

動作時の下肢関節モーメントは、 表面筋電図と関節角度変化から推定できるか ～角度表現の改定による推定式の再考～

北口莉子・村田 茜

要旨

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が必要とされ、臨床の現場などで測定することは困難である。そこで関節運動時の筋活動を筋電図で捉え、これに各関節の角度変化の情報を加味することで動作時の関節モーメントを推定できるのではないかと仮説を立てた。本研究ではハーフスクワットを基準動作とし、実測値の関節モーメントと筋電図情報、関節角度変化から推定式を作成し、立ち座りと歩行において、求めた推定値と実測値間で相関があるかを検討した。昨年の推定式に重力方向を加味したところ、推定式の相関は立ち座りでは低下したが、歩行では改善がみられた。ハーフスクワットと類似した動作だけでなく、応用動作においても推定式が適用できる可能性が示唆され、今後、骨盤や足部の要素の組み込み、タイムラグの修正などにより、より良い推定値が得られるのではないかと考察した。

はじめに

理学療法の臨床においては、多様な疾患で評価項目の中に「筋力」が含まれ、問題点として「筋力低下」が挙げられることが多い。「筋力」という言葉は日常的に使用されており、臨床では徒手筋力測定法やハンドヘルドダイナモメーターを利用した個別の静的な等尺性収縮時の「筋力」が評価されている。しかし、実際の動作の中において、本来「筋力」とは、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⁾。だが、現状では、日常生活に直結する動作時の「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が必要となってしまう^{2,3)}。

先行研究では、筋電図の筋張力測定において、等尺性収縮時には筋張力と筋電図の間には比例関係があることが分かっている⁴⁾。だが、動作時においては関節運動によって筋電図の電極と

筋の間に相対的な位置のずれが生じること、筋の発生する張力は筋の長さによって変化するなどの理由から動作時の筋張力を測定することは難しい。また関節運動には複数の筋が関与しており、「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が、表面筋電図では深層の筋活動を捉えることは難しく、そもそも表面筋電図自体が複数の電気信号の合成波形となるためどの筋のどの部分に起因する信号なのかを特定することには限界がある⁵⁾。これらについては、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⁶⁾。しかし、これらの研究では限られた動作でしか検証されていないこと、個別の筋を測定する為にたくさんの電極が必要であることなどから、臨床の現場で測定することは困難であると考えられる。

そこで、そもそも臨床で多く用いられている徒手筋力検査法は筋力を6段階に分類する⁷⁾ということや、検査者によって少なからず測定基準に違いがあることなど曖昧な部分もあることから、動作時の関節モーメントも大まかに捉えても良いのではないかと考えた。このことから本研究室では詳細に個別の筋活動を捉えるのではなく、動作時の多関節における屈筋群と伸筋群の関節運動時の筋活動を筋電図で捉え、これに各関節の角度変化の情報を加味することで、動作時の関節モーメントを推定できるのではないかとという仮説を立てた。昨年の研究では、求めた推定式の信頼性は高く、基準動作と立ち座り動作間では比較的高い相関が得られ、仮説を検証するための一定の成果は得られたが、歩行においては相関が得られなかった。これは、角度表現の方法に重力方向の要素が加わっていなかったことに起因すると推察した。そこで、推定式を昨年のデータに重力方向を加味したものに変更し、膝関節のモーメントに着目して検証を行った。

運動学的考察

本研究では、身体を体幹部、大腿部、下腿部、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⁸⁾。リンク系として表現された人は、その模造物である人型ロボットと区別されないとされている⁹⁾。そこで、ロボットの関節制御を元に、関節角度や体節の長さなどの情報から関節モーメントを求めようと試みた(図1)。しかし、ロボットで仮に、足関節のモーメントを求めようとする際には、足関節より上方に位置する関節は固定されたものとして考える必要がある¹⁰⁾。ロボットで関節モーメントの推定式を立てることはできるが、それは釣り合いのとれた静止時のモーメントに過ぎず、人のような自由度の高いモデルには応用できないということがわかった。

そこで、三次元動作解析装置と床反力計を用いた従来の関節モーメントを測定する方法を見直すことにした(図2)。この方法はすでに確立されており、三次元動作解析装置で関節モーメントを求める式は、角加速度、各関節の位置座標

