

# 持ち上げ動作における持ち手の有無および高さが身体におよぼす影響

大西 佑季<sup>1)</sup>, 波之平晃一郎<sup>2)</sup>, 藤村 昌彦<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>マッターホルンリハビリテーション病院リハビリテーション部

<sup>2)</sup>広島大学大学院保健学研究科

(平成 22 年 4 月 16 日受付)

**要旨:**本研究は持ち手を使用した持ち上げ動作と持ち手を使用しない持ち上げ動作を行わせ、各持ち上げ動作における腰背部の筋、上肢および下肢筋の筋活動変化および動作時の姿勢変化を比較し、持ち手のおよぼす影響を明らかにすることを目的とした。対象は、健常男子大学生 15 名とした。

導出筋は、右側の腰部傍脊柱筋 (LP)、大殿筋 (GM)、大腿二頭筋 (BF)、大腿直筋 (RF)、内側広筋 (VM)、大胸筋 (PM) の 6 筋とした。重量物の質量は体重の 10% とした。箱を把持する手の位置は、箱の底面 (Type I)、両側の底面から 16cm の高さにある持ち手 (Type II)、両側の底面から 0.5cm の高さにある持ち手 (Type III) の 3 タイプとした。持ち上げ動作の開始は、重量物が離床した時点とし、動作の終了は、肩峰の高さが静止立位時と同じ高さになった時点とした。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、持ち上げ動作の初回と最終回を除外した 4 回の平均値を算出した。また、1 動作の時間を 100% として 4 相に等分割した。最初の区間を第 1 相とし、第 1 相の平均積分値を算出した。

その結果、全ての筋において、持ち上げ動作を行う際の手の位置により筋活動電位の経時的変化に違いがみられた。特に大きな差がみられたのは、動作開始から約 25% の区間であった。このことから、持ち上げ初期は腰部への負担が大きく傷害リスクが高まるため、高い位置にある持ち手を把持して持ち上げることで、身体への負担を軽減すると考える。持ち手の有無は、LP、BF、PM に影響し、持ち手の高さは、GM、BF、RF、VM に影響した。また、関節の角度変化から、股関節屈曲角度は持ち手の有無および高さの影響が大きく、膝関節屈曲角度は持ち手の有無の影響が大きいということが示唆された。

(日職災医誌, 58 : 270—275, 2010)

## —キーワード—

持ち上げ動作, 持ち手, 表面筋電図

## 1. 緒 言

持ち上げ動作は、日常生活や労働現場などで頻繁に行われる動作である。持ち上げ動作を行う際、全身の筋に大きな活動が要求され、特に脊柱基部に大きな圧迫力、張力、剪断力を生じる<sup>1)</sup>。このため、持ち上げ動作は、腰痛発生リスクの一因となっている。これまで持ち上げ動作に関して、重量物の質量<sup>2)</sup>、荷台の高さ<sup>3)</sup>、持ち上げ方法の違い<sup>4)</sup>など、多くの研究がなされてきた。Ando ら<sup>5)</sup>は、持ち上げ動作時の発揮力および自覚的作業強度感が、把持する手の位置によって異なると報告している。厚生労働省は、重量物取り扱い作業時における腰痛予防の対

策として、持ち手などを取り付け、荷姿を改善することを推奨している<sup>6)</sup>。このことから、持ち上げ動作の際、持ち手の有無が腰部への負担を変化させる可能性があると考えられる。しかし、把持する手の位置における持ち上げ動作の筋電図学的研究は少ない。

そこで、本研究では、持ち手を使用した持ち上げ動作と持ち手を使用しない持ち上げ動作を行わせ、各持ち上げ動作における腰背部の筋、上肢および下肢筋の筋活動変化および動作時の姿勢変化を比較し、持ち手のおよぼす影響を明らかにすることを目的とした。

表1 対象者のプロフィール

対象者	性別	年齢	身長	体重
A	男性	19	175	63
B	男性	21	175	65
C	男性	21	163	62
D	男性	22	170	63
E	男性	32	165	67
F	男性	21	182	69
G	男性	27	165	52
H	男性	23	168	59
I	男性	19	170	58
J	男性	21	179	64
K	男性	22	173	60
L	男性	23	164	60
M	男性	23	175	67
N	男性	22	167	60
O	男性	20	156	49

