

## 体幹及び下肢関節伸展制限が持ち上げ動作に与える影響

小寺 睦<sup>1)</sup>, 伊藤 祥史<sup>2)</sup>, 藤村 昌彦<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>神戸市立医療センター中央市民病院リハビリテーション科

<sup>2)</sup>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 27 年 2 月 23 日受付)

**要旨**：本研究は持ち上げ動作における体幹及び下肢関節伸展制限が持ち上げ動作に与える影響について筋活動の見地から検討した。対象は、筋骨格系の既往がない健常男子学生 12 名とした。筋電図は、表面筋電計にて双極誘導にて測定した。導出筋は、腰部傍脊柱筋および大腿直筋とした。重量物の質量は体重の 20% とした。体幹及び下肢関節伸展制限を課すための装具を着用させて (kyphosis 群)、台の上に重量物を持ち上げるように指示をした。また、対照値を得るために身体の動きに制限を設けず持ち上げをさせた (control 群)。重量物を持ち上げるための台の高さは被験者の身長<sup>3</sup>の 3 分の 1 とした。動作を行う順番はランダムとし、各動作間で十分な休憩を設けた。各方法にてそれぞれ 5 回ずつ持ち上げ動作を行った。持ち上げ動作の開始は、重量物が離床した時点とし、動作終了は台上に荷物が全面接地した時点とした。

筋電図の解析は、得られた波形を全波整流化した後、等尺性最大随意収縮時の筋活動量を基に正規化を行った。持ち上げ動作開始から終了までを解析区間とし平均積分値を算出した。次に、動作について経時変化を調べるために、5 回の平均値データを用いて、1 動作を 100% とし 4 相に等分割して区間毎の積分値を算出した。また、2 次元画像解析ソフトウェアを用いて、1 施行を 30 分割した画像から、持ち上げ動作時の肩関節屈曲角度と膝関節屈曲角度を計測した。

その結果、腰部傍脊柱起立筋の筋活動量に差がみられ、特に持ち上げ直後に kyphosis 群の筋活動量が低下した。大腿直筋の筋活動量では有意な差がみられなかった。また、関節角度の変化にも違いが認められ、肩関節屈曲角度は持ち上げ動作開始から終了まで kyphosis 群が高値を示した。これらより、kyphosis 群の持ち上げ動作初期における腰部傍脊柱筋活動量低下の代償として、上肢の筋活動量増加が示唆された。

(日職災医誌, 63 : 176—182, 2015)

### —キーワード—

持ち上げ動作, 加齢, 表面筋電図

### 1. 緒 言

腰痛の生涯発生率は 50~80% とされ、多くの人が罹患する疾患である。厚生労働省<sup>1)</sup>は「重量物持ち上げ動作は作業中に生じる腰痛の受傷率が高い」としている。持ち上げ動作時に受傷する腰痛は、筋膜性腰痛や腰椎椎間板ヘルニアなどの急性腰痛が主である。そのため、産業衛生の見地から重量物取り扱いにおける腰痛予防の指導は、リハビリテーション関連職種にとって重要な業務である。

総務省が平成 26 年 9 月 14 日発表した高齢者推計人口によると、65 歳以上の高齢者人口は前年比 0.9% 増の 3,296 万人となり、過去最高を更新し続けている。この割

合は今後も上昇を続け、平成 47 年には 33.4% となり、3 人に 1 人が高齢者になると見込まれている<sup>2)</sup>。高齢者は、関節や骨の萎縮、関節可動域の狭小化、筋力の低下など様々な身体的不利が生じる。高齢者によくみられる体幹前傾姿勢は、脊柱起立筋や椎間板に負担を与えることが先行研究で明らかにされている<sup>3)</sup>。また、高齢者における円背姿勢の発生頻度は、若松<sup>4)</sup>は 11.8%、有田<sup>5)</sup>は 21%、安藤<sup>6)</sup>は 62% などの報告がある。このように加齢による姿勢変化の中でもっとも先行するのは脊柱彎曲(円背)である。

しかし、重量物の取り扱いに関する研究は、一般成人を対象としたものは多くみられるが、高齢者の身体特性を考慮した持ち上げ動作に関する報告は少ない。これら

のことから、高齢者の持ち上げ動作を検証することは急務といえる。

そこで、本研究では、高齢者体験装具を用いて体幹及び下肢関節伸展制限を課し、高齢者の身体的特徴を模倣的に再現する。そして、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することで、高齢者の腰痛症予防に必要な生活指導の一助を得ることを目的とした。

