

下肢の運動と表面筋電図から

動作時の下肢関節モーメントを推定する方法の検討

甲斐彩奈・沼田未来・松村 海

さまざまな分野で「筋力」という言葉は日常的に使用され、理学療法においても多様な疾患の評価や治療戦略として重要視されることが多い。動作中に発揮される筋力は「関節モーメント」として考える必要があるが、測定には三次元動作解析装置や床反力計といった大掛かりな設備を必要とする。そのため、臨床現場ではほとんど使用されていない。そこで、我々は表面筋電図と下肢の動きに着目し、基準動作の筋活動と重力に対する肢節の角度を用いて、起立や歩行時における「関節モーメント」の推定方法を検討した。基準動作をハーフスクワットのみとしたときと、ハーフスクワットに片脚立位での膝関節屈伸動作を加えたときの 2 種類で検証した結果、後者の方で実測の関節モーメントとの間に相関が強く見られた。今後、推定精度を高めるためには、基準動作や解析方法にさらなる工夫や改良が必要と考える。

はじめに

リハビリテーション分野や介護予防、スポーツや健康管理においても、「筋力」という言葉は日常的に使用されている。理学療法の臨床現場では、徒手筋力検査やハンドヘルドダイナモメーターを利用して「筋力」が評価されており、多様な疾患において評価や治療戦略に「筋力」を重要視することが多い。この時使用される「筋力」は、一定姿勢における静的な単関節運動で発揮される筋張力によって関節を回転運動させようとする力、即ち「関節モーメント」として考えていく必要がある¹⁾。また、関節運動には複数の筋が同時に関与しており、「関節モーメント」は運動に関係する全ての筋張力の合力として表される。そもそも、理学療法の目的は日常生活における動作が滞りなく実施できることであり、動作中に必要とされる「関節モーメント」や実際に対象者が発揮できている「関節モーメント」は治療において重

要な情報となる。しかし、実際の臨床ではこれらが考慮されることは少なく、その理由は動作時の「関節モーメント」を測定するためには三次元動作解析装置や床反力計といった大掛かりな設備を必要とするためである^{2,3)}。

そこで我々は、比較的簡便に利用できる表面筋電図と下肢の動きに着目した。鈴木らによると、筋電図は筋活動量の測定に用いることのできる機器で、等尺性収縮時においては筋張力と筋電図の間に比例関係があるといわれている⁴⁾。Cordon らは筋の長さは、筋の収縮過程で作られる張力と、筋繊維を囲んでいる結合組織によって生み出される張力の双方に影響を与えている⁵⁾。また、Hill らは筋の収縮速度も筋張力に影響を及ぼすとしている⁶⁾。Baildon らによると筋電図のデータを取るにあたり、筋の長さや短縮速度による補正を用いる際に、筋の長さの代わりに関節の角度データを、筋の短縮速度の代わりに角速度が用いられる⁷⁾。

動作時に必要な「関節モーメント」を筋電図データと関節の角度や速度を用いて推定する先行研究はいくつも存在する^{8,9)}。さらに、歩行時において筋電図情報を取り入れた最適化手法により推定した個別の筋張力は、実測値との妥当性があり、筋電図情報を取り込んでいない別の下肢筋についてもこの最適化手法により筋張力が推定できると一定の成果が報告されている¹⁰⁾。しかし、定めた基準動作から他の動作時の「関節モーメント」を推定する方法や、重力を考慮した推定方法の検討を行っている先行研究はほとんど見られない。

そこで、本研究では基準となる下肢運動時の屈筋群と伸筋群の筋活動と重力に対する大腿・下腿・足部(以下、肢節と標記)の角度を用いて、起立や歩行時における「関節モーメント」を推定する方法を検討することを目的とした。

目的

基準動作における表面筋電図の値と重力に対する肢節の角度を用いて、動作時の関節モーメントを推定する方法を検討すること。

準備・方法

1) 対象者

男性 5 名, 女性 5 名の若年健常成人 10 名(年齢 21.3 ± 1.7 歳, 身長 168.7 ± 12.3 cm, 体重 63.3 ± 17.2 kg)。