## II. 対 象

対象は、筋骨格障害の既往がない本学健常男子学生15名(年齢:  $22.4 \pm 3.3$  歳, 身長:  $169.8 \pm 6.8$  cm, 体重:  $61.2 \pm 5.4$  kg)とした(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、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. 0937)。

## III. 方 法

### 1. 測定条件

筋電図は、表面筋電計(Noraxon社製, Tele Myo2400, 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)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、右側の腰部傍脊柱筋(Lumbar Paraspinals: 以下, LP)、大殿筋(Gluteus Maximus: 以下, GM)、大腿二頭筋(Biceps Femoris: 以下, BF)、大腿直筋(Rectus Femoris: 以下, RF)、内側広筋(Vastus Medialis: 以下, VM)、大胸筋(Pectoralis Major: 以下, PM)の6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に準じ<sup>7)</sup>、電極間距離35mmで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)を用いた。皮膚前処理は、スキンピュア(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10%とした。対象者の右側の肩峰、大転子、大腿骨外側上顆、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

#### 2-1. 等尺性最大随意収縮の測定

各動作間で筋活動量の比較を行うために、各筋の等尺

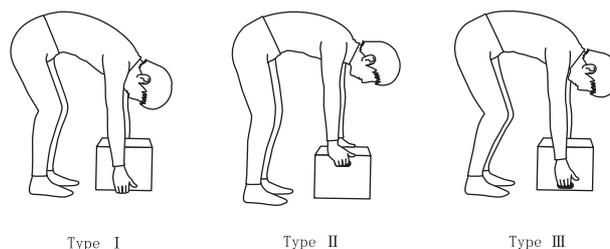


図1 持ち上げ方法

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。なお, LPは、腰背部筋の評価として用いられるSorensenのtrunk holding testの肢位<sup>8)</sup>, GM, BF, RF, VMおよびPMは、ダニエルらの徒手筋力検査法normalの肢位<sup>9)</sup>にて測定した。各々の測定肢位で徒手による抵抗に抗して動作させ、等尺性最大随意収縮を行わせた。各筋1回5秒間実施し、その中で最大となる瞬間を100%MIVCとした。

#### 2-2. 持ち上げ動作

持ち上げ方法は任意とした。箱(40.7×27.0×21.8cm)を把持する手の位置は、箱の底面(以下, Type I)、両側の底面から16cmの高さにある持ち手(以下, Type II)、両側の底面から0.5cmの高さにある持ち手(以下, Type III)の3タイプとした(図1)。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った時点とした。動作を行う順番は、ランダムとなるようにし、各動作間で十分な休憩を設けた。各方法にて6回持ち上げ動作を行った。

### 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MyoResearch 2.11.15(Noraxon社製)を用い、得られた波形を全波整流化した後、MIVC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、持ち上げ動作の初回と最終回を除外した中4回の平均値を算出した。また、1動作の時間を100%として4相に等分割した。最初の区間を第1相とし、第1相の平均積分値(以下、仕事量)を算出した。

2次元画像解析ソフト(Scion社製, Scion Image, 米国)を用いて、第1相の動作開始時と動作終了時の画像から、矢状面上での体幹前傾角度(鉛直線と肩峰—大転子線との角)、股関節屈曲角度(肩峰—大転子線と大転子—大腿骨外側上顆線との角)<sup>10)</sup>、膝関節屈曲角度(大転子—大腿骨外側上顆線と大腿骨外側上顆—外果線との角)<sup>11)</sup>を計測した。

統計学的処理には、JSTAT for windowsを用いた。各方法間での仕事量、体幹・股関節・膝関節屈曲角度の比較には、持ち手の高さを持ち手の有無の2条件での二元配置分散分析を用いた。有意差が認められた場合には、Tukey法による多重比較検定を行った。なお、有意水準

