

原 著

重量物持ち上げ動作における腰痛症発生機序に関する筋電図学的研究

藤村 昌彦, 奈良 勲

広島大学大学院保健学研究科

(平成16年5月24日受付)

要旨: 重量物の持ち上げ方法には、膝を曲げてしゃがみこむように抱え、その姿勢から膝関節を伸展していくSquat法と膝関節を完全に伸展したままで持ち上げるStoop法があるが体幹機能に与える影響は明確にされていない。そこで本研究ではこれら異なる持ち上げ方法が、脊柱起立筋に及ぼす影響について明らかにすることを目的として、筋電図学的研究を行った。

健常者10名を対象として、持ち上げる重量物の重さは体重の40%とした。重量物持ち上げ動作中の筋電図を脊柱起立筋、僧帽筋、上腕二頭筋、大腿直筋から採取した。また、筋電計と同期したデジタルビデオカメラで撮影し、L5/S1関節角度、膝関節角度を同時に記録した。

結果、各筋のピーク時における%MVCは、脊柱起立筋ではSquat法よりStoop法の方が有意に大きな値であった。大腿直筋では脊柱起立筋とは逆にSquat法が大きい値となった。脊柱起立筋の筋活動が最大を示す時のL5/S1関節角度はStoop法では 41.3 ± 22.4 度であり、重量物の離床直後から動作終了直前まで分布し、ばらつきが大きかった。一方、Squat法は 25.0 ± 10.1 度であり、体幹前屈角度が45度を超える対象者はなく、体幹伸展後期に集中していた。その時の脊柱起立筋の筋放電はStoop法より有意に低い値であった。Squat法はすべての対象者において脊柱起立筋は体幹前屈角度45度未満と、体幹が安定した状態で収縮のピーク値を示すが、Stoop法は体幹が不安定な腰椎骨盤運動リズムから逸脱した時期にピークを迎える例が多くみられた。腰椎骨盤運動リズムからの逸脱は脊柱可動部の異常をきたし、体幹前屈での脊柱起立筋の大きな筋収縮は筋・筋膜性腰痛の原因になり得ると考えられる。

(日職災医誌, 52: 341—347, 2004)

—キーワード—

重量物取り扱い, 腰痛, 筋電図

はじめに

重量物の取り扱いにおいて、上下肢や体幹の筋骨格系傷害が多く報告されている^{1)~4)}。筋骨格系傷害は、産業国家で確認されている職業性傷害のひとつである。わが国の産業保健上の筋骨格系傷害における対策は、産業保健領域を中心に取り組まれている。平成14年度の労働力人口は、6,689万人であり、国民の5割を占める集団が対象となる⁵⁾。また、この集団は15歳から64歳を中心とした最も活動的な年齢層でもある。従って、労働力人口は高齢社会を支える主役であると同時に、その健康状態は、わが国の経済・社会・文化を左右することから、産業保健はこれまで以上に重視される必要があると考える。

厚生労働省が発表する労働者死傷病報告によると、作業関連疾患と診断された者は、運輸業と建設業に多くみられる。これらの業種では重量物を持ち上げたり、運搬する頻度が他の業種と比べて多いことは周知のとおりである。Holmstrom Eらは建設現場で働く者の約1/3に筋骨格系傷害が認められると指摘している⁶⁾。

重量物の持ち上げ方法には、膝を曲げてしゃがみこむように対象物を抱え、その姿勢から膝を伸ばすSquat法と膝を伸展した状態で持ち上げるStoop法が知られている。厚生労働省は、理想的な重量物の持ち上げ方としてSquat法を推奨している。しかし、腰痛予防対策指針において、Squat法を推奨する理由については明確にされていない⁷⁾。Squatは、膝関節の伸展力を利用する方法であるが、体幹機能に与える影響は明らかでない。特に、易傷害性の脊柱起立筋に対して、双方の持ち上げ方ほどのような効果をもたらすか明確にすることを目的として、筋電図学的に考察した。

Squat法とStoop法による持ち上げ方の違いが、腰部に与える影響を検討するために健常者を対象として筋電計を用いて計測し、脊柱起立筋の% maximal voluntary contraction (%MVC)を算出した。また、重量物の持ち上げに関与する筋である僧帽筋、上腕二頭筋、大腿直筋の筋電位を調べた。さらに、遂行動作を筋電計と同期したデジタルビデオカメラで撮影して脊柱起立筋の収縮が最大になるときの姿勢について検討した。

