

筋骨格モデルによる推定筋張力と筋電図との関係

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/6042

筋骨格モデルによる推定筋張力と筋電図との関係

三秋 泰一 久保田雅史* 横川 正美 立野 勝彦

要 旨

本研究の目的は、フォワードランジおよびスクワットでの筋骨格モデルを用い最適化手法により算出された筋張力の信頼性を検討することであった。対象は、健常成人男性18名で平均年齢は20.6±1.4歳であった。対象筋は内側広筋 (VM)、外側広筋 (VL)、大腿直筋 (RF) とした。フォワードランジおよびスクワットを屈曲相、等尺相、伸展相にわけ、それぞれの相で推定筋張力と筋電図からの RMS 値の相関係数を求めた。また、筋活動パターンと筋張力発揮パターンを比較するために、筋電図の RMS 値を 6 Hz のローパスフィルターにかけた。さらに、RMS 波形および推定筋張力波形の運動一周期を100%として時間の正規化を行った。相関係数は、3筋すべてフォワードランジでは屈曲相、伸展相で0.59以上であった。スクワットにおいては、相関係数はすべて0.43以下であった。RFの相関係数は、両運動ともに0.28以下であった。両運動ともに推定筋張力と RMS の波形パターンは類似していた。また、推定筋張力と RMS の波形パターンは、フォワードランジの方がスクワットより類似していた。推定筋張力値は RF で非常に小さく算出された。結論として、フォワードランジおよびスクワット中の推定筋張力の発揮パターンの信頼性は認められたが筋張力値、特に RF のような二関節筋については更なる検討が必要であることが示唆された。

KEY WORDS

Musculoskeletal model, Electromyography, Muscular tension, Forward lunge, Squat

はじめに

近年のコンピュータ技術の発展によって、工学の分野では現実の事柄を単純化したモデルを作り、様々なデータを入力してシュミレーションを行なう方法が普及している¹⁾。医学の分野でも3D-CTなどの三次元画像技術が急速に発展してきており、そのデータを使用して有限要素法のようなコンピュータシュミレーションの手法を使用した骨関節の力学解析も行なわれるようになってきた²⁾。リハビリテーションの分野でも動作分析の手法として人体モデルを使ったアニメーションが利用されるようになった。アニメーションを用いることで動作をより可視的に分析できる。また、それと同時に、筋張力、関節間力、筋の消費エネルギー量など他の手法では計算できない量が推定可能となってきている。このことから、運動器疾患の病態、病因の解明、治療法の選択、新しい治療法の開発、効率的かつ安全なリハビリテーションの確立に役立つであろうと考えられてい

る^{3), 4)}。また、医療従事者の少ない過疎地に対して筋骨格モデルを用いたシュミレーションで、遠隔リハビリシステムの構想もある⁵⁾。

現在、関節モーメントを計算するための解析手法はほぼ確立したと言われている^{2), 6)}。しかし、各筋張力の推定には多くの問題が残されており、研究者間でも議論の多いところである。筋張力推定における問題点は次の二つに大別できる。1つは、筋骨格系をどのようにモデル化すればよいかという問題であり、筋張力の作用点や作用方向が問題となる。もう1つは、力のモーメントの釣り合いよりどのように筋張力を求めればよいかという問題である。運動方程式の数に対して未知数となる筋張力の方が多く、解を決定できない。そのため、筋張力の総和最小などの生理学的特長として考えられうる目的関数を設定して、最適化手法により解を求めている^{5), 7)}。しかし、この方法については運動学的条件は満たしているものの、実際に妥当であるかは疑わしい点もあ

