

筋電位と簡易型力センサで計測した力の関係性を 考慮した腰部筋張力推定の試み

中俣 孝昭, 齋藤 恒一, 山口 和輝, 畠中 泰彦

鈴鹿医療科学大学 保健衛生学部 理学療法学科

研究報告

筋電位と簡易型力センサで計測した力の関係性を 考慮した腰部筋張力推定の試み

中俣 孝昭, 齋藤 恒一, 山口 和輝, 畠中 泰彦

鈴鹿医療科学大学 保健衛生学部 理学療法学科

キーワード： 表面筋電位, 簡易型力センサ, 非線型近似, 持ち上げ動作, 腰部関節角度, 関節モーメント, 腰部筋張力推定

要 旨

持ち上げ作業時の腰部筋張力は、筋電位を考慮した推定が必要である。筋電位と発揮張力の線形性と非線形関係を考慮した筋張力推定を行い、双方の違いが腰部筋張力の算出に及ぼす影響を検討した。

対象は被験者1名とした。方法は腰部および腹部筋の筋力テスト時の抵抗力と表面筋電位を計測し、非線形モデルの近似式を導出した。次に三次元動作解析装置、床反力計を用いて持ち上げ動作時の腰部関節モーメントを算出し、同期計測した表面筋電位を近似モデルに代入し動作時における筋力発揮の割合を算出した。算出した双方を用いて腰部筋張力を推定計算した。また、筋電位と張力が線形となるモデルを用いた推定計算と比較した。

非線形モデルでは、それぞれの筋で異なる近似式が導出され、抵抗力と力の関係は線形モデルに比較し高い当てはまりがみられた。持ち上げ動作時の腰部筋張力の推定計算の結果より、非線形モデルでは線形モデルに対して高い張力が推定計算された。従来用いていた線形モデルでは、腰部負荷を低く見積もる可能性が示唆された。

1. 序 論

腰痛は多くの人が経験する疾患である。動作中に発生する過大な負荷による腰部の構成要素の損傷が腰痛の原因の一つとして挙げられるが、詳細なメカニズムは解明されていない。原因となる動作とくに持ち上げ動作による腰部負荷に対する予防や改善対策を講じるためにはその発生機序を詳細に解析する必要がある。その解明には、シミュレーションを用いた方法や実際の動作を計測し実験的に検討する方法が挙げられるが、我々は後者の研究を行ってきた。持ち上げ動作における腰部筋張力を三次元動作解析装置で算出し、それを腰部負荷として検討してきた。

腰部筋張力の推定算出は、関節モーメントを用いる手法¹⁾と筋電位を用いる手法に分けられる²⁾。関節モーメントを用いて算出する方法は力学的整合性が得られるが、関節の剛性を高めるために拮抗筋が主動筋と同時に活動する共収縮の場合などには対応できない問題がある。筋電位を用いた手法では、筋電位が筋の活動電位を計測したものでそれのみでは力学的に整合性が取れない問題がある。これを改善するために我々は関節モーメントと筋電位を併用して筋張力の計算を行う手法を用いてきた。この手法は、関節モーメントによる力学的な整合性を持ちつつ共収縮に対応した筋張力の推定が可能となる。

筋電位を考慮した筋張力推定では筋電位が筋張力にどの程度影響を及ぼすかを決定する条件が必要となる。この筋電位と筋張力の関係はさまざまな報告がなされている。筋張力と筋電位の関係が線形関係であるとの報告がある。その一方、筋電位と発揮張力の関係性は必ずしも線形にならず非線形関係として考慮することが正しいとする報告もある^{3,4)}。これまで我々は筋電位が発揮された力の値と比例する線形モデルを採用し筋張力推定を行ってきた。しかしながら、共収縮が必要な動作において得られた数値が低値を示し実データとの乖離が生じていることや、実計測した際の筋電位データから線形性が当てはまらない結果が生じる傾向が多かった。このことから、非線形モデルを採用した検討が必要と思われた。

