前方および下方への上肢の等尺性押し動作における 腹筋活動の分析

*Abdominal Muscles Activities during Isometric Forward and Downward Pushing Tasks by
the Arms in the Sitting Position*

中俣 修¹⁾ 金子 誠喜²⁾

OSAMU NAKAMATA¹⁾, SEIKI KANEKO²⁾

¹⁾ Department Physical Therapy, Faculty of Health Science Technology, Bunkyo Gakuin University: 1196 Kamekubo, Hujimino-city, Saitama 356-8533, Japan. TEL +81 49-261-7927

²⁾ Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Rigakuryoho Kagaku 25(2): 291-297, 2010. Submitted Oct. 13, 2009. Accepted Nov. 24, 2009.

ABSTRACT: [Purpose] We investigated the trunk muscles, activities for stabilizing the spine against load by arm movement. [Subjects] Eight male subjects participated in this study. [Methods] Subjects performed 1) a pushing forward task (load perpendicular to the trunk) and 2) a pushing downward task (load parallel to the trunk) at different load magnitudes with isometric arm extension. Electromyography (EMG) of rectus abdominis (RA), oblique internus abdominis (OI), oblique externus abdominis (OE), lumbar multifidus (LM), and longissimus thoracis (LT) were recorded with surface electrodes. [Results] Activity of RA, OE and OI increased with load magnitude in both tasks. RA was influenced by load direction. The activity of RA in the downward pushing task was larger than in the forward pushing task. Activities of LM and LT were influenced by load magnitude, but these muscles activities were low. [Conclusion] The RA muscle is the only muscle influenced by direction of load to the trunk.

Key words: trunk muscles, load direction, line of action

要旨:〔目的〕上肢運動の基盤を与える体幹部の姿勢保持に関わる体幹筋の活動を、運動負荷の方向と体幹筋の作用線方向の関係を考慮して筋電図学的に分析することを目的とした。〔対象〕健康男性8名を対象とした。〔方法〕前方（体幹長軸に直交）および下方（体幹長軸に平行）への等尺性の上肢の押し動作を異なる運動負荷量で行わせ、その時の体幹筋の活動を表面筋電図を用いて計測した。運動負荷方向と運動負荷量の体幹筋活動量への影響を2元配置分散分析により分析した。〔結果〕腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋の筋活動は、前方および下方への運動負荷方向において運動負荷量に応じて増加した。腹直筋の筋活動には運動負荷方向の影響を認め、前方への押し動作と比較して下方への押し動作で大きかった。最長筋、多裂筋の筋活動には運動負荷量による相違を認めたが、その筋活動は小さかった。〔結語〕腹直筋の筋活動には運動負荷方向の影響を認め、作用線方向である体幹長軸方向へ作用しやすい特徴をもつと考えられた。

キーワード: 体幹筋, 運動負荷方向, 筋の作用線

¹⁾ 文京学院大学 保健医療技術学部: 埼玉県ふじみ野市亀久保1196 (〒356-8533) TEL 049-261-7927

²⁾ 首都大学東京 人間健康科学研究科

I. 緒 言

体幹には、その構えを様々に変化させる柔軟性と、外力に応じて筋出力を発揮し体幹の姿勢の平衡状態を維持する機能が要求される。安定した脊柱の状態を維持するためには、構造を静的・動的に支える骨、靱帯組織からなる脊柱、脊柱を取り巻いて動的な安定性を供給する筋、脊柱の安定性を評価し筋の収縮応答を司る神経系が、協調的に作用することが必要である¹⁾。骨、靱帯組織のみでは動的に移り変わる姿勢を保持するための十分な安定性を得ることができないため、動的な安定性を供給する体幹筋の役割が重要と考えられている。

体幹筋の活動は、姿勢はもとより運動課題により変化する。しかしながら、立位や座位のように体幹を直立にした姿勢は、姿勢保持に作用する筋活動が少なく²⁾、腹筋群と背筋群のわずかな同時収縮により維持される³⁾。一方、押す・引く・持ち上げるなどの上肢運動、歩行・走行などの移動動作における下肢運動は、姿勢の変化や運動負荷の変化に応じて体幹の構えを制御するために体幹筋の協調的な活動を必要とする。体幹筋の活動は、運動負荷の方向と筋の解剖学的な配置に大きく影響を受ける。そのため運動負荷方向と筋の配置さらには筋の作用線方向の関係を分析することは、筋運動の理解を深め対象とした筋群の機能的な役割を明確にし、臨床的には体幹筋のトレーニング方法を決定する上で重要と考えられる。