対象と方法

1. 対象

対象は筋骨格系傷害の既往及び現病歴をもたない健常男子10名とした(表1)。なお、計測前に計測方法とその結果もたらされる危険性のあることを十分に説明した上で、実験協力の同意を得た。

2. 膝装具の作成、重量物の設定

重量物持ち上げ初動膝関節角度を設定するための膝装具(図1)を作成した。用いた膝装具は、膝関節屈曲を制限できるように膝継手にダイヤルロックを装備した。カフは大腿部上位部に1カ所と下腿部に2カ所、支柱は両側に取り付けた。

重量物の重さは対象者の体重の40%とし対象者ごとに設定した。プラスチック製ケース(39×29×20cm)の重心が中央になるように、また重量物の上面が対象者の腓骨外顆上方3センチの高さになるように配置した。対象者は重量物の正面に向かって立ち、両足は肩幅に開脚するよう設定した(図2)。課題動作は肘関節を伸展した状態で重量物を持ち上げ、重量物が床から離れた時点を開始とし体幹と下肢が完全伸展した姿勢を終了とした。持ち上げる速さは、対象者が課題動作を円滑に遂行

表1 対象者の属性

被験者	年齢(歳)	身長(cm)	体重(kg)	負荷重量(kg)
1	22	164	59	23.6
2	20	163	64	25.6
3	21	181	65	26.0
4	28	168	56	22.4
5	23	171	63	25.2
6	21	169	70	28.0
7	21	164	75	30.0
8	20	171	55	22.0
9	20	167	60	24.0
10	22	169	65	26.0
Mean ± SD	21.8 ± 2.4	168.7 ± 5.2	63.2 ± 6.1	25.3 ± 2.5

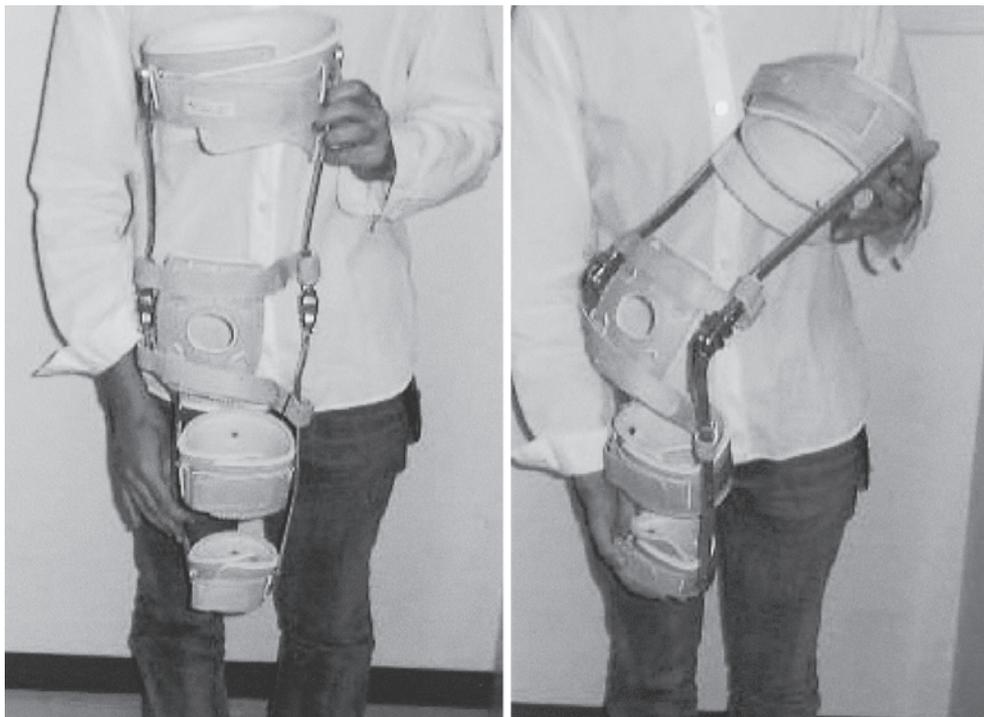


図1 膝関節角度制御用膝装具(正面像・左斜方像)

