

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。

糸川京佑・牛島 毅

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ために、臨床の現場などで測定することは困難である。そこで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いう仮説を立てた。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と関節角度変化から推定式を作成し、立ち座り動作と歩行の動作において求めた推定式と実測値間で相関があるのかを検討した。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。しかし、歩行においては相関が得られなかったため、推定式の作成方法の再検討や基準動作の再考が必要であるなどの課題も得られた。

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は、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⁾。しかし、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、筋電図の筋張力側定において、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⁾。

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で、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わされる。しかし、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など、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それほど精度は必要ないのではないかと考えた。そこで我々は詳細に個別の筋の

活動を捉えるのではなく動作時の下肢の各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いう仮説を立てた。この仮説が検証されれば、臨床において筋電図情報と関節角度変化情報のみで、動作時の関節モーメントがより簡便に客観的に数値化できると考えられる。

準備・方法

1) 研究対象

成人男性(本研究グループ内1名)

2) データの収集方法・手順

〈測定機器〉

・アニマ社製三次元動作解析装置および床反力計(以下、計測 A)

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(以下、計測 B)
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。

・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。

〈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・腓骨頭・大転子・上前腸骨棘に計測 A の反射マーカを取り付ける。

・表面筋電図(計測 B)のディスポーザブル電極を以下の場所に貼付する。その際、皮膚抵抗を下げるためにスキンプュアを用い事前処理を行う。

① 下腿前面(前脛骨筋:背臥位で腓骨頭~外果の中心点。電極間距離は中心から5cmで腓骨頭側)。

② 下腿後面(下腿三頭筋:腹臥位で膝窩

と、膝窩~踵骨上縁の1/2の点)。

③ 大腿前面(大腿四頭筋:背臥位で大腿中央の膝蓋骨直上10cmの点と近位方向に電極間距離15cm)。

④ 大腿後面(ハムストリングス:腹臥位で膝窩から近位方向に10cmの点とさらに近位方向に電極間距離15cm)。

・電極パットは大(25mm)と小(20mm)サイズを用い、前脛骨筋には小を貼りつける。

・片側の足部、下腿部、大腿部、骨盤の4か所に9軸モーションセンサ(計測 B)を装着する。

・測定時のサンプリング周波数は1kHzとする。

〈測定動作〉

① ハーフスクワット

② 椅子からの立ち上がり

③ 歩行

〈方法〉

・①②③の各動作について、計測 A と計測 B を同期させて記録・計測する。

・①はメトロノームのテンポ(60BPM)を基準に3回を2セット、5回を1セット行う。1セット目は4秒で1回(2秒でしゃがんで2秒で立ち上がる)、動作間は1秒間隔をあけて行う。2セット目も同様。3セット目は1秒で1回行う。動作間は1秒間隔をあけて行う。

・足の幅は肩幅(肩の真下)でつま先は開かないようにし、上肢は胸の前に組み、体幹は垂直に保持したまま行う。

・しゃがみ込む深さは体幹を垂直に保てるどころまでとする。事前に壁に背中をつけた状態で動作の練習を行ってから測定する。

・②は椅子座位から立ち座りを3回繰り返す。上肢は胸の前に組み、下肢のみで行う。

・③は床反力計を快適速度で横断する。

3) データの分析方法

・①で得られた計測 A の関節モーメントを目的変数、計測 B 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計測A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。

結果

表 1 に基準動作となるハーフスクワット時の股関節、膝関節、足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

