

## 歩行時下肢モーメントの推定法とその応用

### ー筋電図, モーションセンサーを用いてー

大楠怜奈・中西 惇

理学療法において筋力の定量的評価は治療介入や機能予測に不可欠で、臨床では徒手筋力検査法やハンドヘルドダイナモメーターが多く用いられている。これらの方法は一定姿勢において特定筋群が等尺性収縮で発揮する最大筋力を測定している。一方、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ため関節モーメントの評価が望ましいが、その評価には、大がかりで高価な設備を用いることが一般的のため、臨床現場ではほとんど使用されていない。そこで本研究では、比較的安価な表面筋電図と9軸モーションセンサーを用いて歩行時の関節モーメントを推定する方法を検討した。ハーフスクワット、片脚立位での膝関節および伸展の3動作から膝関節と足関節モーメントの推定式を各個人に作成し、歩行動作の実測の関節モーメントと比較した。その結果、歩行時の関節モーメント推定は十分ではなく、移動に関する要素を加味する必要があると考えられた。

### はじめに

理学療法は、『身体に障害のあるものに対し、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>。また、動作とは身体の空間位置を経時的に変位させる運動から成り立ち、これらの多くは関節を軸とする体節の回転運動である。この関節を軸に体節を回転させる力は関節モーメントと呼ばれ<sup>2)</sup>、関節運動に関与する主動筋や拮抗筋、共同筋などが同時に関与して回転運動を生じさせる筋力と重力等の外力の合力である。先行研究には足底挿板を装着した扁平足男児は、装着しない時よりも歩行での股関節外転モーメントの非対称性が低下した<sup>3)</sup>、人工膝関節全置換術後患者は階段降段動作において同年代健常者と比較して遠心性膝関節伸展モーメントを再現できない<sup>4)</sup>といった結果がある。このように、関節モーメントは動作時の筋力としてのみでなく、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。よって理学療法において関節モーメントの評価は、治療介入や機能予測に望ましいと考えた。

現在、臨床では筋力の評価に徒手筋力検査法やハンドヘルドダイナモメーターが多く用いられているが、徒手筋力検査法は判断基準が主観的であり、ハンドヘルドダイナモメーターも測定する筋や姿勢において誤差を生じることがある。さらに、これら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える最大筋力を測定しているに過ぎない。また、関節モーメントの評価には、三次元動作解析装置と床反力計を組み合わせた手法が一般的であるが、これらは高価で大がかりなため、臨床での使用が困難である。そこで、比較的安価な表面筋電図と9軸モーションセンサーを使って関節モーメントを推定する方法を検討しようと考えた。

先行研究では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ると報告されている<sup>5)</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。筋電図のデータは気象条件や貼付位置、動き方などによって再現性がないため臨床では動作をその場で評価する必要がある。また、先行研究で被験者を推定群と検証群に分けた動作ごとの推定値は実測値と高い相関を示していた<sup>6)</sup>。しかし臨床では

個人ごとにより汎用性の高い推定式を作るべきであると考え、よって本研究の目的を歩行以外の動作の筋電図、体節が重力となす角度のデータから歩行時の膝関節及び足関節モーメントを個別で推定可能か検討することとした。

## 準備・方法

### 1. 対象

対象者は、整形外科的疾患や皮膚に異常のない健康若年成人 30 名であった。このうち筋電図にアーチファクトのあった被験者を除外し、16 名のデータ(男女 8 名ずつ)を解析に使用した。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、文書にて研究参加の同意を得た。

### 2. 方法

〈測定機器〉

- ロジカルプロダクト社製ワイヤレス小型 9 軸モーションセンサー(以下モーションセンサー、サンプリング周波数:1kHz):  
下肢体節の角度情報を得る
- 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。
- アニマ社製三次元動作解析装置および床反力計(以下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 60Hz):

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・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。

