

原 著

不安定な足場における持ち上げ動作に関する筋電図学的研究

藤村 昌彦, 伊藤 祥史

広島都市学園大学健康科学部リハビリテーション学科

(平成 30 年 1 月 11 日受付)

要旨：本研究は不安定な足場における持ち上げ動作の筋活動に及ぼす影響について、筋電図を用いて明らかにすることを目的として、足部の不安定を誘発する低反発マットを使って検証した。対象は、筋骨格系の既往がない健常男子大学生 16 名とした。筋電図の測定は、双極誘導にて測定した。筋電図で得たデータは、サンプリング周波数 1,500Hz にて、パーソナルコンピュータに取り込んだ。導出筋は、右側の脊柱起立筋とした。重量物の質量は体重の 30% とし、持ち上げる高さは身長 $\frac{1}{2}$ とした。対象者の右側よりビデオカメラで撮影した。対象者には 2 種類の条件下で持ち上げ動作を行わせた。実験群は足部の不安定を誘発する低反発マット上で実施した。対照群は通常の床上で実施した。動作間で十分な休憩を設け、各方法にてそれぞれ 5 回持ち上げ動作を行った。解析は得られた波形を全波形整流化した後、等尺性最大随意収縮時の筋活動電位をもとに正規化を行った。持ち上げ動作の開始は重量物が離床した時点とし、動作の終了は肩峰の高さが静止立位時と同じ高さになり大転子—大腿骨外側上顆—外果が一直線となった時点とした。持ち上げ動作開始から終了までを解析区間とし、筋活動量は、持ち上げ動作の初回と最終回を除外した中 3 回の平均値を算出した。また動作時間を 100% として時間の正規化を行い、さらに 4 相に等分割した。

その結果、不安定な足場における持ち上げ動作において脊柱起立筋への負荷が大きくなった。実験群における脊柱起立筋の筋活動量増加は、身体を安定させるために膝伸展筋が働いたため、その代償として負荷が高まったと考えられる。持ち上げ動作初期において有意に高値を示すことが確認された。そのため、この時期は脊柱起立筋の負担が大きくなる。脊柱起立筋の作業疲労は腰痛症のリスクを高めることから足場の環境に配慮する必要性が示唆された。

(日職災医誌, 66 : 447—452, 2018)

—キーワード—

持ち上げ動作, 足場設定, 表面筋電図

I. 緒 言

工業機械や産業ロボットが進歩した今日でも、重量物の取り扱いにおいて多くの筋骨格系傷害が発生している。総務省統計局が平成 29 年 12 月に発表した労働力人口は 6,730 万人であり、国民の約半数を占める集団が労働災害に罹患する可能性をもつことになる¹⁾。さらに、わが国が直面している社会の高齢化の中で、健康に不安を有する高齢者への配慮も求められる。国民の健康状態は、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。わが国では、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みされている。職業性腰痛は、看護・介護職、運輸職、製造業で多く発生している。わ

が国では、労働安全対策の効果により発生報告数は減少しているが、業務上疾病のうち依然として発生頻度が高い²⁾。

本研究は不安定な足場における持ち上げ動作を模擬的に再現して、持ち上げ動作時の身体への影響を筋電図学のおよび運動学的に検討することで、腰痛症予防に必要な生活指導の一助を得る事を目的として行った。

II. 対 象

1. 対象

対象は、筋骨格系障害の既往がない健常男子大学生 16 名(年齢 : 21.0 ± 0.0 , 身長 : 171.9 ± 5.5 , 体重 : 65.4 ± 11.5)であった(表 1)。対象者には、測定前に研究の内容および方法について十分説明し書面にて同意を得た。なお、

表1 対象者の基本情報

年齢 (歳)	21.0±0 (21 ~ 21)
身長 (cm)	171.9±5.5 (164 ~ 182)
体重 (kg)	65.4±11.5 (52.0 ~ 95.0)
BMI (kg/m ²)	22.0±2.8 (19.1 ~ 28.7)

mean ± SD (Min ~ Max)

本研究を行うにあたり、広島都市学園大学倫理委員会の承認を得た (No.2015030)。

III. 方 法

1. 測定条件

筋電図の測定は、無線式筋電図計測装置テレマイオ DTS EM-801 (Noraxon 社製, 米国) を用い、双極誘導にて測定した。導出されたアナログ信号は、サンプリング周波数 1,500Hz にて、パーソナルコンピュータに取り込んだ。なお、アンプ周波数帯域は 10~500Hz とした。

