

学位論文

「負荷量と姿勢の違いによる肩関節外旋運動時の棘下筋および
肩関節周囲筋の表面筋電図による分析」

DM016017 佐々木 秀一

北里大学大学院医療系研究科医学専攻博士課程
指導教授 高平 尚伸

著者の宣言

本学位論文は、著者の責任において実験を遂行し、得られた真実の結果に基づいて正確に作成したものに相違ないことをここに宣言する。

要 旨

【背景】肩回旋筋腱板（以下、腱板）機能が破綻すると腱板と三角筋や僧帽筋との間に相対的な筋活動の不均衡が生じ、三角筋などの関節駆動の力が高まることで上腕骨頭の上方向偏位が起り、肩関節の障害の主要な原因となることが報告されている。腱板は肩関節機能の動的安定性の役割を持つため、腱板を含む肩関節周囲筋の不均衡の是正のためのリハビリテーションが不可欠となる。この不均衡を是正するリハビリテーションを行う際は、上腕骨頭の上方向偏位に起因する三角筋や僧帽筋の筋活動を抑制しながら、腱板の筋活動を高め、腱板機能を改善する必要がある。肩関節外旋の最も重要な機能は、肩関節外転動作において肩峰下に上腕骨の大結節を滑り込ませる運動を促進させることであり、外旋筋力の低下は、重大な肩関節障害を引き起こす主要な要因である。外旋機能を有する腱板において、棘下筋が最も強力な外旋筋として機能し、肩甲骨上腕関節の重要な安定化機構の役割を果たす。肩関節下垂位すなわち肩関節内転位における肩関節外旋運動が三角筋の筋活動を抑え、棘下筋の筋活動を選択的に高めるのに有用であったと報告されている。臨床において、リハビリテーション中に姿勢や負荷量を調整しながら行うが、姿勢や負荷量の変化に伴う棘下筋の筋活動の変化については詳細には報告されていない。

本研究の目的は、第 1 研究として、健常成人の正常肩で姿勢と負荷を変化させた際の肩関節外旋運動時の棘下筋および肩甲骨周囲筋の筋活動特性を評価とした。第 2 研究では、腱板断裂者を用いて同様に調査し、腱板機能訓練などの上肢機能訓練を行う上で最も適切な負荷量とより適正な姿勢について検討することである。

【方法】対象 1: 健常成人者 16 名 30 肩 (男性 8 名 16 肩, 女性 8 名 14 肩, 平均年齢 26.0±4.1 歳) を対象とした。対象 2: 肩腱板断裂患者 12 名 12 肩 (男性 9 名 9 肩, 女性 3 名 3 肩, 平均年齢 67.2±10.4 歳) を対象とした。研究 1, 2 ともに表面筋電計は BioLog DL-4000 (エスアンドエムイー社製) を用い、電極は筋電図センサー (DL-141, エスアンドエムイー社製) を使用した。測定筋は棘下筋, 僧帽筋上部線維, 三角筋後部線維, 上腕に二頭筋とした。いずれも筋電図センサーは筋線維走行と平行に貼付し, 筋電図周波数帯域幅は 20-460Hz, サンプリング周波数は 1,000Hz で行った。測定姿勢は座位と背臥位の 2 条件とした。測定肢位は, 各姿勢とも肩関節外転 0°, 肘関節屈曲 90°, 前腕中間位とし, 等尺性外旋運動の 5 秒間保持を 3 回測定した。負荷量は, 安静時 (0kg), 0.5kg, 1kg, 2kg とした。分析方法はハンドヘルドダイナモメーター (μ Tas F-1, マニア社製) を用い, 徒手筋力検査法にて棘下筋, 僧帽筋上部線維, 三角筋後部線維の最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction; MVC) 時の等尺性筋力および表面筋電図を測定した。筋力の測定は 5 秒間の等尺性収縮を 2 回実施した内, ハンドヘルドダイナモメーターの値が最大値を示した時の積分値を解析に使用した。データの解析には, データ解析ソフトの m-Scope2 (エスアンドエムイー社製) を使用し, 得られた筋電図データは各試行の 5 秒間の中間の 3 秒間の積分値を算出し平均値化し, 最大随意収縮時の筋活動に対する割合 (%MVC) として算出した。統計学的解析には座位と背臥位の姿勢間と負荷量の 2 要因における各筋

の%MVCの比較には、2元配置分散分析を用いて検定を行った後、Tukeyの多重比較検定を使用し有意水準は5%とした。

【結果】研究1：棘下筋の筋活動の変化は、姿勢と負荷量間に有意な交互作用を認めた ($F(3, 232) = 3.39, p = 0.019$)。多重比較検定では座位の0.5kgと1.0kg負荷時 ($p < 0.05$)、座位および背臥位の2kg負荷時と0kg, 0.5kg, 1kg負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$)。僧帽筋上部線維の筋活動の変化は、姿勢間 ($F(1, 232) = 16.36, p < 0.0001$)、および負荷量 ($F(3, 232) = 5.17, p = 0.002$) とともに有意な主効果を認めた。多重比較検定は、座位の0kgと2kg負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$)。三角筋後部線維の筋活動の変化は姿勢と負荷量間に有意な交互作用を認めた ($F(3, 232) = 2.856, p = 0.038$)。多重比較検定の結果は、座位の0kgと1kg負荷時、座位および背臥位の2kg負荷時と0kg, 0.5kg, 1kg負荷時間に有意差を認めた ($p < 0.01$)。

研究2：棘下筋の筋活動の変化は、姿勢と負荷量間に有意な交互作用を認めた ($F(3, 66) = 3.83, p < 0.05$)。多重比較検定では座位および背臥位の2kg負荷時と0kg, 0.5kg, 1kg負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$)。僧帽筋上部線維の筋活動の変化は、負荷量 ($F(3, 66) = 7.5, p < 0.001$) に有意な主効果を認めた。多重比較検定は、座位および背臥位の2kgと1kg負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$)。三角筋後部線維の筋活動の変化は負荷量 ($F(3, 66) = 25.7, p < 0.001$) に有意な主効果を認めた。多重比較検定の結果は、座位および背臥位の2kg負荷時と0kg, 0.5kg, 1kg負荷時間に有意差を認めた ($p < 0.01$)。

【考察】健常群と腱板断裂群の動作中の筋活動の比較では、棘下筋は両群で姿勢と負荷間に交互作用を認め、患者群においては筋活動の上昇は背臥位にて抑制可能で1kgの座位と2kgの背臥位での筋活動はほぼ同程度であった。また、三角筋後部線維において、健常群では姿勢と負荷間に交互作用を認めた。しかし、患者群では負荷量に依存して増加するが、姿勢間には主効果は認められなかった。僧帽筋上部線維において、筋活動は負荷によらず背臥位が有意に低値を示したのに対し、患者群では1kg以下で背臥位は座位より低い傾向であるが、2kg負荷時に1kgよりも有意に筋活動の上昇を認めた。臨床的意義として、本研究の結果より腱板機能訓練の際には背臥位と座位での姿勢の使い分けと0.5kg以下の負荷と1, 2kgの負荷で負荷量での使い分けが考えられた。肩甲帯周囲筋の筋緊張の высокаяか低いかの程度と腱板機能が高いか低いかの程度により大まかに4つに分類することができると考えられた。術後早期の肩甲帯周囲筋の緊張が低～中等度で、腱板機能が低い状態では背臥位で0.5kg以下が有用と考えられた。また、肩甲帯周囲筋の緊張が高く、腱板機能が低い状態ではより日常生活への復帰に近い僧帽筋の代償に留意すれば、座位で2kg負荷の訓練が促通に有効であることが示唆された。

【結語】腱板断裂患者において、術後早期で腱板機能が低い状態で腱板機能訓練を行う際の有用な負荷量と姿勢は、背臥位で0.5kg以下が有用と考えられ、また、より日常生活への復帰に近い時期は、僧帽筋上部線維の代償に留意すれば、座位で2kg負荷の訓練が促通に有効であると考えられた。

目 次

	頁
1. 序論	1
2. 研究 1	
2-1. 対象	4
2-2. 研究プロトコル	4
2-2-1. 表面筋電図と被験筋	4
2-2-2. 棘下筋および肩周囲筋の最大随意収縮の算出方法	5
2-2-3. 計測姿勢と負荷量の設定	6
2-3. データの解析方法	7
2-4. 統計学的解析	7
2-5. 結果	8
2-5-1. 棘下筋の筋活動の変化	8
2-5-2. 僧帽筋上部線維の筋活動の変化	8
2-5-3. 三角筋後部線維の筋活動の変化	9
2-5-4. 上腕二頭筋の筋活動の変化	9
3. 研究 2	
3-1. 対象	10
3-2. 研究プロトコル	10
3-2-1. 表面筋電図と被験筋	11
3-2-2. 棘下筋および肩周囲筋の最大随意収縮の算出方法	11
3-2-3. 計測姿勢と負荷量の設定	11
3-3. データの解析方法	11
3-4. 統計学的解析	12
3-5. 結果	12
3-5-1. 棘下筋の筋活動の変化	12
3-5-2. 僧帽筋上部線維の筋活動の変化	13
3-5-3. 三角筋後部線維の筋活動の変化	13

4. 考察	14
4-1. 研究 1	14
4-2. 研究 2	16
4-3. 研究の限界	20
5. 結語	21
6. 謝辞	22
7. 引用文献	23
8. 表	26
9. 図の説明	28
10. 図	31
11. 添付資料	42

1. 序論

肩関節の筋は主に肩甲上腕関節の適合性や安定性の役割を担う 4 つの回旋腱板筋群（以下、腱板）と上肢挙上などの動作の力源となる三角筋や大胸筋、僧帽筋等到大別される。腱板機能が破綻すると腱板と三角筋や僧帽筋との間に相対的な筋活動の不均衡が生じ、三角筋などの関節駆動の力が高まることで上腕骨頭の上方向偏位が起こり、肩関節の障害の主要な原因となることが報告されている^{1, 2, 3}。腱板は肩関節機能の動的安定性の役割を持つため、腱板を含む肩関節周囲筋の不均衡の是正のためのリハビリテーションが不可欠となる^{2, 4, 5, 6}。この不均衡を是正するリハビリテーションを行う際は、上腕骨頭の上方向偏位に起因する三角筋や僧帽筋の筋活動を抑制しながら、腱板の筋活動を高め、腱板機能を改善する必要がある^{2, 4, 7, 8, 9}。Pappasら¹⁰によると、2.3kg以上の負荷では、三角筋が肩甲帯周囲筋との均衡が釣り合いの取れない強度を優位に発揮すると報告した。したがって、腱板機能障害のリハビリテーション開始時には、腱板の選択的な筋活動を高める低負荷での運動を行うことが推奨されている^{11, 12, 13, 14, 15}。

肩関節外旋の最も重要な機能は、肩関節外転動作において肩峰下に上腕骨の大結節を滑り込ませる運動を促進させることであり、外旋筋力の低下は、重大な肩関節障害を引き起こす主要な要因である¹⁶。また、正常な健康成人肩