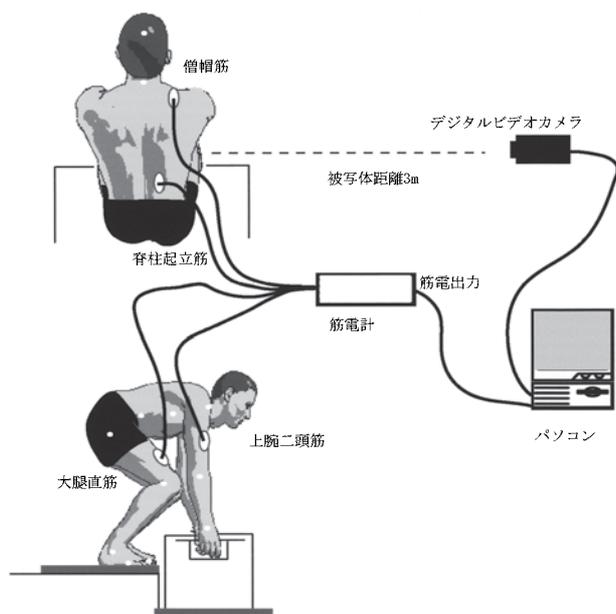


図2 計測風景

できる任意の速さとした。2回の練習を行った後、持ち上げ開始時の膝関節角度を膝関節伸展位 (Stoop法) と屈曲90° (Squat法) において計測した (図3)。

3. 動画撮影

動画撮影のためのマーカーは、頭頂、第7頸椎、右肩峰、右上腕骨外側上顆、右手関節背側中央、剣状突起の高さで右の体側中央、右腰椎仙椎移行部レベル (L5/S1) で体側中央、右大転子、右大腿骨外側上顆、右外顆、右第5中足骨骨頭、右母趾先端の計12箇所に貼付した。撮影は、矢状面上での標点の動きをデジタルビデオカメラ (Sony社製DCR-TRV27) にて30フレーム/秒にて実施しパーソナルコンピュータ (DELL社製INSPIRON2500) にMPEG-4Codec形式で保存した。得たデータは奥行き補正を行ってから解析した。画像と筋電波形を同期させるためにマイオビデオEM-136 (Noraxon社製) を用いて処理した。

4. 筋活動電位の計測

筋活動電位の計測にはマイオシステム1200 (Noraxon社製) を用いた。被験筋は、脊柱起立筋および重量物の持ち上げに重要な機能を果たすと考えられる僧帽筋、上腕二頭筋、大腿直筋の4筋とした。電極導出部は、脊柱起立筋 (L5棘突起の40mm上部、30mm外側)、僧帽筋 (肩峰とC7棘突起を結ぶ線の中点、20mm外側)、上腕二頭筋 (上腕二頭筋筋腹中央)、大腿直筋 (大腿直筋筋腹中央) とし、双極誘導にて導出した⁸⁾。電極 (Medicotest社製・M-00-S) はペースト付きの使い捨てのものを用いた。導出部位は、皮膚抵抗が5kΩ以下になるように皮膚前処置用ペースト (日本光電社製・Skin pure) で研磨した後、アルコール綿で清拭した。

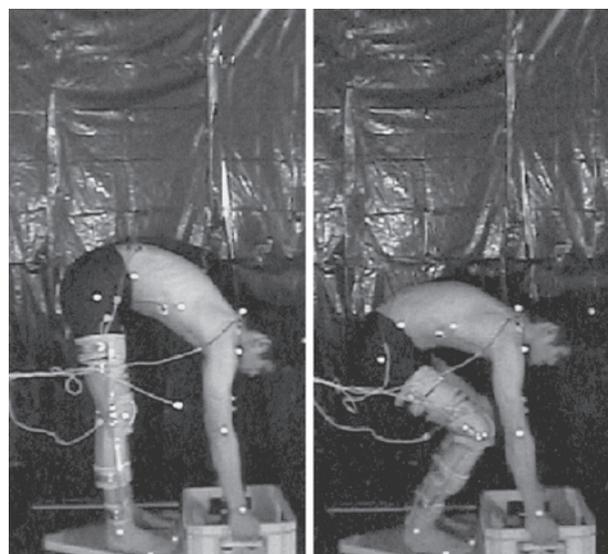


図3 Stoop法 (左) とSquat法 (右)