## II. 対象

### 1. 対象

対象は持ち上げ動作に影響を及ぼす要因をもたない健康男子学生 12 名とした。対象者の基本情報については表 1 に示す通りである。測定に先立ち、対象に本研究の目的と趣旨を文章及び口頭にて十分説明し、書面による同意を得た。なお、本研究を行うにあたり、広島大学大学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得た (No.1225)。

## III. 方法

### 1. 測定条件

筋電図は、表面筋電計 (Noraxon 社製、米国) を用い、双極誘導にて測定した。動作の記録には、MyoVideo1.5.04 (Noraxon 社製、米国) を使用した。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。

導出筋は、右側の腰部傍脊柱起立筋 (Lumbar Paraspinals: 以下, LP), 大腿直筋 (Rectus Femoris: 以下, RF) の 2 筋とした。貼付位置は、表面筋電図マニュアル基礎編の方法<sup>7)</sup> に準じ、導出筋の走行に沿って貼付した。アース電極は第 12 肋骨とした。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、なお、皮膚前処理は、スキンプィア (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 20% とし、持ち上げる高さは身長  $\frac{1}{3}$  とした。対象者の右側の肩峰、上腕骨外側上顆、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節裂隙、外果にマーカーを貼付した。また、対象者の右側よりビデオカメラ (SONY 社製、日本) で撮影した。

2. 測定方法 (図 1, 2)

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、動作終了は台上に荷物が全面接地した時点とした。対象者には 2 種類の持ち上げ動作を行わせた。1 つ目は身体の動きに制限を設けず実施する群 (以下, control 群), 2 つ目は高齢者体験装具 (Sakamoto Model M176-2) を着用し、体幹及び下肢関節伸展制限を設けた状態で実施する群 (以下, kyphosis 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. 測定方法 (図 1, 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 MyoReserch 1.07.25 (Noraxon 社製、米国) を用い、得られた波形を全波整流化した。持ち上げ動作開始から終了までを解析区間とし、持ち上げ動作の 5 回の平均値を算出した。また、1 動作時間を 100% とし 4 相に等分割し (以下, 第 1 相, 第 2 相, 第 3 相, 第 4 相), 平均積分値 (以下, IEMG) を算出した。

2 次元画像解析ソフトウェア (ImageJ 1.43u, National Institutes of Health, 米国) を用いて、1 施行を 30 分割した画像から、持ち上げ動作時の肩関節屈曲角度と膝関節屈曲角度を計測した。統計学的処理には、StatView for

表 1 対象者の基本情報

年齢 (歳)	21.6 ± 0.8 (20 ~ 23)
身長 (cm)	168.4 ± 5.9 (161 ~ 175)
体重 (kg)	62.8 ± 6.1 (51.0 ~ 76.4)
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22.2 ± 2.1 (19.8 ~ 27.1)

mean ± SD (Min-Max)