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

* 福井大学医学部附属病院リハビリテーション部

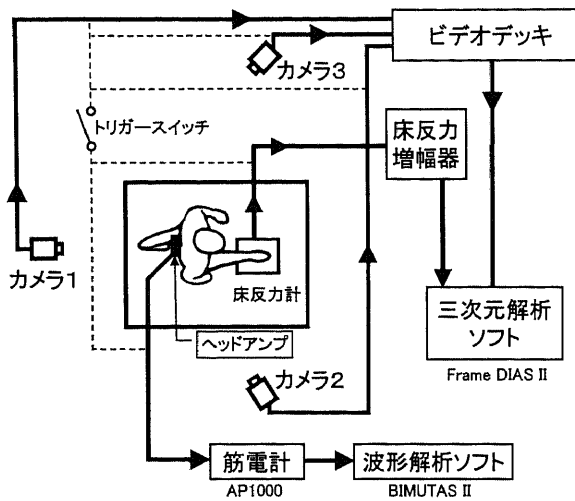


図1 実験システム図

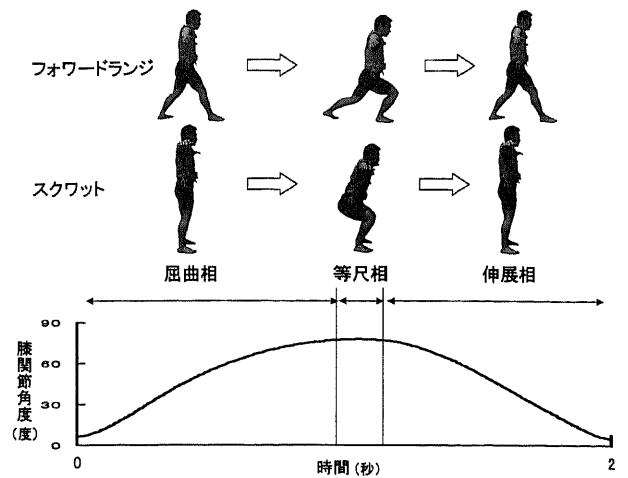


図2 運動相

ると言われている⁸⁾。

筋骨格モデルによるコンピューターシュミレーションの分野は発展途中であり、運動中の推定筋張力に関する文献は少なく、ランジ運動やスクワット運動中の推定筋張力に関する報告はほとんどみられない。

そこで、本研究では、ランジ運動、スクワット運動における筋骨格モデルより推定筋張力を算出し、さらに推定された筋張力と筋電図との関係を検討することを目的とした。

対象および方法

被検者は、あらかじめ測定手段、運動方法を十分に説明し実験に同意を得た両下肢に整形外科的疾患のない健常男子18名とした。年齢、身長、体重はそれぞれ 20.6 ± 1.4 歳、 170.9 ± 4.2 cm、 62.2 ± 5.2 kgであった。

1. 運動方法

本研究で用いた運動は、右脚を一步前に出した状態で右膝を屈伸させるフォワードランジおよび両脚を肩幅に開いた状態で膝屈伸を行なうスクワットとした。フォワードランジを行なう際、膝関節を 80° 程度屈曲するよう、また前方へ踏み出した下肢へ可能な限り荷重するよう指示した。スクワット運動では特に指示をせず両脚の屈伸を行なわせた。膝関節屈曲角度はフォワードランジと同等になるよう 80° 程度までとした。フォワードランジ、スクワットともに、運動のリズムはデジタルメトロノームを用いて25回/分で行った。各試行の前には十分練習を行なった。

2. 筋電図測定方法

フォワードランジ、スクワット中に筋電図を測定した。皮膚前処理を行ない、皮膚抵抗を $5 \text{ k}\Omega$ 以下に落とした。筋電図はAP/1000(株式会社デジテックス研究所製)を用い、筋電信号を16bitでA/D変換し記録した。サンプリング周波数は 1000 Hz とし、バンドパスフィルターは $20 \sim 500 \text{ Hz}$ とした。筋電図は右下肢の大腿直筋(RF)、内側広筋(VM)、外側広筋(VL)から双極誘導にて導出した。電極は、銀一塩化銀のディスポーザブル電極(Blue sensor)を用い、電極間距離は 2 cm とした。電極貼付部位はVM、VLについてはCowanら⁹⁾と同様の部位とし、RFについてはBasmajian¹⁰⁾の推奨する部位に貼付した。

3. 動作解析方法

動作解析は、反射マーカー(直径 1 cm)を左右の肩峰、大転子、膝蓋骨の中央の高さで前後計の後ろ $1/3$ の位置、外果、第5中足骨頭の歩行分析研究会の推奨する部位に貼り付け、運動をカメラ(PHOTORON社製FASTCAM-Net)3台を用い 125 フレーム/秒で撮影し、三次元解析ソフト(DKH社製Frames DIAS II)を用いて行なった。同時に、床反力計(キスラー社製9286AA)にてサンプリング周波数は 1000 Hz で右下肢への床反力を測定した。三次元動作データはアルモ(ジースポーツ社製)を用いて筋骨格モデル化し、各筋の推定筋張力を算出した。

