

## 臨床応用を目指した歩行時の筋力の推定法

### -筋電図, モーションセンサーを用いて-

三宅明日香

さまざまな分野で「筋力」という言葉は日常的に使用され、多様な疾患において評価や治療介入、予後予測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することにした。本研究の目的は動作の筋活動と重力に対する体節の成す角度を用いて、歩行時における「関節モーメント」の推定方法を検討することである。作成群のハーフスクワット、片脚立位での膝関節屈曲、片脚立位での膝関節伸展、歩行の4動作から推定式を作成し、検証群の歩行動作に当てはめた結果、実測の関節モーメントとの間に弱い逆相関を認めた。推定方法の精度を高めるためには、対象者の数や種類を増やすことに加え、動作の再検討、解析に使用する項目や解析方法の見直しが今後の課題として挙げられる。

### はじめに

理学療法は、『身体に障害のある者に対し、主としてその基本的動作能力の回復を図るため、治療体操その他の運動を行なわせ、及び電気刺激、マッサージ、温熱その他の物理的手段を加えること』と定義されている<sup>1)</sup>。動作とは、身体の空間位置を経時的に変化させる運動から成り立っており、身体運動の多くは関節を軸とする“体節の回転運動”であるとされている。この回転運動を生じさせる力を“関節モーメント”といい<sup>2)</sup>、立位バランスが崩れた際にステップを要するか要さないかでその値が異なること、転倒歴のある高齢者や足部形態がある者では起立動作において足関節背屈の関節モーメントが減少することが報告されている<sup>3,4)</sup>。また、変形性膝関節症患者では、重症度によって歩行時の関節モーメントの最大値とピークが生じるタイミングも異なるという報告がなされている<sup>5)</sup>。このように、関節モーメントは“動作時の筋力”のみでなく“動的バランス”や“疾患特異動作”においても“定量的指標”になりえるため、理学療法において関節モーメントを評価することが望ましい。

理学療法において筋力の定量的評価は治療介入や予後予測に不可欠であり、臨床現場では「筋力」の評価に徒手筋力検査やハンドヘルドダイナモメーターが使用されている。しかしこれらの方法での筋力は、一定姿勢において特定筋群が関節運動を伴わない等尺性収縮で発揮し得る最大筋力を評価しているに過ぎず、関節モーメントの測定は必ずしも行われていない。

関節モーメントの測定には三次元動作解析装置や床反力計を組み合わせた手法が一般的であるが、これらは高価で広いスペースを必要とするために臨床での応用は困難である。関節モーメントの推定には解剖学的な角度が多く用いられてきたが、この方法では大腿や下腿といった体節の運動方向が考慮されておらず、重力の影響を反映できない。そこで解剖学的な関節角度ではなく、重力に対する体節の成す角度を用いることで重力の影響を反映できると考えた。また、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が存在する<sup>6,7)</sup>。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<sup>8)</sup>。したがって筋電図を組み込むことでより現実的な評価につながると考えた。Baildon らによると、筋電図のデータ測定において、筋の長さの代わりに関節の角度情報を、筋の短縮速度の代わりに角速度が用いられることが報告されている<sup>9)</sup>。また先行研究では歩行時の関節モーメントがその他の動作と比較すると推定式の精度が劣っていた。

以上を踏まえ、筋電図とモーションセンサーを組み合わせ、歩行時の足関節モーメントの評価が可能であるか検討することを本研究の目的とした。

## 準備・方法

### 1. 対象

対象は、測定時に下肢整形外科疾患を有していない男性 18 名、女性 20 名の 38 名であった。対象者の属性を表 1 に示した。すべての対象者に研究の趣旨を十分に説明し、文書にて研究参加に同意を得た。

### 2. 方法

被験者は素足でハーフパンツを着用し、下肢筋の筋活動情報を得るため、スキンプュアを用いて皮膚抵抗を減らす事前処理を行った後に、表面筋電図のディスプレイ電極を 4 か所に貼付した(図 1)。また、下肢体節の角度情報を得るため、ワイヤレス小型 9 軸モーションセンサー(ロジカルプロダクト社製、以下モーションセンサー)を右側の大腿部・下腿部・足部に取り付けた。取り付け位置は、大腿部が大転子と外側膝関節裂隙の中央、下腿部が外側膝関節裂隙と外果の

中央、足部が足背の中央とした(図 2)。先行研究では三次元動作解析装置から関節の角度情報を測定しているため、膝、足関節といった解剖学的な骨性の関節における角度や角加速度を測定している。しかし、本研究ではモーションセンサーを使用するため、矢状面における重心線、即ち重力方向を基軸とした大腿・下腿・足部の角度情報を使用するため、モーションセンサーを鉛直成分(Z 軸)が各体節に垂直になるようにした。