と症候性の回旋腱板断裂者と比較して、症候性の回旋腱板断裂者の方が、肩関節外転の初期段階で肩甲骨に比べて上腕骨の外旋角度が有意に減少していることを報告した¹⁷。したがって、外旋筋群の筋活動の向上は、症候性肩関節機能の改善につながると考えられている。外旋機能を有する腱板において、棘下筋が最も強力な外旋筋として機能し^{8,9}、肩甲上腕関節の重要な安定化機構の役割を果たす^{18,19,20}。腱板に起因する肩関節障害者のリハビリテーションでは、腱板機能を改善するために、外旋運動すなわち特に肩関節の外旋筋である棘下筋の筋力強化が一般的に行われる^{2,4,8,9,21,22}。また、肩関節下垂位すなわち肩関節内転位における肩関節外旋運動が三角筋の筋活動を抑え、棘下筋の筋活動を選択的に高めるのに有用であったと報告されている^{7,9}。臨床において、リハビリテーション中に姿勢や負荷量を調整しながら行うが、姿勢や負荷量の変化に伴う棘下筋の筋活動の変化については詳細には報告されていない。

本研究の目的は、姿勢、負荷量を変化させた際の肩関節外旋運動時の棘下筋および肩甲帯周囲筋の筋活動について表面筋電図を用いて評価を行った。第1研究として、健常成人の正常肩で姿勢と負荷を変化させた際の肩甲骨周囲筋の筋活動特性を調査し、各筋の特性や腱板訓練の適正な姿勢や負荷量を検討するための評価とした。第2研究では、腱板断裂者を用いて同様に調査

し，腱板機能訓練などの上肢機能訓練を行う上で最も適切な負荷量とより適
正な姿勢について検討することである。

2. 研究 1

2-1 対象

対象は健常成人男性 8 名 16 肩,女性 8 名 14 肩, 合計 30 肩とした. 対象者の平均年齢は 26.0 ± 4.1 歳, 平均身長 $165.7 \pm 11.3\text{cm}$, 平均上肢長は $75.8 \pm 3.0\text{cm}$, 平均前腕長は $30.3 \pm 2.1\text{cm}$, 平均体重は $68.2 \pm 10.1\text{kg}$, BMI は 20.6 ± 2.6 , であり全例とも標準体重であった. 除外基準は, 肩関節疾患および外傷の既往歴を有する者, 現在, 日常生活動作において肩関節に疼痛および障害を有する者とした.

なお, 本研究は北里大学医学部・病院倫理委員会の承認(承認番号: B14-89)を得た後, 全ての対象者に対して本研究に関する趣旨, 内容, 方法, 注意事項を十分説明したうえで, 本研究への参加に関する同意を書面にて得た(添付資料).

2-2 研究プロトコル

2-2-1 表面筋電図と被験筋

表面筋電計には BioLog DL-4000 (エスアンドエムイー社製, 東京, 日本)を用い, 表面筋電図により筋活動として最大随意収縮時の筋活動に対する割合(%MVC)を測定した(図 1A). 電極には筋電図センサー(DL-141, エス

アンドエムイー社製) を使用し、各筋の腹部 (電極間距離 20mm) に配置した。測定筋は棘下筋、僧帽筋上部線維、三角筋後部線維、上腕二頭筋の 4 筋とした。電極貼付位置 (図 1B) は、Perotto ら²³ に準じて以下のように貼付した。棘下筋は、肩甲棘中央より 2 横指下方 (図 1B, ①)、僧帽筋上部線維は、第 7 頸椎棘突起 (以下、C7) と肩峰を結んだ線上で、C7 より 2cm 外下方 (図 1B, ②)、上腕二頭筋は、上腕中央の筋腹 (図 1B, ③)、三角筋後部線維は、肩峰後縁より 2 横指下方 (図 1B, ④) とした。いずれも筋電図センサーは筋線維走行と平行に貼付した。筋電図導出方法は単極導出法とし、筋電図周波数帯域 20-460Hz として筋活動電位をコンピューターにサンプリング周波数 1,000Hz で取り込んだ。まず、全被験者において各測定筋の筋活動電位が導出されていることを確認した。なお、各姿勢、各負荷間での施行ごとに電極位置を確認した後で筋活動電位を記録し、電極は測定開始から終了まで同一位置とし測定途中での張り替えは行わなかった。また、測定中に肩関節外転動作が生じないように目視にて確認を行った。

2-2-2 棘下筋および肩周囲筋の最大随意収縮の算出方法

棘下筋、僧帽筋上部線維、三角筋後部線維、上腕二頭筋の最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction ; MVC) 時の等尺性筋力は、各筋すべて

の電極を配置した状態で、ハンドヘルドダイナモメーター（ μ Tas F-1, アニマ社製）および表面筋電図を使用して測定した。なお、測定は2回実施し、ハンドヘルドダイナモメーターで最大値を示した時の積分値を解析に使用した。

2-2-3 計測姿勢と負荷量の設定

対象者は合計8個の条件にて測定した。まず、測定姿勢は座位と背臥位の2条件とし、負荷量は、埜口ら¹⁴の方法を参考に、安静時（0kg）、0.5kg、1kg、2kgとした。座位の測定姿勢は、股関節および膝関節が90°屈曲位となるように調節した斜面台に体幹が垂直となるように着座し、両足を座幅程度に開いて足底を床に設置させた（図2-A）。背臥位は頭部から体幹、骨盤、足部が一直線となるようにし、計測側の肩甲骨内側部が床面と接触しているため、筋電図センサーは床面と接触しなかった（図2-B）。両姿勢とも手関節部にベルクロ付きのバンドを巻きつけ、負荷とバンドは伸縮性のないロープで固定した。また、プーリーを用いてロープと床面が平行になるように高さを設定した。測定肢位は、各姿勢とも肩関節外転0°、肘関節屈曲90°、前腕中間位（図3）とし、等尺性外旋運動の5秒間保持を実施した。各測定は3回試行され、同負荷の条件において各測定間に1分間の休憩を取った。また、負荷を変更して次の条件の測定を再開するのに5分間の間隔を取った。さらに、

座位と背臥位の測定の間隔は15分とした。なお、測定中に肩関節の外転動作が起こらないように、最初に説明と練習を行い、計測中に外転動作の代償運動が起こらないように配慮した。測定中に代償動作が発生したら一度測定を中断して初めから測定をやり直した。

2-3 データの解析方法

得られたデータは周波数1,000Hzでサンプリングされ、解析ソフトのm-Scope2（エスアンドエムイー社製，東京，日本）を使用して，20Hzの高ハイパスフィルターで処理された。次にデータを全波整流（移動平均100ミリ秒）して，正規化筋電図包絡線を作成した。平均EMG値は各試行の5秒間の内，中間の3秒間の積分値を平均値化し，最大随意収縮時の筋活動に対する割合（%MVC）として正規化することによって算出した。

2-4 統計学的解析

座位と背臥位の姿勢間と負荷量の2要因における各筋の%MVCの比較には，2元配置分散分析を用いて検定を行った後，Tukeyの多重比較検定を使用した。解析は統計解析ソフト(SPSS version 15.0, SPSS Inc., Chicago IL, USA)を用いて検定した。なお，交互作用を認めた場合は，単純主効果検定を行った。統計学

的有意水準は5%未満とした。

2-5 結果

2-5-1 棘下筋の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は、背臥位でそれぞれ $5.58 \pm 2.34\%$, $8.36 \pm 3.43\%$, $10.40 \pm 4.25\%$, $17.63 \pm 8.65\%$, 座位でそれぞれ $3.62 \pm 1.23\%$, $6.59 \pm 2.37\%$, $10.35 \pm 3.89\%$, $20.83 \pm 7.92\%$ であった (表 1)。

姿勢と負荷量間に有意な交互作用を認めた ($F(3, 232) = 3.39, p = 0.019$)。また、姿勢間には主効果は認められなかったが、負荷量に有意な主効果を認めた ($F(3, 232) = 95.29, p < 0.0001$)。多重比較検定の結果は、座位の 0.5kg と 1.0kg 負荷時 ($p < 0.05$)、座位および背臥位の 2kg 負荷時と 0kg, 0.5kg, 1kg 負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 4)。

2-5-2 僧帽筋上部線維の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は、背臥位でそれぞれ $4.01 \pm 1.92\%$, $3.99 \pm 1.74\%$, $4.24 \pm 1.78\%$, $5.26 \pm 2.23\%$, 座位でそれぞれ $4.79 \pm 2.35\%$, $5.53 \pm 3.72\%$, $5.64 \pm 2.82\%$, $7.20 \pm 3.84\%$ であった (表 1)。

姿勢と負荷量間に交互作用は認められなかった。また、姿勢間 ($F(1, 232) = 16.36, p < 0.0001$)、および負荷量 ($F(3, 232) = 5.17, p = 0.002$) とも

に有意な主効果を認めた。多重比較検定の結果は、座位の 0kg と 2kg 負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 5)。

2-5-3 三角筋後部線維の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は、背臥位でそれぞれ $1.89 \pm 1.42\%$, $2.33 \pm 1.52\%$, $2.96 \pm 2.09\%$, $6.40 \pm 5.62\%$, 座位でそれぞれ $1.60 \pm 0.99\%$, $2.50 \pm 1.77\%$, $4.75 \pm 4.08\%$, $10.34 \pm 9.37\%$ であった (表 1)。

姿勢と負荷量間に有意な交互作用を認めた ($F(3, 232) = 2.856, p = 0.038$)。また、姿勢間 ($F(1, 232) = 6.11, p = 0.014$)、および負荷量 ($F(3, 232) = 27.71, p < 0.0001$) とともに有意な主効果を認めた。多重比較検定の結果は、座位の 0kg と 1kg 負荷時、座位および背臥位の 2kg 負荷時と 0kg, 0.5kg, 1kg 負荷時間に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 6)。

2-5-4 上腕二頭筋の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は、背臥位でそれぞれ $1.47 \pm 0.78\%$, $2.41 \pm 1.94\%$, $2.72 \pm 2.35\%$, $3.02 \pm 2.56\%$, 座位でそれぞれ $3.27 \pm 1.85\%$, $3.87 \pm 2.53\%$, $4.31 \pm 2.81\%$, $4.97 \pm 3.24\%$ であった (表 1)。

姿勢と負荷量間に交互作用は認められなかった。また、姿勢間 ($F(1, 232)$)

= 30.01, $p < 0.0001$), および負荷量 ($F(3, 232) = 4.90, p = 0.003$) ともに有意な主効果を認めた。多重比較検定の結果は、座位の 0kg と 2kg 負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 7)。

3. 研究 2

3-1 対象

対象は肩腱板断裂患者 12 名 12 肩(男性 9 名 9 肩, 女性 3 名 3 肩, 平均年齢 67.2 ± 10.4 歳)であった。患側は右側が 8 肩, 左側が 4 肩であった。断裂サイズは関節面断裂が 2 肩, 小断裂が 5 肩, 中断裂が 2 肩, 大断裂が 3 肩であり, 医師によって MRI 画像にて診断された。除外基準は, 両側の肩腱板断裂を有する者, 実験の開始肢位が保持できない者とした。全例とも鏡視下腱板修復術目的にて入院し, 手術前日に本研究の実験を試行した。

なお, 本研究は北里大学医学部・病院倫理委員会の承認(承認番号: B14-89)を得た後, 全ての対象者に対して本研究に関する趣旨, 内容, 方法, 注意事項を十分説明したうえで, 本研究への参加に関する同意を書面にて得た(添付資料)。

3-2 研究プロトコル

3-2-1 表面筋電図と被験筋

表面筋電計には BioLog DL-4000 (エスアンドエムイー社製, 東京, 日本) を用い, 表面筋電図により筋活動として最大随意収縮時の筋活動に対する割合 (%MVC) を測定した (図 1A). 電極には筋電図センサー (DL-141, エスアンドエムイー社製) を使用し, 各筋の腹部 (電極間距離 20mm) に配置した. 測定筋は棘下筋, 僧帽筋上部線維, 三角筋後部線維の 3 筋とした. なお, 研究 1 で被験筋とした上腕二頭筋に関しては, 断裂サイズにより上腕二頭筋長頭が断裂している症例が存在したため, 今回は除外した.