表 1 対象者情報

年齢 (歳)	23 ± 6.46
性別 (男/女、人)	8/8
身長 (cm)	164 ± 10.46
体重 (kg)	58 ± 11.58

- ロジカルプロダクト社製 8ch ロガー(以下 8ch ロガー):  
記録した同期信号をもとに、データの時間軸を合わせた

〈準備〉

- 被験者はハーフパンツを着用し、素足とする。
- 表面筋電図のディスプレイ電極を右脚の以下の場所に 2 枚ずつ貼付する(図 1)。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)

- 反射マーカーは被験者の両側下肢の以下の場所に取り付けた(図 2)。

○上前腸骨棘

○大転子

○膝関節裂隙

○外果

○第 5 中足骨頭

- モーションセンサーの取り付け位置は以下の場所に鉛直成分(Z 軸)が各体節垂直になるように取り付けられた(図 3)。

○大腿部(大転子と外側膝関節裂隙の中央)

○下腿部(外側膝関節裂隙と外果の中央)

○足部(足背の中央)

〈測定動作〉

○推定式作成の構成動作

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

○作成した推定式での推定動作

③歩行

※①②は上肢を胸の前で組み、①②は床反力計の上で実施し、③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。

※全ての動作は普通、速い、遅いの 3 つの速度で 3 度ずつ実施する。

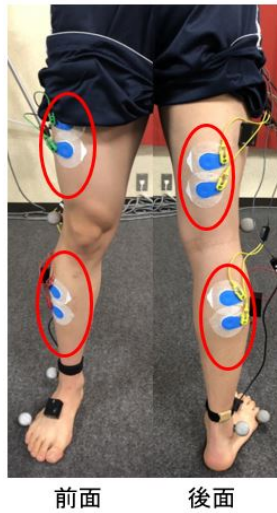


図 1 表面筋電図の貼付位置



図 1(左) モーションセンサーの貼付位置  
図 3(右) 反射マーカの貼付位置

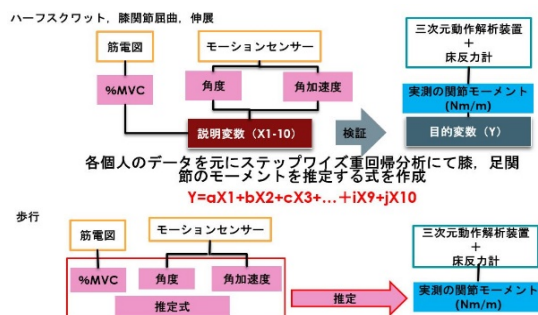


図 4 データの統計解析方法

※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と筋電図と 9 軸モーションセンサーを用いた新しい手法で同計測し、8ch ロガーに同期信号を記録することで時間軸を一致させた。

### 3. データの統計解析方法・手順

体節の角度については、関節角度の変化によって発揮される筋張力は異なるため、身体に加わる外力の中でも特に重力の影響を考慮する必要がある。そのため本研究では関節モーメントの推定において、重力に対しての体節のなす角度を用いることとした。なお、本研究では重力方向を基線として前方への移動を正の角度とした。

また、表面筋電図データの正規化を行うために、大腿四頭筋、ハムストリングス、前脛骨筋については徒手筋力検査法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、腓腹筋についてはカーレイズ動作を記録することで %MVC を求めた。

解析は、筋電図データ、9 軸モーションセンサーから得た角度・角加速度、三次元動作解析装置のデータをすべて 30Hz にダウンサンプリングした。統計解析には統計ソフト JMP Pro 14 (SAS Institute Inc.) を用いた。解析の流れを図 4 に示す。まずハーフスクワット、膝関節屈曲、伸展動作についてステップワイズの重回帰分析で目的変数を膝関節及び足関節モーメントの実測値として説明変数を筋電図から得られたデータ、9 軸モーションセンサーから得られた重力に対する体節の角度、角加速度として各個人の推定式を作成した。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。このとき、推定式の自由調整度  $R^2$  を求め、式に含まれたパラメータを個人間で比較した。その後推定式に、歩行動作の筋電図、重力に対する体節の角度、角加速度のデータを代入し、膝関節及び足関節モーメントの推定値を求めた。最後に推定値と実測値を Pearson の相関係数を用いて比較した。