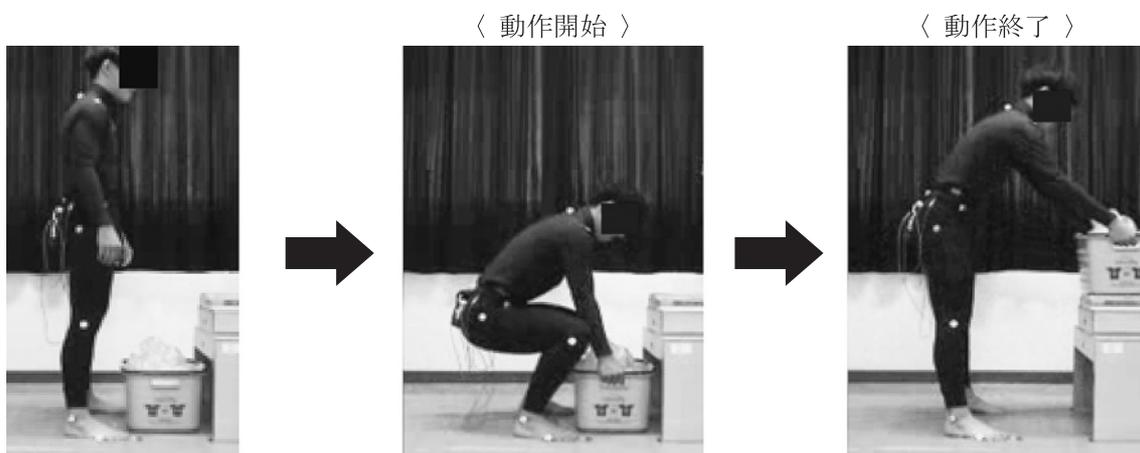


図 1 control 群

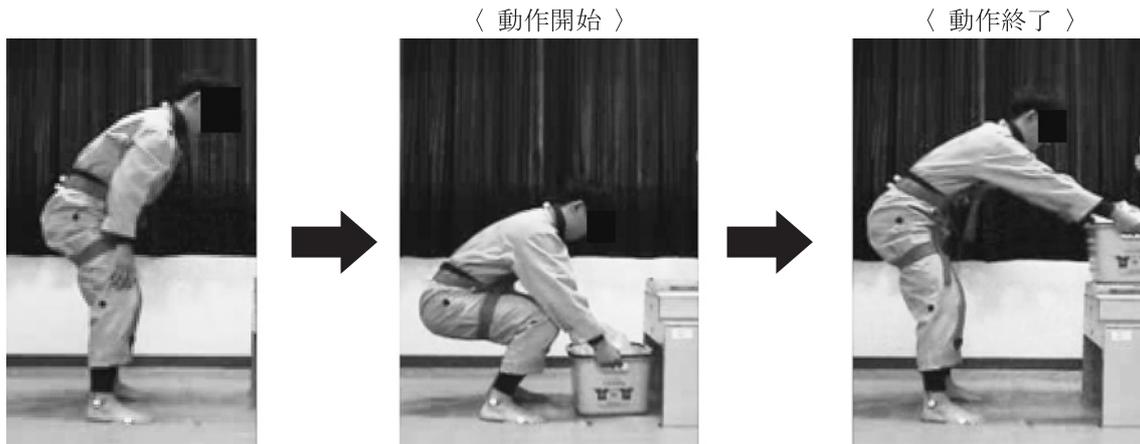


図2 Kyphosis群

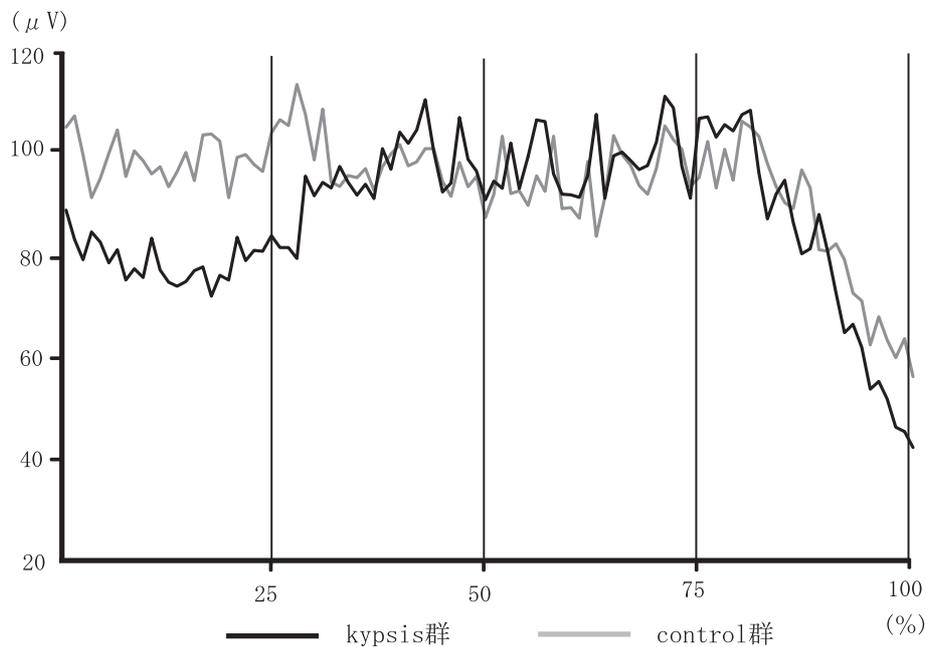


図3 LPの経時的変化 (IEMG)

windows5.0(SAS社, 米国)を用いた。双方の筋活動量, 肩関節屈曲角度, 膝関節屈曲角度の比較には, 対応のあるt検定を用いた。なお, 有意水準は5%未満とした。