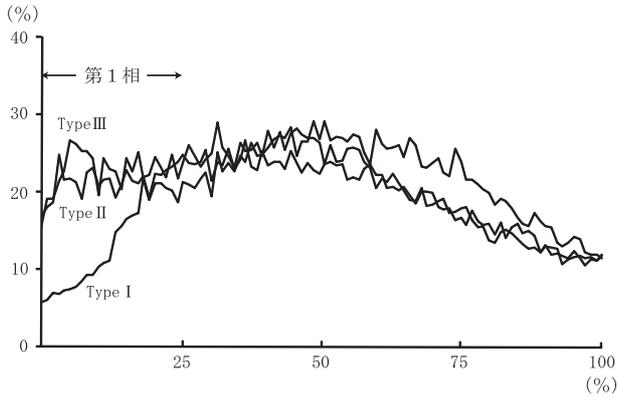


図2 LPの経時変化

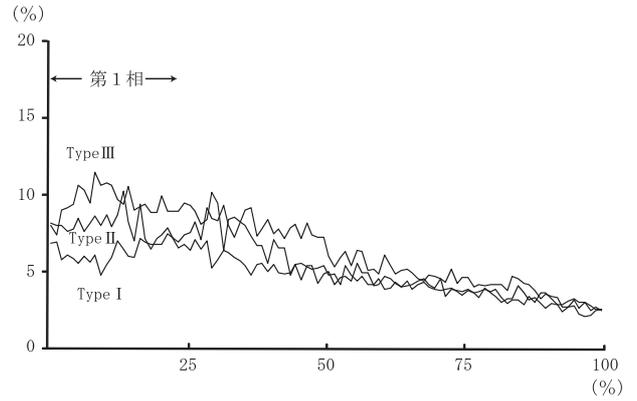


図5 RFの経時変化

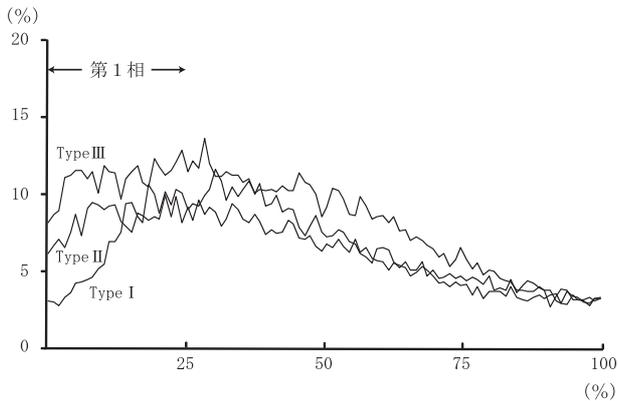


図3 GMの経時変化

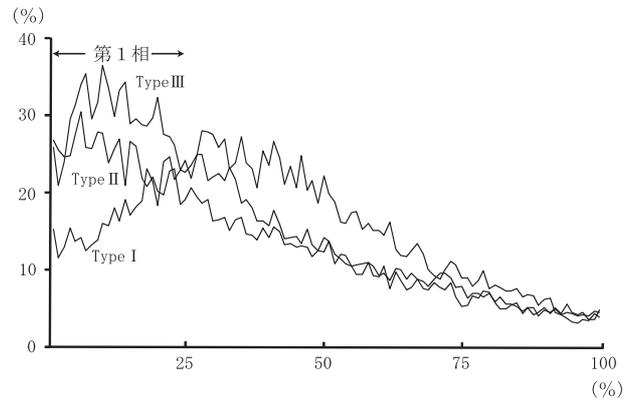


図6 VMの経時変化

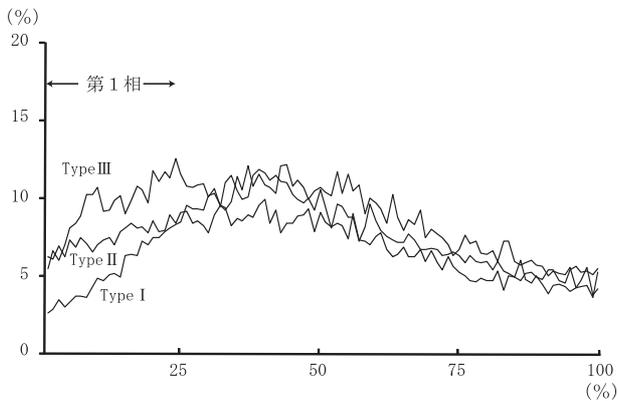


図4 BFの経時変化

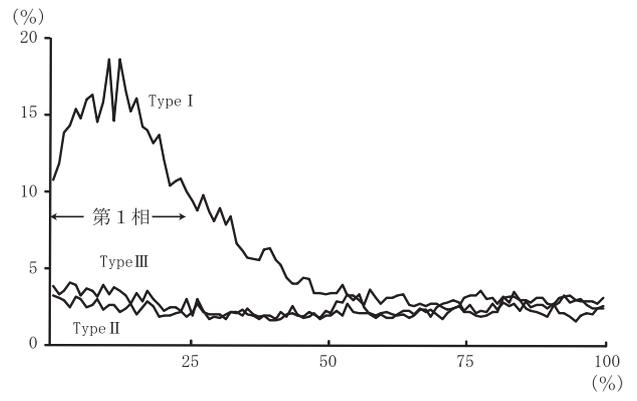


図7 PMの経時変化

は5%未満とした。

#### IV. 結果

##### 1. 筋活動量

##### 1-1. 各筋の筋活動電位の経時変化 (図2~7)

全ての筋において、持ち上げ動作を行う際の手の位置により筋活動電位の経時変化に違いがみられた。特に大きな差がみられたのは、動作開始から約25%の区間(第1相)であった。