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認を得て実施した。(承認番号 20070905)

## 結果

各個人の推定式の自由調整度  $R^2$  は表 2 のようになった。膝関節モーメントでは自由調整度  $R^2$  が一番高い値で 0.9692, 一番低い値で 0.7898 となった。足関節モーメントでは自由調整度  $R^2$  が一番高い値で 0.9059, 一番低い値で 0.5764 となった。足関節モーメントの推定式は膝関節モーメントの推定式と比較して当てはまりが悪かった。

各個人の推定式に入ったパラメータを表 3, 4 に示す。推定式に入ったパラメータ数には個人差がみられ、膝関節モーメントについては大腿角度, ハムストリングス, 大腿四頭筋の筋活動は

全員の推定式に組み込まれていた。また、足関節モーメントについては大腿角度が全員の推定式に組み込まれていた。被験者の中で推定値と実測値の相関係数が高かったものと低いものを図 5, 6 に示す。膝関節と足関節両方のモーメントにおいて推定値では実測値よりも大きな値が出ていた。また、足関節モーメントの実測値がほぼ 0 になっている遊脚期にも推定値が大きく出ている。

推定値と実測値との相関係数を表 5 に示す。今回の方法では歩行時の関節モーメント推定が十分に行うことができなかった。

表 1 自由調整度  $R^2$

ID	膝関節モーメント	足関節モーメント
A	0.8907	0.8064
B	0.9471	0.7985
C	0.9569	0.7131
D	0.9441	0.7306
E	0.9657	0.9052
F	0.9619	0.6858
G	0.9026	0.7563
H	0.9561	0.5939
I	0.9622	0.7532
J	0.9692	0.7567
K	0.9636	0.8413
L	0.8742	0.5827
M	0.9395	0.9059
N	0.9215	0.7752
O	0.9362	0.5764
P	0.7898	0.8532

表 3 膝関節モーメントの推定式に入ったパラメータ

ID	ハムストリングス	大腿四頭筋	下腿三頭筋	前脛骨筋	大腿角度	下腿角度	足部角度	大腿角加速度	下腿角加速度	足部角加速度	総パラメータ数
A	○	○	○	○	○	○	○		○		8
B	○	○	○	○	○	○	○				7
C	○	○	○	○	○	○	○	○	○		9
D	○	○		○	○	○	○	○	○	○	9
E	○	○	○		○	○	○		○	○	8
F	○	○			○	○	○	○	○	○	8
G	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	10
H	○	○		○	○		○	○		○	7
I	○	○	○	○	○	○	○	○			8
J	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	10
K	○	○	○		○	○	○	○	○	○	9
L	○	○		○	○	○	○		○	○	8
M	○	○		○	○	○	○	○	○		8
N	○	○	○	○	○	○	○	○	○		8
O	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	10
P	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	10
採用数	16	16	11	13	16	15	15	12	13	10	

表 4 足関節モーメントの推定式に入ったパラメータ

ID	ハムストリングス	大腿四頭筋	下腿三頭筋	前脛骨筋	大腿角度	下腿角度	足部角度	大腿角加速度	下腿角加速度	足部角加速度	総パラメータ数
A	○	○	○		○	○	○	○	○		8
B	○	○	○	○	○	○	○				7
C	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	10
D		○	○		○	○	○	○	○	○	8
E	○	○		○	○	○	○	○		○	8
F	○	○	○	○	○	○	○	○	○		9
G	○	○	○	○	○	○	○			○	8
H	○			○	○	○	○	○	○	○	8
I		○	○	○	○		○				6
J		○	○		○	○	○	○	○		7
K	○	○		○	○	○	○		○		7
L	○	○	○	○	○	○	○			○	9
M	○	○		○	○	○	○	○	○		8
N	○		○	○	○	○			○		6
O	○	○			○	○	○	○	○		7
P	○	○		○	○	○	○	○		○	8
採用数	13	14	10	12	16	15	15	11	10	7	