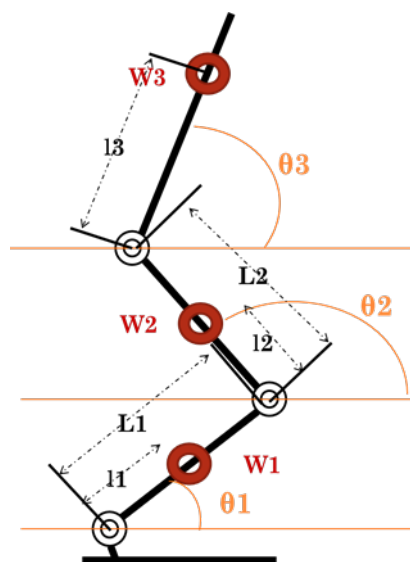


図1 ロボットの関節制御モデル

◎:各体節の重心 ○:関節 W:重量 θ:角度
L:体節の長さ l:遠位部の関節から重心までの距離

などから構成されており¹¹⁾、重力の要素も関係していることに気付いた。しかし、この重力という要素は、昨年度の推定式には反映されていない指標であった。加えて、上記したロボットに関しても同様に、重力が関与していたため、関節モーメントの推定式を作成するうえで、重力が重要な指標なのではないかと考えた。そこで、説明変数である大腿・下腿角度、角加速度において、重力方向を加味したものへと変更することで、よりよい推定式が得られるのではないかと仮説を立て、検証を行った。

準備・方法

昨年実施された実験は、下記の通りであった。

- 1) 研究対象
成人男性(研究グループ内1名)
- 2) データの収集方法・手順
・アニマ社製三次元動作解析装置, 床反力計:
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。床反力計を組み合わせるこ

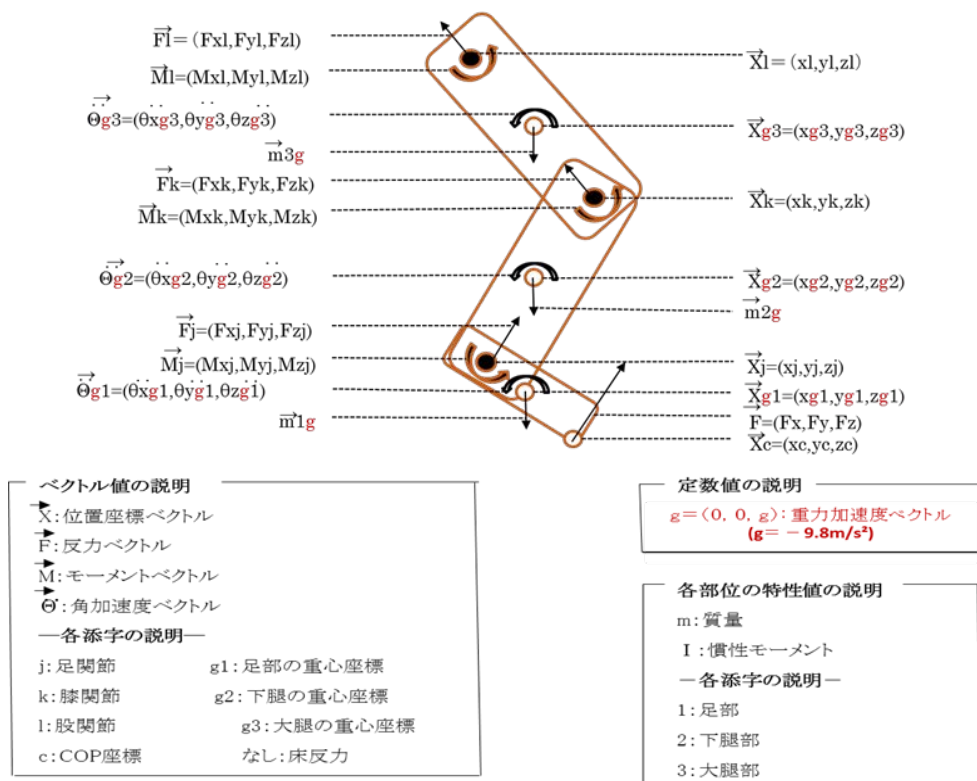


図 2 A 社より提供されたモデル

- とで、動作時の関節モーメントを算出する。
- ロジカルプロダクト社製ワイヤレス EMG ロガーおよび 9 軸モーションセンサ: 筋力の活動量波形を記録すると同時に動作時の関節運動を記録する。



図 3 各種センサーの取り付け位置

三次元動作解析装置用赤外線反射マーカ、表面筋電図及び 9 軸モーションセンサを配置した。

- メトロノーム: 一定のリズムを保持するため、検査の再現性を確保する。
- 実施動作
 - ① ハーフスクワット, ② 立ち上がり, ③ 歩行の 3 動作を計測する。

