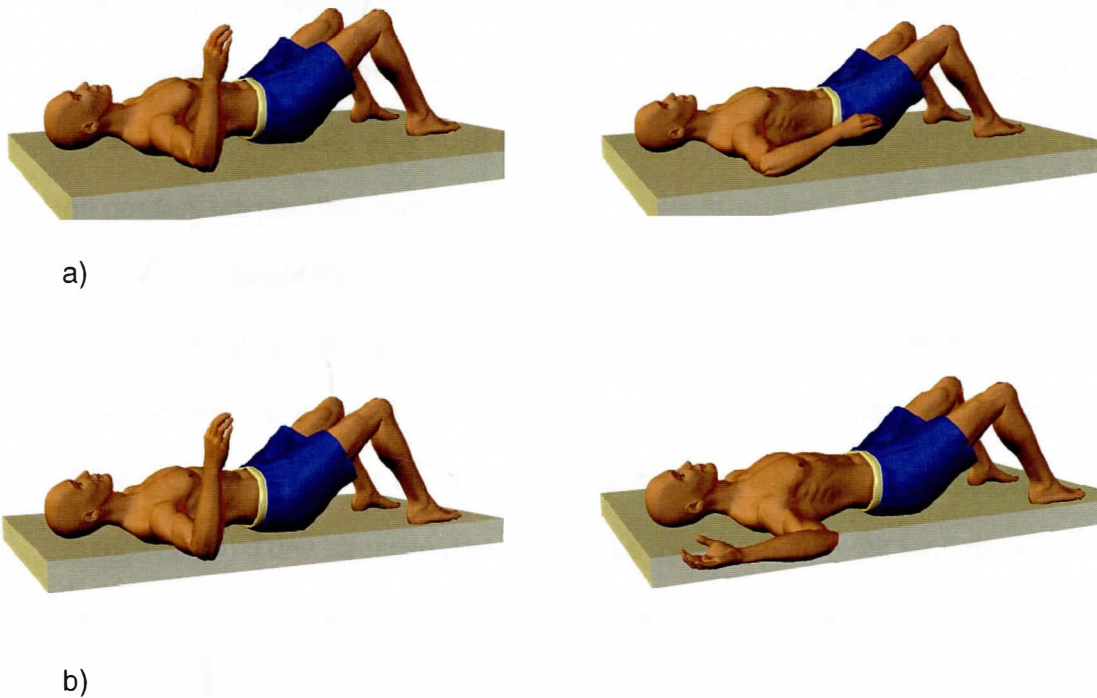


Figure 6. (voir page suivante)

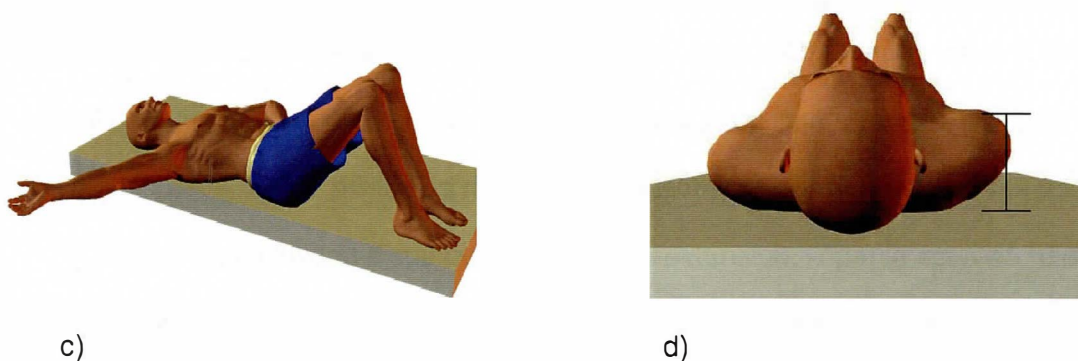


Figure 6 (suite). Tests d'extensibilité : a) rotation interne, b) rotation externe , c) grand pectoral (l'illustration, à 135° d'abduction, démontre la position pour le chef inférieur, le chef supérieur étant évalué à 90°) d) petit pectoral (mesure de la hauteur de l'épaule). L'extensibilité du grand pectoral (non illustré) se mesure en décubitus dorsal, genoux fléchis, et le sujet amène les bras tendus le plus loin possible en flexion en gardant les paumes jointes.

Force isométrique

La force isométrique de l'épaule dans chacun de ses mouvements ainsi que celle des muscles supra-épineux, infra-épineux, subscapulaire et rhomboïde a été évaluée à l'aide d'un dynamomètre électronique (Artech Industries, <http://www.artech-loadcell.com>) d'une capacité de 1000 lbs. Le dynamomètre était tenu dans la main de l'expérimentateur, de sorte que les sujets exercent la résistance contre l'appareil. Trois essais ont été effectués pour chacun des tests et la moyenne des trois essais a été utilisée. La technique du «break test» a été retenue, i.e. l'expérimentateur exerce une force contraire à celle du sujet jusqu'à ce que la contraction musculaire soit «brisée» (Bak et Magnusson, 1997). Les tests de flexion, extension, abduction, adduction,

supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire ont été effectués en position assise. L'expérimentateur veillait à ce que le tronc reste en position neutre, les genoux fléchis à 90° et que le sujet ne se retienne pas à la table avec l'autre main. Pour la flexion, l'épaule est à 90° de flexion, la main en supination, et l'examineur exerce une force en extension au niveau distal du coude. Pour l'extension, l'épaule est à 45° d'extension et la force en flexion est appliquée au coude. Pour l'abduction, l'épaule est à 90° d'abduction, 90° de rotation interne, coude fléchi à 90°, et la force est exercée sur le coude, vers le bas. Pour l'adduction, l'épaule est à 45° d'abduction, coude fléchi à 90° et le sujet doit forcer pour ramener le bras vers le tronc. La position optimale afin d'isoler les muscles de la coiffe des rotateurs a été publiée en 1996 par Kelly et al. Ainsi pour tester le supra-épineux, le sujet effectue une élévation du bras, l'épaule fléchie à 90° avec 45° de d'abduction horizontale (pouce vers le haut) (figure 7a). Pour l'infra-épineux, le sujet doit forcer en rotation externe, à 45° de rotation interne, le coude collé sur le tronc (figure 7b). La position idéale pour tester le subscapulaire est le test de poussée de Gerber. Ainsi, le sujet place le dos de la main sur le rachis lombaire et doit forcer pour décoller la main du dos, mouvement auquel l'expérimentateur s'oppose (figure 7c). Les tests de rotation interne et externe ont été faits en position de décubitus dorsal, avec 90° d'abduction de l'épaule et 90° de rotation externe, coude fléchi à 90° (poing vers le haut). La force est appliquée dans le sens contraire du mouvement, sur la main. Pour le test du rhomboïde le sujet placé en décubitus ventral maintient la scapula en adduction, puis, avec une abduction de l'épaule de 90° et une rotation interne de 90° (pouce vers le bas), il résiste à l'examineur qui exerce une pression vers le sol au niveau du poignet. À l'exception des muscles de la coiffe des rotateurs, les tests ont été faits selon la méthodologie suggérée par Kendall (1995).

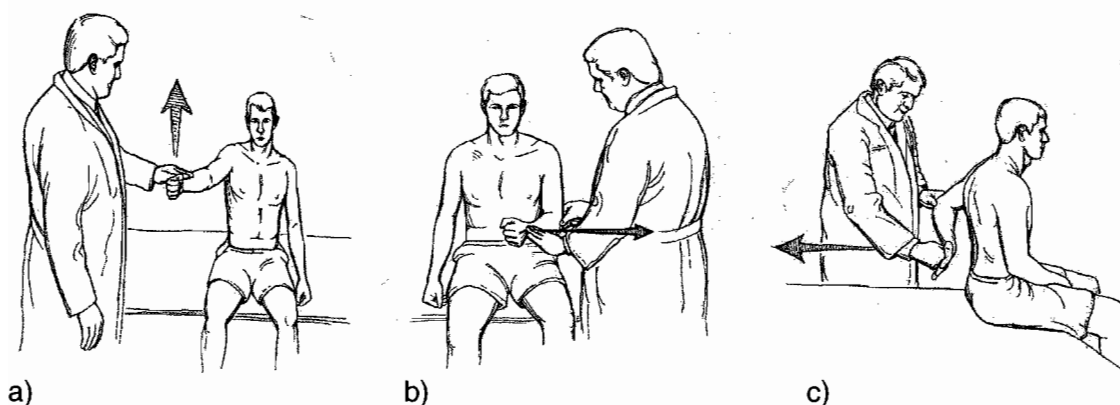


Figure 7. Test de force isométrique des muscles a) supra-épineux, b) infra-épineux et c) subscapulaire (selon Kelly et al., 1996).

Force isocinétique

La force isocinétique des rotateurs internes et externes de l'épaule a été évaluée par le biais d'un appareil Lido Multi-Joint II (Loredan Biomedical, Inc.). La vitesse sélectionnée était de 60°/seconde, vitesse se rapprochant du geste de la natation. Nous avons effectué les tests en position neutre, afin de minimiser les risques de blessure chez nos sujets. Les sujets devaient procéder à un échauffement à l'aide d'une bande élastique 5 minutes avant le test. La moitié des sujets ont débuté le test par la rotation interne, et l'autre moitié par la rotation externe, afin de minimiser les effets de la fatigue. Les sujets recevaient la consigne de forcer contre l'appareil jusqu'au bout du mouvement (45° de part et d'autre de la position neutre), puis de retenir le mouvement de l'appareil. Nous avons ainsi obtenu les données de force concentrique et excentrique pour la rotation interne et externe. Ces informations nous ont permis de calculer le ratio conventionnel de rotation externe / rotation interne

concentrique, ainsi que le ratio fonctionnel rotation externe excentrique / rotation interne concentrique.

Simulateur de natation

La puissance développée par les muscles propulseurs de l'épaule a été mesurée à l'aide d'un système que nous avons développé spécialement pour cette étude (Figure 8). En effet, nous avons utilisé un banc d'exercice visant à simuler le geste moteur de la natation (VASA TRAINER™, <http://www.vasatrainer.com>), sur lequel nous avons inséré une jauge de force à la poignée droite. Un potentiomètre nous a permis de mesurer le déplacement ainsi que la vitesse du banc à chaque coup de bras. Ces informations recueillies de façon simultanée ont permis de calculer la puissance développée au cours d'un test d'effort maximal jusqu'à épuisement. Un système similaire a été décrit par Swaine et Zanker (1996) ainsi que Witt et Pfützner lors du 2^e congrès international de triathlon en 1999.