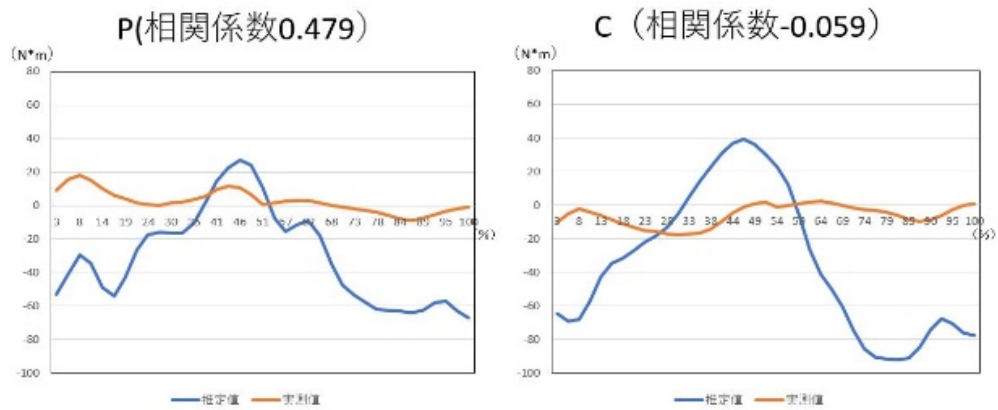


図 5 膝関節モーメントの推定値と実測値  
縦軸は屈曲方向を+とする。横軸は歩行周期を示す。

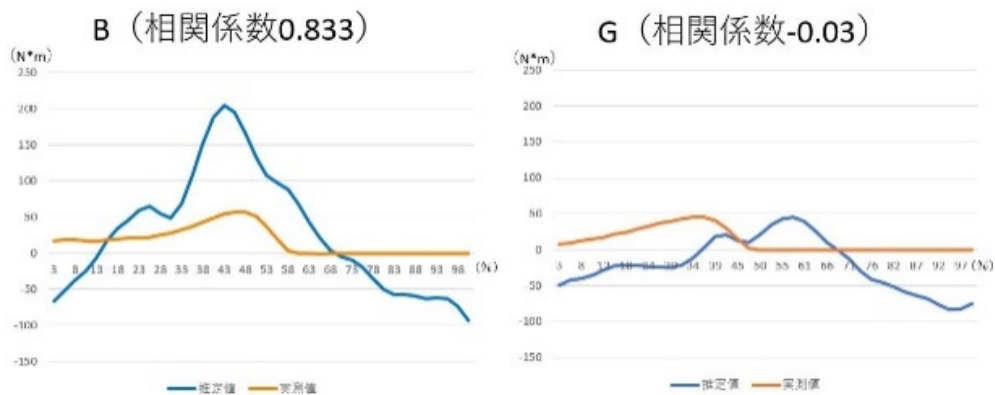


図 6 足関節モーメントの推定値と実測値  
縦軸は背屈方向を+とする。横軸は歩行周期を示す。



表 5 推定値と実測値の相関係数

ID	膝関節モーメント	足関節モーメント
A	-0.370228683	0.375121945
B	0.182280674	0.813374348
C	-0.058865638	0.210385679
D	0.272873977	0.581735602
E	-0.467204737	0.597105789
F	0.22750595	0.37803139
G	0.072039514	-0.0027406
H	-0.633029581	0.338493563
I	-0.092484258	0.459892277
J	-0.516694697	0.259275805
K	-0.221966589	0.479565178
L	-0.391715527	0.447842226
M	0.264927826	0.294563825
N	-0.380035761	0.528178555
O	-0.100812139	0.688857385
P	0.478971628	0.24542988