表 1 ステップワイズ重回帰分析(変数増減法)を行って得られた値。

股関節モーメント	偏回帰係数	標準誤差	t値	P値
股関節角度	0.8797039	0.01589585	55.3417	<0.001
膝関節角度	0.1305281	0.02285574	5.711	<0.001
足関節角度	-0.626327	0.03731995	16.7826	<0.001
股関節角加速度	-0.004474	0.00151355	2.956	0.00313
膝関節角加速度	-0.0052391	0.00044307	11.8246	<0.001
足関節角加速度				
下腿前面	-1.0691086	0.210712	5.0738	<0.001
下腿後面	1.9208295	0.44122357	4.3534	<0.001
大腿前面	-5.7100371	0.75996736	7.5135	<0.001
大腿後面	5.4785458	1.63901019	3.3426	<0.001
定数項	-3.1040929	0.0639904	48.5087	<0.001
膝関節モーメント	偏回帰係数	標準誤差	t値	P値
股関節角度	0.3015118	0.02107795	14.3046	<0.001
膝関節角度				
足関節角度	-0.1681604	0.05089188	3.3043	<0.001
股関節角加速度				
膝関節角加速度	-0.0068521	0.00046194	14.8333	<0.001
足関節角加速度				
下腿前面	0.8880792	0.2884677	3.0786	0.00209
下腿後面	4.8920827	0.60736018	8.0547	<0.001
大腿前面	-5.79195	1.04617731	5.5363	<0.001
大腿後面	11.3345104	2.25436121	5.0278	<0.001
定数項	5.6207967	0.08734463	64.3519	<0.001
足関節モーメント	偏回帰係数	標準誤差	t値	P値
股関節角度	-0.1712105	0.03153703	5.4289	<0.001
膝関節角度	0.328468	0.0081967	40.0732	<0.001
足関節角度				
股関節角加速度	-0.0063564	0.00307195	2.0692	0.03858
膝関節角加速度	-0.0271276	0.00089974	30.1505	<0.001
足関節角加速度				
下腿前面	-1.1896858	0.41804643	2.8458	0.00445
下腿後面	9.5155701	0.90377576	10.5287	<0.001
大腿前面	-4.7254924	1.55322342	3.0424	0.00236
大腿後面	25.7718964	3.35779137	7.6753	<0.001
定数項	16.1714459	0.12232065	132.2054	<0.001

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、股関節モーメント、膝関節モーメント、足関節モーメントの各推定式を算出した。

重相関係数は、表 2 よりこれらの予測式の信頼性は高い。

表 2 各推定式の重相関係数。

	重相関係数
股関節モーメント	0.73481
膝関節モーメント	0.98465
足関節モーメント	0.89332

しかし、関節モーメントを測定する上では必要条件と思われる足関節角度の要素が足関節モーメントの推定式には組み込まれていなかったことや、足関節角加速度すべての推定式に組み込まれていなかった。

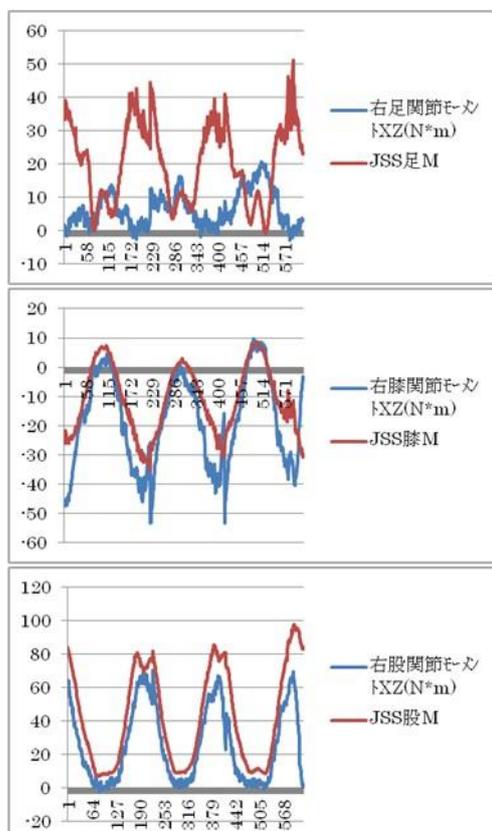


図 1-A 関節モーメント実測値と推定に式より得られた値。(立ち座り)

JSS: 推定式より得られた値

図 1 (A,B,C)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実測値の各関節モーメントと推定値から得られた関節モーメントを示し、さらにこれらの相関関係を表した散布図を図 2 (A,B,C)に示した。

立ち座りとの相関は足関節モーメントにおいては見られなかったが、股関節、膝関節モーメントにおいては相関が認められた。歩行時の実測値と推定式の相関関係はあまりにも低かった。しかし、散布図の成分に特徴が見られていたこと、今回の基準動作となるハーフスクワットは閉鎖性運動連鎖であったということを踏まえ、歩行の立脚期のみを抽出し、推定式と相関関係を比較した。(図 1,2-C)

歩行時の右立脚期においては、股関節モーメントのみ高い相関が見られた。

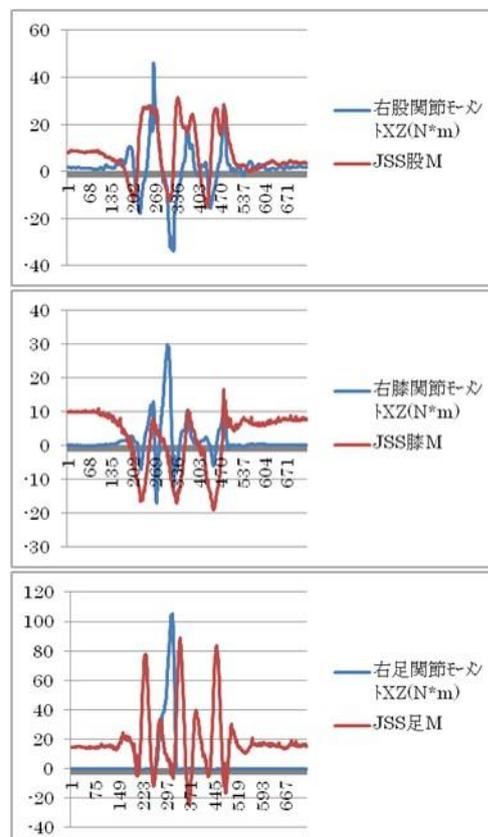


図 1-B 関節モーメント実測値と推定に式より得られた値。(歩行)