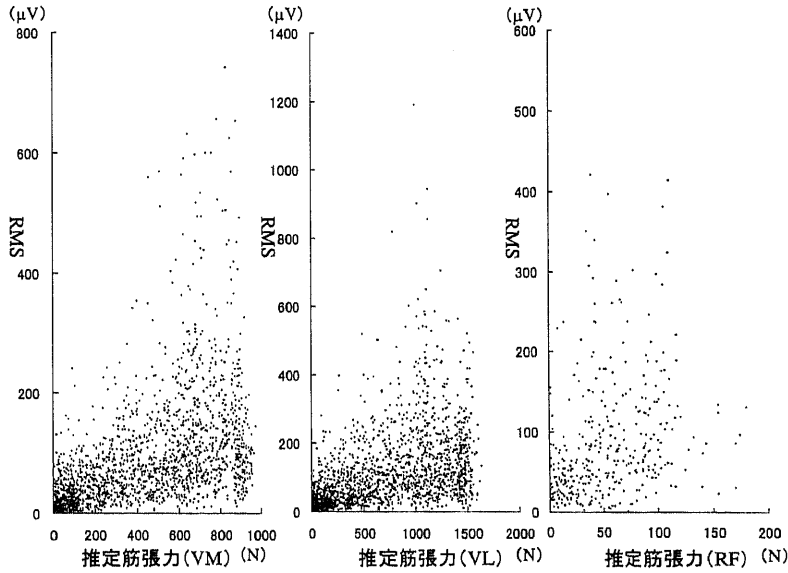


図3 推定筋張力とRMS値の散布図（フォワードランジ 屈曲相）

RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋

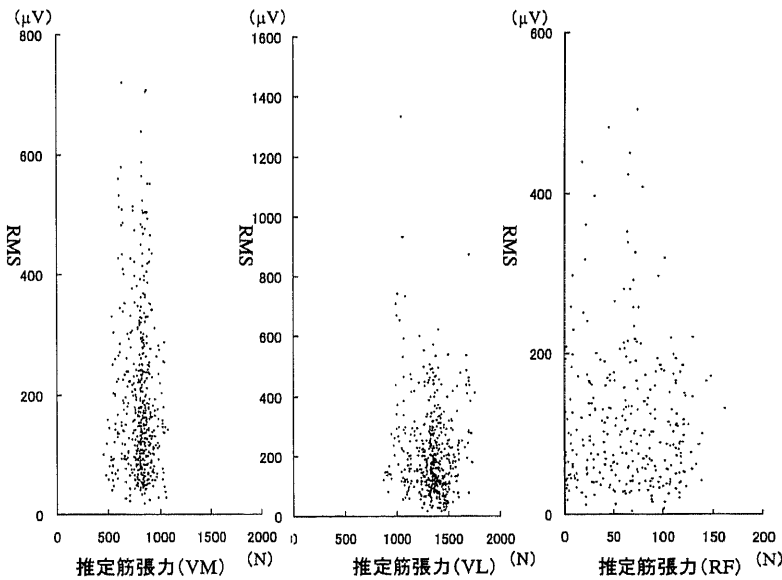


図4 推定筋張力とRMS値の散布図（フォワードランジ等尺相）

RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋

4. データ解析方法

図1は各測定機器の結線図であり、すべての機器は一つのトリガースイッチにより同期させた。フォワードランジ、スクワット中の筋電図データは、多用途生体情報解析プログラムBIMUTAS II（キッセイコムテック株式会社製）を用いて解析した。測定した8秒間中で最も床反力の垂直成分の大きな1動作を抽出し、8 msec 間隔で root mean square (RMS) 値を算出した。さらに、波形パターンを比較するた

めに得られたRMSの波形を6 Hzのローパスフィルターをかけ平滑化し、1動作終了時点を100%として、時間の正規化を行なった。

アルモから得られたフォワードランジ中の各筋の推定筋張力とRMS値との相関を検討した。このとき、フォワードランジおよびスクワットの1動作を膝関節が屈曲していく相（屈曲相）、膝関節が屈曲したまま運動が少ない相（等尺相）、膝関節が伸展していく相（伸展相）に分け（図2）、それぞれの

