

[原 著]

異なる運動肢位での肩外旋運動における 開始局面の肩周囲筋の活動様相

八十島崇¹⁾, 木塚朝博²⁾, 埜口博司³⁾, 白木仁²⁾, 向井直樹²⁾, 宮永豊⁴⁾

Muscle activity of shoulder muscles at onset phase during shoulder external rotation in different exercise positions

Takashi YASOJIMA¹⁾, Tomohiro KIZUKA²⁾, Hiroshi NOGUCHI³⁾,
Hitoshi SHIRAKI²⁾, Naoki MUKAI²⁾, and Yutaka MIYANAGA⁴⁾

Abstract

【Purpose】 The purpose of this study was that EMG onset of five selected shoulder muscles (supraspinatus, infraspinatus, teres minor, posterior deltoid, and middle trapezius) at onset phase during shoulder external rotation in different exercise positions. 【Methods】 Five healthy male subjects (age; 23.5 ± 0.5 yr) without any history of shoulder pathology and instability participated in the experiment. They performed the rapid isometric shoulder external rotation with different positions (20 degrees scapular plane abduction; 20Abd and 90 degrees scapular plane abduction; 90 Abd) as much as possible. The electromyogram was recorded from the supraspinatus, infraspinatus, and teres minor with bipolar fine-wire intramuscular electrode, and then the posterior deltoid, middle trapezius with bipolar surface electrode. EMG onset was measured from EMG activity of each muscle during shoulder external rotation in both positions, and then each data compared the difference of EMG onset (DifOnset) as the standard in EMG onset of the infraspinatus. 【Results】 The infraspinatus and teres minor were significant active prior to the supraspinatus and posterior deltoid during shoulder external rotation in both positions ($P < 0.05$). The middle trapezius was also significant active prior to the supraspinatus and posterior deltoid during shoulder external rotation seen in 20Abd ($P < 0.05$). In contrast, DifOnset of this muscle in 90 Abd did not observe the similar results seen in 20Abd. 【Conclusion】 These results suggested that the infraspinatus and the teres minor act as the stabilizer in the glenohumeral joint during the shoulder external rotation regardless of exercise positions.

KEY WORDS: electromyogram, EMG onset, shoulder external rotation, exercise position, stabilizer

1) 九州共立大学スポーツ学部
2) 筑波大学人間総合科学研究科
3) 水戸赤十字病院
4) 独立行政法人 物質・材料研究機構生体材料センター

1) Kyushu Kyoritsu University Faculty of Sports
Science
2) Graduate School of Comprehensive Human
Sciences, University of Tsukuba.
3) Mito Red Cross Hospital
4) National Institute for Materials Science

はじめに

肩関節は、他の関節に比べて自由度が高いので、日常生活あるいはスポーツ動作において様々な要求に応じた多様な運動遂行を可能にする¹⁻³⁾。また、その運動には、肩甲骨を起始とし、上腕骨頭を付着とする回旋筋腱板が大きく関与している。回旋筋腱板とは、肩甲骨後面に位置する棘上筋、棘下筋、小円筋及び前面に位置する肩甲下筋の4筋の総称で、主に肩甲上腕関節の動的安定化機構 (stabilizer) として作用すると言われている¹⁻³⁾。その理由は、同じ球関節の股関節よりも相対的に関節窩の浅い肩甲上腕関節において、上腕骨頭を関節窩に引きつける回旋筋腱板の求心性作用が必要不可欠であること¹⁻³⁾に起因する。つまり、回旋筋腱板が運動開始時に動作の支点を作るために作用し、円滑な運動遂行を促していると考えられるためである。このことは、これまでにも屍体肩による研究からその重要性が解明されてきた^{4,5)}。また、近年では肩関節運動開始時の筋電図 (electromyogram ; EMG) を分析し、肩周囲各筋の活動開始の遅速を比較する研究も見られるようになってきた⁶⁻⁹⁾。これらの研究では、肩回旋運動 (内旋運動、外旋運動) において、回旋筋腱板各筋が他の三角筋、大胸筋などの肩周囲筋に先行して活動を開始することを示し、その結果から回旋筋腱板がstabilizerとして機能的役割を果たしていることを示唆した⁶⁻⁹⁾。