電極貼付位置, 筋電図導出方法は研究 1 に準じて行った (図 1B).

3-2-2 棘下筋および肩周囲筋の最大随意収縮の算出方法

研究 1 に準ずる.

3-2-3 計測姿勢と負荷量の設定

研究 1 に準ずる.

3-3 データの解析方法

研究 1 に準ずる.

3-4 統計学的解析

研究1に準ずる。

3-5 結果

3-5-1 棘下筋の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は, 背臥位でそれぞれ $14.11 \pm 9.14\%$, $19.27 \pm 11.17\%$, $25.19 \pm 13.86\%$, $34.04 \pm 15.45\%$, 座位でそれぞれ $13.79 \pm 10.80\%$, $23.55 \pm 18.12\%$, $32.44 \pm 20.46\%$, $47.60 \pm 23.90\%$ であった (表 2)。

姿勢と負荷量間に有意な交互作用を認めた ($F(3, 66) = 3.83, p = 0.031$)。

また, 姿勢間には主効果は認められなかったが, 負荷量に有意な主効果を認めた ($F(3, 66) = 25.71, p < 0.001$)。多重比較検定の結果は, 座位および背臥位の 2kg 負荷時と 0kg, 0.5kg, 1kg 負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 8)。

3-5-2 僧帽筋上部線維の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は, 背臥位でそれぞれ

5.92±3.74%, 6.52±3.78%, 6.78±4.00%, 8.99±5.50%, 座位でそれぞれ 7.33±2.89%, 8.11±3.31%, 8.84±4.25%, 9.62±3.83%であった (表 2)。

姿勢と負荷量間に交互作用は認められなかった。また、負荷量 ($F(3, 66) = 7.56, p < 0.001$) に有意な主効果を認めた。多重比較検定の結果は、座位および背臥位の 1kg と 2kg 負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 9)。

3-5-3 三角筋後部線維の筋活動の変化

負荷量が 0kg, 0.5kg, 1kg, 2kg における平均の%MVC は、背臥位でそれぞれ 5.51±5.64%, 7.07±5.71%, 8.72±6.49%, 13.78±10.57%, 座位でそれぞれ 5.46±6.42%, 9.32±8.50%, 12.86±11.71%, 18.81±16.55%であった (表 2)。

姿勢と負荷量間に交互作用は認められなかった。負荷量 ($F(3, 66) = 25.71, p < 0.001$) に有意な主効果を認めた。多重比較検定の結果は、座位および背臥位の 2kg 負荷時と 0kg, 0.5kg, 1kg 負荷時に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図 10)。

4. 考察

4-1 研究 1

研究 1 では、腱板機能訓練を行う上で負荷量、及び姿勢の変化が及ぼす棘下筋、肩関節周囲筋への影響について健常成人の正常肩で評価を行った。棘下筋と三角筋後部線維の筋活動は負荷が漸増した際に座位よりも背臥位で筋活動が低くなり、特に 2kg 負荷時に筋活動が有意に低値を示した。一方、背臥位の僧帽筋上部線維と上腕二頭筋の筋活動は、負荷量の増加に関係せず、座位と比較して低値を示す結果となった。

腱板機能訓練に有効な姿勢に関する過去の報告について、棘下筋が最大の筋活動となる肩関節外旋運動の姿勢は側臥位^{9, 24}や腹臥位²⁴と報告がある。しかし、側臥位や腹臥位での姿勢は、三角筋の筋活動もまた高い値を示すとの報告もある^{9, 25}。この研究では、リハビリテーションの初期段階でしばしば使用される背臥位と座位の異なる負荷下での棘下筋の活動の変化に焦点を当てた。本研究の結果から、座位よりも背臥位の姿勢の方が、初期はより棘下筋の活動を抑え、徐々に増加させることが可能であることを示唆した。

本研究における背臥位の肩甲骨の位置は、肩甲骨の内側部が床面と接触し、筋電図センサーが床面に触れないように設定した。しかし、背臥位での肩甲骨の位置は、座位よりも安定している場合がある。この座位と背臥位の肩甲

骨の位置の違いにより、背臥位での棘下筋の筋活動を徐々に増加させた可能性が考えられた。さらに加えて、患者が通常訓練で背臥位になっている場合には、背臥位での棘下筋の筋活動はより緩徐である可能性を示している。

過去の報告では、負荷や上腕骨の肢位に関わらず、等尺性の肩関節外旋運動において、棘下筋と三角筋後部線維の筋活動の活性化は類似していると報告している^{7,9,21}。本研究の結果からもこの内容を支持するものとなった。三角筋後部線維の筋活動は、最大 1kg 負荷時までは、姿勢間で有意な変化は認められなかったが、2kg 負荷時においては、背臥位と比較して座位で有意な筋活動の増加の変化が認められた。肩甲上腕関節の安定性を確保するために、肩関節外旋運動中に三角筋後部線維の筋活動を最小限に抑えた状態で、棘下筋の筋活動の促進が推奨されている^{7,9}。したがって、三角筋後部線維の筋活動は、2kg の負荷時で座位の棘下筋と同様に増加することに留意することが重要である。リハビリテーション中の三角筋後部線維の筋活動上昇を防止するために、通常座位で行われている運動は背臥位でより効果的である可能性がある。

Ludewig ら²⁶は、僧帽筋上部線維の過剰な筋活動が肩甲骨の特異的な動きを引き起こすと報告した。このことは、僧帽筋上部線維の筋活動を軽減するための選択的トレーニングが、代償運動を回避するために重要であることを

示している。また、肩関節のリハビリテーション中の肩甲骨周囲筋の筋活動を調査した研究においては、立位で行う腱板機能訓練は、一貫して統計学的に僧帽筋上部線維の筋活動を増加させることが報告されている²⁷。本研究の結果からも、座位での僧帽筋上部線維と上腕二頭筋の筋活動は、負荷に依存せず、背臥位よりも筋活動が有意に高値を示した。これらの知見は重力の影響が関係していると考えられる。肩関節に係る重力の方向は座位と背臥位の間でほぼ90度変化するため、上肢自体の重量に対する重力の影響も筋肉の活動に影響する可能性が考えられる。これらの知見の観点から、肩甲帯周囲筋の過剰な筋活動は、負荷量に関係なく背臥位で制御が可能で、積極的なプログラムに移行する後半の時期においては、座位での訓練が有効となる可能性が示唆された。

4-2 研究2

研究2では、腱板機能訓練を行う上で負荷量、及び姿勢の変化が及ぼす棘下筋、僧帽筋上部線維、三角筋後部線維への影響について腱板断裂者で検討を行った。腱板断裂手術後のリハビリテーションの運動強度を検討したシステマティックレビューに掲載されている論文の対象者は、大部分が若年の健常肩での報告²⁸であり、腱板断裂者を対象とした本研究の筋電図の評価は、我々

が知り得る限り見当たらなかった。

腱板断裂はリハビリテーションによる保存加療により改善が見込まれる症例も多い²⁹が、年齢や機能改善に乏しい腱板断裂患者には手術が施行される。近年、腱板断裂に対する手術は鏡視下腱板縫合術が行われることが多く³⁰、解剖学的修復がなされた肩関節に対して、組織の治癒過程を踏まえた機能回復を目的としたリハビリテーションによる介入は必須である。腱板修復術後の特に最初の3~6ヶ月以内のリハビリテーションにおいては、修復腱板の最も脆弱な組織の治癒と修復の過程を考慮しなければならない³⁰。過去の報告では、腱板修復術後の初期段階の訓練では、15%MVIC以下³¹が安全な負荷の上限とされ、15週以降の腱板が修復され成熟した時期³²には、21~50%MVIC³³を引き出す、より大きな負荷での強化訓練が推奨されている。また、腱板機能訓練上有用な負荷量の設定に関する過去の報告では、Bitterら⁷は40%MVICを超えない低~中等度の負荷量で棘下筋が選択的に働くことを報告した。Pappasら¹⁰は2.3kg以上の負荷で浅層筋の三角筋などが優位に働き、肩甲帯周囲筋のバランスのロスを起こすという報告や、埜口ら²⁴は0.79~1.2kg以下での低負荷が腱板訓練に有用であると報告している。しかし、対象が腱板断裂者の検討において、負荷量とMVICの両側面で検討した報告はなされていない。

本研究の 1 と 2 の結果より、健常群と腱板断裂群の負荷と姿勢を変化させた際の筋活動の違いについては、棘下筋では両群で姿勢と負荷間に交互作用を認め、腱板断裂群においては筋活動の上昇は背臥位にて抑制可能で 1kg の座位と 2kg の背臥位での筋活動はほぼ同等であった。%MVC の検討について、姿勢に無関係で全負荷量では健常者は 3.6%~20.8%MVC の範囲であるのに対し、腱板断裂群では 13.8%~47.6%MVC の範囲であり、腱板断裂群の方がより MVC の値が高い結果を示した。このことは、健常者と腱板術後患者の運動の MVC の比較において、腱板断裂者の%MVC が、全ての運動でベースラインを超えていた報告^{34, 35}と我々の結果とほぼ同様となった。無負荷であれば両姿勢とも 15%MVC 以下であり、術後初期の訓練として可能であるが、0.5kg 負荷であれば背臥位 19.3%MVC、座位 23.6%MVC となり、推奨されている 15%MVC 以下とはならず、不適切である可能性が示唆された。

僧帽筋上部線維においては、筋活動は負荷によらず背臥位が有意に低値を示したが、腱板断裂群では 1kg 以下で背臥位は座位より低い傾向であったが有意な差を認めず、2kg 負荷時に 1kg 負荷時よりも有意に上昇した結果となった。僧帽筋上部線維は抗重力筋として作用するため、座位と背臥位での姿勢が筋活動に影響した可能性が考えられるが、腱板断裂群においては 2kg 負荷では姿勢によらず同程度の%MVC となる可能性が示唆された。