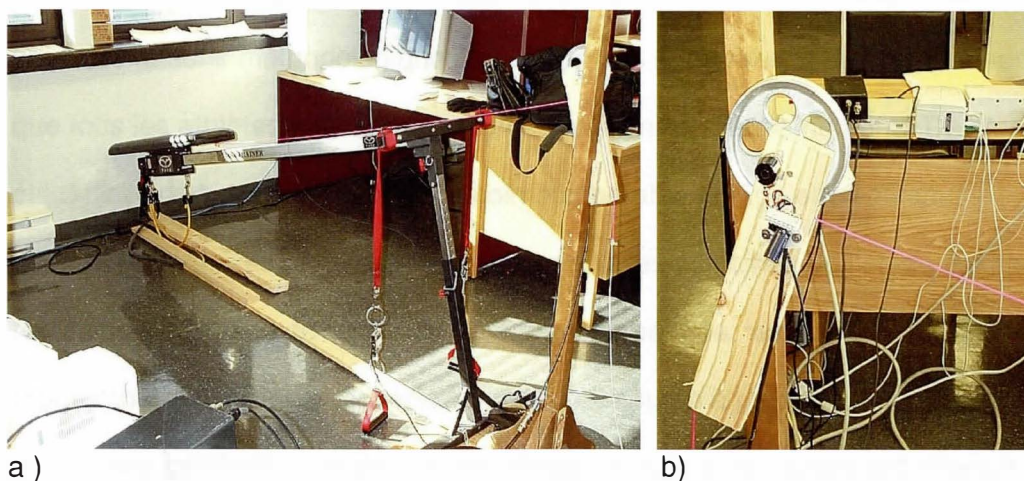


Figure 8 (voir page suivante)

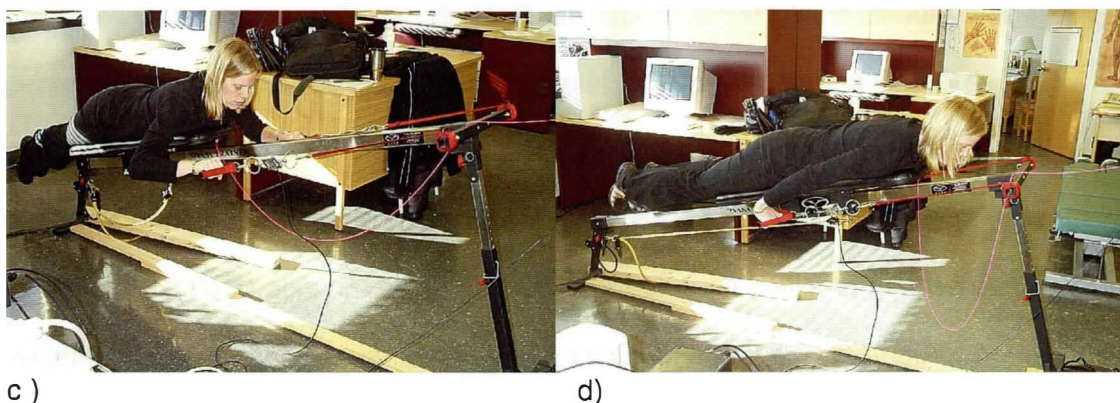


Figure 8 (suite). Banc simulateur de natation. a) vue d'ensemble du système, avec la jauge de force insérée à la poignée droite. b) Vue rapprochée de la poulie sur laquelle est fixé un potentiomètre, servant à mesurer le déplacement du sujet. En c) et d), le sujet se propulse vers le haut en tirant sur les poignées.

Procédures

L'étude a été faite de sorte que les données de contrôles et expérimentales ont été prises sur le même groupe de sujet, en deux temps. Ce type d'étude a été privilégié pour des raisons méthodologiques; de façon très compréhensible, l'entraîneur préférerait que tous les athlètes effectuent le même programme d'entraînement. De plus, il aurait été difficile de trouver un groupe témoin comparable en âge et en niveau d'entraînement. Par conséquent, les six premières semaines de l'étude ont servi à récolter les données de contrôle. Lors de cette période, les sujets ont suivi leur programme d'entraînement habituel (natation, course à pied, vélo et renforcement musculaire général). Lors des six semaines suivantes, les sujets ont effectué le programme d'exercices expérimental en remplacement du renforcement musculaire général. Les mesures ont été prises au début de l'étude (mesures A, initial), après les six premières semaines (mesures B, contrôle) et après les six semaines d'exercices

(mesures C, expérimental). Lors de la phase expérimentale, l'entraîneur a veillé personnellement à ce que les athlètes complètent le programme d'exercices quotidiennement. Le programme d'entraînement fut évidemment exécuté bilatéralement, par contre, les mesures ont été prises unilatéralement (côté droit seulement), à l'exception du bilan musculaire. Ceci visait à alléger la prise et le traitement des données, la natation étant un sport bilatéral et symétrique.

Un questionnaire interrogeant les sujets sur leurs antécédents de blessures et de douleur à l'épaule a été rempli avant le début de la période d'expérimentation (Annexe A).

Analyse statistique

Ce projet est donc considéré comme une recherche quasi-expérimentale avec mesures répétées en trois temps (T_1 , T_2 et T_3). La différence critique ($T_3 - T_2$) a été confrontée à la différence de contrôle ($T_2 - T_1$). Comme les sujets ont effectué un programme d'entraînement complet pendant la phase contrôle, nous nous attendons à ce qu'il y ait une variation des données pendant cette période. Pour que le programme d'entraînement soit jugé efficace, il faudra donc que la différence ($T_3 - T_2$) soit significativement plus grande que ($T_2 - T_1$).

L'analyse statistique est une analyse de variance à mesure répétée sur un facteur (le facteur temps). Le plan expérimental est donc un plan «Ar». Les calculs ont été exécutés à l'aide du logiciel «Analyse». Les données recueillies lors des différents tests ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth (filtre de 5^e ordre, fréquence de coupure de 10 Hz). L'analyse a donc été fait sur les moyennes et variances de chacun des temps. Le seuil de signification a été fixé à $p < 0.05$.

CHAPITRE IV

Résultats

Évaluation posturale

Les déplacements posturaux en vue latérale pour chacun des sujets sont présentés au tableau 1. Nous notons une importante translation antérieure de la tête et du bassin, ainsi qu'une légère translation postérieure de la cage thoracique.

Tableau 1

Déplacements posturaux en vue latérale

	Translation selon axe des Z (mm)			Rotation selon l'axe des X (°)		
	Avant (+) / Arrière (-)			Flexion (+) /extension (-)		
sujet	tête	cage thoracique	bassin	tête	cage thoracique	bassin
vb	19,3	-11,6	47,3	-5,2	-0,4	3,6
mv	46,8	6,4	87,7	0,1	-3,1	5,9
fh	58,6	17,7	72,8	7,1	-7,6	4,3
mh	43,4	21,6	49,8	-1,4	-3	3,5
lb	19,9	-14,9	66,4	1,1	0,6	1,4
ch	37,7	13,0	84,5	6,4	-9,5	5,4
jnl	49,6	5,9	80,5	5,1	-2,8	6,1
dga	41,4	8,7	101,1	-6,8	-3,4	2,9
am	45,9	-3,4	92,8	-3,5	-2,4	0,4
pel	42,0	-3,3	53,4	-1,3	1,2	2,0
gv	52,4	6,7	66,6	-2,2	0,7	6,5
jg	18,5	6,6	60,7	1,8	-4,2	12,3
dg	42,0	10,8	75,7	-1,3	-6,2	12,6
moyenne	39,81	4,94	72,25	-0,01	-3,08	5,15
écart-type	12,89	10,67	16,84	4,26	3,25	3,74

Les conséquences biomécaniques de la translation antérieure de tête sont illustrées au tableau 2.

Tableau 2

Calcul du moment de force, de la force verticale et du poids effectif de la tête

sujet	poids (kg)	Taille (m)	T+z (mm)	Poids tête (kg)	Moment tête (Nm)	Force verticale (N)	Poids effectif tête (kg)
vb	54,55	1,73	19,3	4,36	0,83	63,47	6,47
lb	59,09	1,65	19,9	4,73	0,92	69,44	7,08
mh	47,73	1,63	43,4	3,82	1,63	78,10	7,96
ch	56,82	1,60	37,7	4,55	1,68	86,62	8,83
mv	77,27	1,75	46,8	6,18	2,84	131,59	13,41
fh	61,36	1,70	58,6	4,91	2,82	118,70	12,10
ig	50,00	1,57	18,5	4,00	0,73	57,39	5,85
dg	59,09	1,65	42,00	4,73	1,95	95,07	9,69
gv	84,09	1,80	52,40	6,73	3,46	152,45	15,54
pel	63,64	1,78	42,00	5,09	2,10	102,39	10,44
am	88,64	1,83	45,90	7,09	3,19	149,39	15,23
dga	75,00	1,78	41,40	6,00	2,44	119,78	12,21
jnl	59,09	1,78	49,60	4,73	2,30	103,88	10,59
moy				5,15			10,42

Bilan musculaire

La moyenne de l'amplitude de mouvement des différents groupes musculaires étudiés est présentée au tableau 3. Spécifions que, par rotation interne, nous entendons l'amplitude de mouvement en rotation interne, ce qui vaut également pour la rotation externe. Nous remarquons une diminution significative ($p < 0,05$) de la rotation interne après le programme d'entraînement expérimental. Nous observons également une diminution significative ($p < 0,05$) de l'extensibilité du grand pectoral supérieur et inférieur gauche.

Tableau 3

Bilan musculaire de l'épaule

	ri		re		gps		gpi		gd		pp	
	g	d	g	d	g	d	g	d	g	d	g	d
session 1	38,0 (3,25)	46,7 (2,83)	-7,77 (2,76)	-11,7 (2,68)	12,4 (2,05)	13,2 (2,17)	28,6 (2,61)	28,8 (3,30)	2,38 (1,25)	3,46 (1,40)	110,2 (4,67)	111,9 (4,75)
session 2	32,3 (3,40)	37,7* (3,59)	-9,54 (2,76)	-11,0 (2,82)	13,9 (1,78)	15,1 (2,20)	29,1 (2,16)	32,4 (2,18)	3,54 (1,32)	3,46 (1,35)	111,9 (5,10)	113,8 (4,86)
session 3	43,7* (1,89)	48,5* (3,12)	-13,2 (1,70)	-15,2 (1,84)	17,8* (1,81)	17,9 (2,38)	36,2* (2,20)	35,8 (2,26)	5,5 (1,42)	6,71 (1,29)	111,7 (5,01)	112,1 (4,86)

* Résultat significatif : indique que l'analyse de variance entre les moyennes des sessions 1, 2 et 3 donne une valeur de $p < 0,05$. L'écart-type est indiqué entre parenthèses. Légende : (ri) rotation interne, (re) rotation externe, (gps) grand pectoral supérieur, (gpi) grand pectoral inférieur, (gd) grand dorsal, (pp) petit pectoral. Les données sont exprimées en degrés, à l'exception du petit pectoral mesuré en millimètres.

Force isométrique

Les valeurs recueillies pour la force isométrique sont données au tableau 4.

Après la période expérimentale, nous notons une augmentation significative de la force des rhomboïdes, infra-épineux, extenseurs et rotateurs internes, ainsi qu'une augmentation importante mais non-significative de la force du subscapulaire. Nous observons également une réduction significative de la force de l'infra-épineux, des extenseurs et des rotateurs externes lors de la session de mesures 2, soit suite à la période où les sujets exécutaient leur entraînement habituel.

Tableau 4
Force isométrique moyenne

Muscle	session 1	session 2	session 3
Rhomboïdes	16,31 (1,38)	15,40 (1,16)	18,38 (1,58) *
Supra-épineux	20,53 (1,53)	20,54 (1,51)	22,68 (1,41)
Infra-épineux	25,43 (1,68)	21,12 (1,03) *	29,66 (1,41) *
Subscapulaire	17,05 (0,82)	14,64 (0,63)	17,94 (1,11)
Abducteurs	31,72 (3,17)	30,18 (1,53)	32,67 (1,23)
Adducteurs	40,23 (2,97)	38,37 (1,86)	40,69 (1,44)
Fléchisseurs	33,36 (3,85)	28,48 (1,70)	31,66 (2,09)
Extenseurs	44,49 (4,01)	34,67 (1,58) *	44,84 (2,09) *
Rotateurs externes	32,78 (2,25)	26,61 (1,44) *	30,66 (1,30)
Rotateurs internes	28,75 (1,44)	27,91 (1,43)	32,78 (1,84) *

* Résultat significatif : indique que l'analyse de variance entre les moyennes des sessions 1, 2 et 3 donne une valeur de $p < 0,05$. L'écart-type est indiqué entre parenthèses. La force est exprimée en Newton.

