

人体の下肢における Hill の筋肉数値モデルに関する研究

日大生産工(院) ○露木 美波 日大生産工 見坐地 一人

1. はじめに

近年、スポーツ科学や医療分野においての研究や開発に用いられている人体の筋肉数値モデルは、1938年に提案されたA.V.Hillの筋肉数値モデルに基づいている。しかし、80年前以上に提案されたモデルでは激しい運動や速い動作においての解析精度に限界があるのではないかと考えた。また、Hillの筋肉数値モデル（以下、Hillモデルとする）は理論的に説明することが難しいと考えられている。そこで、上肢と下肢の簡単な動きからHillモデルの妥当性を検証する。逆動力学解析より求めた解析値と実測値を比較することによってモデルの課題点を抽出し、現在のHillモデルに代わる新しい手法の方向性を示す。

2. 解析手法

本研究で妥当性を検証するHillモデルとその解析手法について以下に述べる。

2.1 Hillの筋肉数値モデル

骨格モデルに筋肉を付け加えたものを筋骨格モデル（Hillモデル）という。筋骨格モデルは筋肉をアクチュエータとして考えることができ、モデル化することができる。モデル化したものをFig.1に示す。

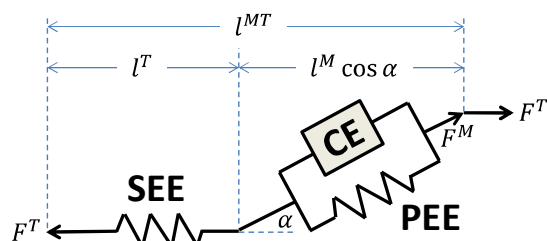


Fig.1 Hillの筋肉数値モデル

CEは筋肉の収縮要素である。力を発揮する収縮要素を考えた場合、受動抵抗はそれに対して並列に配置される弾性要素（PEE）と直列に配置される要素（SEE）に分けることができる。このとき直列弾性要素は腱の力学特性を示している。また、収縮要素は羽状角 α だけ傾斜している。このモデルにおける腱部の歪・力関係をFig.2、筋肉部の長さ・力関係をFig.3、収縮速度・力の関係をFig.4に示す。

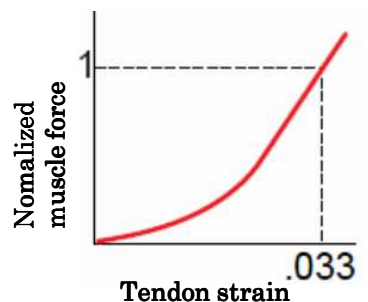


Fig.2 腱部の歪・力関係

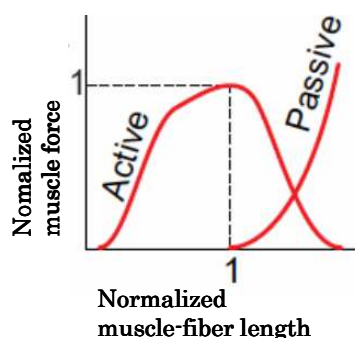


Fig.3 筋肉部の長さ・力関係

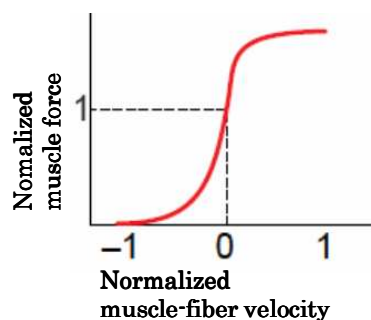


Fig.4 収縮速度・力関係

Fig.2～4の縦軸は正規化された筋力であり式(1)より求められる。このとき、正規化された筋力を F とすると、 F^M は筋力、 F_0^M は最大筋力である。

$$F = \frac{F^M}{F_0^M} \quad (1)$$

Study on Muscle Mathematical Model of Hill in Lower Limbs of the Human Body

Minami TSUYUKI, Kazuhito MISAJI

Fig.2の横軸は腱の緩みであり、式(2)より求めることができる。このとき、腱の緩みを L_s^T とすると、 l^T は腱の長さ、 l_s^T は腱の緩み長である。

$$L_s^T = \frac{l^T - l_s^T}{l_s^T} \quad (2)$$

また、Fig.3の横軸は正規化された筋繊維長であり、Fig.4の横軸は正規化された筋繊維速度である。それぞれ式(3)、式(4)より求めることができる。このとき、正規化された筋繊維長を L^M とすると、 l^M は筋繊維長、 l_0^M は最適筋繊維長であり、正規化された筋繊維速度を V^M とすると、 v^M は収縮速度、 $v_{\max}^M$ は最大収縮速度である。

$$L^M = \frac{l^M}{l_0^M} \quad (3)$$

$$V^M = \frac{v^M}{v_{\max}^M \cdot l_0^M} \quad (4)$$

2.2 動力学解析

身体運動を運動力学的に分析するための手法である動力学解析には、順動力学解析と逆動力学解析がある。順動力学とは、対象とする身体力学系の運動方程式を考え、筋力や関節トルク等の駆動力を入力条件として与え、運動を出力として求める計算方法である。しかし、駆動力は生体内の力学量であるため直接的に測定することは困難である。Fig.5に順動力学解析のフローを示す。