特定の運動方向への運動に対して共同的に作用する筋群であっても解剖学的な筋の配置には相違がある。そのため筋の作用線の関係から運動の主体を担う筋群は変化すると考えられるにもかかわらず、運動学的な筋の作用を中心に体幹筋の活動が分析されることが多い。そのため体幹部に加わる運動負荷方向と筋の作用線の関係を考慮した体幹筋活動の分析が求められるが、筋の作用線方向との関係から筋活動の特徴を分析した報告は少ない⁴⁾。

そこで矢状面における筋の作用線方向と運動負荷方向との関係を図1のような解剖学的モデルとして考えた。腹直筋は体幹長軸に平行するため骨盤に対して胸郭を下方に引き下げる出力成分を持つ。外腹斜筋は体幹長軸に斜行するため骨盤に対して胸郭を前方に押し出す出力成分と胸郭を下方に引き下げる出力成分に分けることができる。内腹斜筋は体幹長軸に斜行するため骨盤に対して胸郭を後方に変位させる出力成分と胸郭を下方に引き下げる出力成分に分けることができる。

図1 体幹長軸に対する運動負荷方向と筋の作用線の解剖学的モデル

そのため、1) 腹直筋では下方への運動負荷方向で筋活動が起こりやすく、前方への運動負荷方向に対して筋活動が起こりにくい。2) 腹斜筋群では下方への運動負荷方向に対して筋活動が起こりやすく、3) 前方への運動負荷方向に対しては外腹斜筋の筋活動は起こりやすく、内腹斜筋の活動は起こりにくい。また、姿勢を維持するためには腹筋群の筋活動に対して拮抗筋である背筋群の筋活動が必要と考えられるため、4) 腹筋群の拮抗筋である背筋群の筋活動は、運動負荷方向に関わらず腹筋群の筋活動に応じて増加する、と予想される。

そこで本研究では、体幹長軸に平行または直交する方向への上肢の押し動作を行わせた際の体幹筋の筋活動を表面筋電図を用いて計測し、上肢運動の基盤として体幹部の姿勢保持に関わる体幹筋の筋活動を運動負荷方向と体幹筋の作用線方向との関係を考慮して分析することを目的とした。特に、今回の運動課題で体幹部の姿勢を保持するために必要となる腹筋群の機能を中心に検討することとした。

II. 対象と方法

1. 対象

被験者は健康な大学生男性8名であった。被験者の年齢、身長、体重の平均値(標準偏差)は、20.1(1.4)歳、身長174.8(7.5)cm、体重64.5(10.5)kgであった。脊柱および上下肢に整形外科的な観血的治療の既往を有する場合、計測参加の2ヶ月以内に日常生活に困難をきたすような腰痛、下肢のしびれなどの神経症状を有する場合は被験者から除外した。本研究は、首都大学

東京研究倫理委員会の承認を得て、被験者に十分な説明を行った後、実験参加の同意を得て実施されたものである。

2. 方法

体幹筋の筋電位の計測にはマルチテレメーターシステム (WEB-5000, 日本光電社製) を用いた。体幹右側の腹直筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋, 多裂筋, 最長筋を対象とした。皮膚研磨剤により皮膚処理を行いアルコール綿にて十分にふき取った後, 直径 12 mm の円形銀-塩化銀表面筋電図電極を電極中心間距離 2 cm で貼付した。電極貼付位置は過去の報告を参考に, それぞれ腹直筋では臍部外側 1 cm で正中より 2 cm 外側⁵⁾, 外腹斜筋では第 11 肋骨の前方と対側の恥骨結節を結ぶ線上で肋骨縁下縁⁵⁾, 内腹斜筋では左右の上前腸骨棘を結ぶ線の 2 cm 下方で単径靱帯の内側⁶⁾, 多裂筋では第 1 と第 2 腰椎棘突起間と上後腸骨棘を結ぶ線上で第 5 腰椎棘突起の 2 cm 外側⁵⁾, 最長筋では第 1 腰椎棘突起の 3 cm 外側⁵⁾とした。基準電極は, 右外果に貼付した。