導出筋は、右側の脊柱起立筋 (Lumbar Paraspinals: 以下, LP) とした (図 1)。貼付位置は、表面筋電図マニュアル基礎編の方法に準じ³⁾、導出筋の走行に沿って電極間距離 35mm で貼付した。電極は表面電極 (Ambu 社製, ブルーセンサー M-00-S, デンマーク) を用い、皮膚前処理は、スキンプリア (日本光電社製, 日本) を用いて十分に行った。重量物の質量は体重の 30% とした。持ち上げる高さは身長 の 1/2 とした。対象者の右側よりビデオカメラ (Logicool 社製, HD Pro Webcam C920r, 日本) で撮影した。測定を行う部屋の環境は、室温 25℃ となるようにエア・コンディショニングを設定した。

2. 測定方法

2-1. 等尺性最大随意収縮の測定

筋活動電位の正規化を図るために、筋の等尺性最大随意収縮時の筋活動電位 (Maximum Isometric Voluntary Contraction: 以下, MIVC) を測定した。腰背部筋の評価として用いられる Sorensen の trunk holding test の肢位で徒手による抵抗に抗して保持させ、等尺性最大随意収縮をさせた⁴⁾。Sorensen 法は、腹臥位で臍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⁵⁾⁶⁾ (図 2)。計測は 5 秒間実施し、その中で最大となる 100 msec. あたりの平均振幅値を 100%MIVC とした。

2-2. 持ち上げ動作

開始肢位、持ち上げる方法は任意とした。持ち上げ動作の開始は、重量物が離床した時点とし、動作終了は台上に重量物が全面接地した時点とし、終了肢位は直立位とした。直立後 2 秒間静止するよう指示した。対象者には 2 種類の条件下で持ち上げ動作を行わせた。実験群は足部の不安定を誘発する低反発マット上で実施する群 (以下, unbalance 群) (図 3)、対照群は通常の床上で実施



図 1 脊柱起立筋への電極貼付

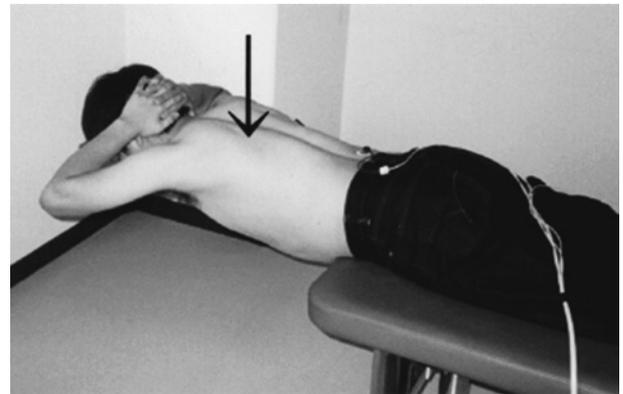


図 2 Sorensen trunk holding test

する群 (以下, control 群) とした。動作間で十分な休憩を設け、各方法にてそれぞれ 5 回持ち上げ動作を行った。

2-3. 解析および統計学的処理

筋電図の解析は表面筋電図解析ソフトマイオマッスル クリニカル EM-150C (Noraxon 社製, 米国) を用い、得られた波形を全波形整流化した後、MIVC をもとに正規化を行った。持ち上げ動作開始から終了までを解析区間とし、筋活動量は、持ち上げ動作の初回と最終回を除外した中 3 回の平均値を算出した。持ち上げ動作の開始は重量物が離床した時点とし、動作の終了は肩峰の高さが静止立位時と同じ高さになり、大転子—大腿骨外側上顆—外果が一直線となった時点とした。また動作時間を 100% として時間の正規化を行い、さらに 4 相に等分割した (以下, 第 1 相, 第 2 相, 第 3 相, 第 4 相)。

統計学的解析には、StatView for windows 5.0 (SAS 社, 米国) を用いて、対応のある t 検定により処理した。なお、有意水準は 5% 未満とした。