関節モーメントの実測には 6 台の赤外線カメラを含む三次元動作解析装置と 2 枚の床反力計(ANIMA 社製、サンプリング周波数:100Hz)を用

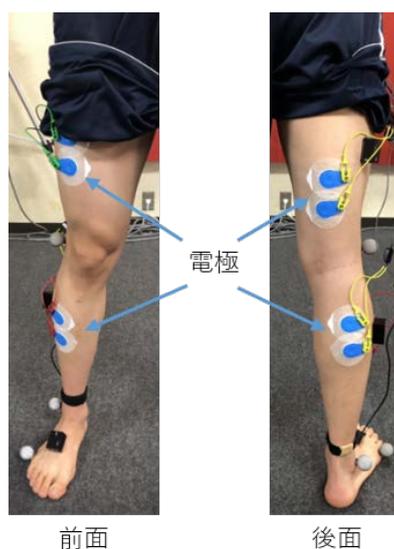


図 1 筋電図電極の貼付位置

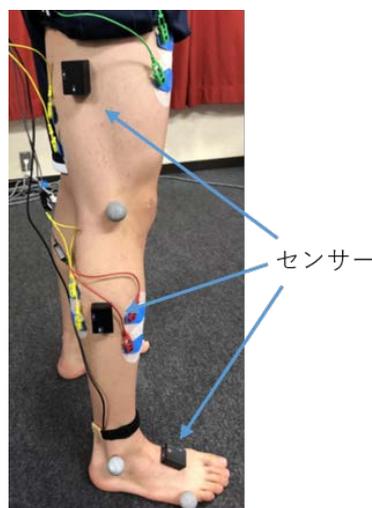


図 2 モーションセンサーの貼付位置

表 1 対象者情報

	作成群 20 名	検証群 10 名
年齢	21.1±1.18 歳 max 24, min 19	23.3±8.16 歳 max 45, min 14
性別 (男/女, 人)	10/10	3/7
身長 (m)	1.64±0.11 max 1.82, min 1.47	1.58±0.08 max 1.80, min 1.51
体重 (kg)	57.86±11.05 max 90.3, min 39.0	54.6±13.61 max 90.9, min 41.3

いた。被験者の両側第 5 中足骨・外果・膝関節  
 裂隙・大転子・上前腸骨棘の計 10ヶ所に反射マ  
 ーカーを取り付け、膝関節伸展方向、足関節底  
 屈方向を正のモーメントとした。

モーションセンサーのデータと実測値を同期さ  
 せるため、ワイヤレス 8ch ロガー(ロジカルプロダ  
 クト社製)にてトリガーポイントを記録した。

測定動作はハーフスクワット、片脚立位での非  
 支持側膝関節の屈曲・伸展、歩行の 4 動作とし、  
 ハーフスクワットと膝の屈伸動作については両足  
 を 2 枚の床反力計の中央に乗せて実施した。本  
 研究におけるハーフスクワットでは、上肢を胸の  
 前で組み、股関節の真上に体重心を位置づける  
 ために体幹部の前傾を抑制した。また、片脚立  
 位での膝関節の屈曲・伸展においては、屈曲角  
 度を体幹前傾抑制条件において対象者の可能  
 な範囲とした。なお、測定前に壁面に背部を接  
 触した状態で測定動作の練習を行った。歩行に  
 ついては床反力計の 2-3m 手前から床反力計を  
 横断するまでを計測し、歩床反力計に乗ってい  
 る間の 1 歩行周期分のデータを使用した。測定  
 は被験者の主観による快適速度とそれよりも速  
 い速度、遅い速度の 3 種類の速度で、それぞれ  
 3 回ずつ実施した。また、表面筋電図データの  
 正規化を行うために、徒手筋力検査に準じて等  
 尺性最大随意収縮時 (Maximum Voluntary  
 Contraction : MVC) の筋活動を記録し、%MVC  
 を求めた。

解析は筋電図データ、モーションセンサーの  
 データ、実測値の全てのデータを 30Hz にダウ  
 ンサンプリングして行った。モーションセンサ  
 ーから得られた矢状面の角速度を積分して角度  
 を微分して角加速度を算出した。