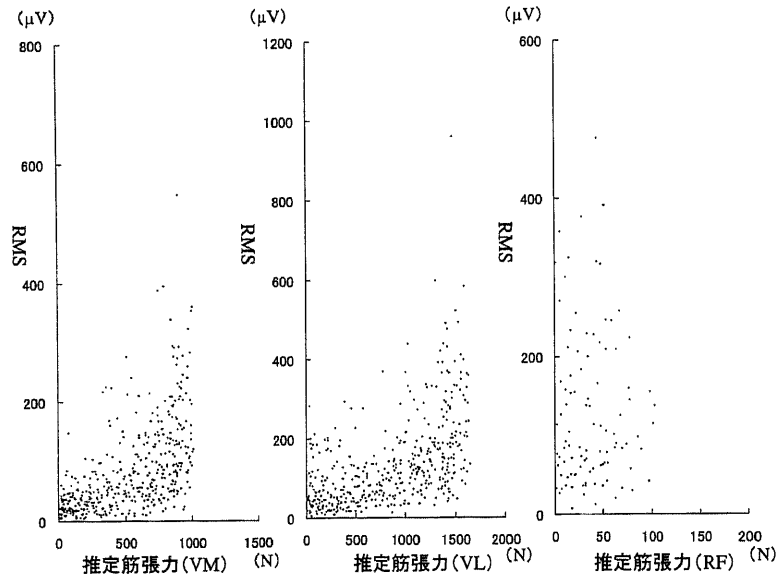


図5 推定筋張力とRMS値の散布図（フォワードランジ伸展相）
RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋

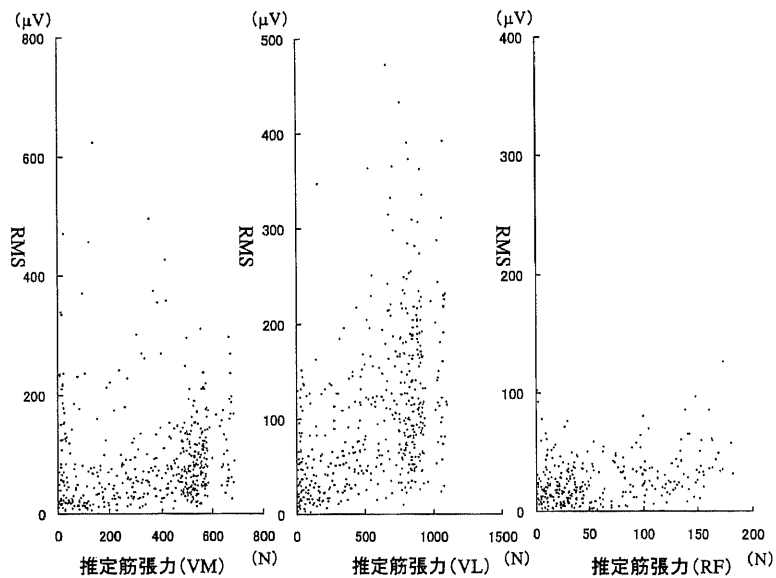


図6 推定筋張力とRMS値の散布図（スクワット 屈曲相）
RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋

相での相関を検討した。

統計処理はRMSと推定筋張力の2群間で相関（スペアマンの相関係数）を求め、さらに相関係数の有意性を検定した。有意水準は5%とした。各筋の推定緊張力の最大値を各運動間で比較し、また各筋間で比較した。比較は一元分散分析を用い、多重比較検定としてTukeyの検定を用いた。

結果

運動中の最大荷重量は、フォワードランジでは体重の $96.6 \pm 7.5\%$ 、スクワットでは $65.5 \pm 5.0\%$ であった。

1. RMS値と推定筋張力の相関関係について

フォワードランジとスクワットのRMS値と推定筋張力の散布図（図3～8）を見ると等尺相を除いてはフォワードランジの方が相関が高かった。相関係数（表1）は、フォワードランジでの屈曲相、伸展相において各筋で有意な相関を示した。スクワッ