Mesures isocinétiques

Les données concernant les mesures isocinétiques sont présentées au tableau 5.

Pour ce qui est de la rotation externe, on remarque un accroissement significatif du moment de force moyen (torque), de la puissance moyenne et du moment de force maximal moyen autant pour les contractions concentriques qu'excentriques après la période expérimentale. Pour la rotation interne, on note une augmentation significative de la puissance moyenne excentrique et du moment maximal moyen excentrique suite au programme d'exercices étudié. Aucune différence significative n'est observée entre la session 1 et 2.

Tableau 5

Mesures isocinétiques moyennes des rotateurs internes et externes de l'épaule

source de variation	Session 1	Session 2	Session 3
rimfc	26,32 (3,06)	23,77 (2,64)	26,55 (1,55)
rimfe	28,14 (3,72)	27,23 (3,48)	32,88 (3,90)
ripmc	27,12 (3,12)	25,40 (2,71)	27,67 (1,65)
ripme	29,01 (3,77)	27,56 (2,98)	34,48 (4,18)*
rimmc	28,63 (3,10)	26,87 (2,98)	30,25 (1,79)
rimme	32,13 (4,05)	29,63 (4,41)	37,38 (4,21)*
reamfc	20,00 (1,25)	17,67 (1,87)	22,42 (1,84)*
remfe	26,09 (2,51)	20,43 (3,20)	27,50 (1,73)*
repmc	20,63 (1,36)	18,18 (1,92)	24,00 (1,96)*
repme	27,04 (2,66)	21,33 (3,38)	28,77 (1,84)*
remmc	22,50 (2,73)	19,75 (3,18)	25,63 (1,56)*
remme	28,63 (1,38)	22,50 (1,82)	30,83 (2,38)*

* Résultat significatif : indique que l'analyse de variance entre les moyennes des sessions 1, 2 et 3 donne une valeur de $p < 0,05$. L'écart-type est indiqué entre parenthèses. Légende : (ri) rotation interne, (re) rotation externe, (mf) moment de force moyen, (pm) puissance moyenne, (mm) moment maximal moyen, (c) concentrique, (e) excentrique. Le moment de force est exprimé en Newton-mètre (Nm) et la puissance en Watt (w).

Les ratios calculés sont présentés au tableau 6. Le ratio conventionnel RE/RI est calculé en divisant le moment de force moyen concentrique généré en rotation externe par le moment de force concentrique généré en rotation interne. Le ratio fonctionnel RE/RI est calculé en divisant le moment de force excentrique en rotation externe par le moment de force concentrique en rotation interne. On note une augmentation de ces deux ratios après le programme d'exercices expérimental.

Tableau 6

Ratio RE/RI conventionnel et fonctionnel

Ratio RE/RI	session 1	session 2	session 3
conventionnel	0,76	0,74	0,84
fonctionnel	0,99	0,86	1,04

Simulateur de natation

Les valeurs de force et de puissance générées sur l'appareil simulateur de natation (Vasa Trainer™) sont présentées au tableau 7. Les données ont été enregistrées lors d'une épreuve d'endurance maximale, où les sujets devaient effectuer le plus de répétitions possible. Pour nos calculs, nous avons additionné les cinq premières répétitions, les cinq répétitions médianes ainsi que les cinq dernières. Aucune variation significative n'est remarquée.

Tableau 7

Puissance concentrique (w/kg)

sujets	session 1	session 2	session 3
am	16,68	-	17,28
ch	21,06	27,17	14,22
dga	-	14,97	15,29
dgu	20,76	-	11,16
fh	20,64	16,89	15,74
gv	20,92	20,70	21,43
jg	13,45	16,81	21,32
jnl	24,18	22,97	13,72
lb	24,55	21,72	22,63
mh	25,59	22,33	25,22
mv	24,37	18,38	21,51
pel	20,63	14,88	12,71
vb	22,22	18,45	23,61
moyenne	21,76	20,03	19,21
écart-type	1,10	1,16	1,46

CHAPITRE V

Discussion

Évaluation posturale

Lehoux (2007) a procédé à l'évaluation posturale de 400 sujets «normaux» âgés de 20 à 25 ans. Elle a obtenu des valeurs de translation antérieure moyenne de la tête (t+z) de 35,85mm et de translation antérieure moyenne du bassin (t+z) de 53,28mm comparativement à 39,81mm et 72,25mm pour les sujets que nous avons étudié. Nous observons donc que le groupe de triathlètes de notre étude présente un port antérieur de tête et une translation antérieure du bassin plus grande que la normale. Rappelons qu'un des objectifs de notre étude était d'établir la posture type du triathlète, ce qui n'avait pas été fait jusqu'à maintenant.

La translation antérieure de la tête et du bassin observée chez nos sujets est en accord avec la littérature pour ce qui est de la posture typique du nageur. En effet, Hammer (1999) et Chamberland (2003) ont observé que les déviations posturales typiquement associées à la pratique de la natation sont le port antérieur de tête, l'antériorité des épaules, l'abduction des scapulas, le déplacement antérieur du bassin et l'hyperlordose lombaire. L'antériorité de la tête chez le triathlète pourrait même être exacerbée par la position de vélo, d'où l'importance de conscientiser les athlètes à leur posture, et d'intégrer des exercices préventifs visant à corriger les anomalies posturales associées au sport. Vladimir Janda a décrit le déséquilibre musculaire associé au port antérieur de tête sous le nom de «syndrome croisé proximal» (Hammer 1999). Ainsi, cette anomalie posturale conduira à un patron musculaire reproductible,

où certains muscles seront raccourcis et hypertoniques tandis que d'autres seront allongés et hypotoniques, voire inhibés (tableau 8). Ce syndrome sera aussi associé à une élévation de l'épaule ainsi qu'à une protraction des scapulas. Il engendrera donc un désalignement entre la cavité glénoïde et la tête humérale, qui pourrait être à l'origine d'un accrochage subacromial.

Tableau 8
Syndrome croisé proximal

Muscles hypertoniques et raccourcis	Muscles hypotoniques et allongés
Trapèze supérieur Élévateur de la scapula Petit et grand pectoral Sternocléidomastoïdien (SCM) Extenseurs cervicaux Sous-occipitaux Scalènes	Dentelé antérieur Rhomboïdes Trapèzes moyen et inférieur Fléchisseurs cervicaux profonds Érecteurs du rachis thoracique

Biomécaniquement, le déplacement antérieur de la tête aura pour effet d'augmenter la charge de travail imposée aux muscles postérieurs de la région cervicale, qui seront constamment sous tension afin de maintenir la position de la tête. Ceci engendrera un déplacement de la position de repos de la scapula, par la traction de l'élévateur de la scapula et du trapèze supérieur. Il pourra aussi être à l'origine de douleurs ou de raideurs dans la région cervicale, des trapèzes ou des scapulas. L'illustration de la surcharge de travail imposée à la musculature peut être faite par le calcul du poids effectif de la tête. Normalement, le poids de la tête équivaut à 8% du poids corporel. Cependant, en calculant le moment de force de la tête avec un déplacement antérieur moyen de 39,81mm, puis de la force réactive à la région

cervico-thoracique (force verticale), nous pouvons établir que le poids effectif de la tête de nos sujets est plus que doublé, passant de 5,15 kg à 10,42 kg! (Tableau 2)

L'antériorité des épaules n'est pas mesurée par le système Posture Print™ ce qui constitue une limite de cette étude. Par contre, en observant les photographies prises avec le système, nous observons que le marqueur situé sur l'articulation acromio-claviculaire se situe antérieurement à la ligne de gravité chez tous nos sujets. Donc, même si ce déplacement n'est pas quantifié, nous observons visuellement une antériorité des épaules notable chez nos sujets, qui maintient la pertinence des exercices de rétraction d'épaule contenus dans notre programme.

Les conséquences du déplacement antérieur du bassin ne seront pas discutées en détail ici car cela dépasse les limites de notre sujet. Mentionnons tout de même que ce déficit postural est lui aussi associé à un patron de déséquilibre musculaire décrit par Janda et nommé «syndrome croisé pelvien» (tableau 9). Il sera souvent associé à une hyperlordose lombaire, donc à un accroissement de la charge au niveau des facettes articulaires pouvant provoquer une lombalgie.

Tableau 9

Syndrome croisé pelvien

Muscles hypertoniques et raccourcis	Muscles hypotoniques et allongés
Psoas-illiaque Droit fémoral Érecteurs du rachis lombaires	Grands fessiers Abdominaux

Bilan musculaire

L'évaluation initiale de la rotation de l'épaule chez nos sujets démontre une augmentation de la rotation externe ($-7,77^\circ$ à gauche et $-11,7^\circ$ à droite, la normale étant de 0°) ainsi qu'une diminution de la rotation interne par rapport à la normale (38° et $46,7^\circ$, la normale étant de 20°), ce qui est conforme à la littérature pour les nageurs (Bak et al., 1997). Après le programme d'exercices expérimental, nous notons une diminution significative de la rotation interne ($43,7^\circ$ et $48,5^\circ$). Ceci pourrait être expliqué par le renforcement de la coiffe des rotateurs, majoritairement rotateurs externes, tel que rapporté par Bak (1997). L'amplitude en rotation externe n'est, quant à elle, pas modifiée significativement. Cette amplitude excessive remarquée chez le nageur serait due à un affaiblissement progressif de la stabilité antéro-inférieure passive de l'articulation gléno-humérale (Glousman, 1993), donc à la capsule articulaire et aux ligaments gléno-huméraux, qui ne sont pas influencés par le renforcement musculaire.

Le bilan musculaire révèle également une hypoextensibilité initiale importante du grand pectoral chez nos sujets, autant du chef supérieur ($12,4^\circ$ et $13,2^\circ$, la normale étant de 0°) que du chef inférieur ($28,6^\circ$ et $28,8^\circ$, la normale étant de 0°). Cette hypoextensibilité augmente même après le programme expérimental, pour le côté gauche seulement. L'hypertonie du grand pectoral est fréquente chez le nageur (Chamberland, 2003). Notre programme d'exercices ne comportait pas d'étirements, car il visait le renforcement des groupes musculaires faibles. C'est pourquoi on ne pouvait raisonnablement pas s'attendre à une augmentation de l'extensibilité après la période expérimentale. Cependant, un programme d'exercices complet visant la

prévention des blessures à l'épaule chez le nageur ou le triathlète devrait comprendre des étirements des muscles hypertoniques, tel le grand pectoral.

L'extensibilité du grand dorsal était aussi réduite chez nos sujets, mais de façon moins importante que le grand pectoral ($2,38^\circ$ et $3,46^\circ$, la normale étant de 0°). Elle n'a quant à elle pas été modifiée par le programme d'entraînement, pour les mêmes raisons que le grand pectoral.

Le test d'extensibilité du petit pectoral compare la hauteur des deux épaules en décubitus dorsal. Comme on pouvait s'y attendre, il n'y pas de différence significative entre les deux côtés, et le programme d'entraînement ne provoque pas de changements significatifs.

Force isométrique

Suite au programme d'exercices expérimental, nous observons une augmentation significative de la force isométrique des muscles rhomboïdes, infra-épineux, extenseurs et rotateurs internes. La force du subscapulaire a quant à elle augmenté de façon quasi significative. En pourcentage, la force isométrique des rhomboïdes a augmenté de 22,71%, celle de l'infra-épineux de 35,87%, celle des extenseurs de 25,54%, celle des rotateurs internes de 15,54% et celle du subscapulaire de 19,42%. Nous remarquons de façon générale une tendance à l'augmentation de la force pour tous les muscles testés. Par contre suite à la phase «contrôle», où les sujets ont effectué leur entraînement régulier, nous avons remarqué une tendance à la diminution de la force pour tous les muscles, à l'exception du supra-épineux. La réduction de la force a été significative dans le cas des muscles infra-épineux, extenseurs et rotateurs externes. Après discussion avec l'entraîneur, nous

avons conclu que cette situation pouvait être reliée au fait que l'entraînement avait été particulièrement rigoureux la semaine précédant le test, et que la fatigue musculaire avait pu influencer les résultats à la baisse. La relation entre la fatigue musculaire et la diminution du développement de la force a été étudiée précédemment, entre autres par McQuade et al. (1995).