三角筋後部線維においては、健常群では姿勢と負荷間に交互作用を認められたが、腱板断裂群では、負荷量に依存して増加したが、姿勢間に主効果は認められなかった。%MVC の検討について、姿勢に無関係で全負荷量では健常者は 1.6%~10.3%MVC の範囲であるのに対し、腱板断裂群では 5.5%~18.8%MVC の範囲であった。Decker ら³⁶の報告では、三角筋後部線維は 40%MVC で優位に働き、上腕骨頭の前方に押し出す圧力が増すと報告し、負荷の場合では 2kg と報告している。本研究において、座位の 2kg 負荷時の%MVC は 18.8%であり、Decker らが示した 40%MVC には達しておらず、上腕骨頭の前方偏位を冗長しない可能性が示唆された。

以上のことから、臨床的意義として腱板機能訓練の際には背臥位と座位での姿勢の使い分けと 1kg 以下の負荷と 2kg の負荷で負荷量での使い分けが可能と考えられ、また、肩甲帯周囲筋の筋緊張の程度と腱板機能の状態により大まかに 4 つに分類することが出来ると考えられた (図 11)。これらは保存療法症例も含めた適応と考えられ、例えば、術後早期の肩甲帯周囲筋の緊張が低~中等度で、腱板機能が低い状態では背臥位で 0.5kg 以下が有用と考えられた。また、肩甲帯周囲筋の緊張が高く、腱板機能が低い状態ではより日常生活への復帰に近いため、僧帽筋上部線維の代償に留意すれば、座位で 2kg 負荷の訓練が促通に有効であると考えられた。

4-3 研究の限界

本研究における限界を以下の2点にて述べる。第1に腱板断裂患者の対象者数が少なく、断裂サイズも統制されていないことが挙げられる。さらに対象者を増やして断裂サイズ別に検討する必要がある。第2に代償運動に関わる被験筋である三角筋中部線維や肩関節内旋筋である肩甲下筋の分析の欠如が挙げられる^{7,21}。肩甲下筋は、今回調査した肩関節外旋動作の拮抗筋として重要な役割を果たしている²⁰。しかし、肩甲下筋は大胸筋と三角筋に覆われていることから、体表からの筋活動を評価することが困難であり、針筋電図による筋電図評価は侵襲性を伴う理由で調査が出来なかったことが挙げられた。

5. 結語

腱板断裂患者の座位と背臥位で肩外旋運動時の棘下筋および肩周囲筋の筋活動を表面筋電図で評価し、腱板機能訓練を行う上での有用な負荷量と適正な姿勢について検討した。術後早期の肩甲帯周囲筋の緊張が低～中等度で、腱板機能が低い状態では背臥位で 0.5kg 以下負荷の訓練が有用であり、肩甲帯周囲筋の緊張が高く、腱板機能が低い状態ではより日常生活への復帰に近いため、僧帽筋上部線維の代償に留意すれば、座位で 2kg 負荷の訓練が促進に有効である。

6. 謝辞

本論文は北里大学大学院医療系研究科・高平尚伸教授の指導のもとに行われたものであり，稿を終えるにあたり，適宜ご指導，ご鞭撻賜りました先生に深く感謝の意を表す．北里大学医学部整形外科学・見目智紀講師には，本研究の学会発表に関するご意見やご指導，実験実施に関して多大なご協力やご指導を賜り深く感謝する．

北里大学東病院リハビリテーション部に所属する皆様，北里大学大学院医療系研究科の大学院生の皆様，また，被験者を快諾していただき実験にご協力していただいた皆様に心より御礼申し上げます．

7. 引用文献

1. Lippitt S, Matsen F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin Orthop Relat Res* 1993;291:20-8.
2. Jobe FW, Moynes DR. Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *Am J Sport Med* 1982;10:336-9.
3. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech* 2003;18:369-79.
4. Brewster C, Schwab DR. Rehabilitation of the shoulder following rotator cuff injury or surgery. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18:422-6.
5. Hess SA. Functional stability of the glenohumeral joint. *Man Ther* 2000;5:63-71.
6. 筒井 廣明, 山口 光國, 山本 龍二, 安楽 岩始, 三原 研一, 今里 有紀彦, 他. 肩関節不安定症に対する腱板機能訓練. *肩関節* 1992;16:140-5.
7. Bitter NL, Clisby EF, Jones MA, Magarey ME, Jaberzadeh S, Sandow MJ. Relative contributions of infraspinatus and deltoid during external rotation in healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2007;16:563-8.
8. Dark A, Ginn KA, Halaki M. Shoulder muscle recruitment patterns during commonly used rotator cuff exercises: an electromyographic study. *Phys Ther* 2007;87:1039-46.
9. Reinold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Chmielewski T, et al. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004;34:385-94.
10. Pappas A, Zawacki R, McCarthy C. Rehabilitation of the pitching shoulder. *Am J Sports Med* 1985;13:223-35.
11. Dockery ML, Wright TW, LaStayo PC. Electromyography of the shoulder: an analysis of passive modes of exercise. *Orthopedics* 1998;21:1181-4.
12. Hintermeister RA, Lange GW, Schultheis JM, Bey MJ, Hawkins RJ. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sport Med* 1998;26:210-20.
13. McCann PD, Wootten ME, Kadaba MP, Bigliani LU. A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. *Clin Orthop Relat Res* 1993;288:179-88.
14. 埜口博司, 宮永豊, 坂根正孝, 落合直之. 肩外旋運動時の肩周囲筋群の筋活動特性 -筋電図を用いた評価-. *肩関節* 2000;24:441-6.

15. Townsend H, Jobe FW, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *Am J Sports Med* 1991;19:264–72.
16. Clarsen B, Bahr R, Andersson SH, Munk R, Myklebust G. Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. *Br J Sports Med* 2014;48:1327–33.
17. Kijima T, Matsuki K, Ochiai N, Yamaguchi T, Sasaki Y, Hashimoto E, et al. In vivo 3-dimensional analysis of scapular and glenohumeral kinematics: Comparison of symptomatic or asymptomatic shoulders with rotator cuff tears and healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2015;24:1817–26.
18. Sharkey NA, Marder RA, Hanson PB. The entire rotator cuff contributes to elevation of the arm. *J Orthop Res* 1994;12:699–708.
19. Sharkey N, Marder R. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med* 1995;23:270–5.
20. David G, Magarey ME, Jones MA, Dvir Z, Türker KS, Sharpe M. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clin Biomech* 2000;15:95–102.
21. Clisby EF, Bitter NL, Sandow MJ, Jones MA, Magarey ME, Jaberzadeh S. Relative contributions of the infraspinatus and deltoid during external rotation in patients with symptomatic subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:87S–92S.
22. Morrison DS, Frogameni AD, Woodworth P. Non-operative treatment of subacromial impingement syndrome. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79:732–7.
23. Perotto A. Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk. 5th ed. Illinois: Charles C Thomas Pub Ltd; 1997. p. 99–154.
24. Ballantyne BT, O'Hare SJ, Paschall JL, Pavia-Smith MM, Pitz AM, Gillon JF, et al. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Phys Ther* 1993;73:668–82.
25. Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. Which is the optimal exercise to strengthen supraspinatus? *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:1979–83.
26. Ludewig PM, Hoff MS, Osowski EE, Meschke SA, Rundquist PJ. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *Am J Sports Med* 2004;32:484–93.
27. Uhl TL, Muir TA, Lawson L. Electromyographical assessment of passive, active assistive, and active shoulder rehabilitation exercises. *PM R* 2010;2:132–41.

28. Edwards PK, Ebert JR, Littlewood C, Ackland T, Wang A. A systematic review of electromyography studies in normal shoulders to inform postoperative rehabilitation following rotator cuff repair. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017;47:931-44
29. 木島泰明, 西登美雄, 菊池一馬, 皆川洋至, 島田洋一. 腱板断裂保存治療例の長期予後. *肩関節* 2011;35:417-20.
30. Severud EL, Ruotolo C, Abbott DD, Nottage WM. All-arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: A long-term retrospective outcome comparison. *Arthroscopy* 2003;19:234-38.
31. Miller BS, Downie BK, Kohen RB, Kijek T, Lesniak B, Jacobson JA, et al. When do rotator cuff repairs fail? Serial ultrasound examination after arthroscopic repair of large and massive rotator cuff tears. *Am J Sports Med* 2011;39:2064-70.
32. Sonnabend DH, Howlett CR, Young AA. Histological evaluation of repair of the rotator cuff in a primate model. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92:586-94.
33. Thigpen CA, Shaffer MA, Gaunt BW, Leggin BG, Williams GR, Wilcox RB 3rd. The American Society of Shoulder and Elbow Therapists' consensus statement on rehabilitation following arthroscopic rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg* 2016;25:521-35.
34. Murphy CA, McDermott WJ, Petersen RK, Johnson SE, Baxter SA. Electromyographic analysis of the rotator cuff in postoperative shoulder patients during passive rehabilitation exercises. *J Shoulder Elbow Surg* 2013;22:102-07.
35. Ellsworth AA, Mullaney M, Tyler TF, McHugh M, Nicholas S. Electromyography of selected shoulder musculature during un-weighted and weighted pendulum exercises. *N Am J Sports Phys Ther* 2006;1:73-9.
36. Decker MJ, Tokish JM, Ellis HB, Torry MR, Hawkins RJ. Subscapularis muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am J Sports Med* 2003;31:126-34.

8. 表

表1 健常者（研究1）における姿勢と負荷量条件における各筋の筋活動(%MVC)

筋		負荷			
		0 kg	0.5 kg	1 kg	2 kg
棘下筋	Supine	5.58 (2.34)	8.36 (3.43)	10.40 (4.25)	17.63 (8.65)
	Sitting	3.62 (1.23)	6.59 (2.37)	10.35 (3.89)	20.83 (7.92)
僧帽筋 上部線維	Supine	4.01 (1.92)	3.99 (1.74)	4.24 (1.78)	5.26 (2.23)
	Sitting	4.79 (2.35)	5.53 (3.72)	5.64 (2.82)	7.20 (3.84)
三角筋 後部線維	Supine	1.89 (1.42)	2.33 (1.52)	2.96 (2.09)	6.40 (5.62)
	Sitting	1.60 (0.99)	2.50 (1.77)	4.75 (4.08)	10.34 (9.37)
上腕二頭筋	Supine	1.47 (0.78)	2.41 (1.94)	2.72 (2.35)	3.02 (2.56)
	Sitting	3.27 (1.85)	3.87 (2.53)	4.31 (2.81)	4.97 (3.24)

%MVC: % maximum voluntary contraction value

表2 腱板断裂者（研究2）における姿勢と負荷量条件における各筋の筋活動(%MVC)

筋		負荷			
		0 kg	0.5 kg	1 kg	2 kg
棘下筋	Supine	14.11 (9.14)	19.27 (11.17)	25.19 (13.86)	34.04 (15.45)
	Sitting	13.79 (10.80)	23.55 (18.12)	32.44 (20.46)	47.60 (23.90)
僧帽筋 上部線維	Supine	5.92 (3.74)	6.52 (3.78)	6.78 (4.00)	8.99 (5.50)
	Sitting	7.33 (2.89)	8.11 (3.31)	8.84 (4.25)	9.62 (3.83)
三角筋 後部線維	Supine	5.51 (5.64)	7.07 (5.71)	8.72 (6.49)	13.78 (10.57)
	Sitting	5.46 (6.42)	9.32 (8.50)	12.86 (11.71)	18.81 (16.55)

%MVC: % maximum voluntary contraction value

9. 図の説明

図 1 表面筋電図計および電極貼付位置

A : 表面筋電図計 (BioLog DL-4000 エスアンドエムイー社製 東京 日本)

B : 電極の貼付位置

①棘下筋 ②僧帽筋上部線維 ③上腕二頭筋 ④三角筋後部線維

図 2 肩関節外旋運動の姿勢条件

A: 座位. B: 背臥位.

