

11. 剛体リンクモデルを用いて 推定された筋張力と筋電図との検討

都志 翔太（医学部保健学科 理学療法学専攻 4年）

指導教員

立野 勝彦（医学系研究科保健学専攻 教授）

1. 背景

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ミュ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ミュ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、新しい治療方法の開発、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)}。しかし筋骨格モデルによるコンピューターシミュ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、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、筋骨格モデルよりランジ運動中の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。

2. 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

運動は、右下肢を一步前に踏み出した姿勢で、踏み出した下肢の膝関節を屈曲させながら荷重していくランジ運動を用いた（図1）。運動のリズムは、デジタルメトロノームを用い、25回/分に規定した。

(2) 筋電図測定方法

フォワードランジ中の筋電図は、皮膚前処理を行ない皮膚抵抗を $5k\Omega$ 以下に落とした後、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。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1000Hzとし、バンドパスフィルターは20～500Hzとした。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2cmとした。電極貼付部位はVM、VLについてはCowanら⁵⁾と同様の部位とし、RFについてはBasmajian⁶⁾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（直径1cm）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PH-4545）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1000Hz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（ジースポート社製）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。

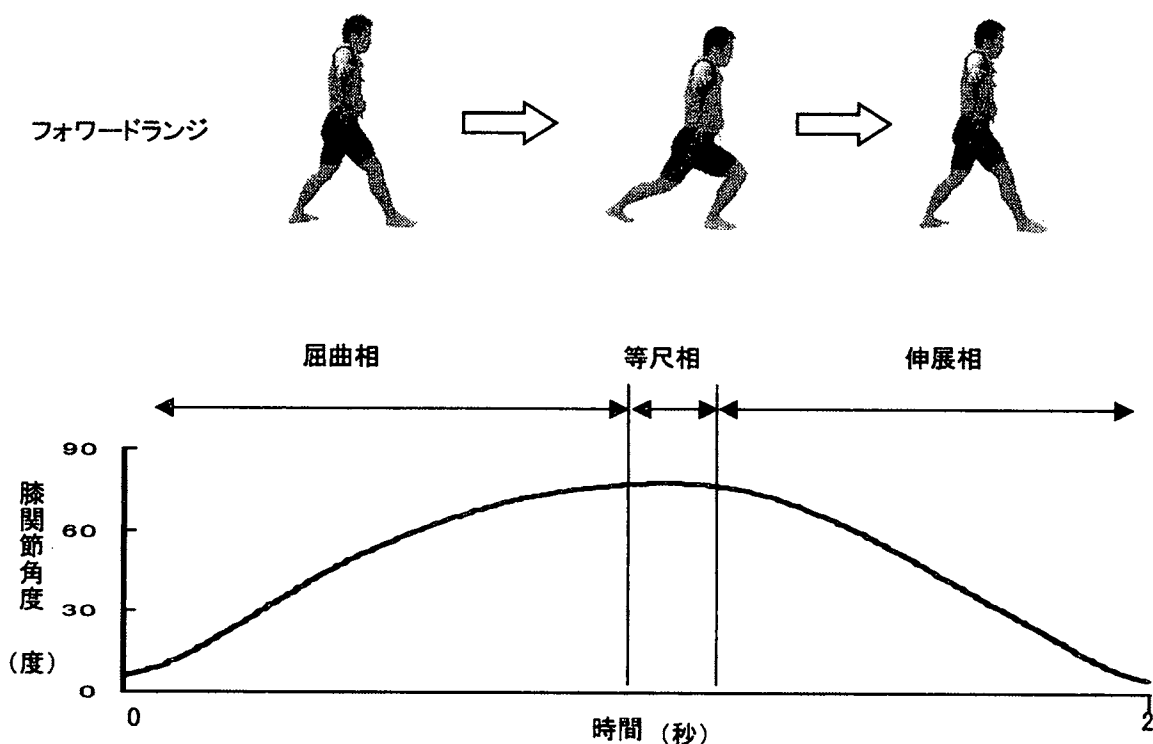


図1 フォワードランジの運動相

(4) データ解析方法

すべての測定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、8msec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6Hzのローパスフィルターを掛け平滑化し、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、フォワードランジの一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1）、それぞれの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（スピアマンの相関係数）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。

3. 結果

フォワードランジ中の最大荷重量は、体重の96.6 ± 7.5%であった。

(1) RMS値と推定筋張力の相関関係について

フォワードランジ中のRMS値と推定筋張力の相関係数（表1）は、VM、VLについては屈曲相ではそれぞれ0.69、0.67であり、伸展相においてはそれぞれ0.67、0.59であり、比較的高い相関係数を示した。屈曲相、伸展相ともにVM、VLについてはRMS値と推定筋張力との間には有意な相関（ $p < 0.01$ ）を示し、中等度の相関であった。RFについても有意な相関を示したが、相関係数は屈曲相0.23、伸展相0.18であり、相関は低かった。