あらかじめ最大等尺性筋収縮 (MVC) 時の筋電図信号の計測を次のように行った。腹筋群の計測姿勢は膝立て背臥位 (膝関節 90 度屈曲位) とし, 被験者の足部を検査者が徒手的に固定した。被験者に両手を頭部後面に当てた状態を維持させた。腹直筋の計測時には左右の肩甲骨下角を離床させた体幹屈曲位を保持させ胸骨上縁に徒手抵抗を加えた。腹斜筋の計測時には一側の肘が反対側の上前腸骨棘に近づくように体幹の屈曲回旋動作 (外腹斜筋は左回旋, 内腹斜筋は右回旋) を行わせ, 肩甲骨の下角を離床させた体幹屈曲回旋位を保持させ, 肩甲骨離床側の肩関節部前方に徒手抵抗を加えた。多裂筋および最長筋の計測姿勢は腹臥位とし, 被験者の足部を検査者が徒手的に固定した。被験者に両手を頭部後面に当てた状態を維持させ, 剣状突起部を離床させた体幹伸展位を保持させ, 胸部上縁に徒手抵抗を加えた。MVC 計測時の課題保持時間は 3 秒間とし 2 回の計測を行った。

次に, 課題動作を以下のように行わせた。被験者は筋力測定器 (Primus RS BTE 社製) の測定椅子上で背もたれを使用せず足部を離床した座位姿勢となり, 両大腿遠位部はストラップにより固定された。被験者は両側の肩関節を 90° 屈曲位, 肘関節を 45° 屈曲位とし両手間の中心位置を胸骨頸切痕部の高さに合わせた筋力測定器のレバーアームを両手で保持した。

課題を, 両上肢による筋力測定器のレバーアームの等尺性の押し動作とした。上肢の押し動作により所定

の方向への体幹への運動負荷となるように, 体幹長軸に直交する運動負荷方向への押し動作課題として 1) 前方への押し動作 (以下, 前方押し動作), 体幹長軸に平行する運動負荷方向への押し動作課題として 2) 下方への押し動作 (以下, 下方押し動作) を実施した。このレバーアームに課題動作を行うことで押し動作の強さが測定された。

各課題の運動負荷量を決定するため, レバーアームを保持した安静状態での発揮張力を 0%, 最大努力での等尺性課題実施時の発揮張力を 100% とし, その間に 4 段階 (30, 45, 60, 75%Max) の相対的な運動負荷量を設定した。各運動負荷方向を選択した後, 運動負荷量をランダムに選択し, それぞれの組み合わせに対して 3 回の測定を実施した。

被験者には, 課題実施中に胸腰椎部を中間位 (肩峰が大転子のほぼ鉛直上に位置し, 胸椎および腰椎が自然に弯曲した状態) を維持するように指示した。また, 筋力測定器のモニター画面に表示される張力曲線を視覚的に確認することにより, 動作開始から約 2 秒間をかけて目標とした運動負荷量に達した後にその状態を 3 秒間保持し, 課題終了後にゆっくりと力を抜き安静状態に戻るように指示を行った。押し動作課題の運動負荷量として設定した相対的な運動負荷量 (30, 45, 60, 75%Max) に対する実際の運動負荷量の平均値 (標準偏差) は, 前方への押し動作課題では 32.7 (2.4), 48.0 (2.1), 62.4 (2.3), 77.0 (3.1) %Max, 下方押し動作課題では 32.2 (2.1), 46.3 (1.9), 60.4 (2.3), 73.9 (3.3) %Max であった。