本研究の目的は、筋電位と発揮張力の非線形関係を

考慮した筋張力推定を採用し、腰部負荷を算出することである。はじめに筋張力を推定する対象の筋に抵抗運動を行わせた際の筋電位と抵抗時の力を同時に計測し、結果を非線形モデルと線形モデルにあてはめて双方のモデルの比較を行い、次に双方のモデルそれぞれを用いて腰部筋張力を推定計算しモデルの違いが筋張力計算に及ぼす影響を考察した。

2. 方 法

2.1 被験者および設定

実験の趣旨及び目的を説明し、腰部疾患の既往の無い健常男性1名(年齢41 [year], 身長173.4 [cm], 体重78 [kg])を対象とした。

2.2 実験方法および測定機器

実験に先立ち体幹筋収縮時の筋力と筋電位の関係性を調査するため、腰部関節モーメントを発生する主な筋である腹直筋(RA)、内腹斜筋(IO)、外腹斜筋(EO)、脊柱起立筋(ES)(図1, 2)に表面筋電電極を貼付して、動作中の筋電位データを計測した。計測動作は体幹屈曲、体幹回旋、体幹伸展のそれぞれを徒手筋力検査法の段階5のテスト姿勢を用い計測を行った(図3)。筋電位計測には無線式筋電計テレマイオG2(EM601M, ノクラソン社)を用いサンプルレート3000 [Hz]にて計測した。各動作は筋を弛緩させた状態から10秒間かけて徐々に力を入れていき10秒経過した時点で最大収縮になるように筋収縮を行わせた。計測動作を等尺性収縮にて計測するために計測動作中は徒手にて運動に拮抗するように抵抗を加え、簡易型ハンドヘルドダイナモメータ、(徒手筋力計モービィMT100, 酒井医療)を用いて抗力を計測した。筋電位と抗力は時間的に同期させた。

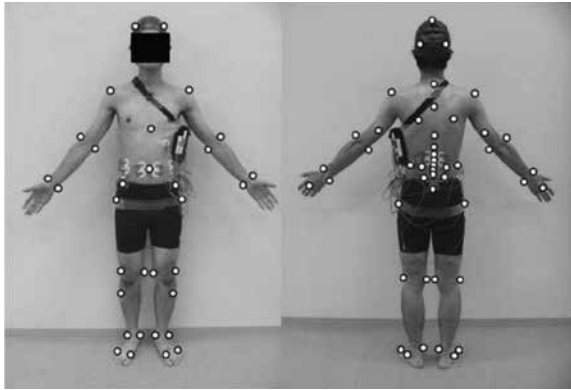


図1 電極位置とマーカ位置

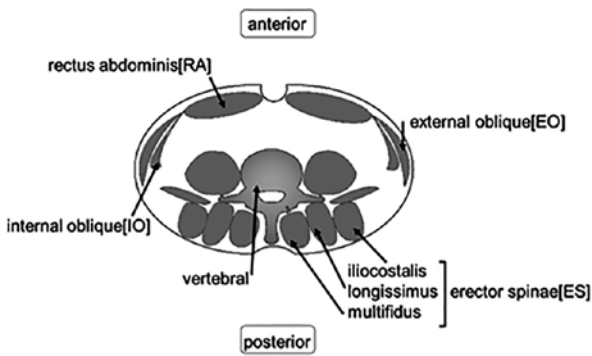


図2 腰部水平断面における筋の位置

2.4 非線形モデル，線形モデル比較方法

計測した筋電位測定値とダイナモメータによる抗力（以下抗力）の値は5 [Hz] のハイパスフィルタで処理した後、10 [msec] 毎に二乗平均平方処理（RMS：Root Mean Square）し、さらに100 [msec] 間隔で移動平均処理を行った。次に、ダイナモメータによって計測した抗力の最大値に対する測定中の抗力の割合（以下、%Force）を算出した。また、同様に筋電位データも最大振幅値に対する計測中の筋電位をその割合である最大随意収縮の割合の%Maximum Voluntarily Contraction（以下、%MVC）として算出した。これら2つのデータを用い、X軸に%MVC、Y軸に%Forceをプロットする散布図を作成し非線形モデルの近似式を算出した。