Mesures isocinétiques

Moment de force, moment de force maximal et puissance moyenne

La validité des mesures isocinétiques est actuellement admise, cette méthode constituant même la référence en matière d'évaluation de la force musculaire (niveau de preuve II) (Codine et al., 2005 et Ivey et al., 1985). Une multitude de paramètres peuvent être étudiés en isocinétique, mais dans cette étude nous en avons choisi trois. Le moment de force maximal (MFM) constitue, pour l'ensemble des auteurs, le paramètre le plus utilisé (Codine et al., 2005). Sa reproductibilité est bonne, quel que soit le mode utilisé. La puissance moyenne exprimé en Watts, ou le travail produit par unité de temps, sont aussi largement utilisés, quoique de façon moindre que le MFM.

Nos résultats démontrent que le programme d'exercices étudié s'est avéré efficace en ce qui concerne la rotation externe, permettant d'accroître significativement le moment de force moyen, la puissance moyenne et le moment maximal moyen, autant pour les contractions concentriques qu'excentriques. Par contre, on note des augmentations en rotation interne uniquement pour la puissance moyenne excentrique et le moment maximal moyen excentrique. La variation observée entre les sessions 2 et 3, exprimée en pourcentage, est retrouvée au tableau 10.

Tableau 10

Variation du moment de force, de la puissance moyenne et du moment de force maximal en isocinétique entre les sessions 2 et 3

Source de variation	variation (%)
Rimfc	11,70
Rimfe	20,75
Ripmc	8,94
Ripme	25,11*
Rimmc	12,58
Rimme	26,16*
Reamfc	26,88*
Remfe	34,61*
Repmc	32,01*
Repme	34,88*
Remmc	29,77*
Remme	37,02*

* Résultat significatif : indique que l'analyse de variance entre les moyennes des sessions 2 et 3 donne une valeur de $p < 0,05$. Légende : (ri) rotation interne, (re) rotation externe, (mf) moment de force moyen, (ap) puissance moyenne, (mm) moment maximal moyen, (c) concentrique, (e) excentrique. Le moment de force est exprimé en Newton-mètre (Nm) et la puissance en Watt. * Résultat significatif.

Notre programme de renforcement musculaire a engendré une augmentation supérieure à 25% des moments de force moyen et maximal ainsi que de la puissance des rotateurs externes, autant en concentrique qu'en excentrique. Qui plus est, pour toutes les variables observées, l'augmentation est supérieure en contraction excentrique qu'en concentrique. Ceci est expliqué par le fait que notre programme d'exercices mettait très fortement l'emphasis sur les contractions excentriques. Nos résultats respectent donc le principe de la spécificité des adaptations en entraînement. Fait important, aucune différence significative n'est observée entre la session 1 et 2, qui constituait notre groupe contrôle. Nos données ne concordent pas avec celles de

McCarrick et al. (2000), qui n'avaient pu observer une augmentation du moment de force moyen à 60°/sec en rotation externe concentrique, suite à un programme d'exercices. Ils questionnaient alors l'efficacité d'exercices avec poids libres dans le but d'augmenter la force des rotateurs externes en concentrique, ce que nous avons pu démontrer. Pour ce qui est de la rotation interne, aucun exercice du programme ne visait à la renforcer spécifiquement, ce qui fait que nous ne nous attendions pas à une augmentation de celle-ci.

Ratio conventionnel (RE/RI concentrique)

Le calcul des ratios agoniste / antagoniste est intéressant car il est le reflet de l'équilibre musculaire d'une articulation. Selon Codine et al. (2005), le ratio le plus souvent utilisé au niveau de l'épaule est le ratio rotateurs externes / rotateurs internes. Un des mécanismes à l'origine du conflit sous-acromial semble être le déséquilibre musculaire. Cette hypothèse repose sur la mise en évidence de la perturbation, en isocinétisme, du ratio RE/RI chez les gens souffrant de cette pathologie. La variation de ce ratio chez les gens souffrant d'accrochage sous-acromial ou d'instabilité de l'épaule, par rapport à une population saine, semble être constante (Codine et al., 2005). Par contre, toujours selon Codine et al. qui ont effectué une revue de littérature sur le sujet, le ratio RE/RI peut augmenter ou diminuer selon les études, l'âge des sujets, la gravité de la tendinopathie, ou la position du test. Qui plus est, les connaissances actuelles ne permettent pas de déterminer hors de tout doute si cette modification du ratio est une cause ou une conséquence du problème. Certains auteurs dont Leroux et al. (1994) soutiennent que le déséquilibre RE/RI serait plutôt une cause du conflit sous-acromial. Cette opinion, quoique plus répandue, ne fait toutefois pas l'objet d'un consensus à l'heure actuelle.

Il est rapporté dans la littérature que le ratio conventionnel RE/RI concentrique est de 0.75 pour la population normale et de 0.64 pour les nageurs (Bak et Magnusson, 1997). Dans notre étude, ce ratio a été mesuré à 0.76 initialement, et il s'est accru à 0.84 suite au programme d'exercices. La diminution du ratio chez les nageurs est généralement attribuée au renforcement des rotateurs internes qui sont particulièrement sollicités à la natation. Il a donc été suggéré d'incorporer des exercices de rotations externe pour ces athlètes afin de prévenir les blessures (McMaster et al., 1992). Nos sujets quant à eux ne démontraient pas de diminution de ratio initialement, donc le programme expérimental a permis de l'augmenter au dessus des valeurs normales. Nous ne pouvons par ailleurs pas déterminer si cela est souhaitable et si cette augmentation constitue un facteur de protection contre les blessures. Il serait intéressant de poursuivre les recherches dans ce sens.

Ratio fonctionnel RE/RI

Le ratio fonctionnel (RE excentrique /RI concentrique) est généralement plus élevé que le ratio conventionnel, en raison de la plus grande force pouvant être produite par les rotateurs externes en contraction excentrique qu'en concentrique à la même vitesse (Noffal, 2003). Les ratios obtenus dans notre étude sont conformes à ceux retrouvés dans la littérature (Tableau 11). Les ratios tendent à augmenter avec la vitesse du test, en raison de la relation force-vitesse. En effet, lorsque la vitesse augmente, la valeur du moment de force concentrique en rotation interne diminue, alors que celle du moment de force excentrique en rotation externe augmente (Noffal, 2003). Certains auteurs suggèrent qu'une valeur de ce ratio supérieure à 1 est souhaitable, car elle indique que la force excentrique des rotateurs externes est supérieure à la force concentrique des rotateurs internes, ce qui pourrait être

nécessaire pour décélérer le mouvement du membre supérieur. Notre programme d'exercices expérimental a permis de faire passer le ratio fonctionnel de 0.86 à 1.04, ce qui serait donc positif.

Tableau 11

Ratio fonctionnel RE ecc/ Ri con

Étude	Vitesse	Sujets
Bak et Magnusson (1997)	30 deg/ sec	0,89 (nageur) 0,86 (contrôle)
Scoville et al. (1997)	90 deg/sec	1,08 (dominant) 1,05 (non-dominant)
Noffal (2003)	300 deg/sec	1,17 (lanceur dom.) 1,48 (lanceur non-dom.) 1,37 (contrôle dom.) 1,60 (contrôle non-dom.)

Simulateur de natation

Le simulateur de natation, ou banc de natation, est l'appareil le plus utilisé dans la recherche sur la natation, entre autre pour mesurer la puissance générée par les membres supérieurs (Swaine, 2000). Il est aussi utilisé afin de mesurer la capacité cardio-pulmonaire à l'exercice. Un des avantages par rapport à l'ergocycle pour membres supérieurs est que le sujet adopte une position de décubitus ventral, semblable à celle de la natation. Nous savons par contre que le mouvement impliqué ne reproduit pas celui de la natation, donc que la spécificité du banc par rapport à la natation est pauvre (Swaine, 2000). Différentes épreuves ont été utilisées dans la littérature afin de mesurer la puissance. Swaine (2000) dans son étude demandait aux sujets d'effectuer le plus de répétitions possibles en 30 secondes, à intensité maximale.

Swaine et Zanker (1996) avaient quant à eux suggéré une épreuve à intensité croissante, où les sujets pouvaient monitorer la puissance en temps direct sur un écran. On demandait aux sujets d'augmenter la puissance de 1 wattt pour chaque période de 8 secondes, et le test se terminait volontairement à l'épuisement, ou lorsque le sujet ne pouvait maintenir la puissance cible pendant plus de 10 secondes. Dans notre étude, nous avons décidé d'utiliser une épreuve du même type, c'est-à-dire jusqu'à épuisement, mais sans tenir compte de la puissance en temps réel. Il nous était impossible avec l'équipement disponible d'obtenir la puissance instantanément. Nous avons donc donné comme consigne aux sujets, après une période d'échauffement, de faire le test en effectuant des tractions de force maximale le plus longtemps possible. Les sujets étaient encouragés pendant le test par les expérimentateurs. Une limite évidente observée pendant le test est que le facteur motivation joue un rôle très important, autant dans l'intensité des tractions que dans la durée du test. De plus, après la première session, les sujets ont compris que, s'ils gardaient une intensité inférieure, ils pourraient réussir à continuer beaucoup plus longtemps. Donc malgré l'encouragement, nous observions subjectivement une réduction de la cadence chez certains sujets. Enfin, lors de la troisième session de tests, nous avons pu observer que certains sujets cessaient l'épreuve bien avant l'épuisement. Tout cela fait en sorte que, même en additionnant la puissance générée lors des trois premières répétitions, des trois répétitions médianes et des trois dernières, nous n'avons vraisemblablement pu mesurer les changements attribuables au programme d'entraînement. A l'avenir, nous devrions contrôler davantage les paramètres et ne pas se fier sur la volonté des sujets! En mesurant la puissance en temps direct, en la montrant instantanément aux sujets, puis en s'assurant qu'ils demeurent à l'intérieur de la zone cible, nous pourrions

standardiser plus efficacement notre étude, et ainsi réussir à mesurer les changements de la variable dépendante! Il est également possible que nos résultats, qui ne démontrent pas de variation de puissance entre les trois sessions, reflète la réalité et que notre programme d'exercices ne permette pas de d'accroître la puissance des muscles propulseurs.

CHAPITRE VI

Conclusion

Les objectifs poursuivis lors de la présente étude étaient, dans un premier temps, d'établir le profil typique du triathlète quant à la posture et aux paramètres biomécaniques de l'épaule. Deuxièmement, nous avons voulu évaluer l'efficacité d'un programme d'entraînement préventif pour les blessures à l'épaule chez le triathlète.

Très peu de données étaient jusqu'à maintenant disponibles par rapport aux caractéristiques biomécaniques du triathlète. Nous savons maintenant que la posture de celui-ci présente une translation antérieure importante de la tête, des épaules et du bassin. Ceci entraîne des hypotonicités ainsi que des hypertonicités musculaires qui pourront éventuellement être à l'origine de douleurs ou de blessures. Le programme d'entraînement d'un triathlète devrait donc comprendre des exercices visant à corriger ces déficits posturaux, induits par les mouvements répétitifs et les postures imposés par le sport.