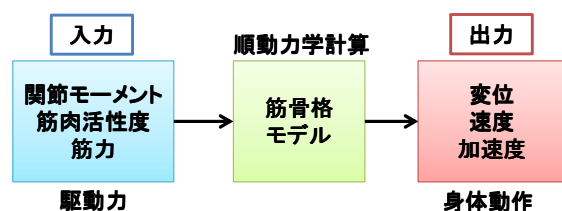


Fig.5 順動力学解析フロー

これに対して、逆動力学は主に身体動作の力学的評価に用いられる手法である。身体の運動方程式に対して運動データを入力条件として与えることにより、駆動力となる力の情報を得ることができる。順動力学では計測困難な身体内部の駆動力を、逆動力学計算を用いれば身体外部から観測可能な運動学的情報から推定計算することができる。Fig.6に逆動力学解析のフローを示す。

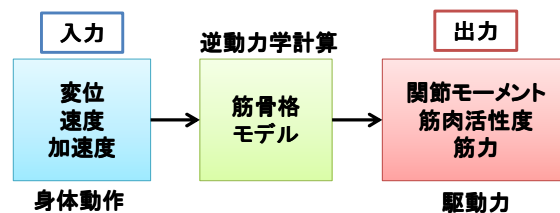


Fig.6 逆動力学解析フロー

そこで、本論では逆動力学解析を用いる。尚、解析にはこれらの手法を用いた市販ソフト「SIMM」を用いた。

3. 実験方法

Hillモデルの妥当性を検証するため下肢の簡単な動作より筋肉活性度と最大筋力を求める。

3.1 剛体リンクモデル(骨格モデル)作成

始めに解析上で必要な剛体リンクモデルを作成する必要がある。被験者に反射マーカーを貼り付け、その動作からキャプチャカメラと解析ソフトウェアを用いることで3次元座標軸上に被験者の骨格にあったモデルを作成する。反射マーカーを装着した様子をFig.7に、作成された剛体リンクモデルをFig.8に示す。

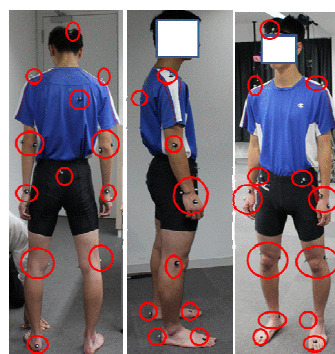


Fig.7 反射マーカー位置

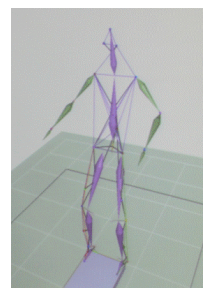


Fig.8 剛体リンクモデル

3.2 筋肉活性度の測定

筋肉の収縮とともに発生する活動電位を波形として観測する装置であるテレメトリー筋・心電計MQ16（以下、筋電計とする）を被験者に装着し、筋肉の活性度を測定する。筋電計を装着した部位は、右足の大腿直筋、内側広筋、外側広筋、

前脛骨筋、ハムストリング、腓腹筋（内・外側）である。筋電図を装着した様子をFig.9に示す。

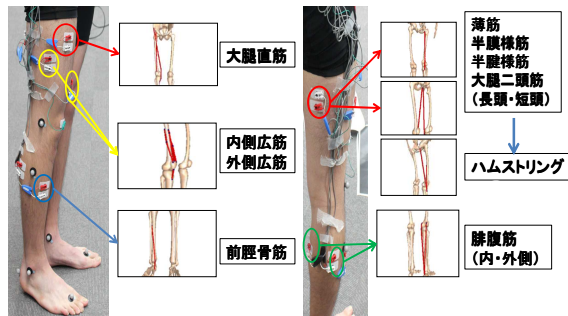


Fig.9 筋電図の貼付位置

3.3 最大筋力の測定

最大活性度に対してどのくらい筋肉が活性化しているかを測定するため、被験者の最大筋力を測定する。測定部分は筋電計を装着した部分と同じである。

3.4 動作測定及び解析条件

下肢の動作測定は運動中の地面を蹴る力を測定することができるフォースプレートの上に被験者が立ち足踏みする場合と膝を曲げ伸ばす場合、フォースプレート上に座り膝を曲げ伸ばす場合の3パターンの動きより筋肉の活性度を測定した。3パターンのそれぞれの解析条件を以下に示す。また、Fig.10にそれぞれの動作の様子を示す。

- (a)フォースプレート上で足踏み
速い(遅い)速度を10秒間で3回ずつ測定
- (b)フォースプレート上で膝の曲げ伸ばし
右足に3kgの重りを付け、荷重有り無しで2秒(4秒)で1往復を3回ずつ測定
- (c)フォースプレート上に座り膝の曲げ伸ばし
右足に3kgの重りを付け、荷重有り無しで2秒(4秒)で1往復を3回ずつ測定