非線形モデルの近似式はシグモイド関数より式(1)に示すゴンペルト曲線を採用した。式(1)の x は、%MVC、 y は、%Force。 k 、 a 、 c は、定数で値は実験によって得られた各筋の%MVCと%Forceの値より最小二乗法を用いて求めた。

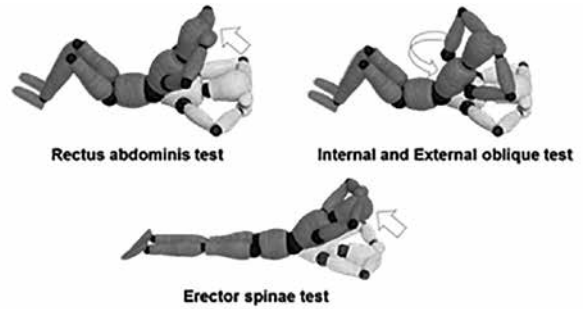


図3 筋力測定時の姿勢

上記3種類の姿勢で測定を行い、最終姿勢で段階的に強める徒手抵抗を加え姿勢を保持させ抗力を計測した。

$$y = ka^{e^{-cx}} \quad (1)$$

比較のための線形モデルを式(2)に示す。この式は%MVCと%Forceの値が常に同じ値となるように定数 a の値を1とした。式(2)の x 、 y は式(1)と同値である。

$$y = ax \quad (2)$$

式(1)、(2)は、それぞれの筋で算出し係数を求め、実験計測値との当てはまりを比較した。

2.5 重量物持ち上げ動作と腰部筋張力推定計算

重量物持ち上げ動作を計測し筋電位データの非線形モデルと線形モデルを組み込んだ際に筋張力計算に与える影響を検討した。重量物の持ち上げ動作は、床に置かれた把手を装着した20 [kg]の重り（ダンベル）をしゃがみ込んだ状態から膝を伸展位させ直立位まで持ち上げるスクワット法とし（図4）、三次元動作解析装置VICON612（VICON社）および床反力計OR-66（AMTI社）から得られたデータを付属のソフトウェアBodybuilderを用い、腰部関節角度および腰部関節モーメントを算出した。

腰部関節モーメントを算出する際に基準となる腰部関節角度は、骨盤座標を基準として下部体幹座標を（図5）に示すように定義した。まず、下部体幹座標は第5腰椎（L5）と第12胸椎（Th12）を結ぶ線とL5棘突起の左右均等な位置（3横指）に貼付したマーカにより下部