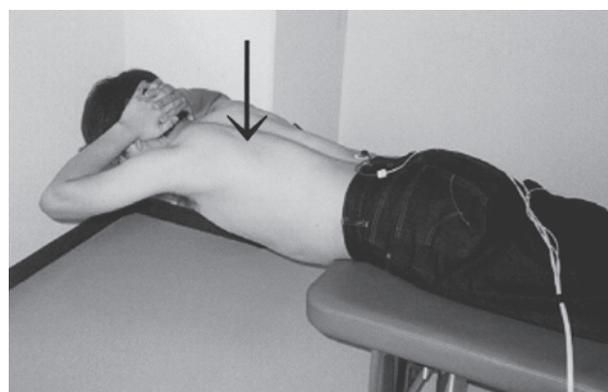


図4 Sorensen法

腹臥位で脛部より近位部をベッドの端より浮かせ体幹の水平位を維持する。この肢位において矢印の方向へ検者が徒手的に抵抗を加える。

電極はKleine Bらの方法⁹⁾ に準じて電極中心間距離は3.5cmとし貼付し、アース電極は、計測筋の近傍にある骨突出部に貼付した。電極から導出されたアナログ信号はA/Dカードを介し、サンプリング周期1kHzでパーソナルコンピュータにバイナリーデータとして取り込んだ。

各課題動作の%MVCを求めるために、脊柱起立筋の最大随意収縮時の筋活動電位を計測した。計測方法は腰背部筋の評価として用いられるSorensen法¹⁰⁾ を採用した。Sorensen法は、腹臥位で脛部から上半身をベッドの端より浮かせて、検者の徒手により加えられた抵抗に抗して体幹の水平位を維持させて脊柱起立筋の最大随意収縮時の筋活動状態を計測する方法である (図4)。計測は各筋5回ずつ実施し、筋電信号を全波整流平滑化したIEMG (Integrated electro myography) を得た。その中で最大となる1秒間あたりのIEMGを100%MVC

として用いた。次に、僧帽筋、上腕二頭筋、大腿直筋の最大随意収縮時の筋電値を計測した。僧帽筋、上腕二頭筋、大腿直筋の計測は、徒手筋力検査法¹⁾の4 (Good)の検査肢位において検者の徒手により加えられた抵抗に抗して最大随意収縮をさせた。

表面筋電図の分析は、解析ソフトマイオリサーチ (Noraxon社製) を用い、100msec毎の二乗平均平方根 (Root Mean Square以下RMS) により平滑化し、単位時間当たりの最大等尺性筋収縮を100%として振幅の正規化を行い%MVCを算出した。

%MVCを統計学的に検討するために、統計用ソフトウェアStatView-J5.0 (Abacus Concepts Inc.社製) を用いた。各処理の統計学的有意水準は5%未満とし、比較検定するために、Paired t-testにより処理した。



図5 体幹前屈角度計測法

5. 体幹前屈角度の計測

各筋の収縮が最大値を示す姿勢について検討するために、体幹前屈角度を求めた。Adobe Premiere5.0J (Adobe Systems社製) で読み込み、編集した動画をQuick Timeファイル (Apple社製) に変換後、画像解析ソフトScion Image4.02 (Scion社製) を用いて角度を算出した。体幹前屈角度は、肩峰と剣状突起の高さで体側中央を結んだ線分と剣状突起の高さで体側中央を通る垂直線とのなす角とした (図5)。

結果

1. 各筋が最大収縮するときの筋活動電位 (図6)

脊柱起立筋はStoop法38.7 ± 5.1%MVC, Squat法35.4 ± 4.4%MVCであった。Stoop法とSquat法において比較検定を実施し、その有意差を認めた (p < 0.05)。僧帽筋はStoop法34.2 ± 6.6%MVC, Squat法33.0 ± 5.1%MVCであった。Stoop法とSquat法において有意差は認められなかった。上腕二頭筋はStoop法29.4 ±