#### IV. 結果

##### 1. LPの筋活動量 (図3, 4)

経時的変化では, 持ち上げ動作開始から30%までの区間において違いがみられる。また, 各相の平均筋活動量においては, 第1相において有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。第2~4相では2群間で同程度の筋活動量を示した。

##### 2. RFの筋活動量 (図5, 6)

2群間において経時的変化に違いがみられなかった。また, 各相の平均筋活動量では, 第1相から第4相まで,

2群間で有意差が認められなかった。

##### 3. 角度変化 (図7)

肩関節屈曲角度は, 持ち上げ動作開始から終了まで kyphosis 群が高値を示し, 有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。その中でも第4相において最も大きな差が得られた ( $p < 0.01$ )。膝関節屈曲角度では, 両群で有意差が認められなかった。

#### V. 考察

今回, 高齢者の身体的特徴として, 体幹及び下肢関節伸展制限を課し, 持ち上げ動作時の身体へ与える影響(筋活動, 角度変化)について検討した。

腰椎前弯位と後弯位における床からの持ち上げ動作時の腰部脊柱起立筋群の筋電活動を調査した報告による

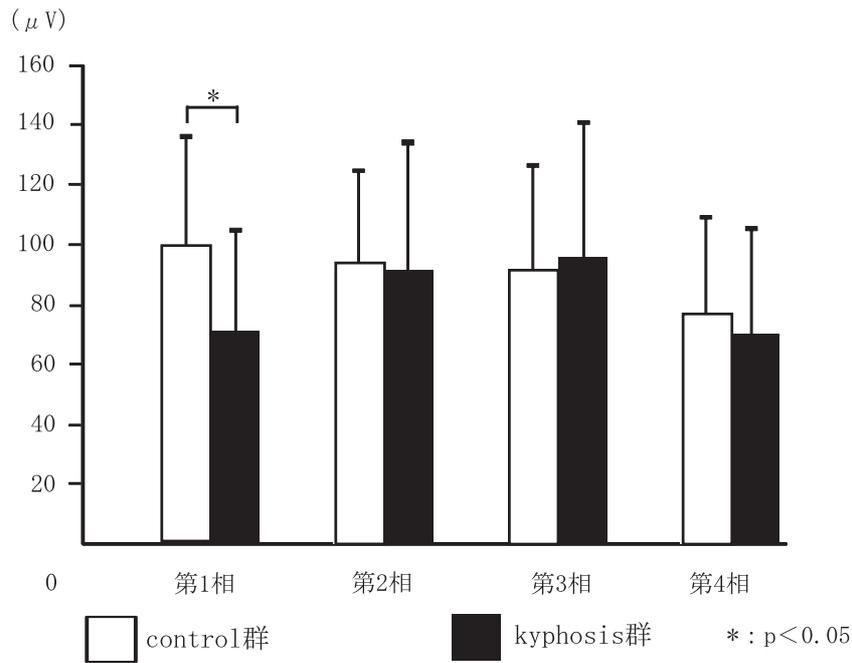


図4 各相のLP平均筋活動量

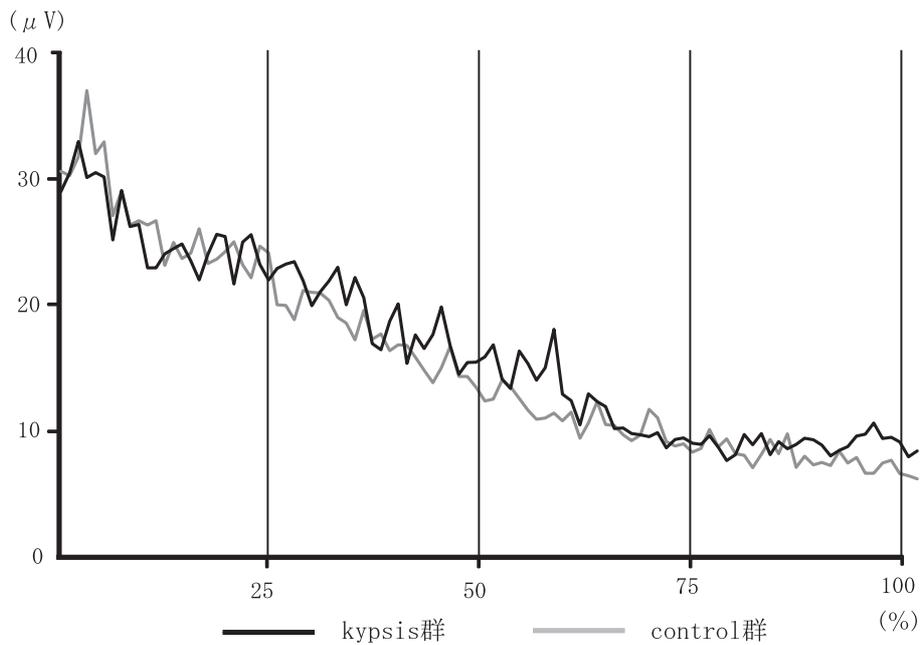


図5 RFの経時的変化 (IEMG)

と、不良姿勢といわれる腰椎後弯位では、持ち上げ動作開始時の筋活動は低下するとされ、生理的な腰椎前弯位を保持している際は、持ち上げ動作開始時に最も高い筋電活動が得られた<sup>8)</sup>と述べている。本研究においても、kyphosis群の第1相LP筋活動量が低下しており、報告と一致する。また、筋長が自然長よりも長くなると、活動張力が小さくなるが、これはミオシンフィラメントとアクチンフィラメントの重なり合う部分が短くなるためである<sup>9)</sup>。本研究では体幹伸展制限を課したため、筋が

伸張された状態となり、筋力の発揮しにくい状況となったことで、kyphosis群の筋活動量が低下したと考える。

持ち上げ動作に伴う腰痛は、背筋群の筋活動によって筋内圧の上昇が起こり、その結果起こる筋の阻血が一因である<sup>10)</sup>と報告されている。しかし、本研究においてはkyphosis群のLP筋活動量は低下した。これらのことから、高齢者においては持ち上げ動作時に十分なLP筋活動量が得られず、他組織への負荷が増大するために、二次的な障害リスクが懸念される。