##### 1-2. 第1相における各筋の仕事量 (図8)

Type IとType IIIの持ち上げ動作を比較すると、Type IIIの仕事量は、LP, BF, RFおよびVMにおいて有意に多く、PMにおいて有意に少なかった。Type IIとType IIIの持ち上げ動作を比較すると、Type IIIの仕事量は、GM, BF, RFおよびVMにおいて有意に多かった。Type IとType IIの持ち上げ動作を比較すると、Type IIの仕事量はPMにおいて有意に少なかった。

以上より、持ち手の有無は、LP, BF, RF, VM, PMに影響をおよぼし、持ち手の高さは、GM, BF, RF, VM

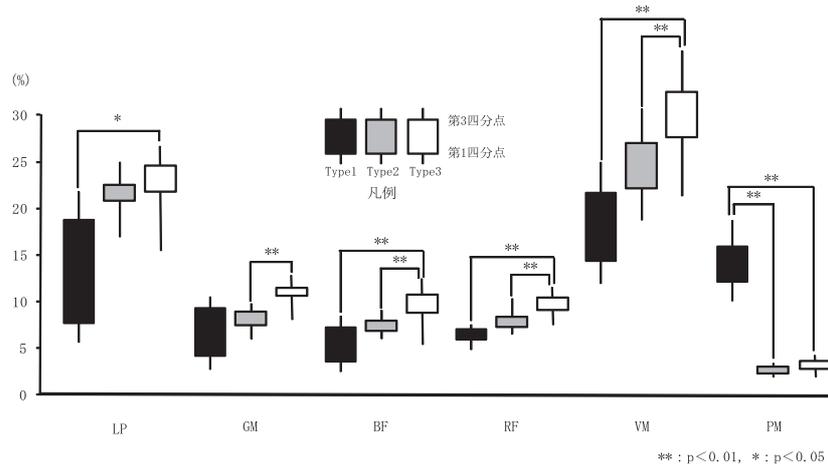


図8 第1相における各筋の働き (%MVC)