3) データの分析方法

昨年は三次元動作解析装置と床反力計から得られる各関節の角度と、これを角加速度になおしたもの、さらに筋電図情報を加え、推定式を作成した。今年、膝関節に焦点を絞り、大転子・膝関節点・足関節点の位置座標から、動作開始時の膝関節角度を求める。大腿中央・下腿中央に取り付けた 9 軸モーションセンサから得られる Z 軸方向の角速度を積分することで、動作時の角度変位が求められ、これを開始時の膝関節角度に足し合わせていくことで、角度の推移が分かる。そして、角速度を微分することで角加速度が求められる。

EMG ロガー、9 軸モーションセンサ、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、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、ダウンサンプリングを行う。

①で三次元動作解析装置と床反力計から求めた関節モーメントを目的変数、EMG ロガーと9軸モーションセンサから求めた関節角度・角加速度と各筋群からの IEMG を説明変数としてステップワイズ重回帰分析を行い、予測式を求める。求めた予測式に②立ち上がり・③歩行時の関節角度・関節角加速度と各筋群からの筋電図積分値を代入し推定値を求める。算出された推定値と、三次元動作解析装置・床反力計で得られた実測値を比較検討し、本法の有効性を検証する。

表 1 使用した計測データ

腸骨陵、大転子等はそれぞれ、XYZ 軸上での基準点からの距離を示しており、cm で表される。

		昨年	今年
三次元動作解析装置と床反力計	腸骨陵(cm)	使用	不使用
	大転子(cm)	使用	使用
	膝関節点(cm)	使用	使用
	足関節点(cm)	使用	使用
	中足骨(cm)	使用	不使用
	股関節(deg)	使用	不使用
	膝関節(deg)	使用	不使用
	足関節(deg)	使用	不使用
	膝関節モーメント	使用	使用
9軸	加速度	不使用	不使用
	角速度	不使用	使用
EMG	EMG	使用	使用
8ch	三次元動作解析装置から得られたトリガー	使用	使用

結果

表 2 に、基準動作となるハーフスクワット時の膝関節モーメントの実測値と筋電図、関節角度、関節角加速度情報を R 統計処理でステップワイズ

重回帰分析を行い得られた値を示した。この値を、重回帰分析の一般式に実測値の関節モーメント値を目的変数、各関節の角度、角加速度、筋電図情報を説明変数として代入し膝関節モーメントの各推定式を算出した。表 3 の重相関係数の値からは推定式の信頼性は高いといえる。

表 2 重回帰分析の結果

パラメータ	偏相関係数	F 値	p 値
IEMG1	-22.68	493.45	<0.001
IEMG2	-21.03	82.44	<0.001
IEMG3	-21.78	24.92	<0.001
IEMG4	-128.59	183.78	<0.001
大腿角加速度	0.00	0.01	0.93
大腿角度	0.00	0.04	0.84
下腿角加速度	0.00	1.30	0.25
下腿角度	0.31	417.64	<0.001

表 3 重相関係数

重相関係数	
膝関節モーメント	0.5615

図 4 には、立ち座り動作時、歩行時の三次元動作解析装置から得られた関節モーメントの実測値と推定式から得られた推定値を示し、さらにこれらの相関関係を表した散布図をそれぞれ図 5 に示した。一般に、決定係数 R^2 は 0.8 以上が非常に良い、0.5 以上が良い、0.25 以上がまあまあ良い、0.25 以下が良くないと言われている。立ち座りとの相関は 0.2713 であり、中程度の相関が認められた。歩行時の実測値と推定値の相関は 0.15 と満足の行く結果では無かったが、今年の 0.0007 と比較すると、格段に改善されたといえる。