Le bilan musculaire effectué chez notre groupe de triathlètes révèle une augmentation de la rotation externe de l'épaule ainsi qu'une réduction de la rotation interne, à l'instar de ce qui est rapporté dans la littérature concernant le nageur (Bak et al., 1997). On remarque également une hypoextensibilité du grand pectoral (chefs supérieur et inférieur) ainsi que du grand dorsal. Le programme d'entraînement étudié ne comportait pas d'exercices d'étirement, mais nous croyons qu'un programme d'exercice préventif complet pour le triathlon devrait contenir des exercices d'étirement du grand dorsal et du grand pectoral. Quant aux rotateurs, la littérature ne nous permet

pas de déterminer si les changements observés sont une adaptation souhaitable ou une conséquence néfaste à la pratique du sport. Des recherches supplémentaires seront nécessaires afin de répondre à cette question.

La littérature nous indique que le forte incidence de douleur à l'épaule chez le nageur pourrait être due à une fatigue prématurée de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires, qui induirait une instabilité ainsi qu'une pathomécanique à la natation, conduisant à un syndrome d'accrochage sous-acromial. Le renforcement de ces groupes musculaires pourrait donc permettre de réduire l'incidence de ces blessures et, à cette fin, nous avons voulu mesurer l'efficacité d'un programme d'entraînement spécifique de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs scapulaires, le «Buchberger 12». Ces 12 exercices effectués quotidiennement pendant six semaines ont provoqué une augmentation significative de la force isométrique des rhomboïdes, infra-épineux, extenseurs et rotateurs internes.

Les mesures isocinétiques qui, rappelons-le, constituent la référence en matière d'évaluation de la force musculaire, ont permis de démontrer que le programme de renforcement s'est avéré efficace particulièrement pour la rotation externe. En effet, le moment de force moyen, le moment de force maximal et la puissance moyenne se sont accrus significativement, autant en contraction concentrique qu'en excentrique, suite aux six semaines d'exercices expérimentaux. En rotation interne, on note des augmentations de la puissance moyenne excentrique et du moment de force maximal excentrique.

Les ratios conventionnel et fonctionnel RE/RI ont également été modifiés par le programme d'entraînement. Le ratio conventionnel est passé de 0.74 à 0.84 tandis que le ratio fonctionnel est passé de 0.86 à 1.04. Dans la littérature, la modification de ces

ratios par rapport à la normale est l'élément le plus caractéristique du syndrome d'accrochage sous-acromial et de l'instabilité de l'épaule. La perturbation de l'équilibre des rotateurs est probablement davantage une cause de l'atteinte tendineuse qu'une conséquence de celle-ci, même si cela reste débattu. La possibilité de modifier ces deux ratios par le programme d'exercices étudié confirme son efficacité afin de renforcer la coiffe des rotateurs, composée majoritairement de rotateurs externes. Une étude longitudinale où l'on mesurerait annuellement les ratios agonistes / antagonistes chez des athlètes, dans différents sports, dès la première année de pratique, permettrait d'éclaircir la relation cause à effet avec l'apparition des symptômes. Nous pourrions ainsi établir si la modification du ratio constitue un facteur de risque pour un athlète, ou s'il n'est que le résultat de sa spécialisation. Conséquemment, nous saurions si la prescription d'exercices visant à rétablir le ratio chez l'athlète, par rapport à une population normale, pourrait permettre de prévenir les blessures sans nuire à ses performances.

Enfin, nous avons tenté de mesurer la puissance et l'endurance des muscles propulseurs à l'aide d'un banc simulateur de natation. Toutefois, le manque de standardisation du test utilisé a fait que nous n'avons pu mesurer de changement dans ces paramètres.

RÉFÉRENCES

- An, K.N., Browne, A.O., Korinek, S., Tanaka, S., Morrey, B.F. (1991). Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *Journal of orthopaedics research*. (9), 143-149.
- Bak, K., Magnusson, P. (1997). Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *The American Journal of Sports Medicine*. 25(4), 454-459.
- Bak, K., Fauno, P. (1997). Clinical findings in competitive swimmers with shoulder pain. *The American Journal of Sports Medicine*. 25(2), 254-260.
- Bennel, K., Coburn, S., Wee, E., Green, S., Harris, A., Forbes, A. Buchbinder, R. (2007). Efficacy and cost-effectiveness of a physiotherapy program for chronic rotator cuff pathology: A protocol for a randomised, double-blind, placebo-controlled trial. *BMC biomedical disorders*. 8:86.
- Browne, A.O., Hoffmeyer, P., Tanaka, S., An, K.N., Morrey, B.F. (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. (1990). *Journal of bone and joint surgery (Br)*. (72), 843-845.
- Buchberger, D. The Buchberger-12 @ ; Rotator cuff and scapular strengthening program. <http://www.rotatorcuff.net>.
- Burns, J., Keenan, A.M., Redmond, A.C. (2003). Factors associated with triathlon-related overuse injuries. *Journal of orthopaedics sports and physical therapy*. Apr;33(4), 177-184.
- Cathcart, C.W. Movements of the shoulder girdle involved in those of the arm on the trunk. (1884). *Journal of anat. Physiol*. 18, 209-218. In : McQuade, K.J., Dawson, J, Smidt, G.L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *Journal of sports and physical therapy*. 28(2), August, 74-80.
- Chamberland, P. (2003). L'épaule du nageur: évaluation de la mécanique fonctionnelle dans le but de prescrire un programme d'entraînement spécifique. Mémoire de maîtrise, Université du Québec à Trois-Rivières.
- Codine, P., Bernard, P.L., Pocholle, M., Herisson, C. (2005). Évaluation et rééducation des muscles de l'épaule en isocinétisme : méthodologie, résultats et applications. 48 (2), 80-92.
- Collins, K., Wagner, M., Peterson, K., Storey, M. (1989). Overuse injuries in triathletes, A study of the 1986 Seafair triathlon. *American Journal of Sports Medicine*. Sep-Oct, 17(5), 675-680.

- Donatelli, R.A. (1997). Physical therapy of the shoulder (3rd edition). Philadelphia, Edinburgh, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: Churchill Livingstone.
- Egermann, M., Brocai, D., Lill, C.A., Schmitt, H. (2003). Analysis of injuries in long-distance triathletes. *International journal of sports medicine*. May;24(4), 271-6.
- Ellman, H., Gartsman, G.M. (1993). Pathogenesis and clinical evaluation of glenohumeral instability. In Ellman H., Gartsman, G.M. (1993). *Arthroscopic shoulder surgery and related procedures*. Philadelphia, Baltimore, London, Lea & Febiger.
- Flatow, E.L., Soslowsky, L.J., Ticker, J.B., Pawluk, R.J., Hepler, M., Ark, J. et al. (1994). Excursion of the rotator cuff under the acromion. Patterns of subacromial contact. *American journal of sports medicine*. 22, 779-188.
- Glousman, R.E. (1993). Instability versus impingement in the throwing athlete. In Rupp, S., Hopf, T. (1995). *Shoulder problems in high level swimmers - impingement, anterior instability, muscular imbalance*. *International Journal of Sports Medicine*. 16(8), 557-562.
- Hamil, J., Knutzen, K.M. (1995). *Biomechanical basis of human movement*. Blatimore, Philadelphia, Hong Kong, London, Munich, Tokyo. Williams & Wilkins.
- Hammer, W.I. (1999). *Fuctionnal soft tissue examination and treatment by manual methods*. New perspective. (2nd edition). United States; Aspen Publications.
- Inman, V.T., Saunders, J.B., Abbott, L.C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *Journal of bone and joint surgery*. 26(A), 1-30.
- Ivey, F.M., Calhoun, J.H., Rusche, K. (1985). Isokinetic testing of shoulder strength: Normal values. *Archives of physical medical rehabilitation*. 66, 384-386.
- Johnson, J.N., Gauvin, J., Fredericson, M. (2003). Swimming biomechanics and injury prevention. *The Physician and Sports Medicine*. 31(1).
<http://www.physsportsmed.com/issues/2003/0103/johnson.htm>
- Kammer, S., Young, C.C., Niedfeldt, M.W. (1999). Swimming injuries and illnesses. *The physician and sports medicine*. 27(4), april.
- Kelly, B.T., Kadrmas, R., Speer, K.P. (1996). The manual muscle examination for rotator cuff strength. *The American Journal of Sports Medicine*. 24(5), 581-588.
- Kendall, F.P., Kendall McCreary, E. (1995). *Les muscles: bilan et étude fonctionnelle, anomalies et douleurs posturales* (4^e édition). Pradel, Paris.
- Kibler, W.B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *American Journal of Sports Medicine*. 26, 325-337.

- Korkia, P.K., Tunstall-Pedoe, D.S., Maffulli, N. (1994). An epidemiological investigation of training and injury patterns in British triathletes. *British journal of sports medicine*. Sep;28(3), 191-6.
- Kronberg, M., Nemeth, G., Brostrom, L.A. (1990). Muscle activity and coordination in the normal shoulder, an electromyographic study. *Clinical orthopaedics*. 76-85.
- Lehoux, M-C. (2007). Quantification de l'évolution de l'attitude posturale de 3 à 83 ans. Mémoire de maîtrise, Université du Québec à Trois-Rivières.
- Leroux, JLL, Codine P, Thomas E, Pocholle M, Mailhe D, Blotman F. (1994). Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clin Orthop Rel Res*. 304:108–15.
- Ludewig, P.M., Cook, T.M., Nawoczenski, D.A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *Journal of sports and physical therapy*. 24(2), 57-65.
- Ludewig, P.M., Cook, T.M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*. 80(3), 276-291
- Ludewig P.M., Cook, T.M. (2002). Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. *Journal of orthopaedics, sports and physical therapy*. 32, 248-259.
- Manninen, J.S., Kallinen, M. (1996). Low back pain and other overuse injuries in a group of Japanese triathletes. *British Journal of Sports Medicine*. 30(2), 134-139.
- McClure, P.W., Michener, L.A., Sennett, B.J., Karduna, A.R. (2001). Direct 3-dimensionnal measurement of scapular kinematics during dynamic movement in vivo. *Journal of shoulder elbow surgery*. 10, 269-277.
- McMaster, W.C., Long, S.C., Caiozzo, V.J. (1992). Shoulder torque changes in the swimming athlete. *The American Journal of Sports Medicine*. 20(3), 323-327.
- McQuade, K.J., Wei, S.H, Smidt, G.L. (1995). Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clinical biomechanics*. 10(3), 144-148.
- McQuade, K.J., Dawson, J, Smidt, G.L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *Journal of sports and physical therapy*. 28(2), August, 74-80.
- Michener, L.A., McClure, P.W., Karduna, A.R. Anatomical and biomechanical mechanism of subacromial impingement syndrome. (2003). *Clinical biomechanics*. 18, 369-379.