B の挿入 (白い矢印で示されている) 箇所は, 肩関節領域の拡大画像で, 胸椎と肩甲骨の内側の境界の間の領域がベッドに触れていることを示す.

図 3 肩関節外旋運動の測定肢位

肩関節外旋運動の測定開始肢位は肩関節外転 0° , 肘関節屈曲 90° , 前腕回内外中間位とした.

* 肘関節の可動域測定は図中のゴニオメーターを使用した.

図 4 姿勢と負荷量の各条件における棘下筋筋活動の変化 (研究 1)

姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用を認めた. つまり, 棘下筋の筋活動は座位と比較して背臥位で負荷が漸増するにつれて低値を示した ($F_{(3,232)} = 3.39, P = .019$). 2 kg の負荷の場合, %MVC は座位で有意に高値を示した ($P < .05$). 2 kg の負荷に対する %MVC は, 0 kg, 0.5 kg, および 1 kg の負荷のそれよりも有意に高値を示した ($P < .01$).

図 5 姿勢と負荷量の各条件における僧帽筋上部線維筋活動の変化（研究 1）
姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用は認められなかった。つまり、僧帽筋上部線維の筋活動は姿勢に関係なく負荷が漸増しても変化は認められなかった($F_{(3,232)} = .47, P = .70$)。座位の%MVC は背臥位の筋活動よりも有意に高値を示した ($F_{(1,232)} = 16.36, P < .001$)。2 kg の負荷の場合、%MVC は 0 kg の負荷の場合よりも有意に高値を示した ($P < .01$)。

図 6 姿勢と負荷量の各条件における三角筋後部線維筋活動の変化（研究 1）
姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用を認めた。つまり、三角筋後部線維の筋活動は座位と比較して背臥位で負荷が漸増するにつれて低値を示した($F_{(3,232)} = 2.86, P = .038$)。2 kg の負荷の場合、%MVC は座位で有意に高値を示した ($P < .05$)。2 kg の負荷に対する%MVC は、0 kg, 0.5 kg, および 1 kg の負荷のそれよりも有意に高値を示した ($P < .01$)。

図 7 姿勢と負荷量の各条件における上腕二頭筋筋活動の変化（研究 1）
姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用は認められなかった。つまり、上腕二頭筋の筋活動は姿勢に関係なく負荷が漸増しても変化は認められなかった ($F_{(3,232)} = .13, P = .95$)。しかし、座位での筋活動は背臥位よりも有意に高値を示した ($F_{(1,232)} = 30.01, P < .001$)。%MVC は、負荷の量によって有意に異なった ($F_{(3,232)} = 4.90, P = 0.003$)。2 kg の負荷の場合、%MVC は座位での 0 kg の負荷の場合よりも有意に高かった ($P < .01$)。

図 8 姿勢と負荷量の各条件における棘下筋筋活動の変化（研究 2）
姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用を認めた。つまり、棘下筋の筋活動

は座位と比較して背臥位で負荷が漸増するにつれて低値を示した($F_{(3,66)} = 3.83, P < .05$). 2 kg 負荷時の%MVCは, 0 kg, 0.5 kg, および 1 kg の負荷のそれよりも有意に高値を示した ($P < .01$).

図 9 姿勢と負荷量の各条件における僧帽筋上部線維筋活動の変化 (研究 2)
姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用は認められなかった. つまり, 僧帽筋上部線維の筋活動は姿勢に関係なく負荷が漸増しても変化は認められなかった($F_{(3,66)} = .49, P = .62$). 2 kg 負荷時の%MVCは, 1 kg の負荷のそれよりも有意に高値を示した ($P < .01$).

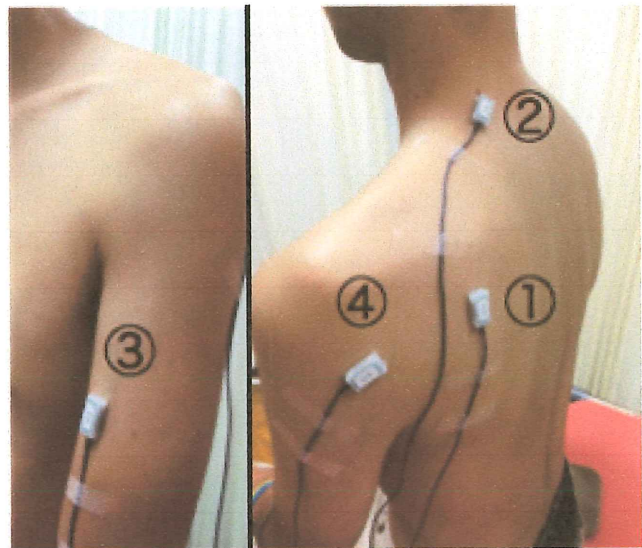
図 10 姿勢と負荷量の各条件における三角筋後部線維筋活動の変化(研究 2)
姿勢と負荷量の 2 要因において交互作用は認められなかった. つまり, 三角筋後部線維の筋活動は姿勢に関係なく負荷が漸増しても変化は認められなかった($F_{(3,66)} = 1.53, P = .23$). 2 kg の負荷に対する%MVCは, 0 kg, 0.5 kg, および 1 kg の負荷のそれよりも有意に高値を示した ($P < .01$).

図 11 腱板機能訓練に有用な負荷量と姿勢における臨床的意義
背臥位と座位での姿勢と 1kg 以下の負荷と 2kg の負荷で負荷量での使い分けと肩甲帯周囲筋の筋緊張の程度と腱板機能の状態で 4 つの分類が可能.