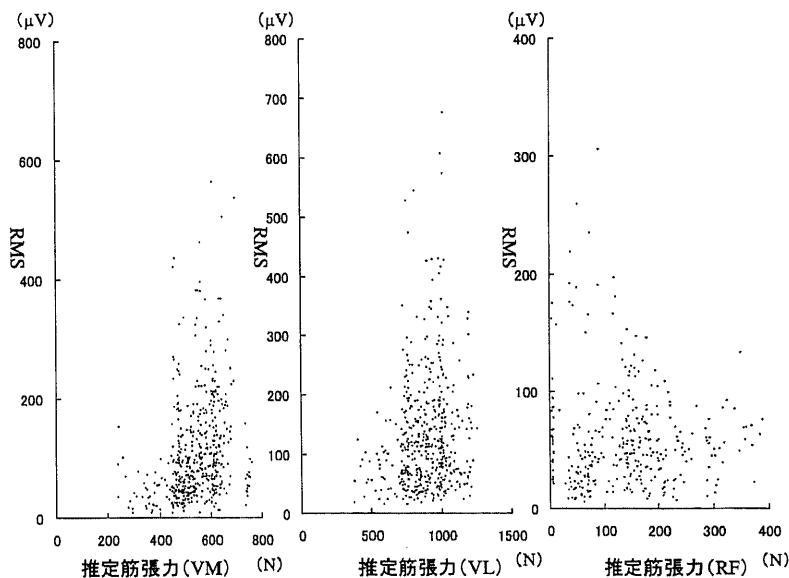


図7 推定筋張力とRMS値の散布図（スクワット等尺相）

RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋

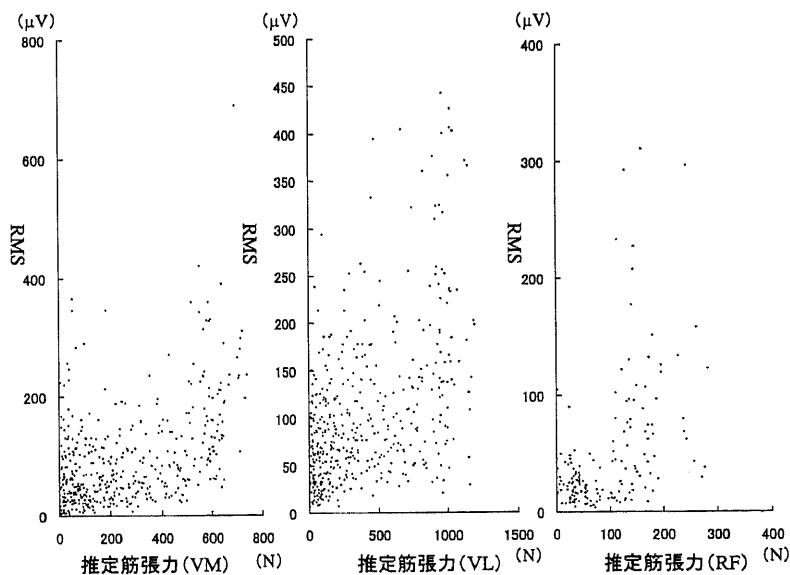


図8 推定筋張力とRMS値の散布図（スクワット伸展相）

RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋

トについては屈曲相，等尺相，伸展相ともに有意な相関を示したが，すべて0.43以下と低い値であった。また，RFでの相関係数はフォワードランジ，スクワットともに0.28以下であり，他の筋での相関係数より低い値であった。

2. RMSおよび推定筋張力の波形パターンについて

1動作中のRMSと推定筋張力の変化ではフォワードランジおよびスクワットともに類似性を示し，

(図9，10)フォワードランジの方がRMSと推定筋張力の変化パターンはより類似していた。

3. 推定筋張力について

運動中の最大推定筋張力の比較では，VM，VL，VIについてはフォワードランジ中の推定筋張力の方がスクワット中に比較して有意に大きかったが，RFについてはスクワットの方が有意に大きかった(図11)。

表1 運動相別推定筋力と筋電図 RMS 値との相関係数

	フォワードランジ			スクワット		
	VM	VL	RF	VM	VL	RF
屈曲相	0.69**	0.67**	0.23**	0.38**	0.40**	0.28**
等尺相	-0.04	-0.05	-0.02	0.35**	0.12**	0.18**
伸展相	0.67**	0.59**	0.18**	0.43**	0.30**	0.14**

RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋
 **：有意な相関あり (p<0.01)