一方、肩回旋運動とは、上腕骨長軸の回旋によって生じる運動であるため、肩関節の運動に伴って上腕骨及び肩甲骨の位置が変化するかわり運動肢位が変化しても遂行可能な運動である^{1,10)}。さらに、運動を成り立

たせる肩周囲各筋の関わり合いは、回旋運動を行うそれぞれの運動肢位によって異なる可能性が高いことが報告されている¹⁰⁻¹²⁾。しかしながら、各筋がこれらの運動の開始局面においてどのような振る舞いを示すのかどうかその遅速を明らかにした研究はない。そこで本研究では、この課題を解明する一端として回旋筋腱板の中でも後方腱板筋である棘下筋、棘上筋、小円筋に着目し、これらの機能的役割を解明するため、異なる運動肢位による肩外旋運動の開始局面に見られる各筋の活動様相を検討することを試みた。また、これらのことが明らかになれば、肩関節の機能評価、回旋筋腱板トレーニングプログラム作成等に関する有用な基礎資料になるであろう。

方法

1. 被験者

被験者は、両肩に整形外科的既往かつ関節動揺性を認めない右利きの健常男性5名 (23.5±0.5歳、身長172.2±3.1cm、体重67.5±4.9kg) であった。実験は、非利き腕側である左肩で実施した。被験者には実験の実施に際し、事前に本研究の主旨及び実施上の安全性について十分な説明を行い、実験参加の同意を得た。

2. 運動課題 (肩外旋運動)

被験者は、運動課題としてFig 1. に示した肩関節20°外転位 (20 degrees scapular plane abduction; 20Abd) と肩関節90°外転位 (90 degrees scapular plane abduction; 90Abd) の2条件の運動肢位で等尺性収縮 (isometric contraction) による肩外旋運動

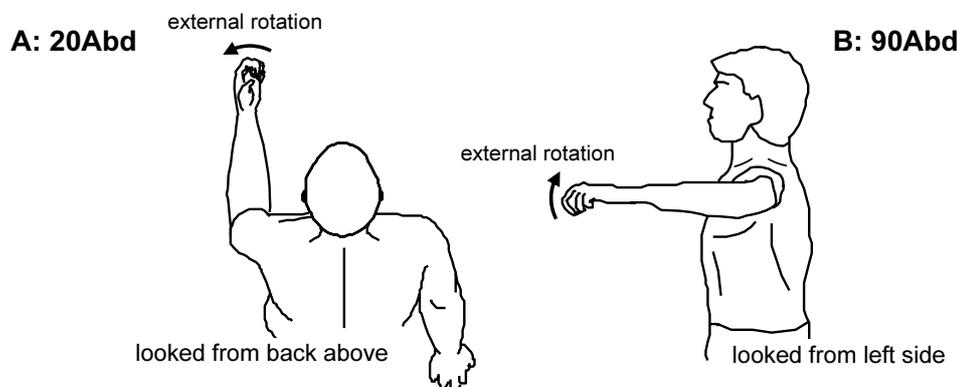


Fig 1. Experimental task for data collection

を5回ずつ実施した。2条件の運動肢位は、それぞれ20Abdが自然下垂位から前腕を回内外中間位にし、肘関節を90°屈曲、肩関節を肩甲骨面上で20°外転した位置、90Abdが20Abdよりさらに70°外転した位置として設定した。この時の出力の目標値(目標トルク)は、先行研究^{8,12)}を元に15Nmに決定し、運動時のトルク値は等速性筋力測定装置(Cybex 770-NORM, Lumex社製)を使用し計測した。また、被験者の前方にオシロスコープを置き、運動時の発揮トルク量、目標値及び運動開始の合図を表示し、運動開始の合図とともになるべく素速く自身の出力を目標ライン(15 Nm)に合わせるよう指示した。なお、被験者が実験当日までに運動課題に慣れるよう、事前に十分な練習を行った。