10. 図



A



B

図 1 表面筋電図計および電極貼付位置

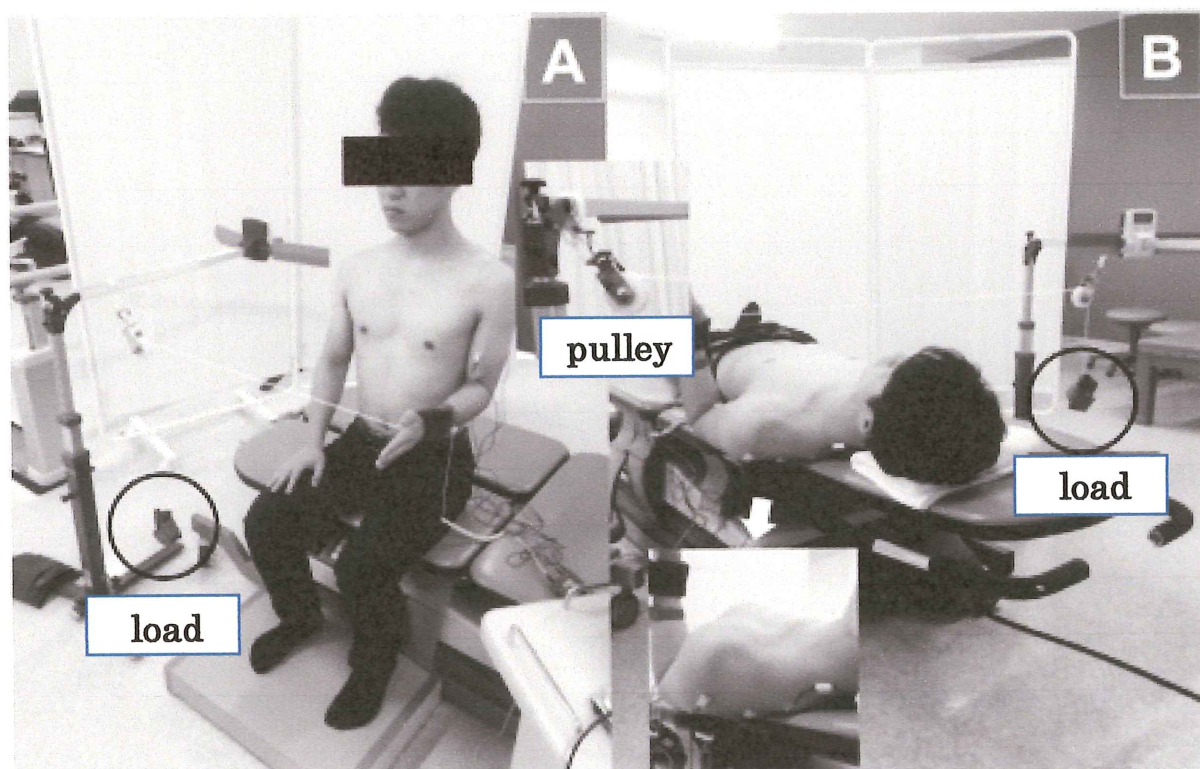


図 2 肩関節外旋運動の姿勢条件

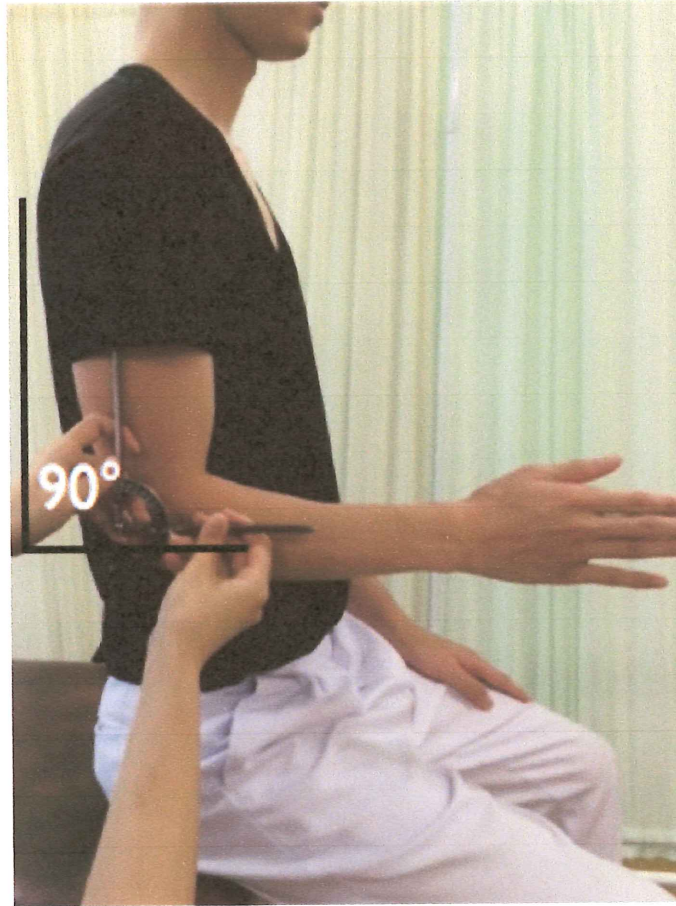


図 3 肩関節外旋運動の測定肢位

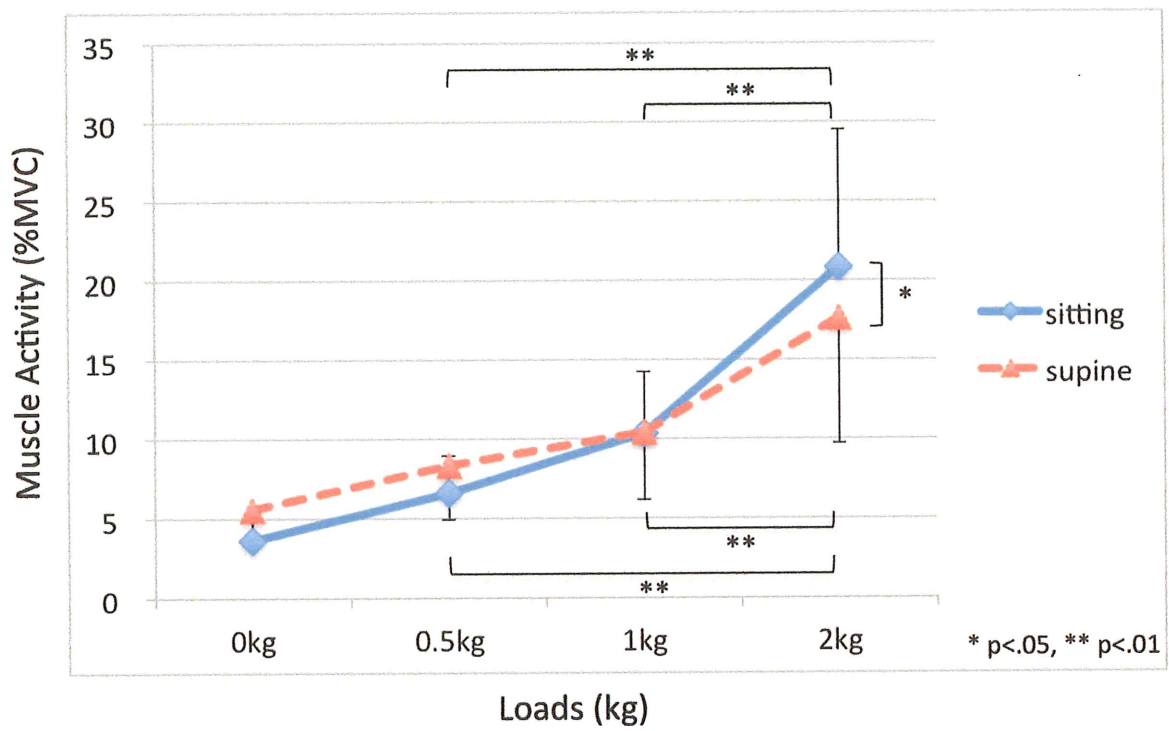


図 4 姿勢と負荷量の各条件における棘下筋筋活動の変化 (研究 1)

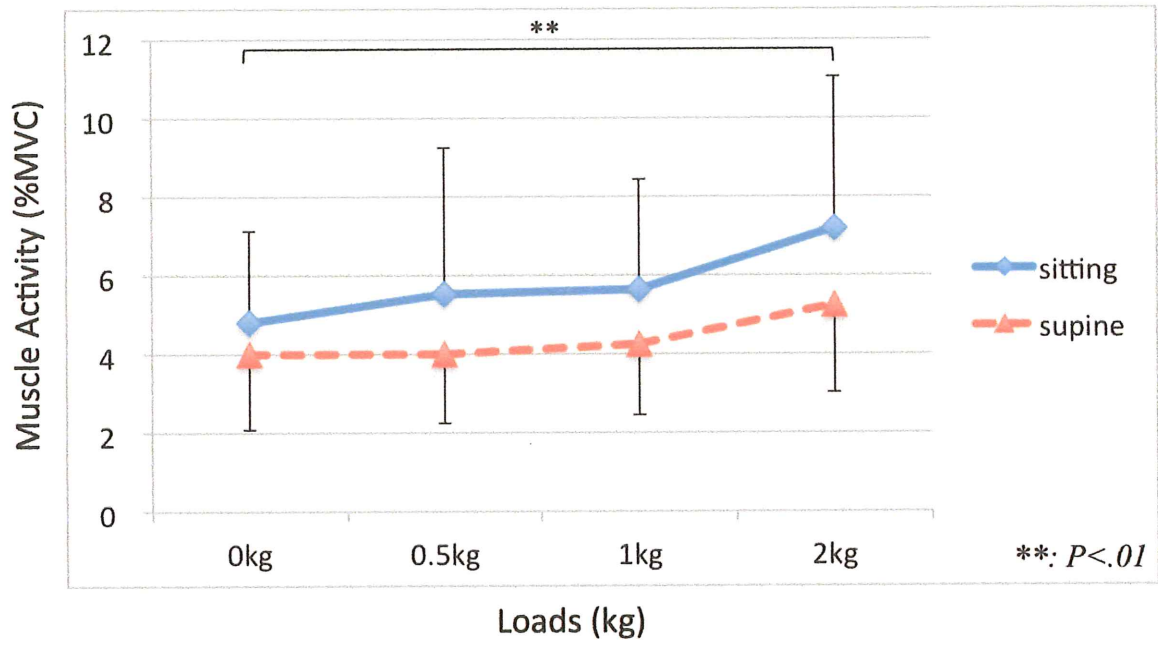


図 5 姿勢と負荷量の各条件における僧帽筋上部線維筋活動の変化 (研究 1)

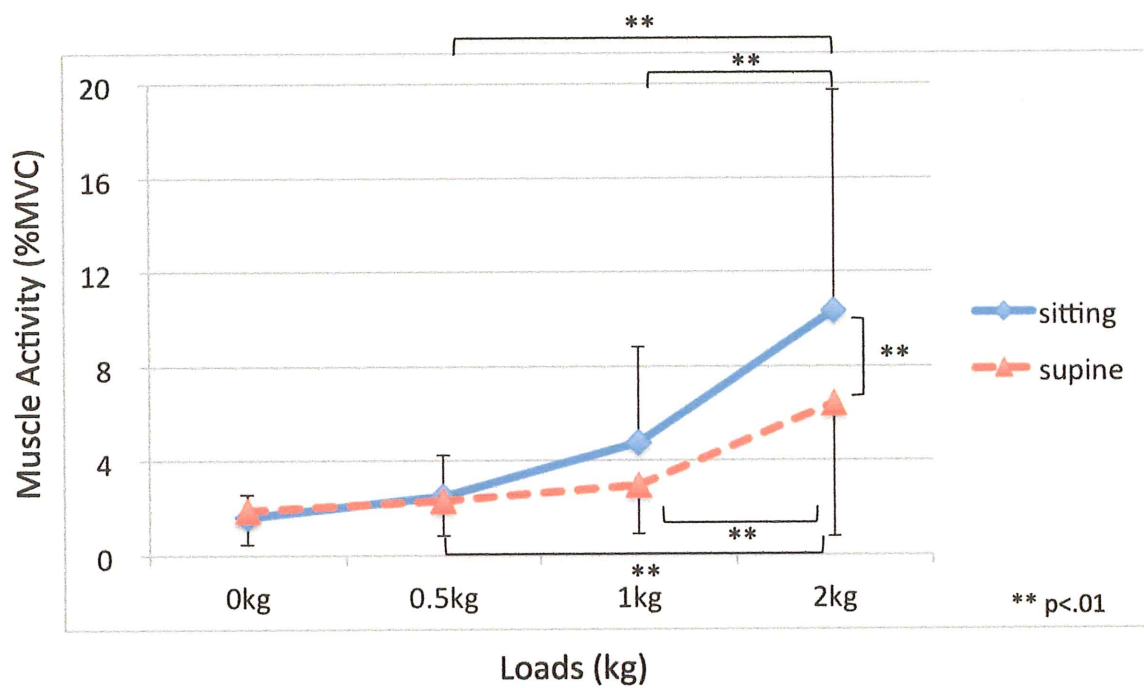


図 6 姿勢と負荷量の各条件における三角筋後部線維筋活動の変化 (研究 1)

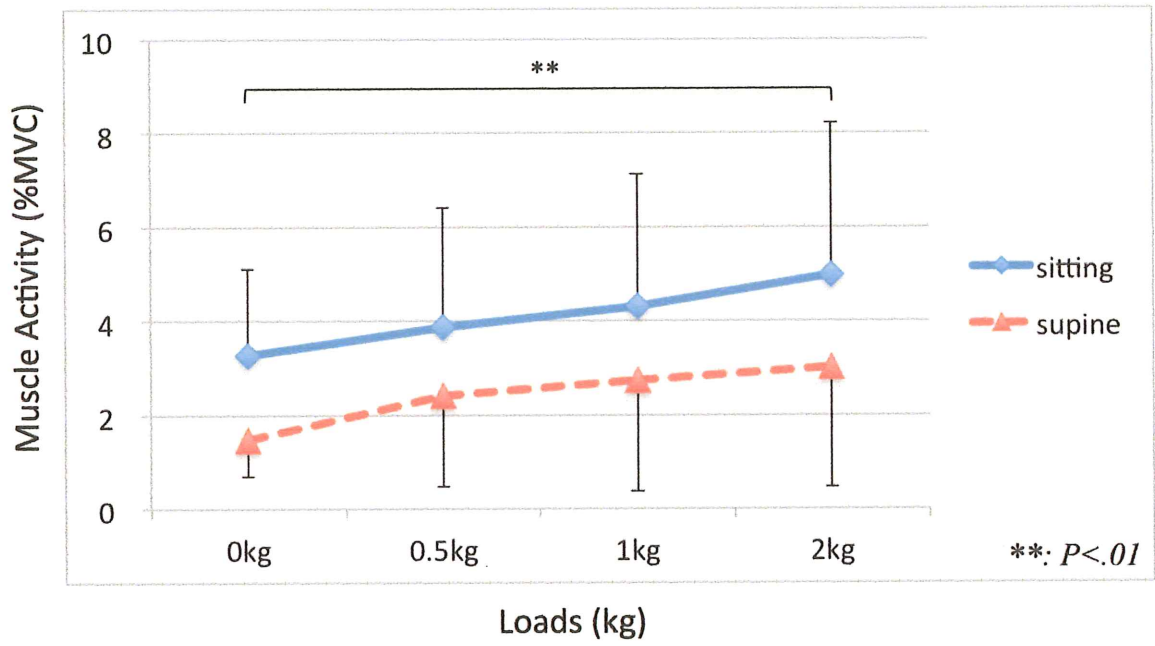


図 7 姿勢と負荷量の各条件における上腕二頭筋筋活動の変化 (研究 1)