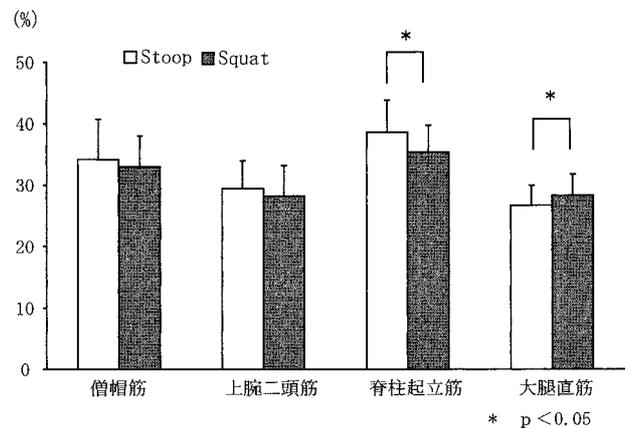


図6 各筋が最大収縮するときの筋活動電位

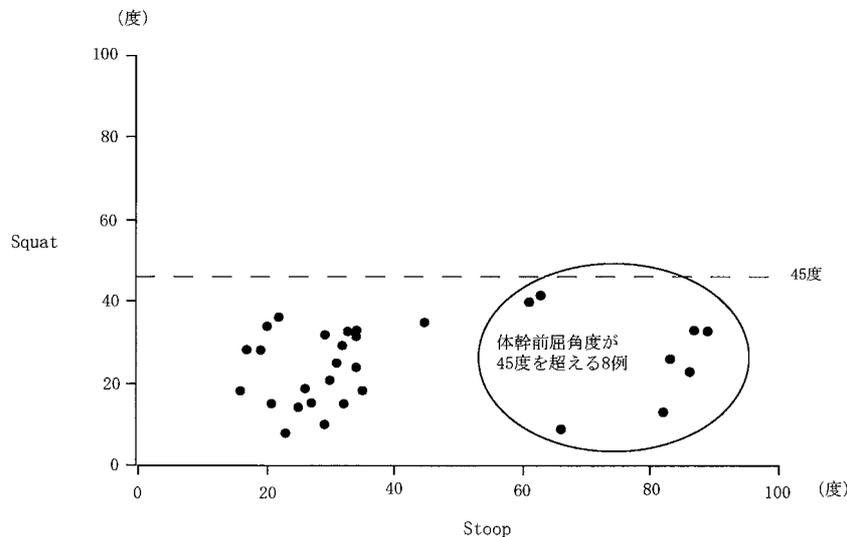


図7 脊柱起立筋が最大収縮するときの体幹前屈角度 (Stoop/Squat比較)

4.6% MVC, Squat法 $28.2 \pm 5.0\%$ MVCであった。Stoop法とSquat法においても有意差は認められなかった。大腿直筋はStoop法 $26.7 \pm 3.3\%$ MVC, Squat法 $28.3 \pm 3.5\%$ MVCであった。Stoop法とSquat法において比較検定を実施し、有意差を認めた ($p < 0.05$)。

2. 脊柱起立筋の収縮が最大になるときの体幹前屈角度

図7は、脊柱起立筋の収縮が最大になるときの体幹前屈角度を散布図として示した。脊柱起立筋の最大筋収縮時期は、Squat法では体幹伸展後期にみられ、体幹前屈

角度が45度を超える対象者はいなかった。(体幹前屈角度 25.0 ± 10.1)。

Stoop法の脊柱起立筋の最大筋収縮時期は離床直後にみられるものから持ち上げ動作終了直前まで幅広くみられた(体幹前屈角度 41.3 ± 22.4)。Stoop法とSquat法の2群間で有意差を認めた ($p < 0.01$, 図8)。

考 察

1. Squat法と脊柱起立筋

Squat法とStoop法による持ち上げ方の違いについて筋電図学的に検討した。本実験では筋電計と同期したビデオカメラで撮影を行い、重量物の持ち上げ課題について筋電図および画像を分析した。そして、筋電位が最も大きくなるときの姿勢について30フレーム/秒単位の画像により検討した。

まず、各筋のピーク時における% MVC値では、僧帽筋と上腕二頭筋の間では有意差はみられなかったが、脊柱起立筋と大腿直筋の間では有意差がみられた。脊柱起立筋はSquat法よりStoop法の方が大きな値となった($p < 0.05$)。また、大腿直筋では脊柱起立筋と逆にSquat法が大きい値となった ($p < 0.05$)。

脊柱起立筋は、腰椎の正常な前彎を維持するために重要な筋である¹²⁾。Cailliet Rは脊柱起立筋が強く緊張した状態で腰部にストレスが加わると腰痛の原因になるとしている。さらに、脊柱起立筋が通常の筋緊張であれば