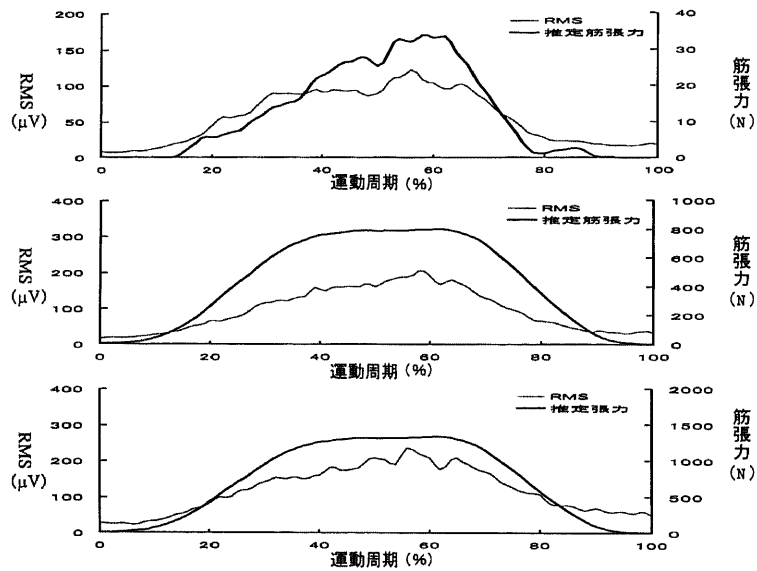


図9 フォワードランジ中の RMS 値および推定筋張力の変化
 上段：大腿直筋 中段：内側広筋 下段：外側広筋

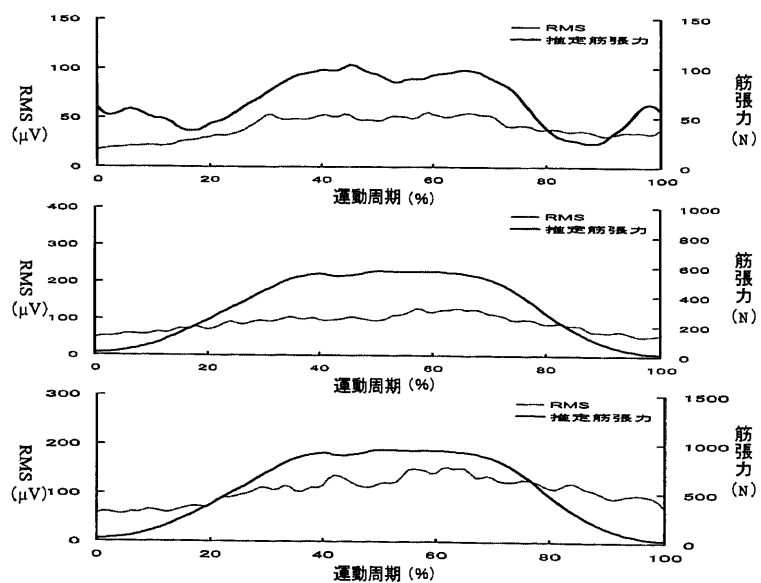


図10 スクワット中の RMS 値および推定筋張力の変化
 上段：大腿直筋 中段：内側広筋 下段：外側広筋

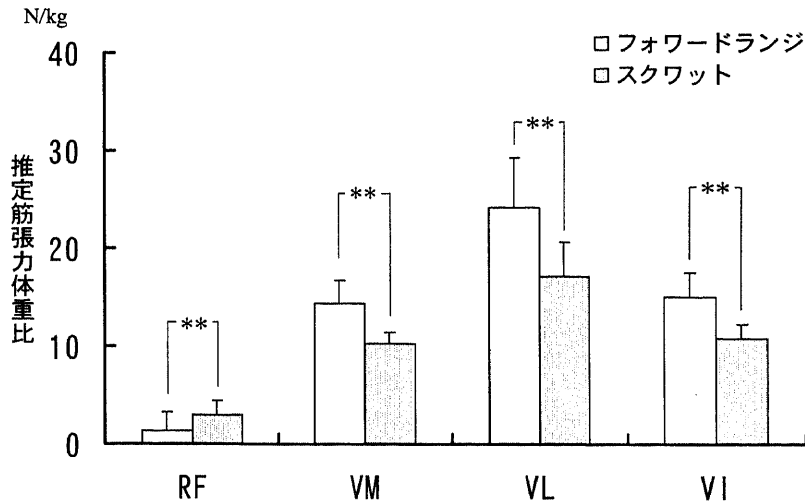


図11 推定筋張力の比較

RF：大腿直筋 VM：内側広筋 VL：外側広筋 VI：中間広筋
**：p<0.01

考 察

本研究での推定筋張力は、逆動力学、筋骨格モデル、最適化手法を使用し算出した筋張力である。逆動力学で物体の運動からその物体にどのような力が加わったかが計算できる⁷⁾。つまり、身体パラメータ(体節の質量および慣性モーメント)、動作データ、床反力からの外力から逆動力学の手法を用い関節モーメントと体節間力を算出し、筋の走行や付着位置の情報を元にして筋骨格モデルを作成し、最適化手法により算出した筋張力である。筋張力の算出においてはHillの筋肉モデル¹¹⁾を使用した。

表面筋電図の絶対値は筋活動電位の他、介在する皮膚、皮下脂肪による電極までの距離やその伝導性に大きく影響される。そのため、筋電図の振幅を用いて筋力を推定することは困難であるとHemingwayら¹²⁾は述べている。しかし、Basmajianら¹³⁾は詳細に検討すると、正規化したRMSと等尺性収縮での筋力(%MVC)を比較し、ほぼ直線的な関係になるものと曲線的な関係になるものがあると述べている。その原因として、才籐¹⁴⁾は運動単位動員と頻度調整様式の差、速筋線維と遅筋線維の分布の偏り、近傍筋からのクロストーク、協同筋と拮抗筋の相互関係、筋肉の粘弾性をあげている。また、上記の要因を考慮した上で一般的には筋電図と正規化した筋張力と相関があると述べている。