筋電位信号を, 時定数 0.03 秒で低域遮断フィルタにより平滑化した後, A-D 変換器 (Power lab/16s, AD Instruments 社製) を介してサンプリング周波数 1000 Hz にてコンピュータに取り込んだ。筋力測定器からの張力信号は, 筋電位と同様に A-D 変換器を介してコンピュータに取り込んだ。次にデータ処理ソフト (Chart3.5, AD Instruments 社製) を用いて, 計測した筋電位信号に対して帯域周波数 20-450 Hz にてフィルタリング処理を行い, MVC 実施時の筋電位変化が比較的安定した領域, および課題実施時の発揮張力値が比較的安定した領域から任意に 1 秒間の筋電位データを抽出した。表計算ソフト Microsoft Excel を用いて, 抽出したデータを全波整流した後に積分筋電図値を算出した。課題動作時の積分筋電図値を MVC 時の積分筋電図値を用いて正規化し, 積分筋電図値 (%MVC) を算出し, 筋活動量の指標とした。運動負荷方向と運動負荷量の各組み合わせで得られた同一被験者の 3 回の測定値の平均値を分析

表1 各筋における運動負荷方向および運動負荷量による筋活動量の変化

筋名	運動負荷方向	運動負荷量						分散分析結果
		負荷なし	30%MAX	45%MAX	60%MAX	75%MAX	100%MAX	
腹直筋	前方	0.9 ± 0.4	3.0 ± 4.5	5.8 ± 6.3	8.2 ± 7.9	11.2 ± 8.8	17.4 ± 12.9	運動負荷方向×運動負荷量 ** 運動負荷方向** 運動負荷量**
	下方	0.9 ± 0.5	19.4 ± 11.6	31.6 ± 16.4	50.3 ± 22.4	62.6 ± 21.0	86.3 ± 16.7	
外腹斜筋	前方	2.3 ± 1.4	10.8 ± 11.5	16.8 ± 12.1	30.4 ± 15.4	42.3 ± 17.8	61.8 ± 28.1	運動負荷量 **
	下方	2.2 ± 1.1	9.3 ± 3.8	17.8 ± 5.9	29.6 ± 13.3	43.9 ± 19.5	76.6 ± 18.3	
内腹斜筋	前方	5.8 ± 5.2	11.5 ± 9.3	17.4 ± 12.4	30.6 ± 26.5	46.1 ± 46.0	54.3 ± 34.2	運動負荷量 **
	下方	5.3 ± 4.1	9.8 ± 4.2	17.5 ± 10.6	25.2 ± 10.1	41.7 ± 21.7	76.8 ± 35.7	
最長筋	前方	4.9 ± 5.0	4.9 ± 5.1	6.0 ± 7.1	6.7 ± 6.1	10.4 ± 10.5	10.1 ± 5.1	運動負荷量 **
	下方	4.0 ± 2.7	3.1 ± 1.6	2.6 ± 0.7	3.2 ± 0.7	4.1 ± 1.0	5.7 ± 1.8	
多裂筋	前方	5.8 ± 3.0	4.3 ± 3.1	5.4 ± 2.7	5.3 ± 2.9	6.9 ± 4.6	7.7 ± 2.5	運動負荷量 *
	下方	5.6 ± 3.4	3.2 ± 1.4	3.2 ± 0.7	4.2 ± 0.9	5.6 ± 1.6	8.6 ± 4.4	

平均値±標準偏差 (単位: %)

n=8

** p<0.01 * p<0.05

に用いた。

各筋の筋活動量に対する運動負荷方向と運動負荷量の影響を分析するため、積分筋電図値(%MVC)を従属変数とし、運動負荷方向(前方および下方の2水準)と運動負荷量(0, 30, 45, 60, 75, 100%Maxの6水準)を要因とした繰り返しのある2元配置分散分析を用いた。分散分析の結果、運動負荷方向と運動負荷量について交互作用または各要因に主効果を認めた場合には、各要因に対して下位検定を行った。運動負荷方向に主効果を認めた場合には、各運動負荷量における筋活動量の相違の分析に対応のあるt検定を用いた。運動負荷量に主効果を認めた場合にはBonferroni法による多重比較検定を実施した。有意水準は5%未満とした。