- Monad, H. (1985). Contractility of muscle during prolonged static and repetitive dynamic activity. *Ergonomics*. 28(1), 81-89. In: Pink, M., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M.L., Kerrigan, J. (1991). The normal shoulder during freestyle swimming. *The American Journal of Sports Medicine*. 19(6), 569-576.
- Mottram, S.L., Woledge, R.C., Morrissey, D. (2007). Motion analysis study of a scapular orientation exercise and subject's ability to learn the exercise. *Manual therapy*. Sept 29.
- Neer, C.S. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. (1972). *Journal of bone and joint surgery (Am)*. 54, 41-50. In: Michener, L.A., McClure, P.W., Karduna, A.R. Anatomical and biomechanical mechanism of subacromial impingement syndrome. (2003). *Clinical biomechanics*. 18, 369-379.
- Noffal, G.J. (2003) Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *The American Journal of Sports Medicine*. 31(4), 537-541.
- O'Brien, S.J., Neves, M.C., Arnoczky, S.P., Rozbruch, S.R., Dicarlo, E.F. Warren, R.F., Schwartz, R., Wickiewicz, T.L. (1990). The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder.
- Ogata, S., Uhthoff, H.K. (1990). Acromial enthesopathy and rotator cuff tear. A radiologic and histologic post-mortem investigation of coracoacromial arch. *Clinical orthopaedics and related research*. May (254), 39-48.
- O'Toole, M.L., Hiller, W.D., Smith, R.A, Sisk, T.D. (1989). Overuse injuries in ultraendurance triathletes. *American journal of sports medicine*. 17(4), 514-518.
- Pink, M., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M.L., Kerrigan, J. (1991). The normal shoulder during freestyle swimming. *The American Journal of Sports Medicine*. 19(6), 569-576.
- Poppen, N.K., Walker, P.S., (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *Journal of bone and joint surgery (Am)*. 58, 195-201. In Michener, L.A., McClure, P.W., Karduna, A.R. Anatomical and biomechanical mechanism of subacromial impingement syndrome. (2003). *Clinical biomechanics*. 18, 369-379.
- Richardson, A.B., Jobe, F.W., Collins, H.R. (1980). The shoulder in the competitive swimmer. *American Journal of sports medicine*. 8, 159-163.
- Rupp, S., Hopf, T. (1995). Shoulder problems in high level swimmers - impingement, anterior instability, muscular imbalance? *International Journal of Sports Medicine*. 16(8), 557-562.

- Scovazzo, M.L., Browne, A., Pink, M., Jobe, F.W., Kerrigan J. (1991) The painful shoulder during freestyle swimming. *The American Journal of Sports Medicine*. 19(6), 577-582.
- Scoville, C.R., Arciero, R.A., Taylor, D.C. End range eccentric antagonistic/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder strength assessment. In Noffal, G.J. (2003) Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *The American Journal of Sports Medicine*. 31(4), 537-541.
- Souza, T.A. (1994). *Sports injuries of the shoulder; Conservative management*. New York, Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, Tokyo: Churchill Livingstone.
- Su, K. P. E., Johnson, M.P., Gracely, E.J., Karduna, A. R. (2004). Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome : practice effects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 36(7), 1117-1123.
- Swaine, I.L. (2000). Arm and leg power output in swimmers during simulated swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 32(7), 1288-1292.
- Swaine, I.L., Zanker, C.L. (1996). The reproductibility of cardopulmonary responses to exercise using a swim bench. *International journal of sports medicine*. 17. 140-144.
- Tsai, N.T., McClure, P.W., Karduna, A.R. (2003). Effects of muscle fatigue on 3-dimensionnal scapular kinematics. *Archives of physical medical rehabilitation*. 84, july, 1000-1005.
- Van der Helm, F.C., Pronk, G.M. (1995). Three-dimensionnal recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics engineering*. 117, 27-40.
- Van der Windt, D.A., Koes, B.W., de Jong, B.A., Bouter, L.M. Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management. (1995). *Annals of Rheumatic Diseases*. 54, 959-964.
- Vleck, V.E., Garbutt, G. Injury and training characteristics of male elite, development squad, and club triathletes. (1998). *International Journal of Sports Medicine*. 19(1), 38-42.
- Wadsworth, D.J., Bullock-Saxton, J.E. (1997). Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International journal of sports medicine*. 18, 618-624.
- Warner, J.J.P., Micheli, L.J., Arslanian, M.S. (1990). Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulder and shoulder with instability and impingement. *American journal of sports medicine*. 18; 213-217.

Witt, M., Pfützner, A. (1999). Estimation de la puissance musculaire du train supérieur en triathlon, fondée sur l'évaluation à partir d'un ergomètre à bras. 2^e congrès international de triathlon de l'INSEP. Symposium européen «triathlon Sydney 2000». Les cahier de l'INSEP, numéro 24.

ANNEXE A

Questionnaire antécédents médicaux

Nom : _____

Questionnaire antécédents médicaux

1- Avez-vous déjà eu une blessure traumatique à l'épaule ?

Oui non Si oui décrire la blessure (type de blessure, quelle épaule, quand, séquelles, temps de repos...)

2- Avez-vous déjà eu une blessure de surutilisation à l'épaule (tendinite, bursite...) ?

Oui non Si oui décrire la blessure (voir question 1)

3- Ressentez-vous des douleurs ou inconforts aux épaules lorsque vous nagez ?

Oui non

Si oui : (choisir le terme le plus approprié)

Intensité :

inconfort douleur légère douleur modérée douleur incapacitante

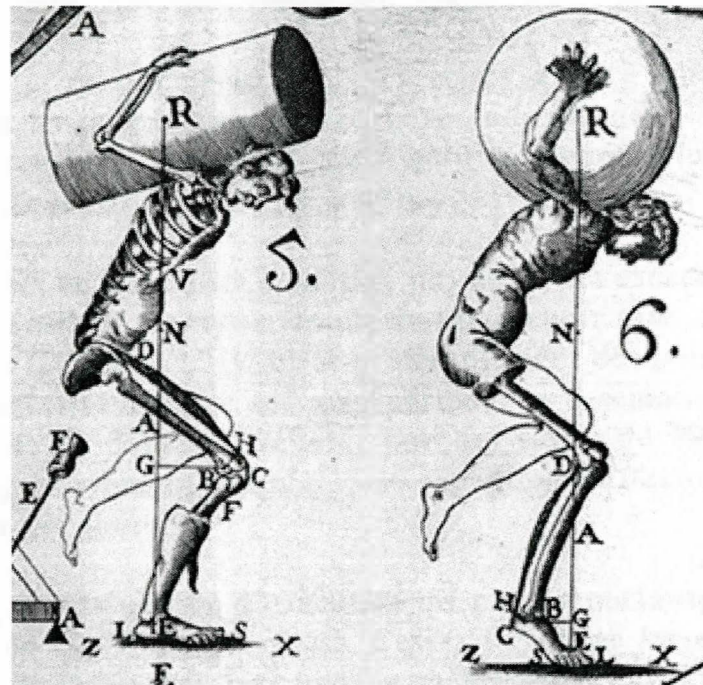
Fréquence :

très rarement à l'occasion régulièrement continuellement

ANNEXE B

Programme d'exercices de renforcement de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs
scapulaires «Buchberger 12»

THE BUCHBERGER «12»



**Programme d'exercices de renforcement de la
coiffe des rotateurs et des stabilisateurs
scapulaires**

Traduit et adapté du document original *The Buchberger «12»*

INTRODUCTION

Ce programme comprend une série de 12 exercices visant le renforcement de la coiffe des rotateurs et des muscles stabilisateurs de l'omoplate. Il prépare et protège l'épaule des stress extrêmes associés aux sports impliquant des mouvements répétitifs, particulièrement au dessus du niveau de la tête (baseball, balle-molle, natation, volley-ball, tennis, water polo, etc...).

Ce programme offre une série de 12 exercices à faire sur 2 jours. Six exercices le premier jour et les six autres la seconde journée. Ce cycle permet donc un renforcement progressif ainsi qu'une récupération quotidienne, diminuant les risques de blessure par surcharge.

Même si vous êtes en excellente condition physique, ces exercices risquent de se révéler exigeants! Il est recommandé de commencer sans charges ou avec des poids légers (1-2 livres). (Utilisez préférablement des poids attachés aux poignets). Progressez ensuite sur une période de 8 semaines jusqu'à une charge maximale de 5 livres. Débutez par des séries de 10 répétitions, et augmentez progressivement jusqu'à 25-30 répétitions. Effectuez 2-3 séries de chaque exercice par jour.

Souvenez-vous que la qualité d'exécution est plus importante que la charge ou le nombre de répétitions effectuées. Cessez l'exercice lorsque vous n'êtes plus en mesure de l'effectuer dans une forme adéquate.

ATTENTION, Si vous ressentez des douleurs au cou, à l'épaule ou au coude avant, pendant ou après avoir effectué ces exercices, vous devez arrêter ce programme et consulter un professionnel de la santé qualifié immédiatement.

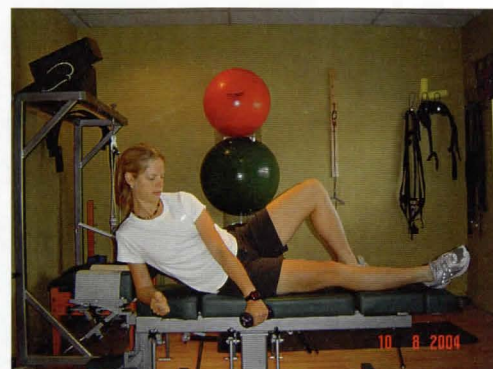
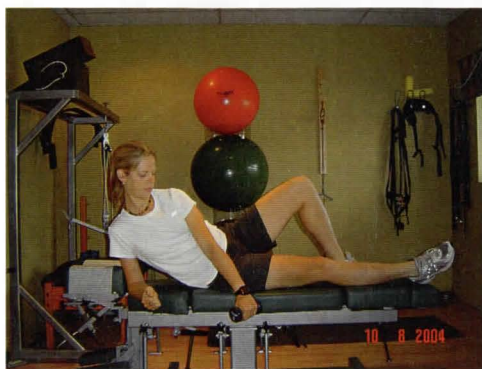
JOUR 1

- 1. Abduction latérale (avec poids libre ou attaché au poignet)**
- 2. Push-up plus («avec dyna-disc»)**
- 3. Field goal (poids)**
- 4. Rotation externe concentrique/excentrique (poids)**
- 5. Abduction et rotation externe debout (modified empty can) (poids)**
- 6. Flexions du coude en pronation/supination alternée (poids et/ou tube)**

JOUR 2

- 7. Renforcement du subscapulaire (élastique)**
- 8. Rotation externe debout (élastique)**
- 9. BB3 bilatéral (poids)**
- 10. Debout 4 directions (poids)**
- 11. Dynamic Blackburn (poids)**
- 12. Mouvement scapulaire (poids)**

1. Abduction latérale (avec poids libre ou au poignet)



Garder le bras dans le plan scapulaire (environ 45° vers l'avant). Lever le bras en le gardant dans le plan scapulaire. C'est un mouvement linéaire. Ne pas dépasser la hauteur du genou. Le bras devrait parcourir une amplitude de mouvement de 30-40°. Redescendre lentement le bras (6 secondes en phase excentrique) puis répéter le mouvement.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

2. Push-up plus (avec «dyna-disc»)

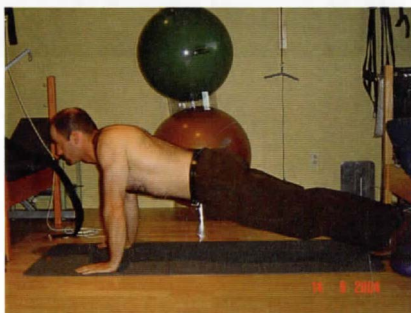


photo 1

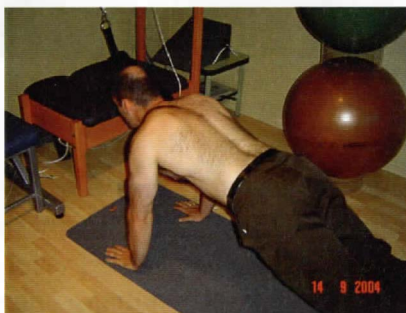


photo 2

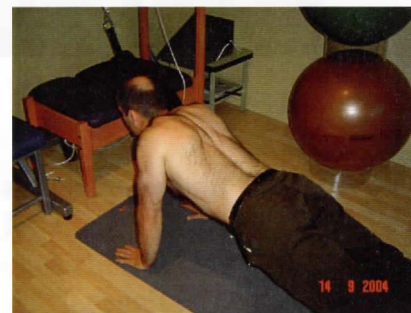


photo 3

Effectuer d'abord un «push-up», sur les genoux, les pieds ou au mur, selon votre niveau (photo1). Ensuite, garder les coudes en pleine extension et effectuer une rétraction des omoplates (laisser descendre le tronc pour que les 2 omoplates se rapprochent, photos 2-3). Le thorax, la colonne et les membres inférieurs demeurent rigides. Finalement effectuer une protraction des omoplates (décoller les omoplates) sans faire de flexion de la colonne thoracique. Il est normal de ne pas avoir une grande amplitude de mouvement au début.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