被験者には事前に口頭および書面で十分に説明し、研究の主旨を理解してもらい、研究参加に同意を得ている。

2) データの収集方法・手順

(測定機器)

・アニメ社製三次元動作解析装置および床反力計(サンプリング周波数 100Hz):

三次元動作解析装置は、赤外線カメラで被験者に取り付けられた反射マーカの空間的位置を読み取り、これにより動作時の関節運動を記録、計測する。床反力計と組み合わせることで、動作時の関節モーメントの実測が可能。本研究では身体を体幹・大腿・下腿・足部の計 7 つの部位に分け、それらを一つの剛体リンクモデルとして考えることにした。

・ロジカルプロダクト社製ワイヤレス EMG ロガー(サンプリング周波数 1kHz):

筋力の活動量波形を記録する。

(準備)

・被験者は短パン(ハーフパンツ)を着用し、素足とする。

・被験者の両側第五中足骨頭・外果・膝関節裂隙・大転子・上前腸骨棘に三次元動作解析装置の反射マーカを取り付ける。

・測定脚は右足とする。

・表面筋電図のディスプレイ電極を以下の場所に 2 枚ずつ貼付する。その際、皮膚抵抗を下げるためスキンプュアを用い事前処理を行う。

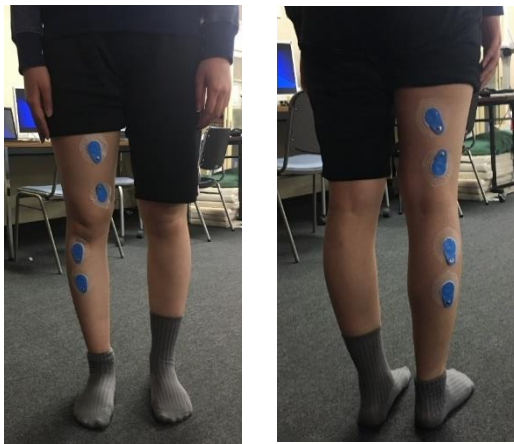
○下腿前面(前脛骨筋:腓骨頭～外果の中心部とその 5cm 上方)

○下腿後面(下腿三頭筋:膝窩～踵骨上縁の中心部とその 5cm 上方)

○大腿前面(大腿四頭筋:大腿中央部で膝蓋骨直上から近位 10cm の部分とその 5cm 上方)

○大腿後面(ハムストリングス:大腿中央部で膝窩から近位 10cm の部分とその 5cm 上方)

・コードはまとめて固定し、EMG ロガーは左側のズボンのポケットに入れる。



前面 後面
図 1 筋電図電極の貼付位置

〈測定動作〉

Rao らはハーフスクワットにおける主動筋と拮抗筋の筋活動から膝関節モーメントを推定している¹¹⁾。また、歩行時に膝関節は遊脚相に入ると屈曲し、遊脚相の後半には伸展が見られる¹²⁾。そのため、本研究ではハーフスクワットと片脚立位での膝関節屈伸動作を基準動作とし、これらにおける筋活動と重力に対する肢節の角度から、起立や歩行時における「関節モーメント」を推定する方法を検討することにした。なお、基準動作の推定の精度を比較するため、同様の推定をハーフスクワットのみからも行うことにした。

○推定式作成の基準動作

- ① ハーフスクワット
- ② 片脚立位での非支持側膝関節の屈伸

○作成した推定式の検証動作

- ③ 椅子からの立ち上がり
- ④ 歩行



膝屈曲動作 膝伸展動作
図 2 片脚立位での膝屈伸動作

※①②③は上肢を胸の前で組み、①②は床反力計の上で実施し、③は股関節、膝関節 90° の状態で着席し、足部のみが床反力計に乗った状態から計測を開始する。④は床反力計の 2~3m 手前から計測を開始し、床反力計を横断するまでを計測する。