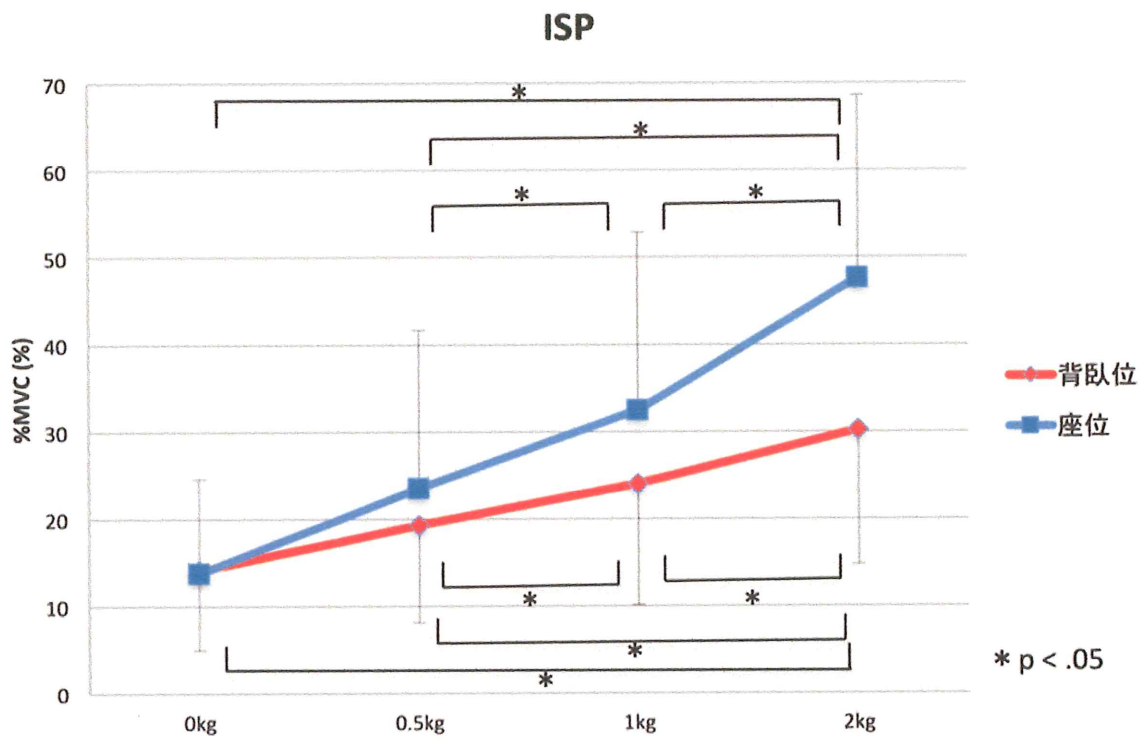


図 8 姿勢と負荷量の各条件における棘下筋筋活動の変化 (研究 2)

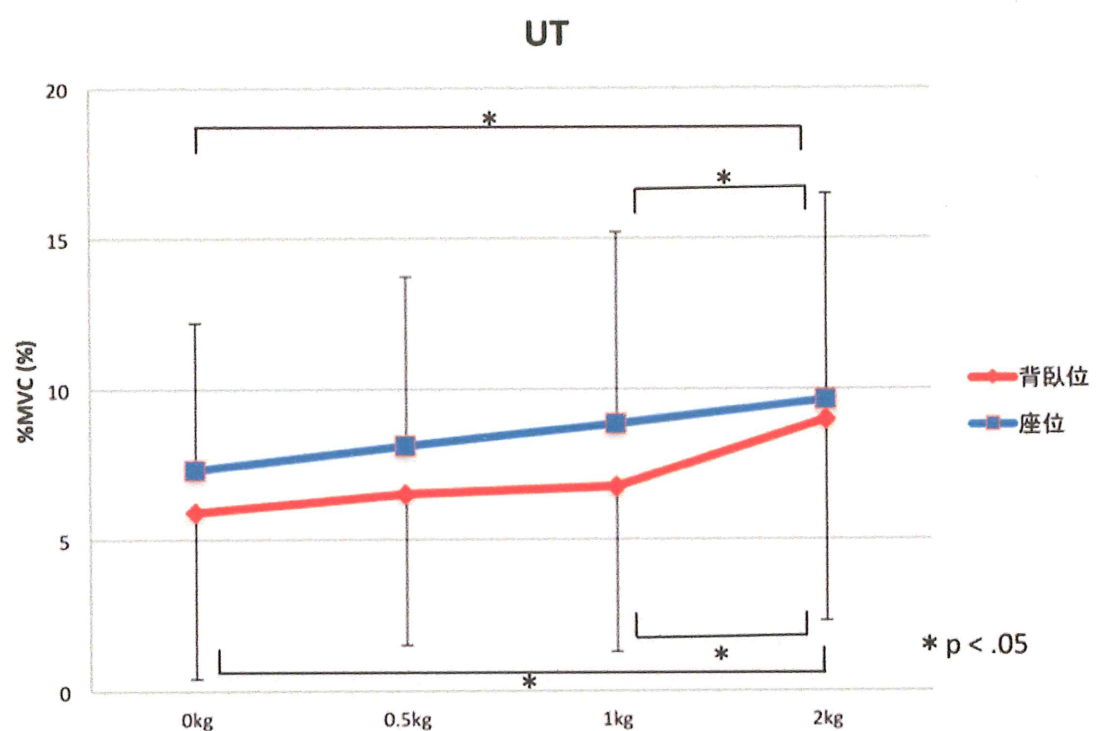


図9 姿勢と負荷量の各条件における僧帽筋上部線維筋活動の変化(研究2)

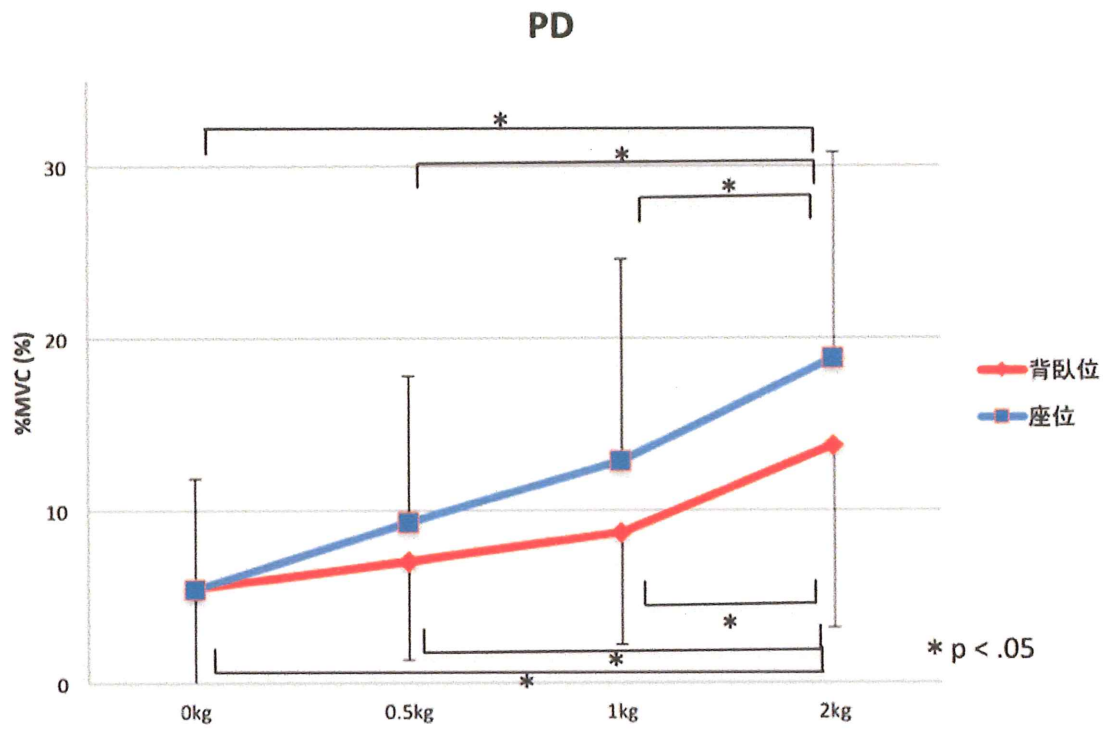


図 10 姿勢と負荷量の各条件における三角筋後部線維筋活動の変化 (研究 2)

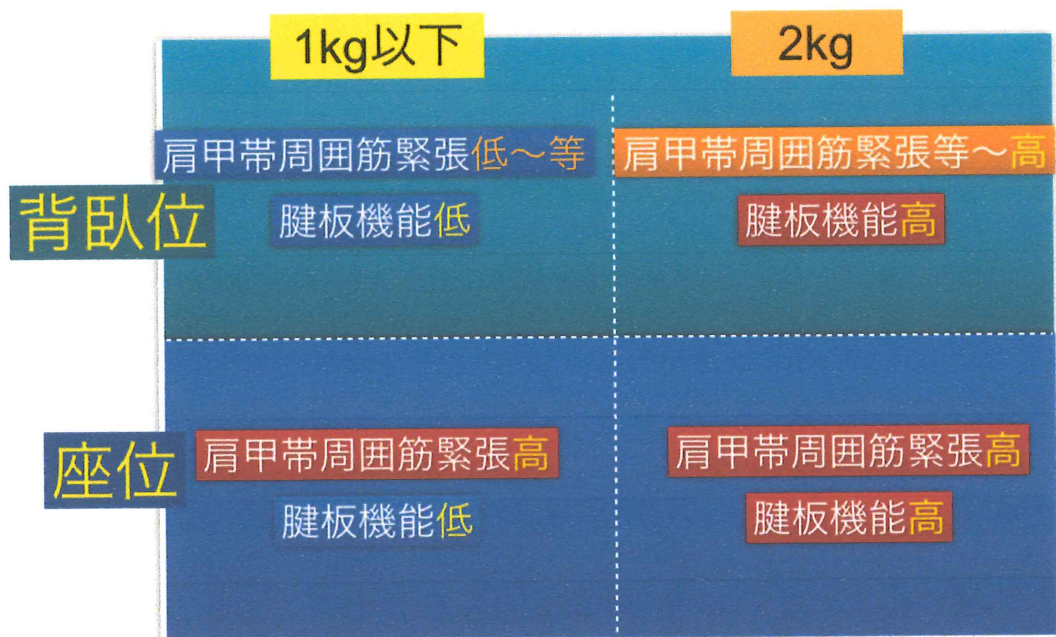


図 11 腱板機能訓練に有用な負荷量と姿勢における臨床的意義

9. 添付資料

資料一覽

資料 1 北里大学医学部病院倫理委員会 B 委員会審査結果通知書

資料 2 研究説明書

資料 3 同意書

資料 4 同意撤回書

資料 1 北里大学医学部病院倫理委員会 B 委員会審査結果通知書

平成28年 4 月 7 日

所属・職位： 整形外科学・診療講師
申請者名： 見 目 智 紀 殿

北里研究所 理事長
藤 井 浩 孝



変 更 承 認 通 知 書

承認番号：B14-89

課 題 名：Cinematic Magnetic Resonance Imaging(Cine-MRI)による肩腱板筋の形態変化
と表面筋電図による筋活動評価の比較