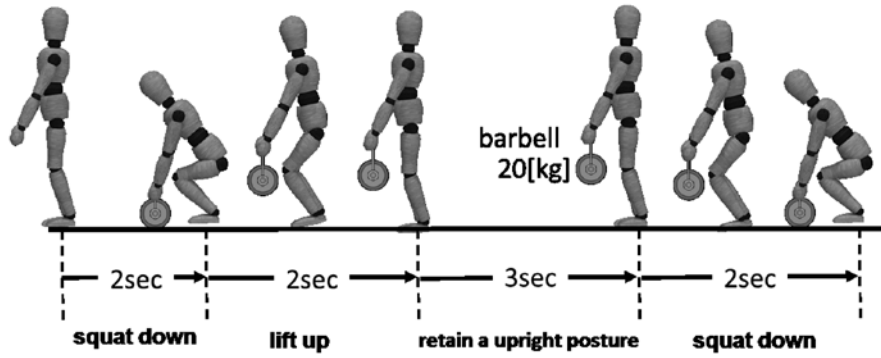


図4 持ち上げ動作設定

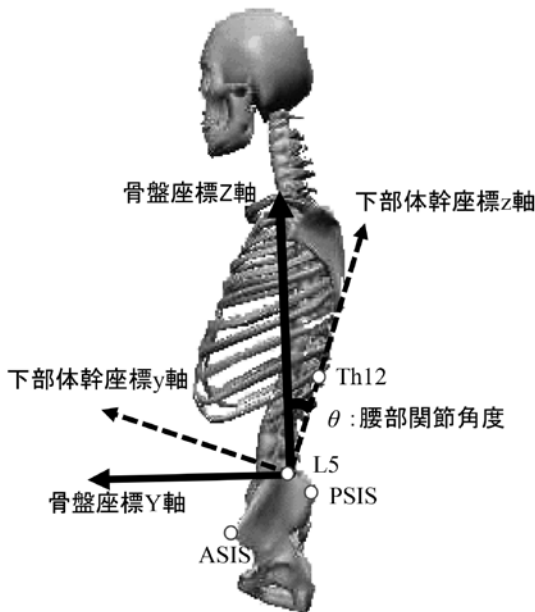


図5 腰部関節角度定義

身体に貼付したマーカの位置座標から下部体幹座標と骨盤座標を局所座標系として定義し、下部体幹座標系を骨盤座標系に座標変換し、骨盤角度と下部体幹角度のなす角 (θ) を腰部関節角度と定義した。基準となる骨盤角度は床面との傾きを持つため静止立位時角度によって補正した。Th12 (第12胸椎)、L5 (第5腰椎)、ASIS (上前腸骨棘)、PSIS (上後腸骨棘)

体幹の局所座標を定義。骨盤座標は左右の後上腸骨棘 (PSIS) と上前腸骨棘 (ASIS) により作られる面より骨盤の局所座標を定義。下部体幹座標系を骨盤座標系に座標変換し、骨盤角度と下部体幹角度のなす角 (θ) を腰部関節角度と定義した。また、骨盤角度は床面との間に傾きを持つため静止立位時角度によって補正した。

腰部関節モーメントを発生する主な筋である左右の腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋、脊柱起立筋の8筋を調査対象とした。関節モーメント M は、各筋の関節中心から筋までのレバーアーム r と筋張力 f の積の和として式 (3) のよう

表1 筋の生理断面積とモーメントアーム長

Muscle	Pyhsiological Cross Sectional Area [mm ²]	Moment arm [mm]
RA	717.825	-70
EO	837.463	-19
IO	645.954	-28
ES	2380.251	48

に表すことができる。 m は筋の個数で i は各筋を示している。

$$M = \sum_{i=1}^m r_i \cdot f_i \tag{3}$$

式 (3) は解である筋張力の数が多い不良設定問題である。そのため式 (4) の目的関数 u を最小化する最適化問題を解くことにより筋張力を算出した。それぞれの筋の生理学的断面積 $PCSA$ で各筋張力 f を除すると単位断面積当たりの筋張力となり、これは筋の応力を示している。式 (4) は筋の応力の二乗和が最小となる目的関数 u を満たすように筋張力 f を算出した¹⁾。

$$u = \sum_{i=1}^m \left(\frac{f_i}{PCSA_i} \right)^2 \tag{4}$$

式 (5) は、筋電位の要素を計算に組み込む条件式である。これは、筋電位によって得られた筋活動の割合 y と生理断面積 $PCSA$ と筋の単位面積当たりの最大張力 ST (絶対筋力) の積が動作時の最低筋張力以上になる条件とした。本実験では ST の値を $70 \text{ [N/cm}^2\text{]}$ とした⁵⁾。