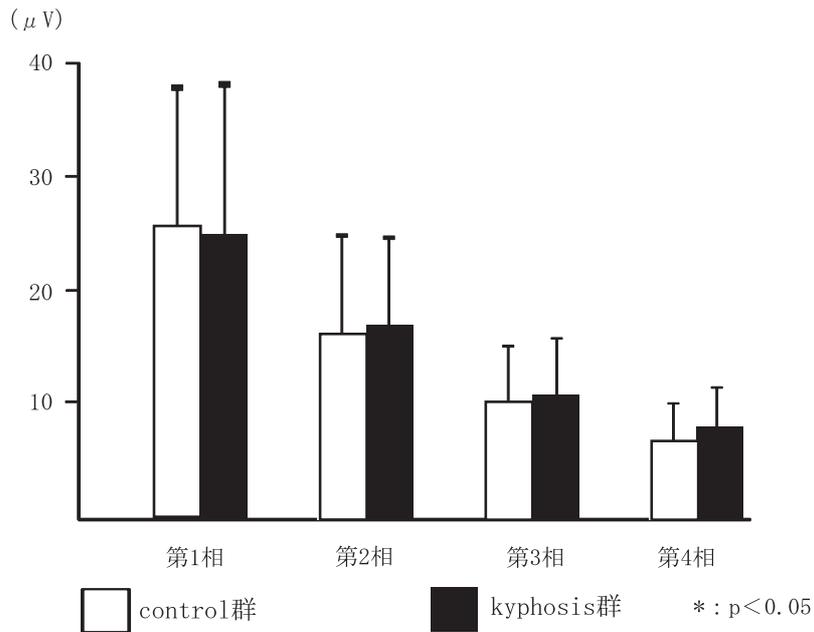


図6 各相のRF平均筋活動量

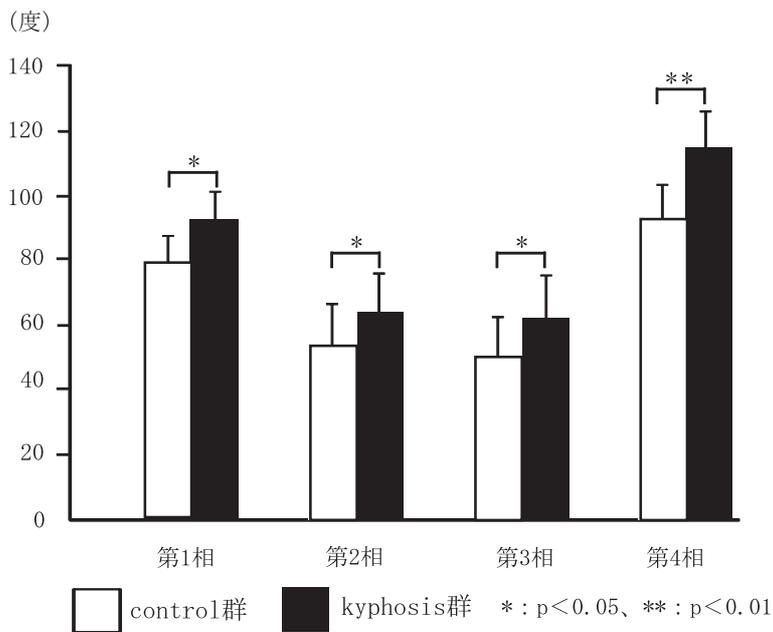


図7 肩関節屈曲角度

高齢者は感覚機能や筋力といった加齢による生理的な低下と円背姿勢による脊柱後弯増大により、体幹を支持する下肢への負担が増大し、姿勢保持や動作時の下肢筋は持続的かつ過剰に活動する<sup>11)</sup>。そのため、LP筋活動量低下の代償として、RF筋活動量の増加を予測していたものの、RFは両群で差が得られず、動作開始時における膝関節屈曲角度においても有意差が認められなかった。一方、肩関節屈曲角度は、kyphosis群が高値を示した。これらことから、control群と同様、膝関節屈曲位から動作を開始するものの、kyphosis群では上肢の筋活動量を増加させることにより持ち上げ動作を行ったと考える。

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<sup>12)</sup>とされている。また、勝田らは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している<sup>13)</sup>。本研究では対象者を健常男子学生としたため、膝屈曲位からの持ち上げ動作が可能であったが、この方法は脊柱や下肢筋・骨格系への負担が増大すると考えられるため、高齢者には困難である可能性がある。さらに、本研究ではkyphosis群の持ち上げ動作では上肢の筋活動量増加による可能性を考えたが、高齢者は加齢変化によ

る関節可動域制限や肩関節周囲炎などの疾患を呈していることも考えられるため、上肢での代償も困難である可能性がある。