表2 第1相における体幹，股関節，膝関節の角度変化

		開始時	終了時	変化量
体幹 前傾角度	Type I	89.12 ± 17.98	89.12 ± 17.93	7.00 ± 8.98
	Type II	71.12 ± 18.52	61.65 ± 13.10	9.47 ± 8.07
	Type III	81.60 ± 22.16	69.23 ± 15.56	12.37 ± 7.78
股関節 屈曲角度	Type I	145.05 ± 9.74	136.08 ± 11.42	8.97 ± 12.94
	Type II	123.18 ± 6.02	100.90 ± 9.73	22.28 ± 8.51
	Type III	143.70 ± 6.70	111.93 ± 6.59	31.77 ± 7.11
膝関節 屈曲角度	Type I	85.17 ± 34.67	72.52 ± 32.71	12.65 ± 12.05
	Type II	75.03 ± 27.40	55.50 ± 21.85	19.53 ± 11.73
	Type III	88.20 ± 38.21	57.65 ± 24.66	30.55 ± 16.48

に影響をおよぼすという結果が得られた。

2. 第1相における各関節の角度変化 (表2)

Type IとType IIIの持ち上げ動作を比較すると、開始時は体幹のみ有意差がみられたが、終了時はすべてに有意差が認められた。変化量は、股関節と膝関節に有意差が認められた。Type IIとType IIIの持ち上げ動作を比較すると、開始時はすべてに有意差が認められたが、終了時は体幹、股関節に有意差が認められた。変化量は、股関節と膝関節に有意差が認められた。Type IとType IIの持ち上げ動作を比較すると、開始時は体幹、股関節に有意差が認められ、終了時はすべてに有意差が認められた。変化量は股関節のみに有意差が認められた。

以上より、体幹前傾角度は、持ち手の有無や高さの影響が小さく、股関節屈曲角度は、持ち手の有無および高さの影響が大きい、膝関節屈曲角度は、持ち手の有無および高さの影響を大きく受けるが、特に持ち手の有無の影響が大きいという結果が得られた。

V. 考 察

急性腰痛の多くは動作初期に発生すると報告されている<sup>12)</sup>。図2~7に示す通り、動作初期において、把持する手の位置により筋活動量に違いがみられた。そこで本研究では、持ち上げ動作を4相に等分割し、その第1相に

着目した。

腰部(LP)に関して、Type IIおよびIIIは、筋活動量がほぼ一定で推移している(図2)。つまり、動作開始時より持ち上げ動作に必要な筋活動量が得られていたものとする。また、表2より、Type IIとIIIの開始肢位は異なることがいえる。しかし、図2および図8(LP)より、Type IIとType IIIにおけるLPの筋活動量、仕事量に大きな差は生じないことが示唆された。つまり、持ち手の高さが異なることで、動作の開始肢位は異なるが、腰部への負担はType IIとIIIで変わらないと考える。一方、Type Iは、動作開始時の筋活動量が少なく、Type IIやIIIと比較し、動作の進行に伴って急激に上昇している(図2)。このことから、Type Iは、動作開始時において持ち上げ動作に必要な筋活動量が得られていないと思われる。したがって、持ち上げ動作に必要な筋活動量が得られるまでの間は、後部脊柱靭帯群や関節包などが体幹を支持していると考えられ、それらの組織に負担がかかっていると思われる。さらに、高橋<sup>13)</sup>によると、急激な負荷がかかる場合、脊柱の椎間板は、破損される可能性が大きくなると報告されている。したがって、力が急激に加わることで腰部への負担が増加すると考えられ、Type IIとIIIと比較し、Type Iは、腰部への負担が大きいと思われる。

表2より動作開始時において、Type I, Type III, Type IIの順に体幹前傾角度が大きかった。標準的な体格の人が物を持ち上げる場合、第5腰椎椎間板にかかるストレスは、体幹前傾角度が大きいかほど増強する<sup>14)</sup>といわれている。このことから、腰椎へのストレスはType I, Type III, Type IIの順に増強すると考える。以上のことから、持ち上げ動作において、高い位置にある持ち手を把持することで、腰部への負担を軽減することが示唆された。