※全ての動作は快適速度、努力速度、低速の 3 つの速度で 3 度ずつ実施する。

※疲労の影響を考慮するため、一定間隔を置いて次の動作を実施する。

※全ての動作において、三次元動作解析装置と床反力計を使用して実測の関節モーメントを求める手法(以下、計測 A)と筋電図と角度変化を用いた新しい手法(以下、計測 B)とを 8ch データロガーを用いて同時計測を行う。

3) データの統計解析方法・手順

EMG ロガー、8ch データロガーは 1kHz だが、三次元動作解析装置は 100Hz のため、サンプリングが異なる。そのため、8ch データロガーでトリガーポイントを同定し、計測 A と計測 B のスタートを合わせる。加えて、三次元動作解析装置と同期するように、積分法を用いて EMG のデータのダウンサンプリングを行い、移動平均したデータを使用する。なお、起立に関しては臀部が座面

から離床し、下肢で全体重を支えているところのみを切り取り、歩行では、床反力計に乗っている間の部分のデータを切り取り使用する。

計測 B では重力を加味するため、重力に対する肢節の角度とその角加速度を使用する。これらは重力方向を基本軸とし、基本軸に対する肢節の角度として計測 A から求めることができ、基本軸より後方への移動を正、前方への移動を負の角度として定義される。

計測 A より求めた実測の関節モーメントを目的変数、計測 B より求めた筋電図データおよび重力に対する角度とその角加速度を説明変数として、ステップワイズ重回帰分析で 1 人ずつ膝関節モーメントと足関節モーメントを求める推定式を作成する。このとき、推定式は、①の動作のみから作成したもの(以下推定式 I)と、①、②の動作を合わせた基準動作から作成したもの(以下推定式 II)の 2 種類の推定式を用いる。なお、推定式作成に使用する係数は有意水準 0.05 未満を満たしている値のみとする。次に、③④それぞれで作成した推定式の妥当性を検証する。作成した

推定式に③④の計測 B より求めた値を代入して得られた値と計測 A より求めた③④における実測の関節モーメントとの相関を検討する。検証は推定式 I と推定式 II の両方で行う。

なお、本研究は長崎大学大学院医歯薬学総合研究科倫理委員会の承認を得ている。(承認番号 17041355)

結果

表 1 には、各個人、および全員分をまとめたデータの相関係数を示し、さらに全員分の散布図を図 3 に示した。一般に、相関係数は $\pm 0.9 \sim \pm 1.0$ はほぼ完全な相関、 $\pm 0.7 \sim \pm 0.9$ は強い相関、 $\pm 0.4 \sim \pm 0.7$ は中等度の相関、 $\pm 0.2 \sim \pm 0.4$ は弱い相関、 $0.0 \sim \pm 0.2$ はほとんど相関がないとされている。ハーフスクワットのみからの推定と、片脚立位の動作を含めた基準動作からの推定における相関の強弱を比較すると、起立の膝関節モーメントでは、基準動作からの推定の方が相関係数は小さくなったものが多いが、すべてのデータ

表 1 実測値と推定値の相関係数

A 起立時関節モーメント

ID	性別	ハーフスクワット		基準動作	
		膝関節	足関節	膝関節	足関節
		相関係数		相関係数	
全員		0.03	0.31	0.64	0.75
A	女	-0.32	-0.72	0.60	0.79
B	女	0.47	0.87	0.59	0.70
C	男	-0.45	0.62	0.75	0.82
D	男	0.16	0.79	0.78	0.76
E	女	-0.61	0.89	0.78	0.92
F	女	0.10	0.86	0.70	0.78
G	男	0.71	0.10	0.67	0.72
H	男	-0.29	0.79	0.59	0.72
I	男	0.74	0.89	0.73	0.88
J	女	-0.10	0.75	0.52	0.66