## 考察

今回の検証では足関節モーメントの推定式の自由調整度  $R^2$  の値が膝関節モーメントのものに比べて低かった。これは推定に用いる動作の中に意図的に足関節の運動が伴う動作がハーフスクワットしかなかったことから膝関節モーメントと比べて当てはまりに違いがみられたことが考えられ、今後は測定動作の再考し改善を図る。

次に個人間で推定式に含まれるパラメータに差が見られた。本研究では推定式に含まれるパラメータの差による影響について考察するに至らなかったため、今後被験者を増やすことで検証していくこととする。

次に推定値が実測値よりも大きかった。これは、歩行動作と推定式を構成する動作の違いによるものと考ええる。歩行は立脚期には前後方向への加速度が発生する。遊脚期には前後方向への加速度に加え、振り子運動が発生する。振り子運動中は慣性力と重力による角度変化を制御するために筋活動が生じる<sup>7)</sup>。一方、推定式を構成する動きは移動を伴わないため前後方向への加速度が発生せず、振り子運動ではなく関節モーメントによる運動が多い動作である。よって推定式では前後方向への加速度と振り子運動を十分

に考慮できておらず、慣性力を制御するための筋活動が関節モーメントとして推定値に含まれていると考えられる。このことから歩行周期全体にわたって推定値のモーメントの波形が大きくなっていると考える。

最後に足関節モーメントの遊脚期において実験結果では実測値がほぼ 0 の値になっていることに対し、推定値では大きなモーメントの値が発生していた。実測値については三次元動作解析装置において遊脚期には生体を剛体モデルとして床反力計と関節角度から関節モーメントを計算する方法を用いており<sup>8)</sup>、足関節モーメントの値がほぼ 0 になっている。しかし慣性力と重力により生じる関節角度を制御するための筋活動が生じており、関節角度も変化している<sup>9)・10)</sup>。そのため今回のように筋電図と組み合わせ、筋収縮も考慮したより生体に近いモデルでは遊脚期にもモーメントが発生する可能性もあると考えられる。

## 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、矢状面の関節モーメントのみ推定しているためその他の運動方向を考慮できていないということが挙げられる。

## まとめ

本研究の方法では歩行モーメントの推定を十分に行うことができなかった。今後推定方法の精度を高めるには対象者の数を増やすに加え、測定動作の再考、解析に使用する項目の見直しを行う必要がある。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導・ご尽力賜りました鶴崎俊哉准教授をはじめ、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。

## 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-Shingi-kai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000168998.pdf> (2020年12月16日閲覧)
- 2) 山本澄子:身体運動のバイオメカニクス, 理学療法学, 2003;18(3):109-114
- 3) Amirali J et al.: The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet, Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2018; 22 (1) 83-89
- 4) 古本太希他:人工膝関節全置換術後患者の階段降段動作では同年代健常者の遠心性膝関節伸展モーメントを再現できていない, 理学療法学, 早期公開論文, [https://www.jstage.jst.go.jp/article/rigaku/advpub/0/advpub\\_11777/\\_pdf/-char/ja](https://www.jstage.jst.go.jp/article/rigaku/advpub/0/advpub_11777/_pdf/-char/ja)
- 5) 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.
- 6) Matsumura U, Tsurusaki T, et al. : Possible predictive formulas for quantitative and time-based estimation of muscle strength during motion. Journal of Physical Therapy Science. 2020;32(1);27-32

- 7) Jacquelin Perry:ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2007, 2-97
- 8) 石川朗, 種村留美:理学療法・作業療法学テキスト 運動学実習, 中山書店, 東京, 2016, 146-147
- 9) 江原義弘他:関節モーメントによる歩行分析:医歯薬出版株式会社, 東京, 1997, 13-24
- 10) 中村隆一他:基礎運動学第6版補訂:医歯薬出版株式会社, 東京, 2010, 379-401

(指導教員:鶴崎俊哉)