Hofら¹⁵⁾は歩行および踏み台昇降動作時の筋電図を数学的に処理し、通常リンクモデルから得られた関節モーメントと比較する試みを行なっている。

以上より、本研究では推定筋張力の信頼性の検討として筋電図を用いた。その結果、フォワードランジおよびスクワットともに単関節筋であるVMやVLの相関係数は二関節筋であるRFより高く、RFの推定筋張力が非常に低く表れていた。また、運動中のRFの推定筋張力がまったく表出しない結果となった被検者がみられたり、RFについてはRMS値ではフォワードランジが高いにもかかわらずスクワットの方が推定筋張力が高いという結果となっていることから考えると、現段階の計算方法ではVM、VLでの推定筋張力は比較的信頼性は高いがRFでは信頼性が低いと考えられた。

二関節筋であるRFの働きは膝関節伸展と股関節屈曲であり、その機能はCKC(Closed Kinetic Chain)にて複雑となる。すなわち、脚伸展動作時には膝関節伸展だけでなく、股関節伸展に力を入れるため、RFに抑制がかかる¹⁶⁾。さらに、ピッチを上げたスクワット時には、RFは屈曲相で働き、伸展相では主動筋とはならないと言われている¹⁷⁾。このようにCKCでのRFの活動は非常に複雑である。本研究の筋張力の計算は、Crowninshieldら¹⁸⁾の提案した最適化手法を用いており、これは筋張力を筋肉の生理的断面積で除した数の2乗を各筋肉で求め、その総和を最小にするという目標を使用した。この目標の意味は、各筋肉のストレスの総和が最小になることであり、言い換えれば、各筋肉がなるべく均等に力を出すようにするという意味がある⁷⁾。従って、フォワードランジのような股関節の動きが少な

く、膝関節が大きく屈伸しているような場合には、RFを働かせると、股関節伸筋群の活動も増加させる必要があり、結果的に筋張力総和が最小ではなくなる。そのため、最適化手法によるRFの筋張力の算出結果が非常に小さい値となったと考えられた。

今回、フォワードランジおよびスクワット中の推定筋張力とRMSの波形パターンは、類似しており、運動中の筋張力の発揮パターンとしては信頼性はあるものと考えられた。Escamillaら¹⁹⁾やWretenbergら²⁰⁾はスクワット中のRFの活動は二関節筋であるためVM、VLより活動が50%低かったと報告しており、また、Fujiwaraら²¹⁾は股関節と膝関節の同時伸展および屈曲ではRFの活動は抑制されると報告している。今回、筋張力の値もVMやVLに比較するとRFの値が小さかったことは本研究で用いた算出方法でも活動抑制が反映されていると思われるが、算出された値そのものは非常に低いため、筋張力の値そのものについては今後さらに検討が必要であると考えられた。

動作中の筋張力がわかれば筋力増強訓練においての具体的なゴール設定が可能となる。また、動作能力の回復を考える時、筋力回復の困難な筋がある場合、どの筋を代償させれば効果的に動作能力を回復できるかの指標とできる可能性がある。従って、筋張力推定は、理学療法において非常に有用な情報である。推定筋張力の値自体の信頼性はまだ低いが、筋電図、関節モーメントを総合的に検討することによって動作を遂行するために必要な筋張力として参考となりえるのではないかと思われた。また、筋力増強訓練としてフォワードランジを考えたとき、スクワットに比較して片脚下肢にかかる荷重量が多くなる分、筋に対する負荷はスクワットより大きいと考えられ、より高い筋力増強効果が期待できる。しかし、フォワードランジを治療手段として確立させるためには運動スピードや膝屈曲角度などのさまざまな条件の違いによる筋活動量や筋張力を明らかにする必要があると考えられた。

まとめ

フォワードランジとスクワットにおける筋骨格モデルを用いたシュミレーションを行い、推定筋張力の信頼性を筋電図RMS値との相関で検討した。算出された推定筋張力と筋電図の相関はVM、VLでは高かったが、RFでは低かった。筋張力発揮パターンとしては信頼性があると考えられた。筋張力値は二関節筋においては過小値となることが示唆された。