(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類似性を示していた（図2）。

表1 運動相別推定筋力と筋電図RMS値との相関係数

	VM	VL	RF
屈曲相	0.69**	0.67**	0.23**
等尺相	-0.04	-0.05	-0.02
伸展相	0.67**	0.59**	0.18**

RF: 大腿直筋 VM: 内側広筋 VL: 外側広筋

** : 有意な相関あり ($p < 0.01$)

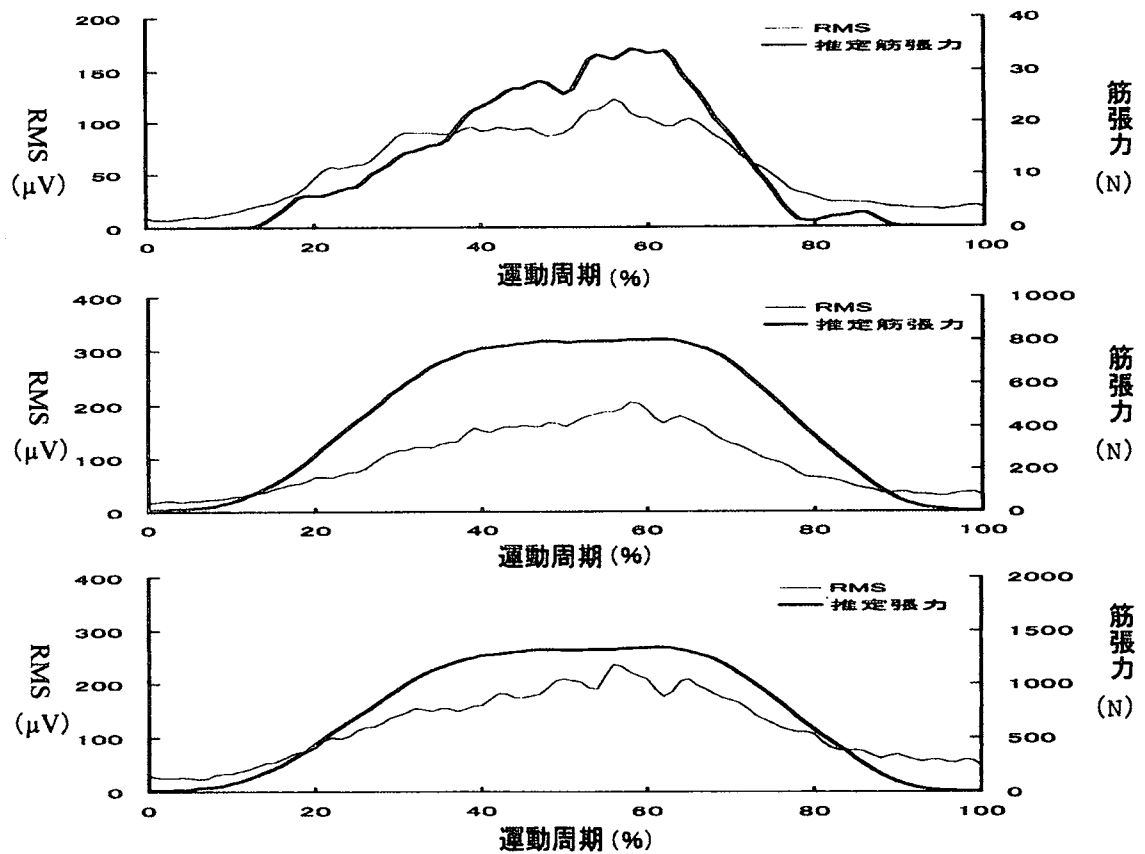


図2 フォワードランジ中のRMS値および推定筋張力の変化

上段:大腿直筋 中段:内側広筋 下段:外側広筋

4. 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⁸⁾を使用した。

表面筋電図の絶対値は筋活動電位その他、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⁹⁾は述べている。しかし、Basmajianら¹⁰⁾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、才藤¹¹⁾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¹²⁾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、通常のリンクモデ

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、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したことから考えると、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¹³⁾。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¹⁴⁾。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¹⁵⁾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¹⁶⁾やWretenbergら¹⁷⁾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¹⁸⁾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と比較すると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ける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ですが、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。

5. 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ミュレーションを行い、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。

参考文献

- 1) 江原義弘: 動作分析とコンピューターシミュレーション. 総合リハ 23: 241-246, 1995
- 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) 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
- 6) Basmajian JV, et al: Biofeedback, Principles and Practice for clinicians. 363-377, Williams&Wilkins, Baltimore, 1983
- 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) Delp S et al : An interactive graphics-based model of the lower extremity to study or thopeadic surgical procedures. IEEE Trans Biomed Eng, 37: 757-767, 1990
- 9) Hemingway M.A. et al: Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. Biofeedback Self Regul. 20: 39-49, 1995
- 10) Basmajian JV, et al: Muscle alive, 5th ed, pp187-200, Williams&Wilkins, Baltimore, 1985
- 11) 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
- 12) 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
- 13) 市橋則明, 他: 脚伸展動作と膝伸展動作の運動学的分析. 理学療法学 24: 341-346, 1997
- 14) 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
- 15) Crowninshiled R.D. et al: A physiologically based criterion of muscle force

- prediction in locomotion. *J. Biomech.* 14: 793-800, 1981
- 16) 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.
- 17) Wretenberg, P.: Joint moments of force and quadriceps activity during squatting exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 3: 244-250, 1993
- 18) Fujiwara, M. et al.: Electromyographic study of two-joint muscles. *Am. J. Phys. Med.*, 54: 234-242, 1975.