考察

本研究において、基準動作であるハーフスクワ

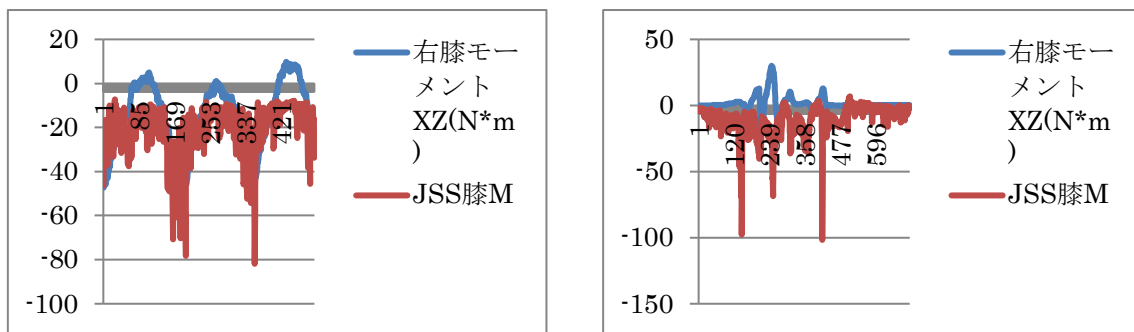


図 4 膝関節モーメントの実測値と推定値の比較

左図は椅子からの立ち座り動作, 右図は歩行時

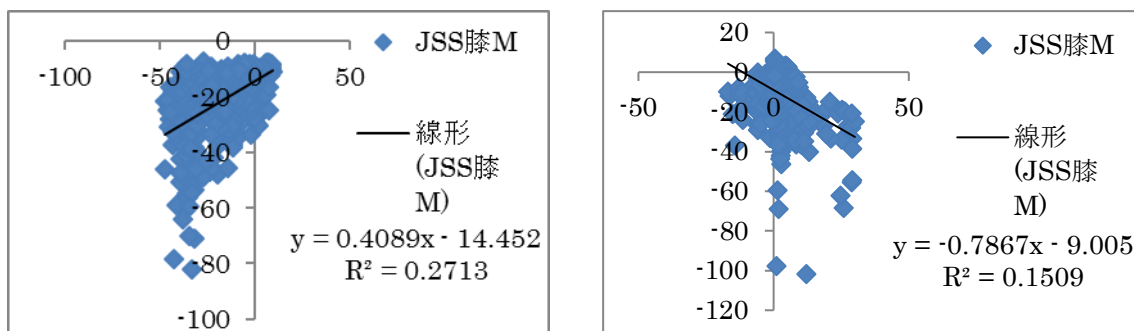


図 5 膝関節モーメントの実測値と推定値の相関

左図は椅子からの立ち座り動作, 右図は歩行時

ットを基に立てた推定式は, 昨年度と同様に立ち座りとの相関は認められたが, 歩行動作では十分な結果が得られなかった. 昨年と比較すると, 部分的には相関は下がったが, 歩行のような, 基準動作であるハーフスクワットと類似しない動作において, より高い相関が得られた. このことから, 重力方向を加味した角度変化へと変更することによって, 歩行のような応用動作においても推定式が適用できる可能性が示唆された. 昨年では基準動作と類似した動作におけるモーメントの推定に特化していたが, 今年の検証によって汎用性が向上し, 実用化に近づいたのではないかと考える. 今後の改善点として, 以下の三点が挙げられる.

一点目は, 昨年のデータを用いて再検証を行ったため, 骨盤や足部の情報が不足しており, 股関節・足関節の重力方向に対する角度を求めることができず, 股関節・足関節のモーメントの要素を組み込めなかったことが挙げられる. 骨盤の傾きや, 股関節・足関節の要素が加わることで,

より良い推定値が得られるものとする. 新たにデータを取り直す際には, これらの不足していた情報も得た上で, 検証を行う必要があると考える.

二点目は, 表面筋電図と角度変化におけるタイムラグの修正を行うことである. 表面筋電図では, 筋線維から発生した活動電位を数値として得ることができるが, 筋活動が生じてから角度変化が起きるまでには, 若干のタイムラグが存在する. 本研究は, 筋電図と角加速度計を同時計測し, 相関関係を検証したが, 筋活動と角度変化が生じるタイミングをそろえることも, 改善点の一つであるとする.

三点目は, 動作が重力に抗したものであるか, 重力を利用したものであるかを考慮することである. 立ち上がりは重力に抗した動作であるのに対し, 座る際には重力を利用するが, 2つの動作では重力の影響により発揮される関節モーメントが異なる. 今回, 角度表現においては重力の要素を加味したが, このことを推定式を立てる上で考

慮に入れることも、課題の一つであると考え。

これらの課題が達成されることによって、より良好な推定値が得られるのではないだろうか。近年、筋電図測定機器の小型化や高性能化などのハ

ード面の進歩がこのような研究を可能にした一因であると考えられ、今後のさらなる検討により、臨床での応用を目指す。

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, 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; 37:690-690
- 5) 米国保健福祉省公衆衛生局疾病予防センター国立産業安全保健研究所:表面筋電図の人間工学応用(初版). (財)労働科学研究所出版部, 神奈川, 2004, pp.24-25
- 6) 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
- 7) Helen J, Hislop, Jacqueline Montgomery:新・徒手筋力検査法(原著第9版). 協同医書出版社, 東京, 2013, pp.2
- 8) 森田祐也, 藤江正克, 他:加速度センサを用いた左右分離床反力推定方法の検討. (社)日本機械学会[No.10-52]生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 講演論文集[2010.9.18-20,豊中]
- 9) 杉原知道:ロボット工学に基づく二足歩行制御の構成論的理解. 第75回ロボット工学セミナー「歩行の生理学/力学/制御理論と歩行支援ロボティクス」, 中央大学後楽園キャンパス, 2012, 12

(指導教員:鶴崎俊哉)