3. 筋電図(EMG)計測

筋電図(EMG)は、肩外旋運動に深く関連すると考えられる棘上筋、棘下筋、小円筋、三角筋後部線維(三角筋後部)及び僧帽筋中部線維(僧帽筋中部)から導出した。それぞれの筋電図の導出は、棘上筋、棘下筋、小円筋に直径50 μ mのワイヤ電極(双曲貼り合わせ電極, インターメディカル社製)を用い、三角筋後部、僧帽筋中部に表面電極(NT-511G, 日本光電社製)を使用した。また、筋電図は、マルチテレメータ

(WEB-5000, 日本光電社製)を使用し、時定数0.03, 高域遮断周波数450Hz以上で増幅した。ワイヤ電極は、あらかじめ埋入位置周辺をアルコールで消毒してからカテラン針(22G)を利用して筋内へ刺入し、その後カテラン針だけを引き抜いて筋内へ埋入した¹³⁾。なお、このワイヤ電極埋入に関する一連の作業は、整形外科医によって行われた。表面電極は、貼付前にアルコールで皮膚の汚れや脂質を落とし、皮膚前処理剤(スキンピュア, 日本光電社製)を用いて接触抵抗を低減させた後に、1.5mmの電極間距離で電極を貼付した。電極の埋入及び貼付位置は、Delagi et al.¹⁴⁾の記述に従い、特にワイヤ電極に関しては的確に埋入されていることを確認するため、対象とする筋の徒手筋力検査(Manual Muscle Testing; MMT)¹⁵⁾を実施した。なお、これらのEMGデータ及び先述のCybexからのトルクデータ、動作開始の合図を示す信号は、すべてを同期させてデータレコーダ(SIR-1000, SONY社製)に記録した。

4. EMGの処理および解析

計測したEMGは、後日サンプリング周波数2kHz, 精度14bitでA/D変換し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。また、取り込んだ生波形は、全波整流した後、6次のバターワース型ローカットフィルタによ

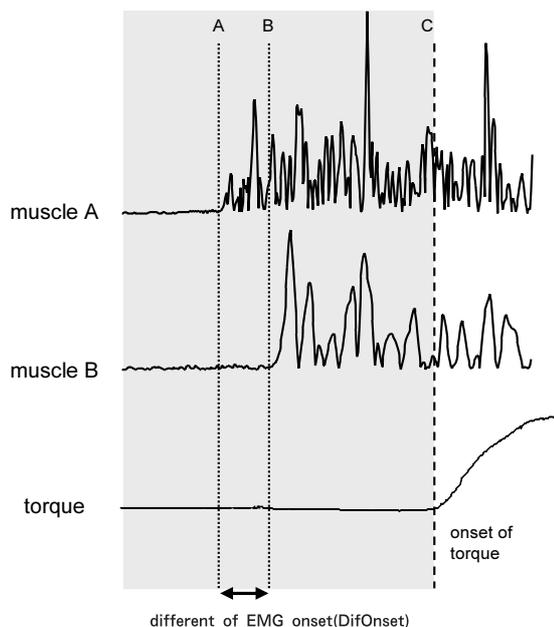


Fig 2. Graphical example of the measurement for EMG onset of each muscle and difference of EMG onset (DifOnset). "A" shows EMG onset of muscle A and "B" shows EMG onset of muscle B, and then between A and B shows the difference of EMG onset (DifOnset) in both muscles.

り、20Hz以下の成分をカットした。その後で、肩外旋運動に伴う各筋の筋活動開始時点 (EMG onset) を計測した (Fig 2.)。各筋の筋電図のEMG onsetは、各筋の筋電位がトルク曲線の立ち上がる前の局面で背景筋活動 (Back Ground Activity; BGA) レベルよりも上昇するポイントを計測した。なお、筋電位の閾値は、Di fabio¹⁶⁾の研究を参考に運動開始前100msecのBGAの平均値と標準偏差を算出し、その平均値+3標準偏差として設定した。続いて、これら各筋のEMG onsetの遅速を表し比較するために、棘下筋のEMG onsetを基準 (0msec) に各筋のEMG onsetとの時間差 (Difference of EMG onset; DifOnset) を計算した。各筋のDifOnsetの比較は、個人の5試行の平均値を代表値として行った。