JSS: 推定式より得られた値

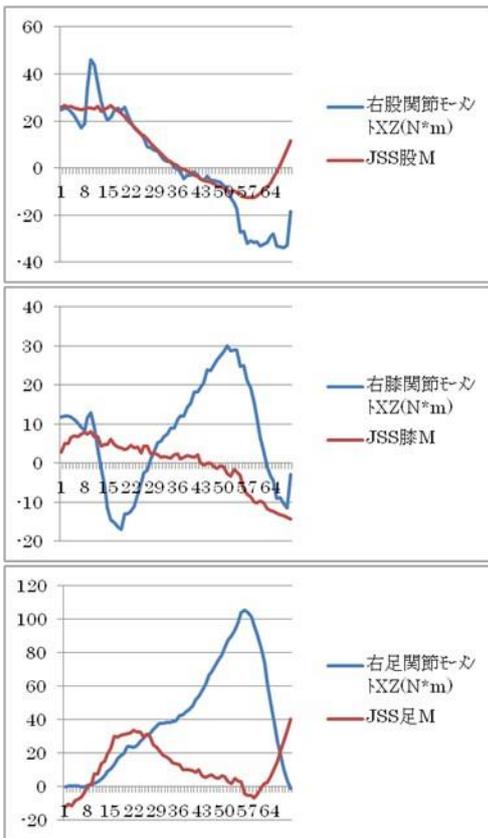


図 1-C 関節モーメント実測値と推定に式より得られた値.(歩行右立脚期)

JSS: 推定式より得られた値

考察

本研究において、基準動作であるハーフスクワットを基に立てた推定式は立ち座りとの相関は認められたが、歩行動作とは相関が見られなかった。歩行動作には基準動作と違い開放性運動連鎖の要素も加わることが推定式から高い相関が得られなかった原因ではないかと考えた。そこで、歩行動作から立脚期のみを取り出して相関関係を見てみたところ、股関節モーメントにおいては高い相関が見られた。しかし、膝関節、足関節においては相関係数が低くほぼ 0 に近い値だった。この原因を探るために、説明変数である各関節角度や関節角加速度、筋電図情報にばらつきがないかを検証してみた。

基準動作であるハーフスクワット時の関節角度の分布と、測定動作である立ち座り、歩行時の関節角度、関節角加速度、筋電図の分布には違い

があり、基準動作が、各動作の関節角度や関節角加速度の分布を網羅する必要があるのではないだろうかと考えられた。

また、今回はステップワイズ重回帰分析を利用して関節モーメントの推定式を予測したが、その方法にも検討の余地があると考えられる。今回は、関節角度や関節角加速度、そして筋電図から得られた筋張力を説明変数として利用した。しかし、実際に関節モーメントを求める際は、筋張力の垂直成分や、支点から作用点の距離などの情報も必要であるのでそのような情報を含むような推定式にしていく必要があるかもしれない。

さらに、今回は被験者が 1 人だったということもあり、今後はより被験者を増やして検討していく必要があるだろう。

パイロットスタディーとしての本研究によって、基準動作から得られた推定式の信頼性が高かったこと、基準動作と同じような立ち座り動作では比

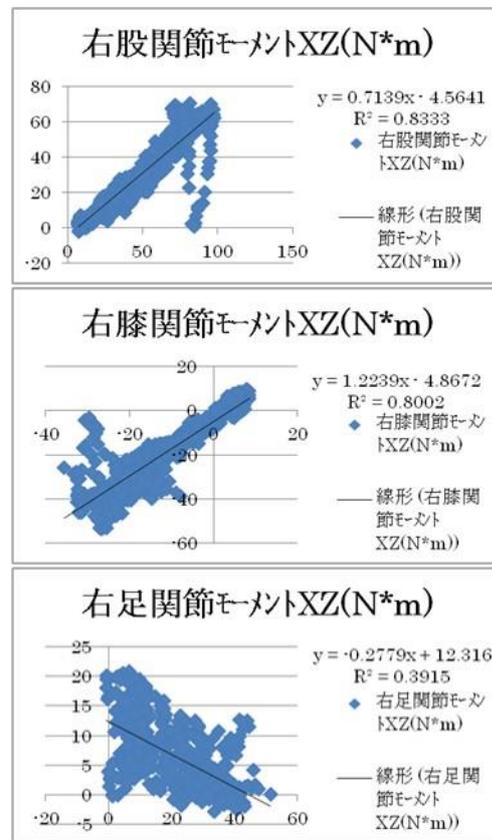


図 2-A 関節モーメント実測値と推定式により得られた値の散布図.(立ち座り)