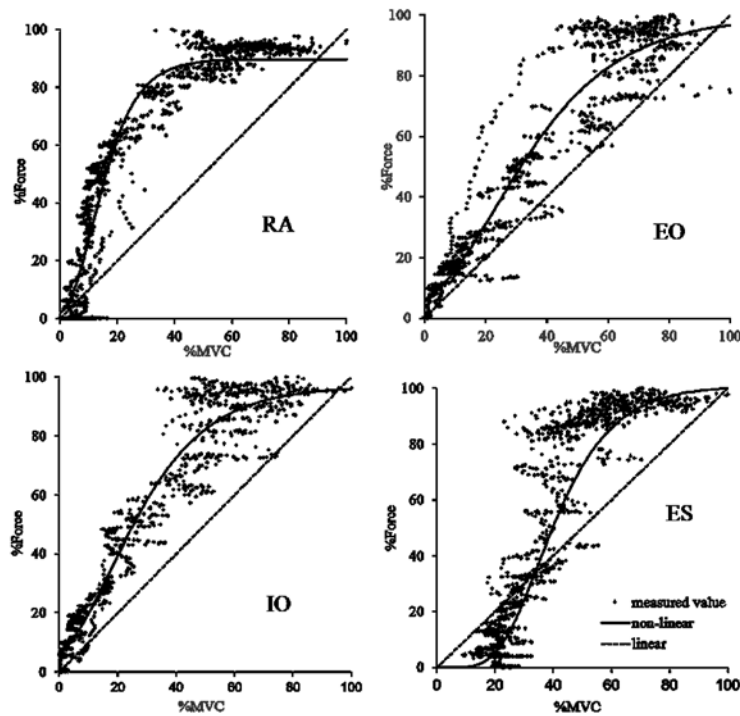


図6 各筋の筋電位と抗力の関係，線形および非線形モデルによる違い

RA: 線形モデルに対して非線形では筋電位の増加に対して急激に力も増加していた。
 EO: 線形モデルとの差は少なくバラツキが多い結果がみられた。
 IO: 線形モデルに比較して筋電位の増加に対して力の増加が見られた。
 ES: 40%までは線形モデルよりも低値となりそれ以上は大きな値となった。
 全体的に%MVCが低い値の時はバラツキは少なく%MVCが高いとバラツキが多くなる傾向が見られた。

表2 近似関数の係数と決定係数

muscle	model	k	a	c	coefficient of determination
RA	non-linea	90.34	0.02183	0.1122	0.9289
	linea		1		0.473
EO	non-linea	96.8	0.06067	0.05687	0.9529
	linea		1		0.6596
IO	non-linea	99.68	0.05479	0.04566	0.9259
	linea		1		0.7678
ES	non-linea	98.19	1.4e-08	0.009137	0.8873
	linea		1		0.5915

活動の割合 y は非線形の式 (1) と線形の式 (2) の近似関数に代入して得られた筋活動の割合 y を式 (5) にそれぞれ代入した。

$$f_{min} > y \cdot PCSA_i \cdot ST \quad (5)$$

関節からのレバーアーム長および筋の生理学的断面積は，McGill らの報告した値を用いた⁶⁾(表1)。また，上記の計算は数値計算ソフト MATLAB (MathWorks 社) を用いて算出した。

3. 結果

3.1 各筋の筋電位と経時的発揮張力の関係性

各筋の生波形のプロットと筋電位を図6に，算出した近似関数のそれぞれの係数および決定係数を表2に示す(図6, 表2)。

腹直筋(RA)は非線形の決定係数が0.9289と線形の決定係数0.473に比較して高い当てはまりがみられた。外腹斜筋(EO)，内腹斜筋(IO)は，それぞれの非線

形の決定係数が 0.9259, 0.9529 と線形の決定係数 0.7678, 0.6596 に比較し高値となり、実験結果に対して非線形モデルの強い当てはまりがみられた。脊柱起立筋 (EO) の非線形、線形式のそれぞれの決定係数は 0.8873, 0.5915 といずれの決定係数も実験結果に強い当てはまりがみられなかったが比較的非線形の結果によりやや強い当てはまりがみられた。

3.2 持ち上げ動作時の腰部筋張力適応の結果

図 7 に持ち上げ動作時における腰部関節角度と腰部関節モーメントの変化を示す (図 7)。一連の動作中に大きな関節角度の変化が 2 回見られた。1 つは重りを把持するためにかがみこんだ時期で、全体の 35% 時に腰部関節角度の変化は伸展 4 [deg] と最小となり、二つめは重りを持ち上げて直立保持している時期で、全体の 47% 時で伸展 32 [deg] と最大となった。腰部関節伸展モーメントの最大値は、床から重りが離れた瞬間の 36% 時に生じ 180 [N・m] であった。

次に、それぞれの筋における筋張力計算結果を図 8 に示す (図 8)。非線形と線形の比較では、いずれの筋も

筋張力の活動波形のパターンに変化は見られなかったが、非線形モデルでは線形に比較して高値となった。腹直筋 (RA) の張力は、重りが床から離れた瞬間の動作期間の 36% 時にピークとなり非線形モデルで 150 [N]、線形モデルで 67 [N] であった。内腹斜筋 (IO) の張力は、立位で重りを保持している時期全般で大きく生じていた。また、張力のピークは 50% 時に非線形モデルで 710 [N]、線形