5. 統計解析

各筋のDifOnsetは、平均値±標準偏差で示した。また、各筋のDifOnsetの比較は、運動肢位 (20Abd, 90Abd) ごとに繰り返しのある一元配置の分散分析 (Repeated One-Way ANOVA) を行い、事後検定としてNewman-Keuls法による多重比較を行った。

統計処理における有意性は、危険率5%水準で判定した。

結 果

Fig 3. は、90Abdで肩外旋運動を実施したときのEMG波形 (全波整流及びフィルタ処理済み) の典型例と各筋のEMG onsetを示したものである。各筋のEMG onsetを見ると、棘下筋と小円筋は他の3筋より速く活動を開始することが観察された。

Fig 4. には、棘下筋のEMG onsetを基準 (0msec) とした各筋のDifOnsetを示した。棘下筋と小円筋のDifOnsetは、20Abd及び90Abdの両運動肢位ともに棘上筋、三角筋後部のDifOnsetよりも有意に速かった ($P<0.05$)。また、僧帽筋中部のDifOnsetは、運動肢位ごとに異なり、20Abdでは棘下筋、小円筋のDifOnsetと同様、棘上筋、三角筋後部のDifOnsetよりも有意に速かった ($P<0.05$)。しかしながら、90Abdでは棘下筋、小円筋のDifOnsetより有意に遅かった ($P<0.05$)。

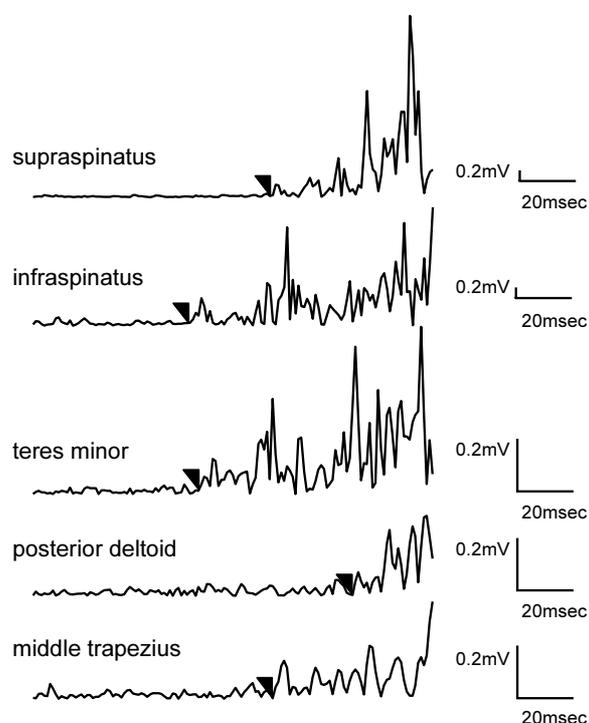


Fig 3. Typical EMG data for muscle activity during shoulder external rotation in 90 degrees abduction position (90Abd) from single subject. The filled triangles in figure show EMG onset of each muscle.

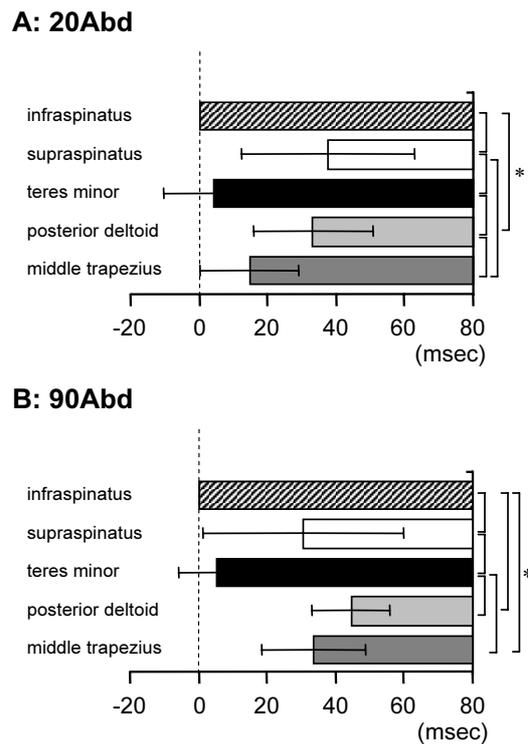


Fig 4. Comparison of the difference of onset (DifOnset) during the external rotators in both positions (20Abd and 90Abd).