文 献

- 1) 江原義弘：動作分析とコンピューターシュミレーション. 総合リハ23: 241-246, 1195
- 2) 石井慎一郎：三次元動作解析と床反力計を用いた身体運動の力学的解析. PTジャーナル35: 645-647, 2001
- 3) 鈴木康雄, 他：筋骨格システムのコンピュータモデルとその臨床応用. 日本災害医学学会誌47: 667-672, 1999
- 4) 江原義弘：筋張力計算のリハビリテーション医学への応用. PTジャーナル33: 926, 1999
- 5) 寺村琢, 他：モーションキャプチャ, 筋骨格系モデルによる遠隔リハビリシステム. 情報処理振興事業協会 (IPA) 平成13年度成果報告集第二版, 2001
- 6) 志波直人, 他：関節の機能障害－関節モーメント測定について－. 総合リハ24: 909-913, 1996
- 7) 元田英一：筋骨格コンピュータモデルの理学療法への応用. 理学療法の医学的基礎6: 3-8, 2002
- 8) 六馬信之：最新の動作分析手法－リンクモデル, 関節モーメント, 筋張力など. 総合リハ23: 159-161, 1995
- 9) Cowan S.M. et al : Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subject with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil 82 : 183-189, 2001
- 10) Basmajian JV, et al : Biofeedback, Principles and Practice for clinicians. 363-377, Williams & Wilkins, Baltimore, 1983
- 11) Delp S et al : An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Trans Biomed Eng, 37 : 757-767, 1990
- 12) Hemingway M.A. et al : Electromyographic recordings of paraspinal muscles : variations related to subcutaneous tissue thickness. Biofeedback Self Regul. 20 : 39-49, 1995
- 13) Basmajian JV, et al : Muscle alive, 5th ed, pp187-200, Williams & Wilkins, Baltimore, 1985
- 14) 才藤栄一, 他：表面筋電図による筋力推定. 総合リハ24: 423-430, 1996
- 15) Hof AL, et al : Comparison between EMG to Force processing and kinetic analysis the calf muscle moment in walking and stepping. J. Biomechanics 20 : 167-178, 1987
- 16) 市橋則明, 他：脚伸展動作と膝伸展動作の運動学的分析. 理学療法24: 341-346, 1997
- 17) 大道等, 他：運動計測法 屈伸動作時の筋電図分析. 理学療法20: 267-275, 2003
- 18) Crowninshield R.D. et al : A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J. Biomech. 14 : 793-800, 1981
- 19) Escamilla, R.F. et al. : Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med. Sci. Sports Exerc., 30 : 556-569, 1998.
- 20) Wretenberg, P. : Joint moments of force and quadriceps activity during squatting exercise. Scand. J. Med. Sci. Sports, 3 : 244-250, 1993
- 21) Fujiwara, M. et al. : Electromyographic study of two-joint muscles. Am. J. Phys. Med., 54 : 234-242, 1975.

Relationship between estimated muscular tension and electromyographic recordings using the musculoskeletal model

Hiroichi Miaki, Masafumi Kubota, Masami Yokogawa, Katsuhiko Tachino

ABSTRACT

The purpose of this study was to examine the validity of muscular tension of the vasti medialis (VM) and lateralis (VL) and rectus femoris (RF) as measured by electromyography using the musculoskeletal model and optimization method during forward lunge and squat. Seventeen healthy men were enrolled in this study with a mean age of 20.3 ± 1.2 years. The action of the forward lunge and squat was divided into three phases, namely, flexion, static and extension. A correlation coefficient was calculated between the estimated value for the muscular tension and the root mean square (RMS) value for the electromyographic recordings in each phase. Electromyographic RMS was digitally low-pass filtered at 6Hz for comparison of the patterns of the muscular activity with the output patterns of the muscular tension. Furthermore, these two waveforms (electromyographic RMS and muscular tension) were normalized with the time required for the forward lunge or squat being deemed as 100 percent. The correlation coefficient for VM and VL exceeded 0.59 during the flexion and extension phases of the forward lunge. The correlation coefficient for squat fell below 0.43 for VM and VL during all three phases, and for RF, it fell below 0.28 during forward lunge and squat. The waveform patterns for both the estimated muscular tension and RMS were similar for both forward lunge and squat. However, the similarity of the two-waveform pattern (estimated muscular tension and RMS) for the forward lunge was more marked compared to that for the squat. The value of the estimated muscular tension for RF for both exercises was found to be very small. In conclusion, the output pattern for the estimated muscular tension was validated, although further study is required to examine the value of muscular tension, in particular, of a two-joint muscle such as RF.