B 歩行時関節モーメント

ID	性別	ハーフスクワット		基準動作	
		膝関節	足関節	膝関節	足関節
		相関係数		相関係数	
全員		0.74	-0.01	0.83	0.37
A	女	0.66	-0.72	0.95	0.68
B	女	0.97	0.84	0.88	0.74
C	男	0.96	0.27	0.74	0.18
D	男	0.92	0.10	0.83	-0.09
E	女	0.59	-0.13	0.92	0.39
F	女	0.95	0.31	0.93	0.19
G	男	0.00	0.77	0.95	0.64
H	男	0.95	0.74	0.89	0.69
I	男	0.94	0.83	0.90	0.79
J	女	0.93	0.60	0.91	0.59

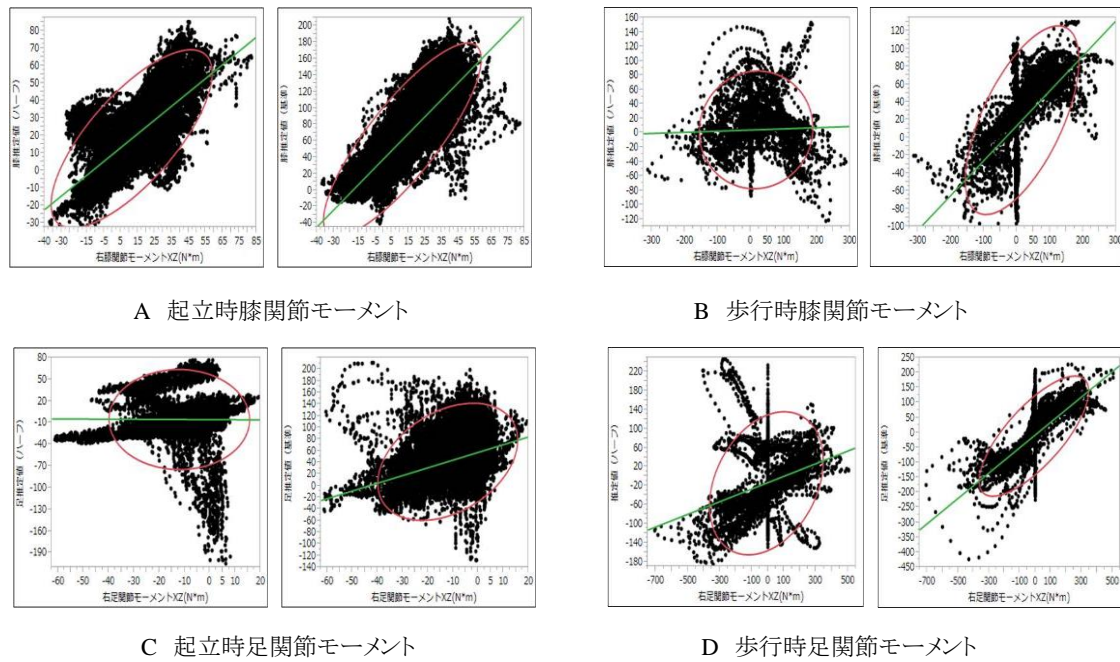


図3 実測値と推定値の散布図

各図において、左はハーフスクワットからの推定、右は基準動作からの推定

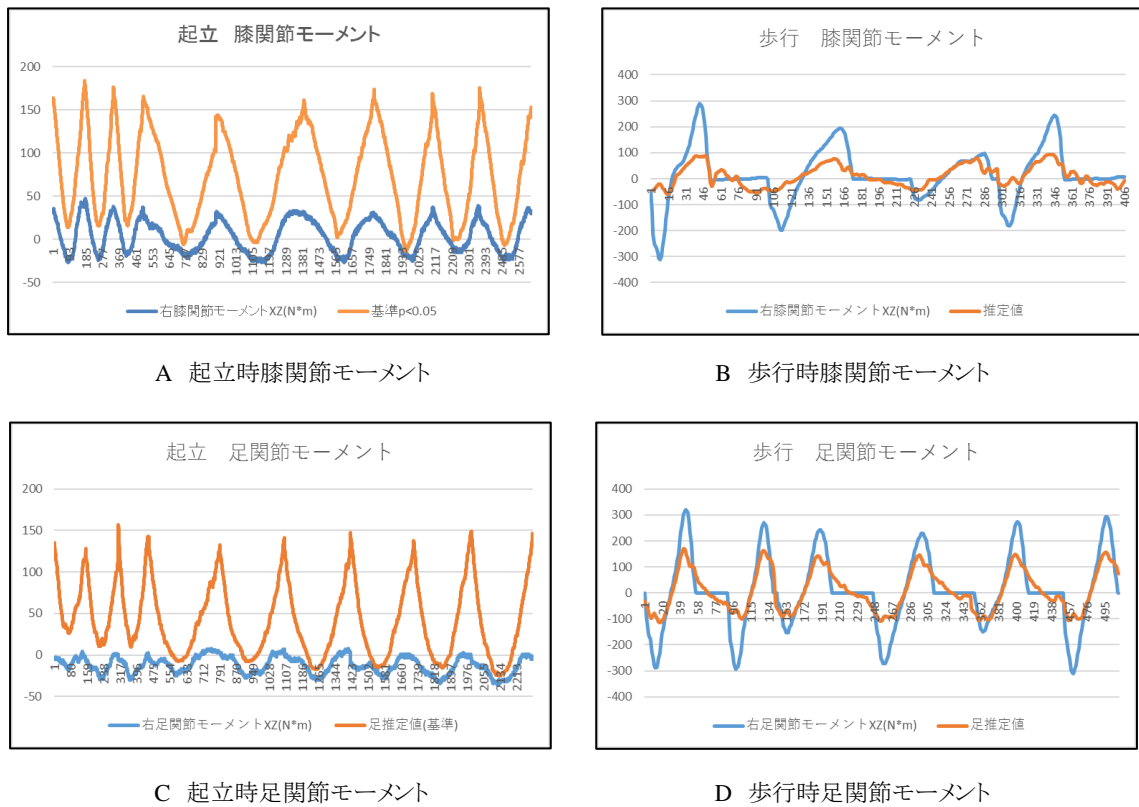


図4 関節モーメントの実測値と推定値(例)

において強い相関関係が認められた。起立の足関節モーメントでは、ハーフスクワットのみからの推定に比べ、相関が弱くなったものが多い。さらに、ハーフスクワットのみからの推定、基準動作からの推定ともに、相関の強弱に差が大きくデータによってばらつきがみられた。歩行の膝関節モーメントでは、大多数において相関係数が向上し、すべてのデータで中等度以上の相関が認められた。歩行の足関節モーメントでは、膝関節同様すべてのデータで中等度以上の相関が認められた。