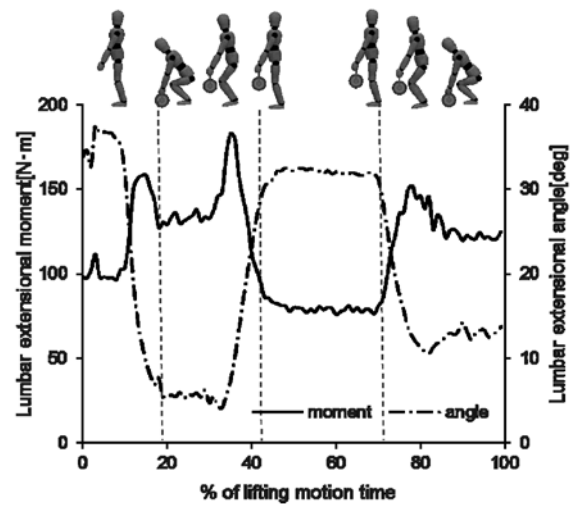


図 7 持ち上げ動作時の腰部角度と腰部伸展モーメント

腰部角度変化は保持時に伸展角度が増大し、腰部モーメントは床から重りが離れた直後に最も大きくなった。

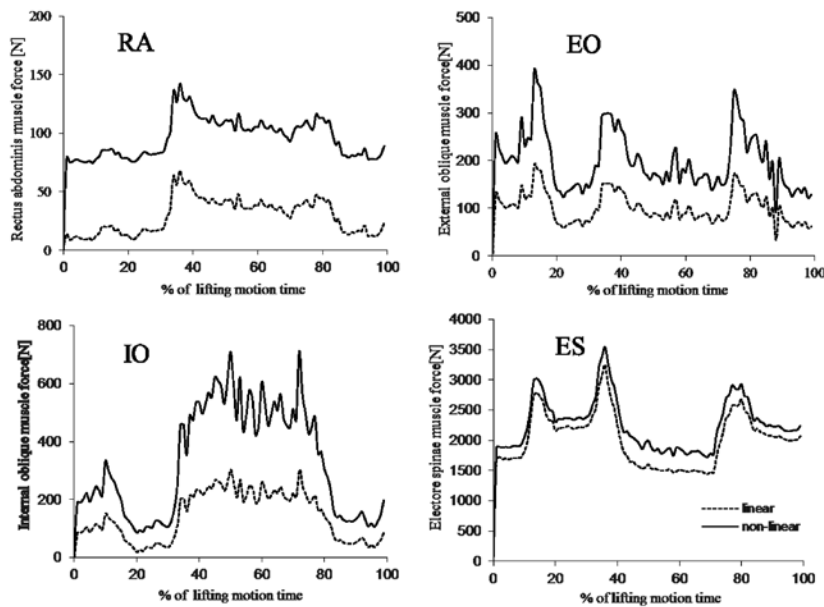


図 8 線形、非線型モデルによる筋張力の比較

非線形モデルでは線形モデルと比較すると RA,EO,IO でおよそ 2 倍の値となり、ES は 1 割程度の値となった。ES と EO は同じタイミングで活動しており、持ち上げ時の動的な活動に同期していた。また、RA と IO も同じタイミングで活動がみられ重りを持ち上げ保持している静的な活動に同期が見られた。

モデルは 303 [N] であった。外腹斜筋 (EO) の張力は重り負荷状態が変化した時に極大を持つ結果となった。かがみ込んで重りを把持した動作期間の 13% 時にピークを迎え、非線形モデルは 390 [N]、線形モデルは 192 [N] であった。腹直筋、内腹斜筋、外腹斜筋の 3 筋いずれもが非線形モデルは線形モデルに比較して約 2 倍の値となった。脊柱起立筋 (ES) の張力も外腹斜筋と同様に重りの負荷状態が変化した時期に筋張力も極大となった。ピークは、動作期間の 36% 時に生じており、非線形モデルで 3542 [N]、線形モデルで 3265 [N] であった。脊柱起立筋の非線形モデルは線形モデルに対して約 1 割程度大きな値となった。