III. 結 果

前方および下方押し動作における各筋の筋活動量を表1に、運動負荷量の主効果に対する多重比較検定の結果を表2に示した。分散分析の結果、腹直筋の筋活動量には、運動負荷方向と運動負荷量の交互作用を認め(F(2, 6) = 27.1, p<0.001)、運動負荷方向、運動負荷量の両方に主効果を認めた(F(2, 6) = 45.4, p<0.001, F(2, 6) = 71.5, p<0.001)。運動負荷方向に主効果を認めたため各運動負荷量において前方押し動作と下方押し動作時の筋活動量を比較した結果、0%Max以外の運動負荷量において下方押し動作時の筋活動量が大きかった(p<0.01)。運動負荷量の主効果に対する多重比較検定

の結果、前方押し動作時の腹直筋の筋活動は安静状態である0%Maxと75, 100%Max間に相違を認め、30～75%Maxの運動負荷量では100%Maxとのみ相違を認めた。これに対し下方押し動作では運動負荷量の増加に応じた筋活動の増加を認めた。

外腹斜筋および内腹斜筋の筋活動は、前方押し動作、下方押し動作のいずれにおいても運動負荷量の増大に伴い増加した。分散分析の結果、外腹斜筋の筋活動においては、運動負荷量の主効果が有意であった(F(2, 6) = 57.5, p<0.001)。同様に、内腹斜筋の筋活動も、運動負荷量の主効果が有意であった(F(2, 6) = 20.0, p<0.001)。多重比較検定の結果、外腹斜筋の筋活動は60%Max以上の運動負荷量、内腹斜筋の筋活動は75%Max以上の運動負荷量にて、安静状態である0%Maxと相違を認めた。

最長筋および多裂筋の筋活動は運動負荷量によらず最大で9%MVC程度の小さな筋活動レベルであった。分散分析の結果、最長筋の筋活動には運動負荷方向と運動負荷量の交互作用を認めた(F(2, 6) = 4.29, p = 0.039)が、運動負荷方向には主効果を認めず(F(2, 6) = 2.3, p = 0.172)、運動負荷量の主効果が有意であった(F(2, 6) = 6.4, p = 0.007)。多裂筋の筋活動については運動負荷量に主効果を認めた(F(2, 6) = 6.2, p = 0.019)。多重比較検定の結果、最長筋の筋活動は前方押し動作では0, 30%Maxと75, 100%Max間で相違を認め、下方押し動作では30, 45, 60%Maxと100%Max間に相違を認めた。多裂筋の筋活動は前方押し動作では有意な相違を認め

表2 運動負荷量による筋活動量の多重比較検定結果のまとめ

課題	運動負荷量 (%Max)	筋名および運動負荷量(%Max)																													
		腹直筋						外腹斜筋						内腹斜筋						最長筋						多裂筋					
		0	30	45	60	75	100	0	30	45	60	75	100	0	30	45	60	75	100	0	30	45	60	75	100						
前方押し動作	0																														
	30																														
	45																														
	60							*	*																						
	75	*						*	*	*			*	*				*	*												
100	*	*	*	*	*		*	*	*	*	*		*	*	*		*	*													
下方押し動作	0																														
	30	*																													
	45	*																													
	60	*	*	*				*	*																						
	75	*	*	*				*	*	*			*	*																	
100	*	*	*	*	*		*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*						
n=8																															
*p<0.05																															

ず、下方押し動作の30、45、60%Maxと100%Maxでのみ相違を認めた。

IV. 考 察

本研究では、体幹筋の筋活動を分析するため表面筋電図を用いた。表面筋電図による計測では隣接筋の筋活動によるクロストークの影響を無視できない。外腹斜筋を対象とした計測では、深層の内腹斜筋、腹横筋の筋活動による信号の混入が考えられる。内腹斜筋は外腹斜筋と腹横筋の中間層の筋であるが、電極貼付部位とした領域では外腹斜筋の筋線維が存在しない腱膜となっている領域である⁷⁾。このため内腹斜筋を対象とした計測では、外腹斜筋の筋活動の混入の影響を最小限にできる部位とされるが、一方で腹横筋の筋活動による信号の混入が考えられる。McGillら⁸⁾は、様々な課題において表面筋電図とワイヤー筋電図の計測値の関係を分析した結果、ワイヤー筋電図計測での外腹斜筋、内腹斜筋それぞれの筋活動は、表面筋電図計測での外腹斜筋、内腹斜筋、腹直筋の筋活動の全てと相関を認めるものの、表面筋電図計測による外腹斜筋、内腹斜筋の筋活動はワイヤー筋電図計測による外腹斜筋、内腹斜筋の筋活動による信号を最も強く反映すると報告している。多裂筋を対象とした計測では、表面筋電図とワイヤー筋電図計測の計測値に相関を認めるとする報告⁹⁾や、表面筋電図とワイヤー筋電図の計測値に相関を認めるものの最長筋からの筋活動をより反映するという報告¹⁰⁾もある。以上のことから、表面筋電図による計測値は、隣接筋からのクロストークの影響を含むものの、計測筋の筋活動を反映しているものとして結果を解釈した。