下肢 (GM, BF, RF, VM) に関して、表2より、動作開始時、Type IとType IIIの股関節、膝関節屈曲角度に有意差は認められないが、第1相終了時においては両関節とも有意差が認められた。また、GMに有意差が認められないものの、下肢筋群の仕事量はType Iと比較し、Type IIIで多くなった (図8)。Type Iは、箱の底面を把持するため、床面と箱の底面の間に手を入れる必要があるが、Type IIIは、持ち手を把持するため、持ち手に手指をかけるだけで持ち上げることができる。よって、Type IIIは、箱の底面を把持する時間が短縮でき、Type Iよりも早い時期から股関節と膝関節の伸展が行えたため、Type IとType IIIにおいて仕事量および角度変化量の差が生じたと思われる。Type IIとIIIを比較すると股関節伸筋群および膝関節伸筋群においてType IIIで仕事量が多くなった (図8)。これは、股関節、膝関節の角度変化量が、Type IIと比較しType IIIで大きかったことが影響しているのではないかと考える。Type IIと比較し、Type IIIは、各関節とも屈曲角度が大きく、深く腰を落とした状態から持ち上げ動作を行う。安全な持ち上げ動作を行う際、腰部筋に要求される力を最小にするために、股関節、膝関節伸筋を十分に使用することが良いといわれている<sup>1)</sup>。しかし、完全に膝関節を屈曲してしまうと、伸展させる際、より大腿四頭筋に大きな力が必要となり、脛骨大腿関節や膝蓋大腿関節に高い圧力をおよぼすこととなるため<sup>1)</sup>、膝関節への負担が大きくなる。また、リフティング姿勢において大腿四頭筋活動量が酸素摂取量におよぼす影響が大きいとの報告がある<sup>15)</sup>。このことから、大腿四頭筋の筋活動量が少ない方が、身体への生理的負担は少なくなると考える。よって、持ち手は、高い位置にある方が下肢への負担が少ないと考える。以上より、下肢への負担は、主に箱を把持する高さが影響し、高い位置にある持ち手を把持することで負担が軽減されると示唆された。

上肢に関して、図7より、Type IIおよびIIIと比較し、Type IはPMの筋活動量が大きくなった。Type Iは、箱の底面を把持するため、床面から箱を持ち上げる際に両側の肩関節を内転させ、持ち上げる必要がある。Type IIおよびIIIは、持ち手を把持するため、手指を持ち手に入れるだけで持ち上げることができ、肩関節を内転させる必要がない。よって、Type IIおよびIIIと比較し、

Type IではPMの筋活動量が大きくなっており、PMの筋活動が必要な持ち上げ方法であると考えられる。以上のことから、持ち手を把持して持ち上げることで、PMの負担を軽減できることが示唆された。

本研究の結果より、持ち上げ動作初期において、高い位置にある持ち手を把持して持ち上げることが、身体への負担を軽減すると考えられる。実際の作業現場では腰部疾患をもつ労働者が多い。今後、より詳細に条件設定を行い、持ち手の有無および高さによる身体への負担を検討していく必要がある。