統計解析には統計ソフト JMP Pro 14 (SAS  
 Institute Inc.)を用いた。関節モーメントの実測  
 値を目的変数とし、筋電図データ、各体節の  
 角度・角加速度を説明変数として、ステップ  
 ワイズ重回帰分析にて作成群 20 名のデータ  
 から推定式を作成した(以下推定式  $\alpha$ )。なお、  
 推定式作成にあたり係数決定の有意水準は危  
 険率 5%未満とした。推定式の妥当性を検討  
 するため、検証群各個人の歩行動作におけ  
 る説明変数を推定式  $\alpha$  に代入して求めた  
 関節モーメントと実測値を、Pearson の相  
 関係数を用いて解析した。

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諾を得ている(承認  
 番号 18061429)。

## 結果

歩行中の重力に対する各体節の角度は、硬  
 いにおいて最も振幅が大きく、大腿の股関節  
 伸展方向への動きは小さい傾向にあった。一  
 例を図 3 に示す。下肢筋群の筋活動のうち  
 特に足関節にかかわる筋では、検証群におい  
 て類似の変化を示した(図 4)。

推定式  $\alpha$  においては、足部角加速度のみが  
 説明変数から除外され、各変数の係数は表 2  
 に示すとおりであった。

歩行時の足関節モーメントに関する実測値  
 と推定値の関係性を視覚化するためにグラフ  
 化した。検証群 10 名全員がほぼ同様の傾  
 向を示したので、男女各 1 名分のグラフを  
 図 5 に示す。

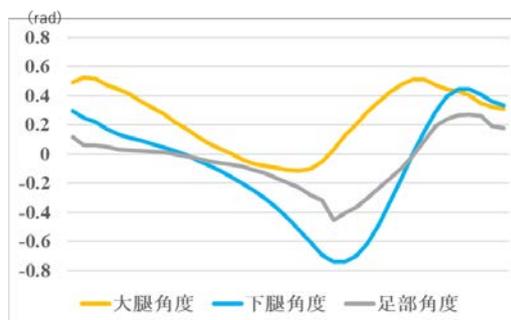


図 3 各体節の重力方向に対する角度変化  
 角度はラジアン(rad)にて表示

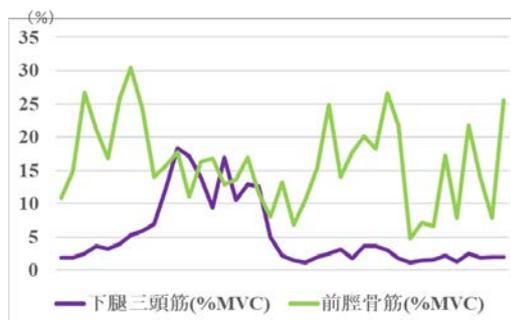


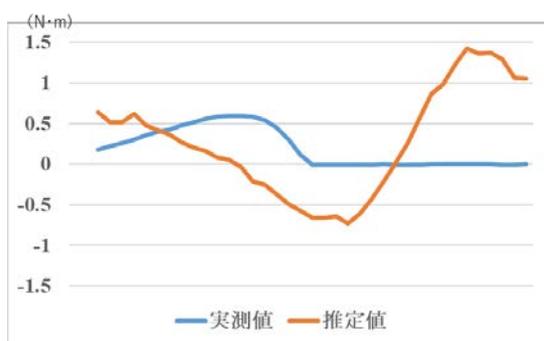
図 4 下肢筋群の筋活動

表2 推定式の係数

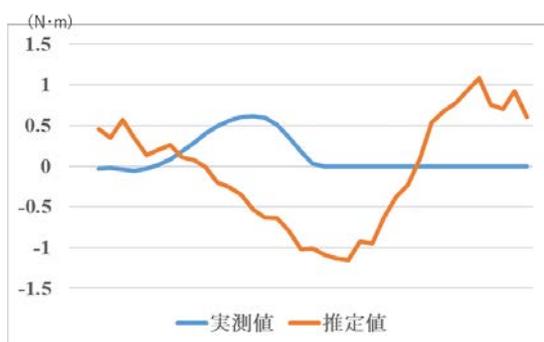
	係数	t値	P値
大腿四頭筋	0.003	7.18	<0.001
ハムストリングス	-0.004	-4.21	<0.001
前脛骨筋	-0.013	-15.17	<0.001
下腿三頭筋	0.005	2.13	0.033
大腿角度	1.333	354.35	<0.001
下腿角度	1.324	194.07	<0.001
足部角度	0.281	25.98	<0.001
大腿角加速度	0.004	19.75	<0.001
下腿角加速度	0.002	18.03	<0.001