腹直筋の筋活動は運動負荷量に応じて増加していた。

分散分析の結果、筋活動量には運動負荷方向および運動負荷量の影響を認めた。前方押し動作では、運動負荷量が多い場合にのみ筋活動量の増加を認めたが、その活動量は最大運動負荷においても平均値で16%MVCと小さかった。下方押し動作では、運動負荷量に応じた段階的な筋活動の変化を認め、最大運動負荷における筋活動量は平均87%MVCと前方押し動作と比較し大きかった。腹直筋の筋活動には、運動負荷方向による相違を認め、下方押し動作では運動負荷量に応じた段階的な増加を認め、前方押し動作と比較し高い筋活動を認めた。これまでも上肢による下方への押し動作方向への等尺性運動（肩関節伸展運動）では、腹直筋に高い筋活動が生じることが示されている^{5,11)}。これらのことから腹直筋が運動方向の特異性を持ち、筋の作用線に近い体幹長軸に平行する運動負荷方向で活動しやすいという特徴を持つことが再確認できた。

外腹斜筋および内腹斜筋の筋活動は運動負荷量に応じて増加していた。分散分析の結果、筋活動量には運動負荷方向の影響を認めず、運動負荷量に影響を認めた。多重比較の結果、両課題ともに外腹斜筋では60%Max以上、内腹斜筋では75%Max以上の運動負荷量において筋活動の増加を認めた。

腹斜筋の作用線方向と運動負荷方向の関係から、下方押し動作では両腹斜筋の活動が、前方押し動作では外腹斜筋の筋活動が起こりやすく、内腹斜筋の活動は起こりにくいと予測していた。しかし、両腹斜筋の活動には運動負荷方向の影響を認めなかった。上前腸骨棘の下内側の部分とした電極貼付部位は、内腹斜筋の表面筋電図計測に用いられる領域で外腹斜筋の筋線維が表層に存在しない⁷⁾。この領域の内腹斜筋線維は腸骨稜および単径靱帯から起こり内下方に走行し¹²⁾、腹直筋腱膜に停止する。この横行する内腹斜筋および腹

横筋は仙腸関節への圧迫力を加えることで骨盤を安定させる役割を持つ^{13,14)}。そのため筋の作用線方向が前額面上に投影される部位であり、かつ胸郭部に直接的な筋の付着を持たない領域であることから矢状面上の解剖学的モデルとして考えた内腹斜筋の作用を捉えるためには適さなかった可能性がある。一方、腹直筋腱に付着するこの領域の内腹斜筋は、胸郭および骨盤部の直接的な運動に作用しないが、発生した力が腹直筋腱膜を介して体幹屈曲力として伝達される¹⁵⁾。今回の課題では、体幹部の姿勢を維持するために腹筋群による体幹屈曲力が要求される。前方押し動作では、骨盤に対して胸郭を前方に変位させるような腹筋群の作用が必要となる。そのため筋の作用線方向の特徴から骨盤に対して胸郭を後方に変位させる出力成分を持つ内腹斜筋の筋活動が生じにくいと考えたが、運動負荷量の増加に応じて筋活動の増加を認めた。また、運動負荷量が増加した場合に腹直筋の活動も増加していた。Callaghan ら⁴⁾は、体幹への剪断負荷と圧迫負荷を加える課題において腰椎に斜行し剪断力を生む背筋群と腰椎に平行し圧迫力を生む背筋群が、筋の作用線の特徴のみに依存することなく伸展モーメントを発揮するように活動することを報告している。今回の結果より腹筋群の筋活動は、筋の作用線方向の影響を受けるものの、運動負荷の増加に伴い体幹屈曲力を高めるように調整されると考える。