図3 持ち上げ動作（重量は体重の30%、高さは身長1/2）

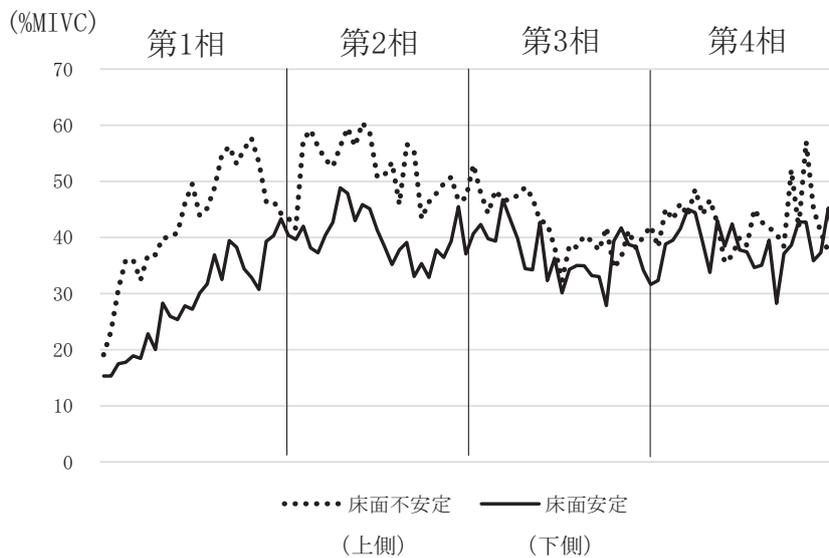


図4 筋活動の経時的変化（脊柱起立筋）

表2 床面の違いによる筋活動比較 (%MIVC)

	脊柱起立筋
Unbalance 群	45.0 ± 5.6
Control 群	36.0 ± 4.7

* : p<0.05 (mean ± SE)

IV. 結 果

1. 重量物を持ち上げたときの脊柱起立筋の%MIVC (図4) (表2)

Unbalance 群では脊柱起立筋 45.0 ± 5.6, control 群では脊柱起立筋 36.0 ± 4.7 であった。Unbalance 群と Control 群間において p<0.05 の有意差が認められた。

2. %MIVC の経時的変化(第1相, 第2相, 第3相, 第4相) (図5)

Unbalance 群が第1相と第2相において大きくなり、両相で Unbalance 群と Control 群間に p<0.05 の有意差が認められた。

V. 考 察

産業現場における腰部脊椎疾患は依然として解決に至っていない。この理由として、不良な姿勢での作業が原因として考えられる。このような問題の解決には腰痛発生リスクに寄与する原因を詳細に検討する必要がある。本研究では、床面が不安定な持ち上げ動作時の身体への影響を筋電図学的および運動学的に検討した。体重の30%の重量物を持ち上げたときの脊柱起立筋の%MIVCは、Unbalance 群と Control 群間において p<0.05 の有意差が認められ、脊柱起立筋の筋活動量が大きくなることが明らかとなった。

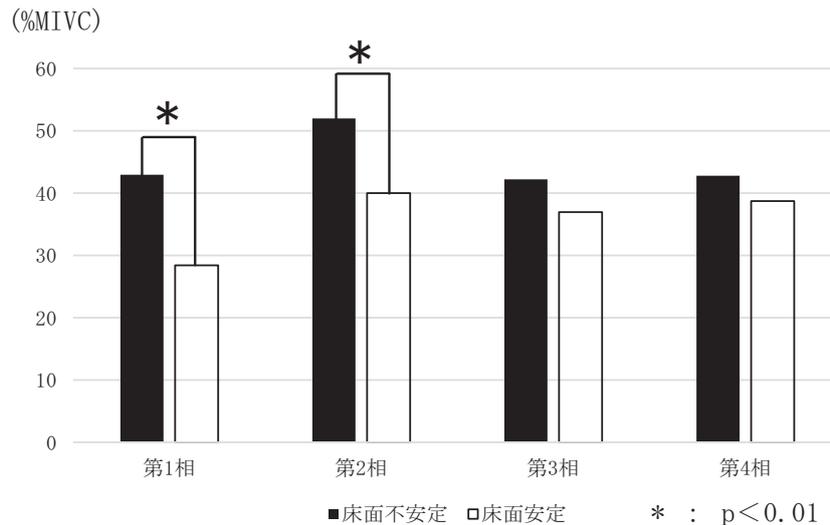


図5 %MIVCの経時的変化(4分割)