3. Field goal (avec poids libres ou aux poignets)



Placer un « dyna-disc » ou une serviette sous la poitrine en laissant pendre les bras détendus. D'abord effectuer une rétraction des omoplates (coller les 2 omoplates). En gardant la rétraction scapulaire, lever les épaules à 90° avec les coudes fléchis à 90° . À partir de cette position effectuer une rotation externe des épaules de 90 degrés, les pouces pointant vers le plafond. Pour le retour à la position de départ, effectuer tous les mouvements en sens inverse de façon lente et contrôlée.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

4. Rotation externe concentrique/excentrique (avec poids)

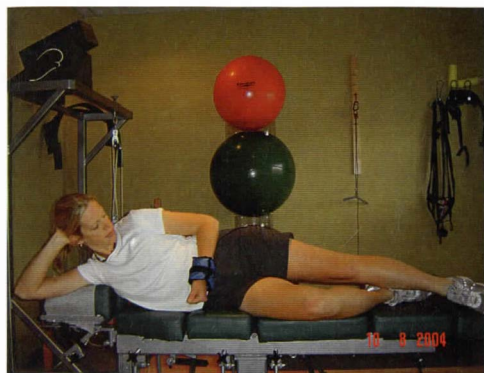


photo 1

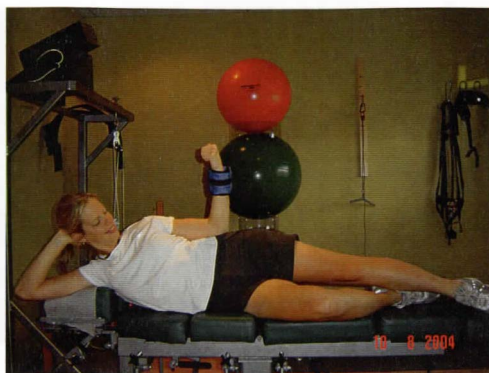


photo 2

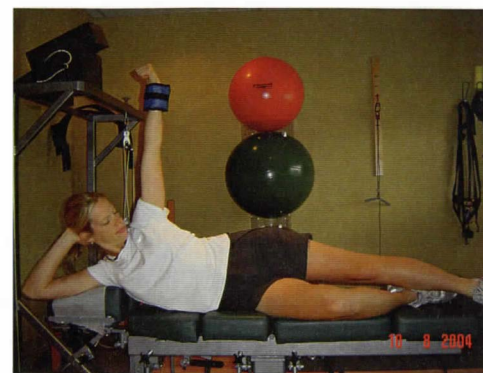


photo 3

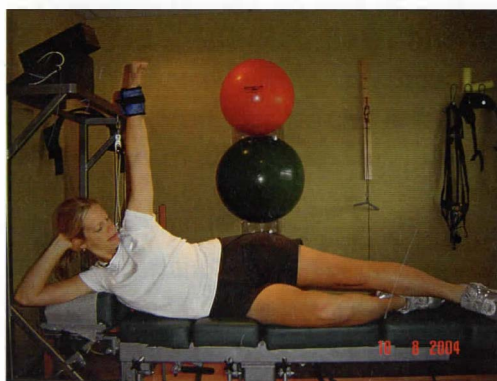


photo 4

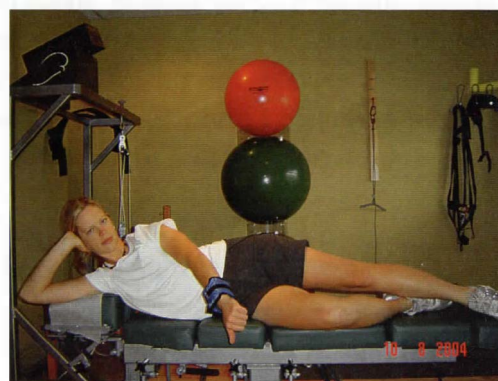


photo 5

En décubitus latéral, effectuez une rotation externe de l'épaule, le pouce tourné vers l'arrière. Le coude doit être maintenu contre l'EIAS (la proéminence osseuse sur le devant de votre hanche). De cette position, amenez le poids vers le plafond en étendant le coude. Finalement (photos 4-5), en gardant le coude en extension complète, effectuez une adduction horizontale avec une rotation interne (descendre le bras en tournant le pouce vers le sol). Cette phase du mouvement doit être faite de façon lente contrôlée. S'il y a une douleur sur la face antérieure de l'épaule, abaissez le bras à un niveau d'adduction confortable.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

5. Abduction et rotation externe debout (modified empty can) (poids)

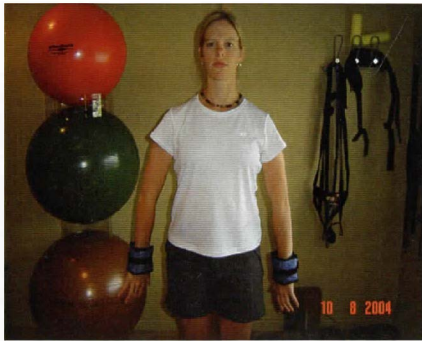


photo 1

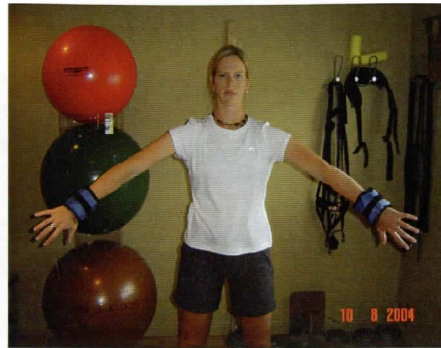


photo 2

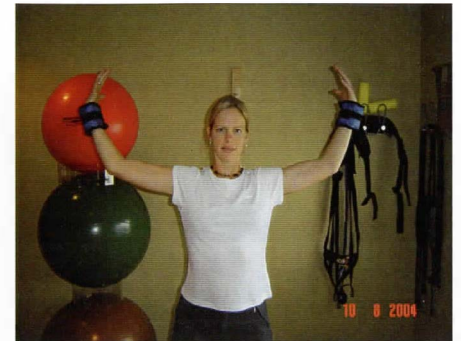


photo 3

Débuter en plaçant les bras de chaque côté du corps, pouces vers l'intérieur. Rétracter les omoplates. Élever ensuite les bras dans le plan scapulaire (à 45°, les pouces pointant vers le sol). Lorsque vous atteignez 45° d'élévation, fléchir les coudes et effectuer une rotation externe (les pouces pointent vers l'arrière). Poursuivre l'élévation jusqu'à 100°. Refaire les mouvements dans l'ordre inverse pour revenir à la position initiale.

*Maintenir le plan scapulaire, ne pas amener les bras vers l'arrière.

*Soyez certain de poursuivre l'élévation des bras après la rotation externe.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

6. Flexions du coude («T-curl») en pronation/supination alternée (poids et/ou élastique)

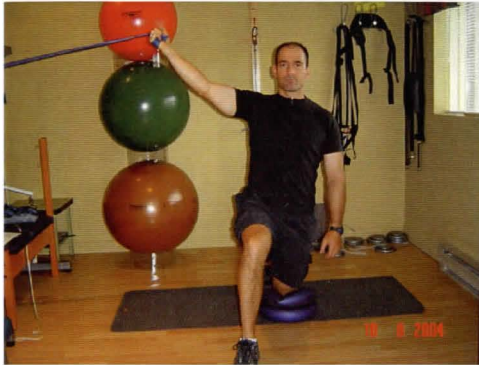


photo 1

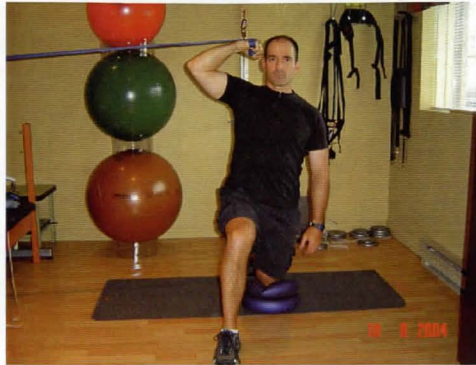


photo 2

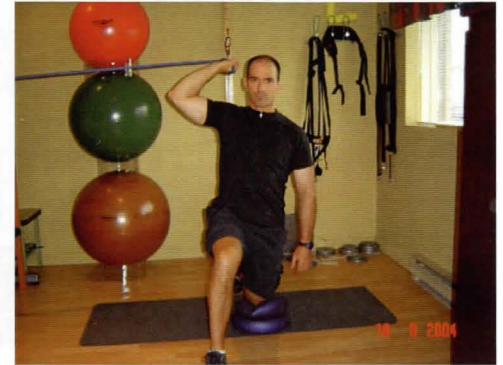


photo 3

Cet exercice peut s'exécuter en position debout, assise ou à genou. Dans l'une ou l'autre de ces positions, assurez-vous de garder une bonne posture.

Photo 2 : Flexion du coude en supination (paume de la main vers vous). Cet exercice renforce le biceps.

Photo 3 : Ensuite, faire une flexion du coude en pronation (paume de la main vers l'extérieur). Cet exercice renforce le muscle brachial.

Dans les deux cas, évitez d'abaisser le coude. Il faut maintenir la position du coude tout au long de la flexion. Ceci permettra de renforcer le dentelé antérieur et d'augmenter la stabilité de l'omoplate. Une chute du coude est un signe d'instabilité de l'omoplate.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

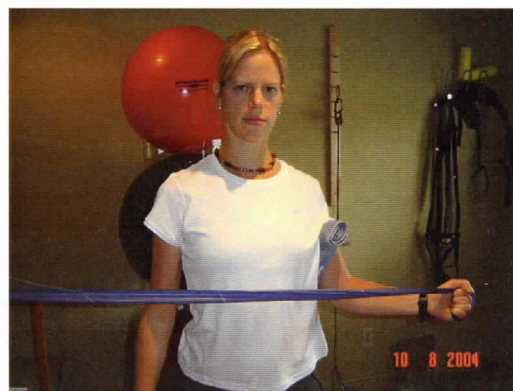
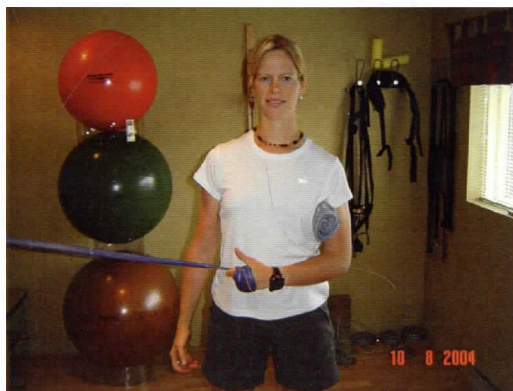
7. Renforcement du subscapulaire (élastique)



Commencer avec le bras en ligne droite, le coude en extension et le pouce pointant vers le haut. Tirer le tube derrière le dos en amenant le pouce à l'angle inférieur de l'omoplate opposé. On crée ainsi une rotation interne de l'épaule. Effectuez ensuite le mouvement inverse de façon lente et contrôlée.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

8. Rotation externe debout (élastique)



Exécuter une rotation externe de l'épaule en gardant le coude bien stable sur le tronc. Simultanément au mouvement de rotation externe, effectuer une rétraction de l'omoplate (tirer l'omoplate vers la colonne vertébrale). Une serviette peut être placée au niveau de l'aisselle. Ceci réduira la compression de l'articulation de l'épaule (gléno-humérale) et placera les muscles de la coiffe des rotateurs dans une meilleure position. Attention! gardez le poignet bien droit!