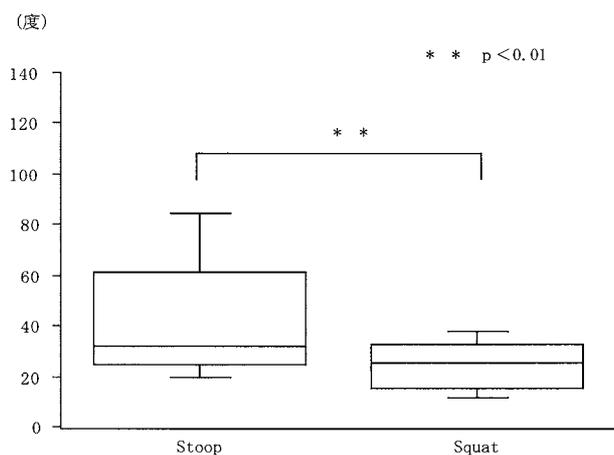


図8 脊柱起立筋が最大収縮するときの体幹前屈角度

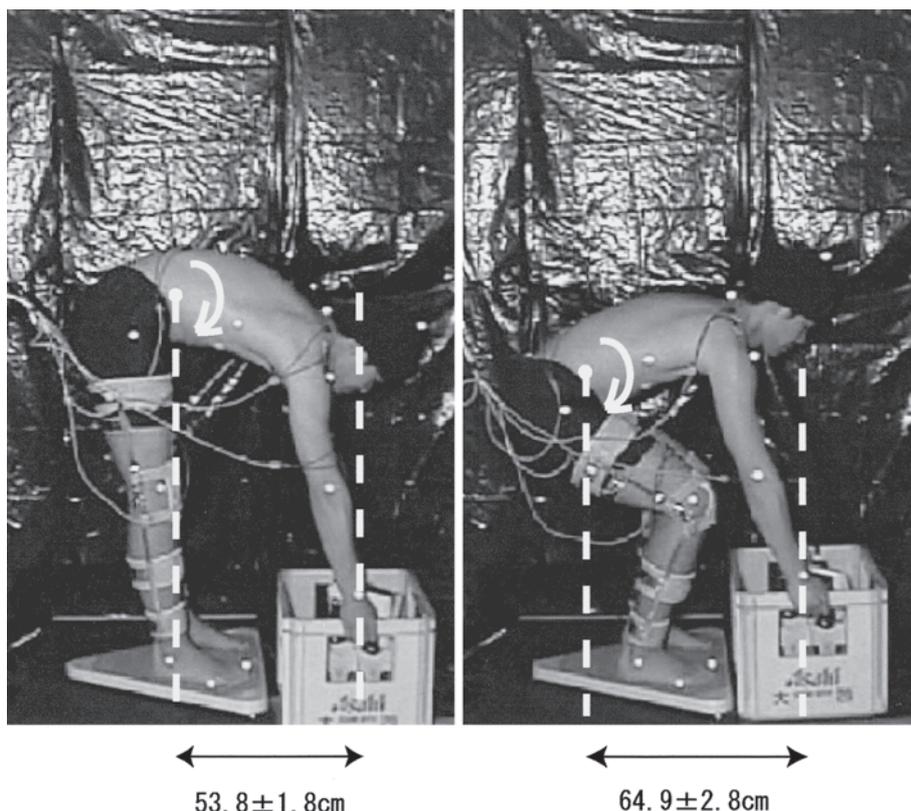


図9 支点から作用点までの距離

耐えうる負荷量であっても、当該筋が過剰な筋活動を生じることで、腰部組織に損傷を起こす可能性があることを指摘している¹³⁾。運動学的に脊柱起立筋は、椎体から横突起への距離が短いために筋の支点として不十分な一面をもつ。また、重量物の持ち上げの際には、重心から離れたところで脊柱起立筋が作用するために大きなモーメントが加わる。これらの理由から、いかにして重量物の持ち上げに際して脊柱起立筋の筋活動を抑制するかが産業保健学的な課題である。