持ち上げ動作に伴う腰痛は、腰椎背筋群の過大な筋活動によって筋内圧の上昇が起これ、その結果起こる筋の阻血がひとつの原因と考えられている⁷⁾。腰椎背筋群の中心的役割を果たす脊柱起立筋は、腰椎の前彎を維持するために重要な役割を担う筋である⁸⁾。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されている。また、脊柱起立筋が通常の筋緊張であれば耐えうる負荷量であっても、当該筋が過剰な筋緊張下で収縮すると、腰部に損傷を与える可能性を指摘している⁹⁾。運動学的には脊柱起立筋は、椎体から横突起への距離が短いため筋の支点として不十分なこともリスク要因として挙げられる。

Unbalance 群における脊柱起立筋の筋活動量増加は、身体の平衡を維持するために、持ち上げ姿勢に適した姿勢を取れなかったことも原因と考えられる。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。Squat 法は、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して、身体で最も大きな力を安全に発揮できる膝伸展筋を活用する方法である。しかしながら、Unbalance 群は上記の理由から膝伸展筋を活用できず、代償的に脊柱起立筋への負荷が高まったと推察する。

次に、持ち上げ動作を経時的にみると、持ち上げが開始直後に大きな筋収縮がみられ、Unbalance 群においてその傾向が顕著であった。持ち上げが開始直後は、まず骨盤を回転させるために骨盤周囲に筋収縮がみられ、その後体幹前屈 45 度前後から体幹を固定する筋が作用して身体を安定に導き、脊柱起立筋の収縮を補助するとされている¹⁰⁾。この動きは、腰椎骨盤運動リズムとよばれる。本研究では腰椎骨盤運動リズムから逸脱した体幹が不安定な持ち上げ初期に脊柱起立筋が作用している。これは、脊柱起立筋だけでなく脊柱周辺の損傷原因が懸念

される¹¹⁾。過去の研究で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ことから、持ち上げ初期に脊柱起立筋へ与えるストレスは望ましいことではないと考える¹²⁾。

本研究は、健常男子学生を対象に行った。しかし、わが国の人口動態の急激な変化で高齢化が進み定年退職年齢が引き上げられるなど、労働する高齢者は増加傾向にある。その結果、重量物を取り扱う現場に従事する人も多くなる。骨格筋の加齢変化に関しては、上肢を構成する筋は顕著な加齢変化はみられないが、下肢や体幹などの筋厚は、加齢とともに減少する傾向があり、特に動的筋力が著明に低下するといわれている¹³⁾。また、加齢による体幹筋力の変化では背筋力が大きく減少するとされている¹⁴⁾。さらに、高齢者は平衡機能が低下していると考えられるので、重量物取り扱い時の足場環境に配慮することは重要である。

本研究から床面が Unbalance 群と Control 群とでは Unbalance 群で脊柱起立筋の筋活動量が大きくなることが明らかとなった。これは重量物の量が大きくなるほど顕著であり、腰痛症の発生を予防するためには、床面の環境を見直し安全な作業ができるように配慮すべきと考える。