散布図にて全員分の相関関係をみると、ハーフスクワットのみからの推定に比べて基準動作からの推定において起立、歩行ともに相関係数は向上している。しかし、起立の足関節モーメントにおいては依然十分な相関は得られなかった。

起立、歩行それぞれの動作における膝・足関節モーメントの実測値と基準動作から求めた推定値の推移を比較すると(図4)、関節モーメントの推定値と実測値の波形が完全に一致することは少なく、推定値と実測値の間に差がみられたが、波形が増減に関するタイミングはほぼ同期していた。

考察

本研究は基準動作の筋電図のデータと重力に対する角度から、起立や歩行時の「関節モーメント」を推定する方法を検討した。なお、推定式の精度を検証するため、推定式Ⅰと推定式Ⅱの2種類で実測の関節モーメントとの比較を行った。

推定式Ⅰよりも推定式Ⅱの方が起立、歩行ともに実測の関節モーメントとの間で相関が強く認められた。このことは、ハーフスクワットの上下方向の運動に、片脚立位での膝関節屈伸動作の

前後方向の運動が加わったことで、推定式Ⅱが多様な動作に対応可能になったためと考えられる。

しかし、推定式Ⅱでは起立、歩行ともに実測値と推定値の間に差が見られた。実際の起立動作では体幹の前屈を利用して下肢モーメントを軽減させる¹²⁾が、本研究において、基準動作には体幹部の運動は考慮に入れていない。また、実際の歩行の遊脚期は振り子運動に相当し、下肢の関節モーメントは発生しない¹²⁾が、基準動作には振り子運動の要素は含まれていない。これらをふまえ、基準動作や解析方法にさらなる工夫が必要になると考えられる。