脊柱起立筋におけるSquat法の筋活動電位はStoop法より有意に低かった。この理由として大腿直筋の筋活動電位が高くなったことから、当該筋の関与が示唆された。また、身体の重心の後方移動も脊柱起立筋の負担軽減に関与していると考えられる。Squat法は、図9にみられるとおり、支点と作用点の距離が大きくなりモーメントの増大の一因となるが、対象者の重心位置を後方へ移動することで脊柱起立筋の筋活動電位を減少させたと考察する。

本実験によりSquat法において脊柱起立筋の筋活動が減少し、大腿直筋の働きが増大したことによりSquat法はStoop法と比して筋電図学的に有利な負担の少ない持ち上げ方であると考えられる。

2. 脊柱起立筋と腰椎骨盤運動リズム

Squat法における脊柱起立筋のピークは、体幹前屈角度が45度を超える対象者はなく、体幹伸展後期にみられた。しかし、Stoop法ではSquat法と比して個人差が大きい傾向が認められた。

前屈位から重量物を持ち上げる場合、まず骨盤を回転させるために骨盤周囲の筋が収縮し、その後体幹前屈45度付近から体幹固定筋が機能して身体を安定させて脊柱起立筋の収縮を補助するとされている¹⁴⁾。この動きは、腰椎骨盤運動リズムとして過去にも報告されている¹⁵⁾。腰椎骨盤運動リズムは体幹を早期に引き起こし、脊柱起立筋に要求される大きな負担を軽減する作用をもつ。

本実験では、Squat法はすべての対象者において脊柱起立筋は体幹前屈角度45度未満の体幹が安定した状態で収縮のピーク値を示した。他方、Stoop法の数例は体幹が不安定な腰椎骨盤運動リズムから逸脱した時期に脊柱起立筋の収縮ピークを迎えることを確認した。腰椎骨盤運動リズムからの逸脱は、脊柱起立筋のみならず椎間板、前縦靭帯、後縦靭帯、椎間関節、棘突起間黄色靭帯から構成される脊柱可動部 (motor segment) の異常をきたし脊柱周辺疾患の原因にもなり得るため、体幹前屈での大きな筋収縮は避けるべきと考える。

また、古川らは脊柱起立筋が収縮するとき、体幹が直立位に近い方が腰部周辺筋への負荷が軽減され、傷害発生の頻度を減少させると報告している¹⁶⁾。これは、重量物を持ち上げる力源を膝伸展筋に委ねることにより、易

傷害性組織である脊柱起立筋を含む脊柱構成体を保護するものであるとしている。本実験のSquat法において、脊柱起立筋の筋活動電位が減少し、大腿直筋の筋活動電位が増加したことから脊柱起立筋の負担軽減に大腿直筋が関与したと考える。以上の理由から体幹前屈位で脊柱起立筋に大きな筋収縮を伴う可能性を有するStoop法は腰部周辺筋の傷害発生が高いと考える。

結 語

過去の研究では、重量物の取り扱いに関して未解明な点があり、特にStoop法とSquat法の差異について検討することは有意義であると考え、健常者10名を対象として実験を行った。Squat法とStoop法による持ち上げ方の違いが脊柱起立筋、僧帽筋、上腕二頭筋、大腿直筋に及ぼす影響を調べた。また、筋電計と同期したビデオカメラで撮影して脊柱起立筋の収縮が最大になるときの姿勢について検討した。その結果、Squat法において脊柱起立筋の働きが減少し大腿直筋の活動が増加した。また脊柱起立筋の筋収縮ピークの時期についてStoop法よりSquat法が腰部周辺筋に負担が少ないことを示した。

Squat法における脊柱起立筋の負荷軽減の要因として、Squat法では①腰椎骨盤運動リズムが効率的に機能する②体幹が直立位に近くなり膝関節伸展筋の働きが高まることが考えられた。