考 察

本研究では、2条件の異なる運動肢位 (20Abd, 90Abd) で等尺性収縮による肩外旋運動を行い、その運動開始局面の棘下筋、棘上筋、小円筋、三角筋後部及び僧帽筋中部の筋活動様相に着目し、各筋の活動の遅速について検討した。以下、各筋の運動開始時の活動の遅速からそれぞれの機能的役割について考察していく。

棘下筋と小円筋は、両運動肢位 (20Abd, 90Abd) とともに棘上筋及び三角筋後部に先行して活動を開始した (Fig 4 A, B)。木塚ら⁸⁾は、動的な肩外旋運動における運動開始時点の肩周囲各筋の活動様相を検討し、棘下筋と小円筋の両筋が活動を始めても、運動遂行に補助的に作用する三角筋後部など他の筋が活動していない局面が存在することを見出した。また、David et al.⁷⁾も小円筋のEMGを導出していなかったが、ほぼ同様の結果を報告している。そして、彼らは、両筋のこのような活動パターンこそ肩甲骨腕関節において上腕骨頭を肩甲骨関節窩に引きつけるstabilizerとして機能することを示唆するものであると述べている^{7,8)}。本研究でも、これらとほぼ一致した結果を捉

えることができた。したがって、棘下筋及び小円筋は、肩外旋運動時の運動肢位に関わらずstabilizerとして機能的役割を果たしていると考えられる。

棘上筋は、外旋時の運動肢位に関係なく三角筋後部とほぼ同じタイミングで活動を開始し、他の回旋筋腱板を構成する棘下筋、小円筋と異なるパターンを示した (Fig 4. A, B)。棘上筋のEMG onsetは、先行研究においてその活動のタイミングが運動肢位によって異なることが報告されている^{6,8,9)}。Brindle et al.⁶⁾やHess et al.⁹⁾は、本研究の90Abdに類する運動肢位で外旋運動を行った場合、棘上筋のEMG onsetは、棘下筋のEMG onsetとほぼ同じタイミングで活動を開始することを示した。これに対し、木塚ら⁸⁾は本研究と同様の20Abdで外旋運動を行った場合、棘上筋は、棘下筋、小円筋より有意に遅く、三角筋後部とほぼ同様に活動を開始したと報告した。これらの報告から、本研究では棘上筋が運動肢位によって異なるタイミングで活動を開始するものと予想していたが、予想に反し運動肢位による相違を示さなかった。この本研究の結果を踏まえると、棘上筋は肩外旋運動において棘下筋や小円筋と同等にstabilizerとして作用しているわけではないと思われる。しかしながら、本研究では、

両運動肢位とも運動時の関節角度を1条件しか設定しなかった。それゆえ、今後、複数の関節角度で外旋運動を行うなど運動条件を付け加えてさらに検討することにより、棘上筋の機能的役割を明らかにしていく必要があるだろう。

本研究では、僧帽筋中部の活動パターンについても検討した。僧帽筋中部は、運動肢位ごとに異なるパターンを示し、特に20Abdでは棘上筋や三角筋後部よりも速く活動を開始した (Fig 4. A)。僧帽筋中部は、肩甲骨の周囲に付着する筋の1つで外旋運動中に上腕骨頭を肩甲骨関節窩に適合させるよう肩甲骨の内転に作用している^{3, 17)}。つまり、この筋の機能は、肩甲骨上腕関節の安定性にも影響を及ぼすため、場合によっては回旋筋腱板の機能を半減させてしまうことも想定される¹⁸⁾。それゆえ、僧帽筋中部は、このような理由から棘下筋や小円筋に続いて活動を開始したと考えられる。しかしながら、90Abdでは、僧帽筋中部が棘上筋、三角筋後部とほぼ同様のタイミングで活動を開始した (Fig 4. B)。90Abdは、肩関節を90°外転させた肢位であり、肩甲骨が20Abdよりも上方回旋している^{3, 17)}。これにより、90Abdでは僧帽筋の他の線維 (上部及び下部線維) の作用が強まったものと思われる。したがって、僧帽筋中部はそれぞれの運動肢位によって異なる活動パターンを示した可能性が高いと推察される。いずれにしても、この筋が、肩甲骨の安定化や内転運動に重要な役割を果たしていることには変わりないが、本研究の結果を鑑みると、他の肩甲骨周囲に付着する筋 (菱形筋、前鋸筋など) の機能的役割についてもより詳細に検討をする必要があると考えられた。