VI. 結 語

1) 不安定な足場における持ち上げ動作時の身体への影響を筋電図学および運動学的に検討した。

2) 床面が unbalance 群と control 群とでは unbalance 群で脊柱起立筋の筋活動量が大きくなることが明らかとなった。

3) 腰痛症を予防するための重量物の持ち上げ動作では、床面の環境に配慮することが求められる。

利益相反：利益相反基準に該当無し

文 献

- 1) 総務省統計局 (2017)「労働力調査 (基本集計) 平成 29 年 (2017 年) 11 月分結果」. <http://www.stat.go.jp/data/roudou/sokuhou/tsuki/index.htm>, (参照 2017-12-26)
- 2) 帖佐悦男, 田島直也, 松元征徳, 他: 老人の姿勢と体幹機能. 日本腰痛学会誌 7: 100—104, 2001.
- 3) 下野俊哉: 表面筋電図マニュアル 基礎編, SEMG Basic Manual. 東京, 酒井医療, 2004, pp 83, pp 99, pp 107—108.
- 4) Kankaanpaa M, Laaksonen D, Taimela S, et al: Age, sex, and body mass index as determinants of back endurance test. Arch Phys Med Rehabil 79: 1069—1075, 1998.
- 5) Kleine BU, Schumann NP, Bradl I, et al: 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, 1999.
- 6) 山川隆由, 平田総一郎, 水野耕作, 他: 体幹前屈運動における腰部脊柱起立筋の動作筋電図学的研究. 腰痛発生との関連について. 神戸大学医学部紀要 61: 49—54, 2000.
- 7) 近久真由美, 波乃平晃一郎, 藤村昌彦: 斜面における持ち上げ動作の筋電図学的検討. 日本職業・災害医学学会誌 58: 83—88, 2010.
- 8) 細田多穂, 柳澤 健編: 理学療法ハンドブック. 東京, 協同医書, 2000, pp 115—147.
- 9) Cailliet R, 荻島秀男訳: 腰痛症候群. 東京, 医歯薬出版, 1992, pp 47—65.
- 10) 労働省労働衛生課: 腰痛予防対策マニュアル. 東京, 中央労働災害協会, 1998, pp 39—61.
- 11) 藤村昌彦, 奈良 勲: 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. 日本職業・災害医学学会誌 52: 341—347, 2004.
- 12) 古川公宣, 下野俊哉, 馬上直子, 他: リフティング動作の違いによる筋活動量及び様式の変化. 理学療法学 28: 291, 2001.
- 13) 福永哲夫: 骨格筋の機能と加齢変化. Progress in Medicine 30: 21—26, 2010.
- 14) 勝田治己, 古川良三: 老人の姿勢と体幹機能. 理学療法ジャーナル 25: 82—87, 1991.

別刷請求先 〒731-3166 広島市安佐南区大塚東 3—2—1
広島都市学園大学健康科学部
藤村 昌彦

Reprint request:

Masahiko Fujimura
Hiroshima Cosmopolitan University Faculty of Health Sciences, 3-2-1, Otsukahigashi, Asaminami-ku, Hiroshima-shi, Hiroshima, 731-3166, Japan

Electromyographic Study on Lifting Motion in an Unstable Foothold

Masahiko Fujimura and Syouji Ito

Hiroshima Cosmopolitan University Faculty of Sciences Department of Rehabilitation

The purpose of this study was to clarify the effect of lifting motion on muscle activities in an unstable scaffold using an EMG, and it was verified through usage of a low-repulsion mat that induces instability of a foothold. The subjects were 16 healthy male university students without a history of musculoskeletal system disorders. Electromyograms were measured by bipolar lead with a surface EMG. The data was downloaded to a personal computer in sampling frequency 1500 Hz. Derived muscles were made to be the musculus erector spinae in the right side. The weight of the object to be lifted was set at 30% of the subjects' body weight. The height of the stand for lifting the object was set at half of each subject's height. And a video camera was used to record the movements. The subjects performed the lifting motion under two kinds of conditions. The experimental group performed on a low-repulsion mat that induces instability of the foothold. A sufficient break was arranged between the motion, and the lifting motion was performed five times in each method. After full-wave rectification of the obtained waveform of the motions, an EMG analysis was performed to normalize the movement on the basis of the amount of human muscle activity at maximal isometric voluntary contraction. The start of the lifting operation was made to be the time when a heavy object was lifted from the floor, and the end of the operation was made to be the time when the height of the acromion became the same height as that at the stationary standing position. The period from the start to the end of the lifting motion was set as an analysis section. Additionally, for the muscle activity amount, an average value of intermediate three times was calculated while excluding the first and last times of the lifting motion. In addition, the normalization of time is performed by making the operation time as 100%, and further by dividing it equally into four phases to analyze the operation.

As a result, the load on the musculus erector spinae was increased in the lifting motion in the unstable foothold. Since the knee extension muscle works to stabilize the body, the increase in the activity level of the musculus erector spinae in the experimental group is considered to have increased the load of it to compensate for the knee extension muscle. Particularly, it was confirmed that a significantly high value at the initial stage of the lifting motion was shown. Therefore, it increased in a load of the musculus erector spinae, at this timing. Work fatigue of the musculus erector spinae was confirmed to increase the risk of lumbago, which suggested the need to consider the environment of the foothold.

(JJOMT, 66: 447—452, 2018)

—Key words—

lifting-up motion, utterance, surface electromyography