4. 考 察

今回の結果より、線形モデルと非線形モデルの近似式から得られた値と実験計測した値を比較すると、全体的に線形モデルに対して非線形モデルが実計測の値に当てはまりのよい結果となった。とくに腹直筋にその傾向が強く、実測データでは %MVC に対する % Force の値が急激に上昇していたため、線形モデルでは実測値の半分程度の低い出力値となっていた。それに対して非線形モデルの適合は高く、おおむね筋出力と同じ値が推定可能であった。外腹斜筋、内腹斜筋は、比較的線形モデルと非線形モデルの乖離がなかったが、線形モデルでは、とくに中等度の % MVC の領域で実測値より低値となっており、所により 1.5 倍程度の出力差が生じる結果となった。非線形モデルでは、比較的高い当てはまりが見られたが、外腹斜筋では筋出力が大きくなるに従い計測値のばらつきが大きく、非線形モデルにも当てはまりの悪い結果となった。脊柱起立筋の線形モデルでは、% MVC の値が 30% 以下では実測値よりも低値となり、30% 以上では関係が逆転し最大で 1.5 倍程度の出力を生じていた。非線形モデルは、結果が実測値に対して当てはまりはやや強い程度で、他筋と比較すると低い当てはまりとなった。しかし、線形モデルとの比較では、より実測値に近い値が得られた。これらのことから、線形モデルでは実際の発揮張力より低値となる可能性が高く、筋電位と力の関係

を推察するには不十分と考えられる。また筋が変わると関係性も変わり、異なる筋間では統一したモデルを使うことができなかった。筋電位の計測より、力について論じる際には個々の筋ごとに実測値データからモデルを作成し解釈する必要性が示唆された。

次に、持ち上げ動作時の腰部筋張力による算出結果について考察する。持ち上げ動作では、すべての時間で腰部伸展モーメントが働いており、持ち上げる瞬間に最大値となった。この時の腰部伸展モーメントに対応する筋張力は脊柱起立筋で、その張力が非線形モデルで 3542 [N]、線形モデルで 3265 [N] となった。線形モデルとの比較では、非線形モデルが 300 [N] 程度大きくなった。重りを持ち上げる際の腰部筋の最大張力は、非常に大きな値が得られたが、モデルによる増加率は大きくなく、脊柱起立筋単一ではモデルを非線形にしたことによる著明な増加は見られなかった。

腹部の屈筋群は、腰部脊柱起立筋の拮抗筋として存在する一方で脊柱起立筋と共に活動し、体幹部の剛性を高める作用を持っている。関節モーメントでは拮抗筋の作用は計測できないため、筋電位による筋張力を算出した結果から観察すると、腹筋群の筋活動のタイミングに特徴が見られた。外腹斜筋の活動は拮抗筋の脊柱起立筋の活動ピークに合わせて強い筋張力が生じており、背筋に生じた強い活動に対する共収縮によって運動時に腰腹部の剛性を向上する働きに関与していると考えられた。腹直筋と内腹斜筋は、外腹斜筋にみられた動作時の脊柱起立筋の活動に応じた張力の増加はさほど認められず、静止し直立位で重りを保持しているときに大きな張力が発生していたことから、静止時の姿勢保持に体幹の剛性を高める働きに関与していると考えられた。腹部筋群の筋張力算出結果では、線形モデルに比較して非線形モデルでいずれも約 2 倍の増加がみられたことから、腹部筋群の張力はこれまでの線形モデルでは少なく見積もられていた可能性がある。非線形モデルでは体幹の剛性を保つ働きが明確に生じていた。これは腹部筋群が背筋群と同時に活動することにより、腹腔内圧が高まり前方から腰椎を安定化する作用を与えるコルセット効果を適切に表すことができたと考える。このようなコルセット効果により腰