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

9. BB3 bilatéral (poids)



photo 1



photo 2



photo 3

Débuter couché sur le ventre avec un « dyna disc » sous la poitrine. Les bras sont en rotation externe (pouces vers l'extérieur). La première étape est de rétracter les omoplates avec les coudes en extension (photo 2). Ensuite, monter les bras tendus vers le plafond, tout en gardant les pouces vers le haut (photo 3).

- *Contrôler le mouvement, ne pas donner d'élan avec les bras.
- *Ne pas trop élever les bras. Élever au maximum de ce que le deltoïde postérieur et les muscles postérieurs de la coiffe des rotateurs le permettent.
- *Une position exagérée des bras vers l'arrière pourrait causer un stress important sur la capsule antérieure, pouvant ainsi provoquer une instabilité antérieure de l'épaule.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

10. Debout 4 directions (poids)



photo 1



photo 2

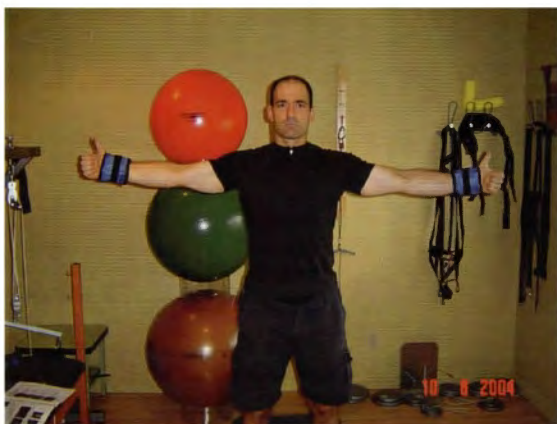


photo 3

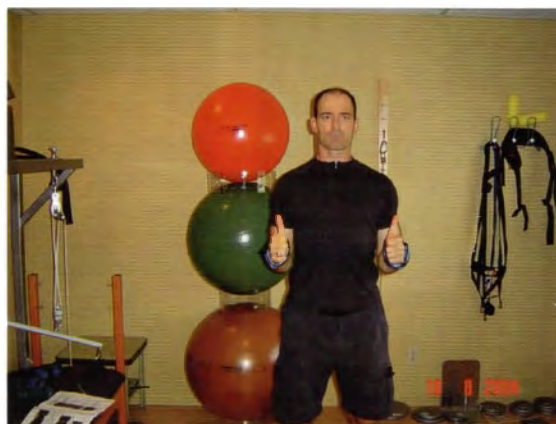


photo 4

En position debout :

Position 1 : Pouces vers le haut, les bras tendus vers l'avant avec les coudes en extension complète.

Position 2 : Pouces vers le haut, les bras dans le plan de l'omoplate (45 degrés vers l'avant) et les coudes en extension complète.

Position 3 : Pouces vers le haut, les bras en abduction et les coudes en extension complète.

Position 4 : Faites une rétraction des épaules (coller les omoplates). Et ramener les coudes près du corps.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

11. Dynamic Blackburn (poids)

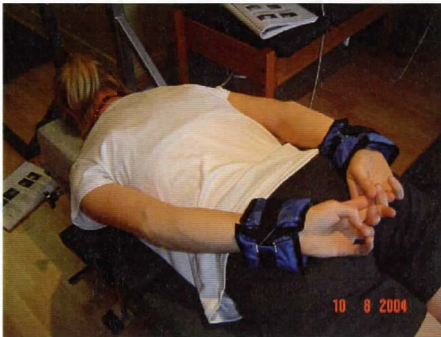


photo 1



photo 2



photo 3

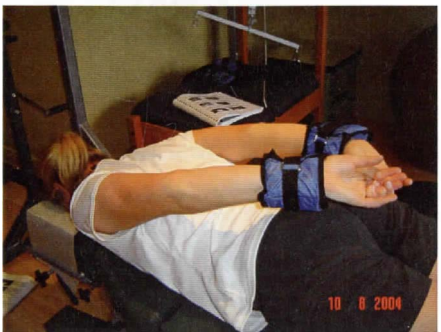


photo 4



photo 5

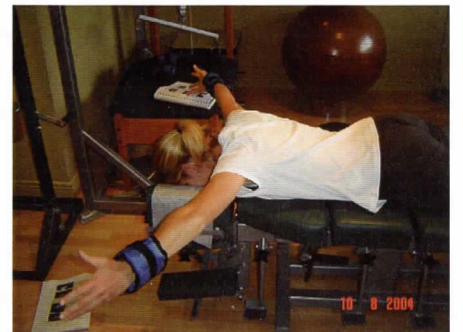


photo 6

- # 1 Placer les mains à l'arrière sur les fesses avec les doigts entrelacés.
- #2 Tirer les épaules vers l'arrière pour coller les omoplates (rétraction), et ce jusqu'à la fin de l'exercice.
- #3 Abaisser les omoplates en descendant les mains vers les pieds. Garder les mains ensemble.
- #4 Décoller les mains du dos, en maintenant toujours les doigts entrelacés.
- #5 En gardant les mains à la même hauteur, ouvrir les bras de chaque côté pour former un angle d'environ 45° avec le corps. Tourner les épaules et les mains pour que les paumes soient face au sol (rotation externe des épaules).
- #6 Continuer le mouvement d'élévation des bras (abduction) jusqu'à un angle de 100° et le mouvement de rotation externe des épaules de façon à ce que les pouces pointent le plafond. NE PAS COMPLÉTER LE MOUVEMENT PLUS LOIN. Renverser l'exercice doucement. La prochaine répétition débute à l'étape #1.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

12. Mouvement scapulaire

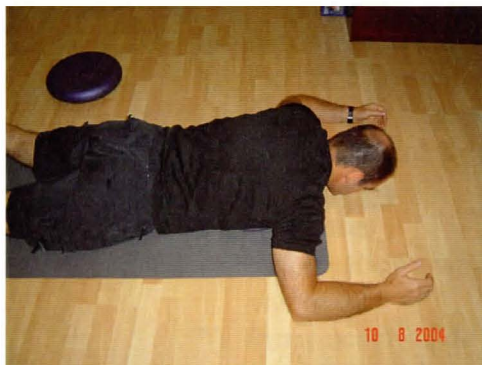


photo 1



photo 2

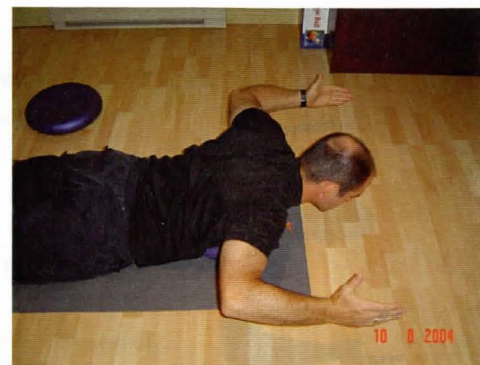


photo 3

ÉTAPE 1

Se coucher sur le ventre avec un *dyna disc* ou un serviette pliée sous le thorax. Les épaules et les coudes doivent être à 90 degrés. Le premier mouvement consiste à rétracter les omoplates (rapprocher les omoplates ensemble) sans lever les bras du sol. Permettre aux bras de glisser sur le sol.

ÉTAPE 2

En gardant les omoplates en position rétractée et les coudes à 90 degrés, levez les coudes et les mains (les pouces vers le haut) vers le plafond (mouvement de rotation externe). Soyez certain de maintenir la position à 90° et les omoplates rétractées.

_____ séries de _____ répétitions _____ fois par jour _____ charge

Fonctions spécifiques des différents exercices

1. Abduction latérale

- a) Exercice linéaire sollicitant spécifiquement le **supra-épineux**; travaille la fonction de l'épaule dans les 30 premiers degrés d'abduction
- b) Renforcement secondaire du deltoïde

2. Push-up plus

- a) Stabilisation scapulaire en développant le contrôle spécifique du muscle serratus antérieur
- b) Proprioception de l'articulation gléno-humérale (surtout avec dyna-disc)
- c) Portion supérieure et inférieure du subscapulaire

3. Field goal

- a) Exercice de haut niveau de difficulté, sollicitant les muscles scapulaires (rhomboïdes et trapèzes inférieurs et moyen) ainsi que les muscles de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et petit rond)

4. Rotation externe concentrique/excentrique

- a) Renforcement concentrique et excentrique de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et petit rond)

5. Abduction et rotation externe debout (modified empty can)

- a) Exercice multi-directionnel conçu afin de renforcer les muscles deltoïdes et supra-épineux de façon coordonnée (mouvement similaire au lancer de baseball)
- b) Développe de façon secondaire l'infra-épineux et le petit rond

6. Flexions du coude («curls») en pronation/supination

- a) Renforcement du biceps (supination) et du brachial (pronation)
- b) Renforcement secondaire du serratus antérieur en stabilisant la scapula

7. Renforcement du subscapulaire

- a) Renforcement isolé du subscapulaire

8. Rotation externe debout

- a) Renforcement des muscles de la coiffe de rotateurs (supra-épineux et petit rond) ainsi que des muscles rétracteurs de l'omoplate (rhomboïde et trapèze moyen)
- b) Si exécuté de façon lente lors du retour à la position initiale, développe les mêmes muscles de façon excentrique

9. BB3 bilatéral

- a) Renforcement concentrique des rhomboïdes et de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et petit rond)
- b) Si exécuté de façon lente lors du retour à la position initiale, développe les mêmes muscles de façon excentrique
- c) Renforcement secondaire des érecteurs du rachis lombaires et thoraciques

10. Debout 4 directions

- a) Exercice multi-directionnel à faire avec poids légers. Renforce les deltoïdes, supra-épineux et muscles scapulaires

11. Dynamic Blackburn

- a) Excellent exercice conçu pour le développement du contrôle excentrique des muscles scapulaires (rhomboïdes et trapèzes moyen et inférieur) ainsi que le contrôle concentrique de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, intra-épineux, petit rond et subscapulaire)
- b) Entraîne la rotation axiale de l'épaule

12. Mouvement scapulaire

- a) Maintient la force des muscles rétracteurs de l'omoplate et de la coiffe des rotateurs en fin d'amplitude de mouvement. C'est habituellement la première zone de faiblesse dans l'amplitude de mouvement en rotation externe.

Références

1. Reeves RK, Laskowski ER & Smith J. Weight training injuries : Part 1 : Diagnosing and Managing Acute Conditions. Phys Sports Med. 1998; 26 (2).
2. Reeves RK, Laskowski ER & Smith J. Weight training injuries : Part 2 : Diagnosing and Managing Chronic Conditions. Phys Sports Med. 1998; 26 (3).
3. Raske A, Norlin R. Injury Incidence and Prevalence among Elite Weight and Power Lifters. Am J Sports Med. 2002; 30 (2) : 248-256.
4. Buchberger D. Posterior-superior glenoid impingement in the throwing athlete : diagnosis and management. J Sports Chiro Rehab. 2000
5. Haupt HA. Upper extremity injury associated with strength training. Clin Sports Med. 2001; 20(3) :281-290.
6. Buchberger DJ. Scapular dysfunctional impingement syndrome as a cause of grade two rotator cuff tear : a case study. Chiropr Sports Med. 1993, 7 :38-45.