腹筋群と背筋群の同時収縮は体幹の安定性を高めるため、腹筋群の筋活動量の増加に応じて背筋群の活動が高まると予想した。分散分析の結果、最長筋、多裂筋の筋活動には運動負荷量による影響を認めたものの、両筋ともに筋活動量は少なく、最大の運動負荷量でも9%MVC未満であった。主動作筋である腹筋群の筋活動量の変化と比較すると、拮抗筋である背筋群の活動量は小さく、安静時の姿勢保持に働く筋活動とほぼ同程度であった。McCook ら¹⁶⁾は、座位姿勢において体幹直立位を維持した状態で体幹長軸に直交するような伸展方向の外力に対して腹筋群の筋活動量は増加するものの、背筋群の筋活動量の変化が小さく、拮抗筋の筋活動が増加しないことを報告している。今回の課題においても運動負荷量の増加に伴い腹筋の筋活動が増加するものの背筋群の筋活動に大きな変化を認めなかった。この結果は、姿勢を維持するための同時収縮の活動レベルが拮抗筋間で異なることを示している。これは腹筋群の筋活動に対して安静座位を保持する程度の筋活動で姿勢が維持されるか、または拮抗筋間の筋活動の相違があっても姿勢の平衡を維持するようなメカ

ニズムが作用することを示すものであり、今後の検討が必要と考える。

筋の作用線方向と運動負荷方向の関係を考慮することは、共同的な作用を持つ筋群において、より主体的な役割を担う筋を明確にし、トレーニング方法の選択に役立てることにつながると考えられる。そこで今回、解剖学的モデルからの解釈から体幹への運動負荷方向を変化させた際の腹筋群の筋活動について分析した。その結果、腹直筋は運動負荷方向の影響を受けることが明らかになった。これは運動負荷方向を規定することにより腹直筋の筋活動量を減少させることができることを示しており、体幹筋のトレーニング方法を検討する上で重要と考えられる。

本研究では体幹長軸に直交または平行する運動負荷方向について限定して検討を行った。実際には、上肢運動を用いた体幹筋トレーニング動作、車椅子移動介助時や荷物運搬車による運搬作業など、体幹に対する上肢の押し動作出力方向が大きく変化することが多い。このため中間的な運動負荷方向についても検討し、運動負荷方向と筋の作用線との関係から体幹筋の筋活動について分析することが有益と考える。

引用文献

- 1) Panjabi MM: Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, **13**: 371-379.
- 2) Juker D, McGill S, Kropf P, et al.: Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc*, 1998, **30**: 301-310.
- 3) Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A: Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 1997, **22**: 2207-2212.
- 4) Callaghan JP, McGill SM: Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. *Spine*, 1995, **20**: 992-998.
- 5) Tarnanen SP, Ylinen JJ, Siekkinen KM, et al.: Effect of isometric upper-extremity exercises on the activation of core stabilizing muscles. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008, **89**: 513-521.
- 6) White SG, McNair PJ: Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clin Biomech*, 2002, **17**: 177-184.
- 7) Ng JK, Kippers V, Richardson CA: Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1998, **38**: 51-58.
- 8) McGill S, Juker D, Kropf P: Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech*, 1996, **29**: 1503-1507.

-
- 9) Arokoski JP, Kankaanpää M, Valta T, et al.: Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, **80**: 842-850.
 - 10) Stokes IAF, Henry SM, Single RM: Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech*, 2003, **18**: 9-13.
 - 11) Arokoski JP, Valta T, Kankaanpää M, et al.: Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, **85**: 823-832.
 - 12) Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, et al.: Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clin Biomech*, 2005, **20**: 233-241.
 - 13) Snijders CJ, Ribbers MT, de Bakker HV, et al.: EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol*, 1998, **8**: 205-214.
 - 14) Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, et al.: The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*, 2002, **27**: 399-405.
 - 15) McGill SM: A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts. *J Biomech*, 1996, **29**: 973-977.
 - 16) McCook DT, Vicenzino B, Hodges PW: Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, **19**: 754-762.