文 献

- 1) Mundt DJ, Kelsey JL, Golden AL, et al : An epidemiologic study of non-occupational lifting as a risk factor for herniated lumbar intervertebral disc. *Spine* 18 : 595—602, 1993.
- 2) Feivalds A, Chaffin DB, Garg A, Lee KS : A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *Biomechanics* 17 : 251—262, 1984.
- 3) Svensson HO, Andersson GB : The relationship of low-back pain, work history, work environment, and stress. A retrospective cross-sectional study of 38 to 64 year old women. *Spine* 14 : 517—522, 1989.
- 4) Xu Y, Bach E, Orhede E : Work environment and low back pain : the influence of occupational activities. *Occup Environ Med* 54 : 741—745, 1997.
- 5) 国民衛生の動向. pp 38—39, 厚生統計協会編. 東京, 2002.
- 6) Holmstrom EB, Lindell J, Moritz U : Low back and neck/shoulder pain in construction workers. *Spine* 17 : 663—671, 1992.
- 7) 職場における腰痛予防対策指針, 重量物取り扱い作業. pp 38—39, 厚生労働省基発547号, 東京, 1994.
- 8) 木竜 徹 : 局所筋疲労を表面筋電図でみる. *バイオメカニズム学会誌* 21 : 75—80, 1997.
- 9) Kleine BU, Schumann NP, Bradl I, Scholle HC : Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. *Int Arch Occup Environ Health* 72 : 387—394, 1997.

- 10) Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, et al : Related Articles Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. Arch Phys Med Rehabil 79 : 1069—1075, 1998.
- 11) Helen J, Montgomery J : DANIELS AND WORTHINGHAM'S MUSCLE TESTING : TECHNIQUES OF MANUAL EXAMINATION Sixth ed., pp 65—75, pp 108—113, pp 207—210, 協同医書出版社, 東京, 1996.
- 12) 細田多穂, 柳澤 健編 : 理学療法ハンドブック改訂第3版. pp 115—147, 協同医書出版社, 東京, 2000.
- 13) Cailliet R, 荻島秀男 (訳) : 腰痛症候群. pp 47—65, 医歯薬出版, 東京, 1992.
- 14) 労働省労働衛生課 : 腰痛予防対策マニュアル. pp 39—61, 中央労働災害協会, 東京, 1998.
- 15) Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM : Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. Spine 20 : 199—204, 1995.
- 16) 古川公宣, 下野俊哉, 馬上直子, 村橋淳一 : リフティング動作の違いによる筋活動量および様式の変化. 理学療法学 28 : 291, 2001.

(原稿受付 平成16. 5. 24)

別刷請求先 〒734-8551 広島市南区霞1-2-3
広島大学医学部保健学科
藤村 昌彦

Reprint request:

Masahiko Fujimura
Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima 734-8551, Japan

THE INFLUENCE ON LUMBAGO IN LIFTING WEIGHTS MEASURED BY ELECTROMYOGRAPHY

Masahiko FUJIMURA and Isao NARA

Division of Physical Therapy and Occupational Therapy Sciences, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

There are two methods of weight lifting. One is the squat technique, in which the knee is bent (the posture of squat), then the knee joint is extended. The second is the stoop technique, in which the knee is extended, and the back is rounded. The purpose of this study is to examine the influence on the muscles in lifting a weight by stoop technique and squat technique. This is a basic study on muscle activity data with the use of surface electromyography (EMG).

Ten male university students (average age 21.8 ± 2.4 years, average height 168.7 ± 5.2 cm, average weight 63.2 ± 6.1 kg) who were healthy and had no history of disorders participated in this study. The weight used in this study was adjusted to 40% of subject's weight. Surface EMG were collected from trapezius, biceps brachii, erector spinae, and rectus femoris by EMG. Recording was done by digital camera which synchronized with EMG, and the angle of trunk and knee joint was measured. At the peak, the %MVC (maximal voluntary contraction) of erector spinae in the stoop technique showed larger value than in the squat technique. Conversely, %MVC of rectus femoris in the squat technique showed larger value than in the stoop technique. In the stoop technique, flexion angle of trunk was 41.3 ± 22.4 degrees when activity of erector spinae showed the maximum. These values were distributed over a large range. However, in the squat technique, the angle was 25.0 ± 10.1 degree. There were no subjects in which flexion angle of trunk exceeded 45 degrees, the value concentrated at the end time of the operation. Also, activity of erector spinae in the squat technique showed lower value than activity of erector spinae in the stoop technique.

All subjects in the squat technique showed that erector spinae contracts with stable state of trunk, in which flexion angle of trunk is less than 45 degrees. However, many subjects in the stoop technique showed deviation from the lumbar vertebra-pelvis movement rhythm. Abnormal lumbar vertebra-pelvis movement rhythm causes injury of spinal column movable parts. Consequently, it is suggested that the contraction of erector spina with flexion angle of trunk causes myofascitis and lumbago.