以上のように、本結果の結果から、後方腱板筋 (棘上筋、棘下筋、小円筋) が、肩外旋運動において発揮する機能的役割の一端を解明することができた。また、これらの結果は、肩関節の機能評価、競技選手に対する回旋筋腱板トレーニング及びコンディショニングに有益な基礎資料となりうると思われる。その一方で、肩関節痛を有する選手のEMG onsetの相違が肩甲下筋に見られたとの報告もある⁹⁾。本研究では、後方腱板筋による検討に留まったため、回旋筋腱板を構成するもう1つの筋である肩甲下筋も含め、検討を行う必要があるだろう。

引用文献

- 1) 信原克哉 (2001): 肩—その機能と臨床—。第3版, 医学書院, 東京, p.48-88.
- 2) Wilk KE, Arrigo CA, Andrews JR (1997): Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25 (6): 364-379.
- 3) Kibler WB (1998): The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med*, 26 (2): 325-337.
- 4) Cain PR, Mutschler TA, Fu FH, Lee SK (1987): Anterior stability of the glenohumeral joint. A dynamic model. *Am J Sports Med*, 15 (2): 144-148.
- 5) Lee SB, Kim KJ, O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN (2000): Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am*, 82 (6): 849-857.
- 6) Brindle TJ, Nyland J, Shapiro R, Caborn DN, Stine R (1999): Shoulder proprioception: latent muscle reaction times. *Med Sci Sports Exerc*, 31 (10): 1394-1398.
- 7) David G, Magarey ME, Jones MA, Dvir Z, Turker KS, Sharpe M (2000): EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15 (2): 95-102.
- 8) 木塚朝博, 八十島崇, 埜口博司, 白木仁, 金子文成, 宮永豊 (2002): 肩外旋動作に伴う表層筋群と腱板の筋活動様相. *バイオメカニズム*, 17:117-128.
- 9) Hess SA, Richardson C, Darnell R, Friis P, Lisle D, Myers P, (2005): Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with and without symptoms of pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35 (12): 812-820.
- 10) Jenp YN, Malanga GA, Growney ES, An KN (1996): Activation of the rotator cuff in generating isometric shoulder rotation torque. *Am J Sports Med*, 24 (4): 477-485.
- 11) 八十島崇, 木塚朝博, 埜口博司, 白木仁, 向井直樹, 下條仁士, 宮永豊 (2003): 異なる運動肢位におけ

- る肩外旋運動時の筋活動動態. 体力科学 53 (1): 43-50.
- 12) Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF An KN (2000): The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. Clin Biomech (Bristol, Avon) 15 (5): 322-329.
 - 13) Basmajian JV and De Luca CJ (1985): Muscles Alive. 5th Ed, Williams & Wilkins, Baltimore MD, pp. 19-64.
 - 14) Delagi EF, Perotto A, Iazzetti J, Morrison D (1996): Anatomic Guide for the Electromyographer: the limbs and trunk. 3rd Ed, Charles C Thomas, Springfield IL, pp. 92-251.
 - 15) Hislop AJ and Montgomery J (2002): Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination 7th Ed, WB Saunders company, Philadelphia, PA, pp. 61-174.
 - 16) Di Fabio RP (1987): Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. Phys Ther, 67 (1): 43-48.
 - 17) Moseley JB Jr, Jobe FW, Pink M, Perry J, Tibone J (1992): EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. Am J Sports Med 20 (2):128-134.
 - 18) Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC (2003): Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. Am J Sports Med, 31 (4):542-549.