さらに、臨床応用を目的としたため、対象者の選定に明確な除外基準を設定しておらず、相関の強弱にばらつきが見られた。関節モーメントの推定には生体の個体差が少なからず影響する¹³⁾とされており、今後個体差の影響を考慮していく必要があるだろう。

本研究の限界として、作成した推定式が妥当かどうか判断するために、三次元動作解析装置や床反力計を用いて実測の関節モーメントと比較する必要があるという点が考えられた。しかし、現状は、より正確な関節モーメントの推定方法を検討している段階であり、三次元動作解析装置による妥当性の判定は必要不可欠である。体幹を垂直に保ったハーフスクワット動作において、関節モーメントと筋活動量に一定の関係があることは言われている¹⁴⁾。さらに、ハーフスクワット動作の負荷量を体重換算で定めた先行研究も存在している¹¹⁾。これらのことから、個人の体重とハーフスクワット時の筋活動量などを利用して、三次元動作解析装置を用いずに関節モーメントを求める方法の検討も今後必要になると考える。今後基準動作や解析方法に改良が加えられ、より

精度の高い推定式を作成することで、三次元動作解析装置を用いず、比較的簡便な動作や機器の利用によって関節モーメントの推定が可能となる可能性がある。

まとめ

ハーフスクワットのみから作成した推定式よりも起立、歩行ともに強い相関が認められ、研究方法の妥当性が示唆された。しかし、推定式の精度を高めるためには、基準動作や解析方法において更なる検討が必要だと思われる。

参考文献

- 1) 細田多恵:小児理学療法学テキスト(改定第2版). 南江堂, 東京, 2014, pp. 118.
- 2) 橋本直樹, 大森弘則, 他:SIMM GAIT による歩行時の筋力変化の推定. リハビリテーション医学. 1999; 36: 754-754.
- 3) 佐藤春彦, Paul D. ANDREW:ビデオ画像による歩行時下肢関節モーメントの推定. 日本臨床バイオメカニクス学会誌. 1999; 20: 337-340.
- 4) 鈴木大雅, 澁谷健一郎, 他:筋張力が表面筋電図に及ぼす影響. リハビリテーション医学. 2000; 37: 690.
- 5) Gordon AM, Huxley AF, et al.: The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. J Physiol. 1966; 184: 170-192.
- 6) Hill AV: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc R Soc Lond B Biol Sci. 1938; 126: 136-195.
- 7) Baidon RW, Chapman AE: Mechanical properties of a single equivalent muscle producing forearm supination. J Biomech. 1983; 16: 811-819.
- 8) Lloyd DG, Besier TF: An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. J Biomech. 2003; 36: 765-776.
- 9) Hahn ME: Feasibility of estimating isokinetic knee torque using a neural network model. J Biomech. 2007; 40: 1107-1114.
- 10) 田中悠也, 江原義弘, 他:筋電図情報を取り入れた最適化手法により推定した歩行時の筋張力の妥当性. 人間工学. 2010; 46: 215-221.

謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導・ご尽力を賜りました鶴崎俊哉准教授を始め、研究室の皆様並びに研究にご協力いただいた長崎大学生の方々に厚く御礼申し上げます。

- 11) Rao G, Amarantini D, et al.: Influence of additional load on the moments of the agonist and antagonist muscle groups at the knee joint during closed chain exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19: 459-466.
- 12) 中村隆一, 齋藤宏, 他: 基礎運動学第 6 版補訂. 医歯薬出版株式会社, 東京, 2010, pp. 352-355, pp. 386, pp. 393-401.
- 13) Hatze H: A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biol Cybern.* 1977; 25: 3-119.
- 14) Dionisio VC, Almeida GL, et al.: Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18: 134-143.

(指導教員: 鶴崎俊哉)