承認期間：平成26年11月10日 ～ 平成32年 3月31日

意 見：委員会で審議の結果、本申請課題の実施は適当であると認められた。

※モニタリングについて

侵襲を伴う（軽微な侵襲を除く）介入研究では「モニタリングの実施に関する手順書」を用い、年2回（6月、12月）モニタリングレポートを提出すること。

※進捗状況報告について

臨床研究責任者は、進捗状況等報告書（書式第7号）を用い年1回、進捗状況報告を行うこと。

※終了報告について

研究終了後は速やかに臨床研究終了報告書（書式第8号）を用い終了報告を行うこと。

以 上

資料 2 研究説明書

説明文書

研究名 : Cinematic Magnetic Resonance Imaging (Cine-MRI) による肩腱板筋の形態変化と表面筋電図による筋活動評価の比較

目次

はじめに

1. 臨床研究について
 2. 臨床研究を行うルール
 3. 研究への参加の自由
 4. 研究への参加の辞退の自由
 5. この研究について
 - (1) 肩関節腱板の評価について
 - (2) 意義
 - (3) 目的
 - (4) 方法
 6. 研究者の氏名及び職名
 7. 予測される心身の健康に対する利益と不利益
 8. 個人情報の取り扱い
 9. 個人情報保護、研究結果の公表
 10. 研究終了後のデータの取り扱い、二次利用について
 11. 研究に係る費用の負担、金銭等の支払い
 12. 研究資金、利益相反
 13. 研究に関する資料の入手、閲覧
 14. 問い合わせ、苦情等の連絡先
- おわりに

はじめに

この説明文書は、あなたの自由な意思にもとづいて、この研究に参加するかを判断して頂くためのものです。よくお読み頂き、内容についてわからないこと、聞きたいこと、心配なことがありましたらいつでもご遠慮なく担当医師に質問してください。

1. 臨床研究について

この度の調査は臨床研究と呼ばれるものです。臨床研究は、患者さんにご協力頂き、病気の予防、診断および治療方法を調べることや、病気に原因や成り立ちを明らかにすることや、患者さんの生活の質の向上を目的として行われます。

2. 臨床研究を行うルール

臨床研究は、研究に参加される方の権利と安全を守るために、世界医師会による「ヘルシンキ宣言（人間を対象とする医学研究の倫理的原則）」および厚生労働省による「臨床研究に関する倫理指針」に示されたルールに基づいて行われます。

3. 研究への参加の自由

あなたがこの研究に参加されるかどうかをあなた自身の自由な意思で決めてください。参加を断ったとしても不利益を受けることはありません。

4. 研究への参加の辞退の自由

いったんこの研究に参加することに同意した後でも、途中でやめたいと思ったら、何ら不利益を受けることなくいつでも参加を取りやめることができます。

5. この研究について

(1) 肩関節腱板の評価について

肩関節は 360° に近い可動域範囲を持つ関節であり、肩関節を動かす際には複数の筋肉が強調しながら動きます。そのため肩関節の障害ではもっぱら骨ではなく骨を動かす筋肉（腱板）が上手く動かなくなってしまう事が原因です。そのためこれ迄の MRI の評価では計上の評価のみで動きの評価を行う事ができませんでした。北里大学整形外科では 2012 年より肩を動かしながら MRI を撮像する事で腱板筋の形態変化、動かし難さの方向に関して詳細に評価する事ができる方法を確立しました。しかし、現在撮像している運動（肩関節の回旋運動）の時に筋肉がどこまで活動しているかのどうかは未だ不明です。

(2) 意義

今回筋電図という道具で撮像している動作中の筋肉の活動を評価する事でより具体的

に筋肉の活動パターンがわかります。

(3) 目的

Cine-MRI によって撮像した肩関節腱板筋の活動に関して、表面筋電図を使って筋活動量を評価し画像との相関性について検討する事です。

(4) 方法

通常の肩関節 MRI 撮像の際に前腕最大回内位から最大回外位まで一往復動かす動作を撮像します。リハビリテーション室で同じ動作、またそれぞれの筋肉の動きに関して表面筋電図を用いて計測を行います。評価する筋肉は三角筋、棘下筋、僧帽筋、上腕二頭筋、大胸筋になります。

6. 研究者の氏名及び職名

研究実施者：見目智紀（けんもく ともりのり） 北里大学医学部整形外科 助教

研究協力者：高相晶士（たかそう まさし）北里大学医学部整形外科 教授

佐々木秀一（ささき しゅういち）北里大学東病院リハビリテーション科 作業療法士

7. 予測される心身の健康に対する利益と不利益

今回撮像する姿勢は通常の撮像方法の姿勢と全く同じであるため、これまでの肩関節 MRI 撮像にかかる負担以上に身体に負担をかけることはありません。撮影を行う前に撮像動作を行える事を確認した後に検査を行います。動かしながら撮影するため肩関節が一時的に痛みを感じる可能性はあります。しかし今回の撮像によって病態が悪化する事はありません。また表面筋電図はシールを体表面につけるだけで行う事ができる評価方法です。シールによるかぶれが心配される方には無理に行う事は致しません。また評価自体は 30 分ほどですので、深刻なかぶれが発症する可能性はほぼありません。また、万が一今回の MRI 撮像によって偶然その他の疾患（骨腫瘍等）が発見された場合、整形外科の受診をお勧め致します。

8. 個人情報の取り扱い

今回の情報は、パスワードが設定されたパーソナルコンピューターにてデータベース化・匿名化を行い、あなたの名前や住所などの個人的な情報が外部にもれることがないよう個人情報を保護致します。

匿名化されていないデータの入った外付けストレージは、北里大学東病院 4 階 研究居室 4 内の施錠可能な書籍棚に施錠し厳重に保管されます。

9. 個人情報保護、研究結果の公表

我々はあなたの名前や住所などの個人的な情報が外部にもれることがないように個人情報を保護致します。

また、研究者がこの研究が正しく、安全に行われているかどうかを確認するために診療、検査記録を閲覧することがありますが、その際も、上記同様に個人情報は保護されます。

研究結果は学会、医学雑誌等に公表される可能性があります。あなただと分かるような情報を公開することはありません。

10. 研究終了後のデータの取り扱い、二次利用について

研究終了後、外付けストレージ内に保管された匿名化されていないデータは、速やかに専用ソフトを用いて抹消されます。また、今後同様なデータを収集し、まとめて報告する場合がございます。他の方法で評価、分析し、公表する場合がございます。その様な場合のため、匿名化されたデータを別の外付けストレージ内に保存し、整形外科研究室内の施錠可能な書籍棚に施錠し保管します。二次利用する際は、再度、倫理委員会で承認を得たうえで使用させていただきます。

11. 研究に係る費用の負担、金銭等の支払い

MRI の撮像に関して各施設に則り必要に応じて本研究の研究費によって研究者側で支払いを行います。そのため被検者の皆様に通常の撮像に医療費を請求する事はありません。表面筋電図による評価に関しても同様に医療費の請求をする事はありません。

12. 研究資金、利益相反

本研究は北里大学医学部整形外科学の研究費及び文科省科学研究費によって実施されています。

本研究に使用する MRI を製造した GE 社、Siemens 社から、本研究には一切の資材提供、資金提供はありません。また、同社に対する一切の便宜供与もありません。

我々は、北里大学利益相反委員会に上記の関係を申告しており、本研究が企業の影響を受けたり、研究結果の信頼性を損ねることがないように、研究の透明性・信頼性の確保を図ることを、北里大学利益相反委員会が確認しています。

13. 研究に関する資料の入手、閲覧

あなたのご希望がある場合、研究の独創性を守ることに支障のない範囲で、本研究内容に関する資料を入手できます。また、閲覧して頂くことも可能です。

14. 問い合わせ、苦情等の窓口の連絡先

北里大学東病院 整形外科外来

電話：042-748-2630

担当者氏名：見目智紀（けんもくともりのり）

おわりに

この臨床研究について気になることがございましたら、いつでもご連絡ください。以上の説明をあなたが理解され、臨床研究の参加について十分に考えて頂き、あなたの意思でこの臨床研究に参加しようと思われましたら、「同意書」に同意日をご記入の上、ご署名ください。同意書にご署名されましたら、あなたの控えとして同意書を必ずお受け取りください。

資料 3 同意書

研究への協力に関する説明の確認および同意書

北里大学東病院 病院長 菊池史郎 殿

私は、研究計画「C Cinematic Magnetic Resonance Imaging (Cine-MRI) による肩腱板筋の形態変化と表面筋電図による筋活動評価の比較」について研究協力の要請を受け、以下の事項について説明を受け、理解しました。

説明内容

- はじめに
- 臨床研究について
- 臨床研究を行うルール
- 研究への参加の自由
- 研究への参加の辞退の自由
- この研究について
 - (1) 肩関節腱板の評価について (2) 意義 (3) 目的 (4) 方法
- 研究者の氏名及び職名
- 予測される心身の健康に対する利益と不利益
- 個人情報の取り扱い
- 個人情報保護、研究結果の公表
- 研究終了後のデータの取り扱い、二次利用について
- 研究に係る費用の負担、金銭等の支払い
- 研究資金、利益相反
- 研究に関する資料の入手、閲覧
- 問い合わせ、苦情等の連絡先
- おわりに

説明をした人：

平成 年 月 日

北里大学 医学部 ・ 病院

所属 整形外科 職名 _____

氏名 _____

以上の説明を受け、本研究計画に対して協力することについて、

同意いたします。

同意しません。

以上の意思表示にあたって、特記事項として以下の点を希望し付記いたします。

(_____)

意思を表明した人：(本人が同意に関して判断できないときは代理人[※])

平成 年 月 日

本人氏名 _____ 自署もしくは印

代理人氏名 _____ 自署もしくは印 (本人との関係)

資料 4 同意撤回書

同意撤回書（研究参加への中止）

北里大学東病院 病院長 菊池史郎殿

このたび、私は、「C Cinematic Magnetic Resonance Imaging (Cine-MRI) による
肩腱板筋の形態変化と表面筋電図による筋活動評価の比較」
への参加に自由意志に基づいて同意し、同意書に署名しましたが、その同意を
撤回させていただきたく申し出ます。

平成 年 月 日

研究協力者署名 _____

(代筆の場合：代筆者署名 _____)

本研究に関する同意撤回書 を受領したことを証します。

担当者署名 _____

所属 _____

【この文書の郵送先】

〒228-8520

神奈川県相模原市麻溝台 2-1-1

北里大学東病院 整形外科

研究責任者 見目 智紀