円背を呈する高齢者では、長時間の立位や動作などが脊柱起立筋への負担を増加させていると考える。また、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<sup>14)</sup>としている。従って、腰背部痛発生予防や、さらなる後弯変形を予防するために、体幹および下肢の筋力トレーニングが必要だと考える。

今回の研究は、対象者を健常男子学生とし、体幹伸展制限のみを課した条件で行った。しかし、実際の高齢者は、加齢変形も多様であり、後弯変形だけではなく、様々な変形や制限などを伴っている。これらのことを踏まえ、今後様々な条件設定を行っていくことで、より実際の高齢者の身体的特徴に近い状態で腰痛リスクや動作戦略を検討していく必要性がある。

## VI. 結 語

1. 高齢者の身体的特徴として、体幹及び下肢関節伸展制限を課し、持ち上げ動作時の身体へ与える影響（筋活動、角度変化）について検討した。

2. 持ち上げ動作初期において、control 群と比較して、kyphosis 群の LP 筋活動量が低下し、有意差が認められた。

3. RF 筋活動量では、両群に差が認められなかった。

4. kyphosis 群の持ち上げ動作初期における LP 筋活動量低下の代償として、上肢の筋活動量増加が示唆された。

利益相反：利益相反基準に該当無し

## 文 献

1) 厚生労働省：社会福祉施設における安全衛生対策マニユ

アル—腰痛対策と KY 活動—。2009, pp 23—96.

2) 総務省：統計局ホームページ/I 高齢者の人口—総務省統計局, 2014

3) Chaffin DB, Andersson GBM, Martin BJ: Occupational Biomechanics Edition 3. New York, John Wiley & Sons, 1999, pp 181—277.