## 文 献

- 1) Neumann DA: 筋骨格系のキネシオロジー. 嶋田智明, 平田総一郎 (監訳). 東京, 医歯薬出版, 2007, pp 361, pp 368.
- 2) 藤村昌彦, 奈良 勲: 持ち上げ動作における重量物の大きさと脊柱起立筋に関する筋電学的研究. 日本職業・災害医学会誌 50: 413—418, 2002.
- 3) 藤村昌彦, 奈良 勲, 河村光俊: 重量物持ち上げ動作における荷台の高さの差が四肢体幹筋の活動量に及ぼす影響. 広島大学保健学ジャーナル 2: 72—77, 2002.
- 4) 藤村昌彦, 奈良 勲: 重量物持ち上げ動作における腰痛発生機序に関する筋電図学的研究. 日本職業・災害医学会誌 52: 341—347, 2004.
- 5) Ando S, Ono Y, Shimaoka M, Hiruta S, et al: Strength and Perceived Exertion in Isometric and Dynamic Lifting with Three Different Hand Locations. Journal of Occupational Health 42: 315—320, 2000.
- 6) 腰痛防止のために: 厚生労働省 <http://www.mhlw.go.jp/new-info/kobetu/roudou/gyousei/anzan/dl/040325-5b.pdf>
- 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—108, 110.
- 8) Kankaanpaa M, Laaksonen D, Taimela S, et al: Related Articles Age, sex, and body mass index as determinants of back endurance test. Arch Phys Med Rehabil 79: 1069—1075, 1998.
- 9) Helen J, Jacqueline M: 新・徒手筋力検査法 原著第7版. 東京, 協同医書, 2003, pp 105—106, pp 194, pp 221.
- 10) 堀川博代, 小笹佳史, 大野範夫, 他: 脳卒中片麻痺患者の立ち上がり動作の分析. 理学療法学 27: 221, 2000.
- 11) 丸田和夫, 渡邊 進: 和式生活において低い位置の物品を立位で取り扱うときの脊柱起立筋および下肢筋の筋電図学的分析. 川崎医療福祉学会誌 14: 359—369, 2005.
- 12) 兵藤弘訓, 佐藤哲朗, 佐々木祐肇: いわゆる「ぎっくり腰」は椎間板性疼痛か. 日本腰痛会誌 8: 106—114, 2002.
- 13) 高橋利幸: 筋骨格系と姿勢—ヒトの姿勢とその変遷—. 理学療法科 10: 149—160, 1995.
- 14) 河端正也: 腰痛テキスト—正しい理解と予防のために—. 東京, 南江堂, 1998, pp 21.
- 15) 菊本東陽, 由利 真, 小林 巧, 他: 異なる Lifting 姿勢と生理的負担. 理学療法学 28: 292, 2001.

別刷請求先 〒737-0046 広島県呉市中通1-5-25  
マッターホルンリハビリテーション病院リハビリ  
テーション部  
大西 佑季

**Reprint request:**  
Yuki Oonishi  
Matterhornrehabilitation Hospital, 1-5-25, Nakadori, Kure-shi,  
Hiroshima, 737-0046, Japan

## Effect of Existence and Height of Object Handles on Human Body in Lifting-up Motion

Yuki Oonishi<sup>1)</sup>, Koichiro Naminohira<sup>2)</sup> and Masahiko Fujimura<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>Department of Rehabilitation, Matterhornrehabilitation Hospital

<sup>2)</sup>Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

The purpose of this study was to survey the effect of object handles on the human body through comparisons of the change of human muscle activity of low back, upper limb and lower limb and the change of human posture in individual lifting-up motions with/without the handles. In this study, fifteen healthy university students (men) were selected as the test subjects.

The induction muscles were six ones on right side of human body: lumbar paraspinal (LP), gluteal muscle (GM), biceps femoris (BF), rectus femoris (RF), vastus medial (VM) and pectoral major (PM). The mass of a heavy object was set to 10% of a subject's body weight. Three types of positions of human hands to hold a box were as follows: the bottom of box (Type I), the handles installed at both sides of box 16cm (Type II) and 0.5cm (Type III) away from its bottom, respectively. The start of lifting-up motion was defined as the time when the heavy object was released from the floor and also the completion of lifting-up motion was defined as the time when the height of acromion became same as that during static standing in human. After full-wave rectification of the obtained waveform, the electromyographic analysis was to implement the regulation based on the amount of human muscle activity at maximal isometric voluntary contraction. Interval analysis was set from the start to the completion of lifting-up motion and then, an average value in lifting-up motions of four times was calculated except the first time and the last time. Time to perform one cycle lifting-up motion was regarded as 100% and was divided into four equal phases. The first interval was specified for the 1st phase whose mean integrated value was computed.

As a result, there was a difference in the changes over time for all muscle action potentials depending on the position of human hands in lifting-up motion. The interval of approx. 25% after the start of motion showed an especially great difference. Therefore, lifting the box with the high-position handles held by human hands may be able to reduce the load on the human body because the risk of injury rises due to the great load on the lumbar region at the beginning of lifting-up motion. The existence of object handles affected the LP, BF and PM, and the height of those also influenced the GM, BF, RF and VW. From the result of the joint angle changes, it was proved that the hip joint flexion angle was greatly affected by the existence and height of handles and as well as the knee joint flexion angle.

(JJOMT, 58: 270—275, 2010)