JSS: 推定式より得られた値

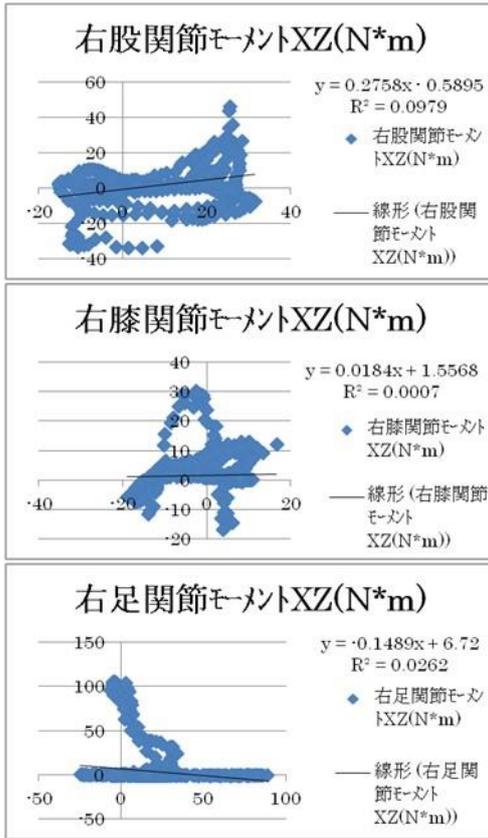


図 2-B 関節モーメント実測値と推定式により得られた値.(歩行)

JSS: 推定式より得られた値

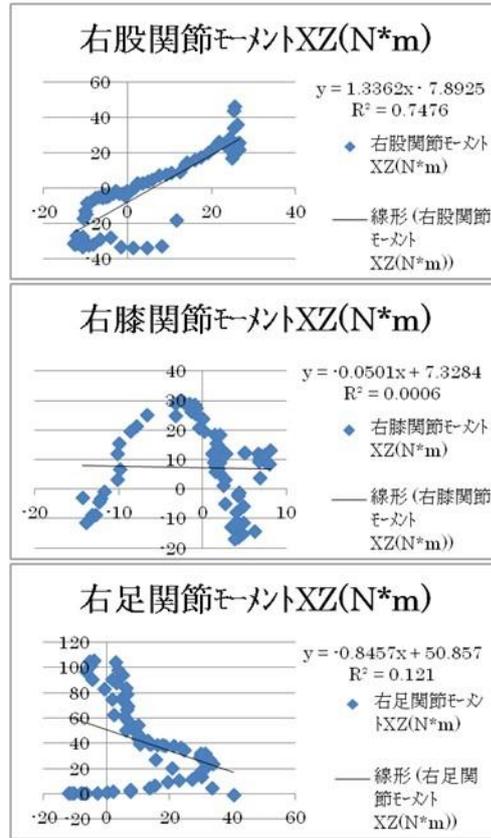


図 2-C 関節モーメント実測値と推定式により得られた値.(歩行右立脚期)

JSS: 推定式より得られた値

較的高い相関が得られたものもあったことは、これまでの先行研究では報告がなく筋電図と関節角度変化から関節モーメントを推定できる可能性が示唆された。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。

まとめ

本研究では、ハーフスクワットを基準動作に筋電図情報と関節角度変化から下肢関節モーメントの推定式を作成し、その推定式が立ち座り動作、歩行動作にも適用できるのかという検証を行っ

結果として、立ち座り動作においては比較的高い相関が得られ、パイロットスタディーとしての一定の成果は得られたものと考えられた。しかし、歩行動作においては相関を得ることはできず、推定式の作成方法や基準動作の見直しといった課題も浮き彫りになった。

謝辞

本研究を進めるに当たりご指導ご尽力を賜りました、鶴崎俊哉准教授、髻谷研究員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を申し上げます。

参考文献

- 1) 細田多恵:小児理学療法学テキスト(改訂第二版). 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: 690-690.
- 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8版). 協同医書出版社, 東京, 2013, pp. 2

(指導教員:鶴崎俊哉)