4) 若松秀吉：脊柱の評価と記録。理学療法学 11：183—185, 1984.

5) 有田親史：老人の脊柱変形の分類。臨床整形学 15：115—122, 1980.

6) 安藤正明：農村部における高齢者の腰痛と姿勢。別冊整形外科 12：14—17, 1987.

7) 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—109, pp 110.

8) Holmes JA, Damaser MS, Lehman SL: Erector spinae activation and movement dynamics about the lumbar spine in loadotic and kyphotic squat-lifting. Spine 17: 327—334, 1992.

9) 真島英信：第3章 骨格筋の収縮, 生理学. 東京, 文光堂, 1995, pp 47—72.

10) 三瀧英樹, 伊藤友一, 三和真人, 日下部明：腰痛と屈曲弛緩現象の関係。日腰痛会誌 13：136—143, 2007.

11) 高井逸史：加齢による姿勢変化と姿勢制御。日生理人類学会誌 6：11—16, 2001.

12) 福永哲夫：骨格筋の機能と加齢変化。PROGRESS IN MEDICINE 30：21—26, 2010.

13) 勝田治己, 古川良三：老人の姿勢と体幹機能。理療ジャーナル 25：82—87, 1991.

14) Cailliet R：第4章 動的腰仙椎, 腰痛症候群。荻島秀男訳。東京, 医歯薬出版, 1992, pp 47—65.

別刷請求先 〒650-0047 神戸市中央区港島南町 2-1-1  
神戸市立医療センター中央市民病院リハビリテーション科  
小寺 陸

## Reprint request:

Mutsumi Kotera  
Kobe City Medical Center General Hospital, 2-2-1, Minatojima-aminamimachi, Chuo-ku, Kobe-city, Hyogo, 650-0047, Japan

## The Effects of Restricting Joint Extension in the Trunk and Legs on Lifting Movement

Mutsumi Kotera<sup>1)</sup>, Syouji Ito<sup>2)</sup> and Masahiko Fujimura<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>Kobe City Medical Center General Hospital

<sup>2)</sup>Hiroshima Cosmopolitan University Faculty of Sciences Department of Rehabilitation

This study examined the effects of restricting joint extension in the trunk and legs on lifting movement from the viewpoint of muscle activity. Twelve healthy male university students were selected as subjects. Surface electromyography with a bipolar lead was used to monitor muscle activity. The targeted muscles were the lumbar paraspinal muscles and the rectus femoris on the both sides of the body. The weight of the object to be lifted was set at 20% of the subjects' body weight. Subjects wore braces designed to restrict joint extension in their trunk and legs and were instructed to lift a heavy load onto a table (kyphosis group). To obtain control values, they were then instructed to lift the load without wearing the braces (control group). The height of the stand for lifting the object was set at one-third of each subject's height. Measurements were carried out in random order, and subjects were given a break between each lift. Each trial was repeated five times. The start of the lifting motion was defined as the time when the heavy object was raised from the floor. The end of the lifting motion was defined as the time when the bottom of the object reached completely on a stand. After full-wave rectification of the obtained waveform of the motions, an electromyographic analysis was performed to normalize the movement on the basis of the amount of human muscle activity at maximal isometric voluntary contraction. Interval analysis was set from the start to completion of the lifting motion, after which the mean integrated value was calculated. To monitor changes in movement over the duration of the testing, the time taken to perform one cycle of lifting motion was regarded as 100% and was divided into four equal intervals. On the basis of data indicating the mean value of the lifting time in five test trials, the integrated value for each interval was calculated. Images of 30 divided motions of each lifting practice were analyzed using two-dimensional image analysis software to measure the bending angles of the shoulder and knee joints during the lifting movement.

The results showed a difference between the groups in the amount of activity of the lumbar paraspinal muscles. In particular, the kyphosis group showed a decline in the amount of muscle activity immediately after the lifting. No significant difference was found in the amount of activity of the rectus femoris muscles. Another difference was observed in changes in the angle of a joint. Specifically, the kyphosis group showed higher values in the shoulder joint bending angle from the start through end of the lifting movement. These findings suggest an increase in the amount of muscle activity in the arms in compensation for the decline in the amount of activity of the lumbar paraspinal muscles occurring earlier in the lifting movement in the kyphosis group.

(JJOMT, 63: 176—182, 2015)