部持ち上げ動作時における腰椎には安定化が生じる。腰部の安定化により荷重時の腰椎に生じる剪断力が減少し腰部障害の軽減に効果が期待できる。

今回、非線形モデルにゴンペルツ曲線を採用し近似関数を用いて、線形な関係より筋出力が比較的小さいところでは実測値に当てはまりがよい結果が見られたが、筋出力が大きくなると筋電位と出力の再現性が低くなり、関係性が崩れる傾向がみられた。筋電位の振幅は、筋が活動する際に動員される運動単位数の発火頻度の増加、運動単位の活動相の同期化、異なるタイプの運動単位の活動増加の三要素により成り立っている。筋出力が大きくなると、より強い活動張力を持つ運動線維のタイプが活動してくることは、サイズの原理として知られている。運動発火頻度の増加や同期化は量的な変化であり、振幅の増加と密な関係があると思われるが、異なる運動神経の活動増加は、筋電位においても質的な変化を及ぼすことが知られている。今回の結果からも高い% MVC では計測値のバラツキが大きくなっており、高強度では質的な要素を多く含む電位変化の発生が推察された。今回の持ち上げ動作の最大の筋活動は最大筋出力値の 50% 未満の活動であり、高強度の値は用いなかったため、今回の計算に用いた範囲は比較的正しい値と思われる。中等度までの% MVC は、振幅の当てはまりが比較的良好だが、高い% MVC 領域の解析の際には筋電位の振幅以外のパラメータについて検討を試みる必要があると考える。

5. 結 論

本研究では、筋電位と発揮張力の非線形関係を考慮し

た筋張力推定を採用し算出筋活動度と筋張力間の非線形性が筋張力計算に与える影響の調査を目的に実験を行った。

その結果、1. 筋により筋電位と筋張力の関係性が変化する特性が見られた。2. 筋電位と筋張力の非線形性を考慮した場合、最大筋張力は増加した。非線形性を考慮しないモデルでは腰部負荷を低く推定し、腰部障害の発生リスクを見逃す可能性が高いことが示唆された。

参考文献

- 1) Crowninshield R.D, Brand RA: A Physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech.* 14,793-801,1981.
- 2) 巖見 武裕, 平元 和彦, 宮脇 和人, 他: 筋電データを考慮した筋張力推定と身体負荷の評価. *運動療法と物理療法.* 22, 24-32, 2011.
- 3) 木村貞治: 筋力と筋電図. *運動生理.* 7, 175-187. 1992.
- 4) 木塚朝博, 増田 正, 木竜 徹, 他: バイオメカニズムライブラリー 表面筋電図. 東京電機大学出版局, 東京, 15-20. 2006.
- 5) 福永哲夫: 筋の科学事典 構造・機能・運動. 朝倉書店, 東京, 78-113,2002.
- 6) McGill SM, Santaguida L, Stevens J: Measurement of the trunk musculature from T5 to L5 using MRI scans of 15 young males corrected for muscle fibre orientation. *Clin Biomech.* 8, 171-178,1993.

**An attempt to estimate of the lumbar muscle force considering
the relationship between myoelectric potential and
the output force used by hand held dynamometer**

Takaaki NAKAMATA, Koichi SAITO,
Kazuki YAMAGUCHI, Yasuhiko HATANAKA

Faculty of Health Science,
Suzuka University of Medical Science

略 歴

中俣 孝昭 (博士 [工学]) 鈴鹿医療科学大学 保健衛生学部 理学療法学科 助教

学 歴：

平成25年 三重大学大学院工学研究科博士後期課程 修了

職 歴：

平成7年 指宿浩然会病院 リハビリテーション科

11年 吉備国際大学 保健科学部 理学療法学科 助手

15年 鈴鹿医療科学大学 保健衛生学部 理学療法学科 助手

19年 鈴鹿医療科学大学 保健衛生学部 理学療法学科 助教(現職)

主な研究活動：

ヒト動作時のバイオメカニクス

ヒトの転倒時のバイオメカニクスに関する研究

持ち上げ動作時における腰部負担の評価指標に関する研究

筋電位を用いたヒトの運動意図や運動制御の解析に関する研究