表3 歩行時足関節モーメントの実測値と推定値の相関

ID	性別	年齢	相関係数	P値
A	女	21	-0.34	<0.001
B	女	18	-0.38	<0.001
C	女	21	-0.27	0.002
D	女	22	-0.27	0.004
E	女	2	-0.31	0.001
F	女	45	-0.33	<0.001
G	女	20	-0.26	0.003
H	男	3	-0.30	0.001
I	男	14	-0.26	0.003
J	男	22	-0.43	<0.001



a 男性例



b 女性例

図5 歩行時の足関節モーメント

さらに検証群の対象者ごとに歩行時足関節モーメントについて実測値と推定値の相関を検討し、全例で統計的に有意な相関を得た(表3)。その相関係数はほぼ弱い負の相関を示していた。

## 考察

今回の検証では、実測値と推定値で波形が異なる結果となった。これは、計測された角度の値とその推定式の係数の値の正負が逆であったために、推定値では実測値とは逆のマイナス方向へのモーメントを示したことが原因のひとつである。また角度の項目の推定式への寄与率が高く、その他の項目の寄与率との間に差があるため、より差が生じたと考えられる。今後は推定式に組み込む要素の再検討を行い、矢状面以外の運動方向まで考慮する必要があると考える。またモーメントの比較の結果より、検証群全員において、立脚期での実測値のピークに遅れて推定値がピークに至る結果となった。これは、力学的に筋活動発生からモーメント発生までには遅延が生じることが先行研究でも明らかにされており、今後の検討課題といえる。

次に、実測値と推定値では弱い逆相関の関係を示した。歩行時の遊脚期は振り子運動に相当する運動であり、下肢の関節モーメントは発生しないとされているが<sup>10)</sup>、遊脚期に足関節の角度変化や下腿筋群の筋活動が生じていること、床反力計では遊脚期に接地が無いために測定ができないことをふまえると、今回の遊脚期のモーメントの推定値に何らかの意味がある可能性が考えられる。

今回の研究では、比較的簡便に利用できる表面筋電図と下肢の体節の動きに着目したが、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あり、等尺性収縮時には筋張力と筋電図は比例するといわれている<sup>11)</sup>。Cordonらによると、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るといわれており<sup>12)</sup>、また Hillらによると、筋の収縮速度も筋張力に影響を及ぼすといわれている<sup>13)</sup>。これらを踏まえると、筋活動と体節の動きにはより密接な関係があることは明らかであり、今後も筋活動の項目については何らかの形で推定式に組み込む必要があると考える。

また今回の研究で、これまで剛体モデルで考慮されていたモーメントの測定に、筋活動という生体反応を組み込むと違いが生じ得ることが示唆された。この手法の応用が可能となれば、筋力の客観的な評価や動作時の関節モーメントの評価のツールとして、臨床現場での理学療法の一助となるのではないかと考える。

## 参考文献

- 1) 厚生労働省:理学療法士および作業療法士法。  
<https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000168998.pdf> (2019年12月16日引用)
- 2) 山本澄子:身体運動のバイオメカニクス. 理学療法科学. 2003;18(3):109-114.
- 3) 小比賀柚木, 山田拓実, 他:若年者と高齢者における前方・側方ステップ動作について. 理学療法科学. 2010;25(3):357-362.
- 4) 笠野由布子, 三上章允:足部形態が歩行時下肢関節に及ぼす影響. 第49回日本理学療法学会(横浜).
- 5) Georgina K, Kay M, et al. :Reducing Joint Loading in Medial Knee Osteoarthritis. Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research) 2008;59(5) 609-614.
- 6) David G.Lloyd, Thor F. Besier: An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. Journal of biomechanics. 2003;36;765-776.
- 7) Hahn, M.E.:Feasibility of estimating isokinetic knee torque using a neural network model. Journal of Biomechanics. 2007;40;1107-1114.
- 8) 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.
- 9) Baildon RW, Chapman AE:Mechanical properties of a single equivalent muscle producing forearm supination. J Biomech. 1983;16;811-819.

## 本研究の限界

本研究の限界として、対象者が若年健常者に限局されていること、矢状面での関節モーメントの推定をしておりその他の運動方向を考慮できていないこと、股関節や体幹の動きを考慮できていないことが挙げられる。

## まとめ

検証群の歩行動作において、実測値と推定値には弱い逆相関の関係がみられた。推定方法の精度を高めるためには、対象者の数や年齢、体格の幅を増やすことに加え、動作の再検討、解析に使用する項目や解析方法の見直しが必要である。

## 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、ご協力いただいた実験協力者の皆様、研究室関係各位に厚く御礼申し上げます。

- 10) 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, 352-355, 393-401.
- 11) 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.
- 12) Cordon AM, Huxley AF, et al.:The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. J Physiol (London) 1966;184;170-192.
- 13) Hill AV: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc R Soc London [Biol] 1938;126;136-195.

(指導教員:鶴崎俊哉)