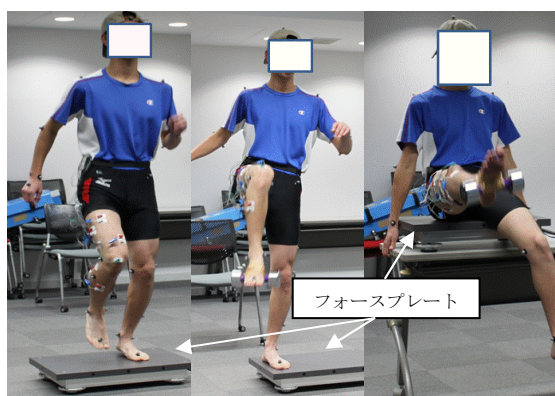


Fig.10 測定動作(左(a), 中央(b), 右(c))

3.5 実験結果

ここでは、Fig.10(b)に示すフォースプレート上で膝を3回曲げ伸ばした場合(荷重なし)の結果について述べる。下肢の動作データと筋電計を装着した部分の筋肉活性度を得た。また、動作データより剛体リンクモデルにおいて作用する関節トルクを求めた。股関節におけるトルクをFig.12とFig.13の赤線に示す。大腿直筋の筋肉活性度をFig.15とFig.16の赤線に示す。

4. 解析

4.1 筋骨格モデル作成

逆動力学解析を行う前に、3.1で作成した剛体リンクモデルに被験者の体格にあった筋力の解析値と被験者の体格にあった関節位置を合わせ込むことで筋骨格モデルを作成する。Fig.11にSIMM上で作成した筋骨格モデルを示す。ここでFig.11の赤い部分が各筋肉を示す。

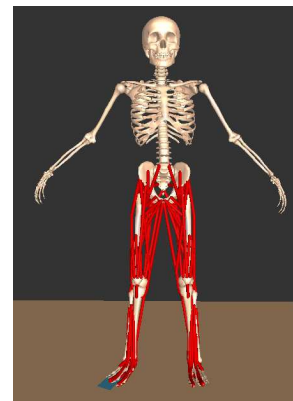


Fig.11 筋骨格モデル

4.2 解析結果

(a)股関節トルク

3.1で作成した剛体リンクモデルに2秒で1往復の下肢の動作データを入力し求めた股関節のトルクと、同様に4.1で作成した筋骨格モデルを解析し、そこに筋肉活性度の実測値を与えて求めた股関節のトルクを比較し、その結果をFig.12に示す。同様に4秒で1往復の結果をFig.13に示す。縦軸に関節トルク、横軸に時間を表す。このとき、剛体リンクモデルに動作データを入力し求めたトルクを青線とし、筋骨格モデルに実験から得られた動作データと筋肉活性度を与えて求めたトルクを赤線とする。これら2つのトルクの比較より、股関節の屈曲時におけるトルクに大きく差が生じていることがわかった。

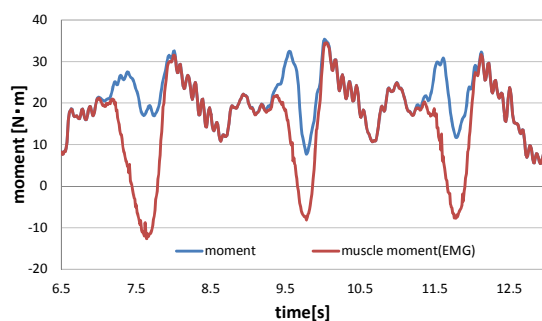


Fig.12 股関節トルク(2秒で1往復)

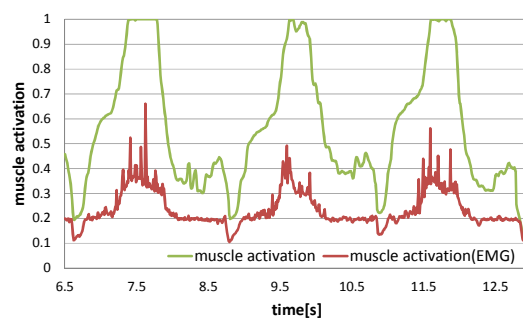


Fig.15 筋肉活性度(2秒で1往復)

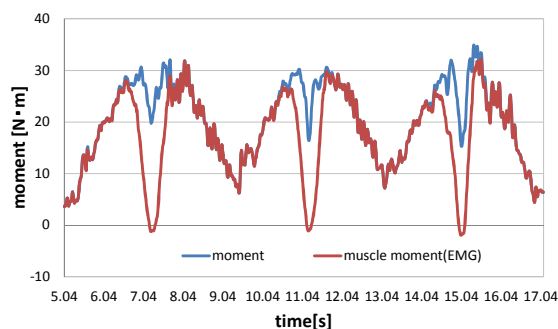


Fig.13 股関節トルク(4秒で1往復)

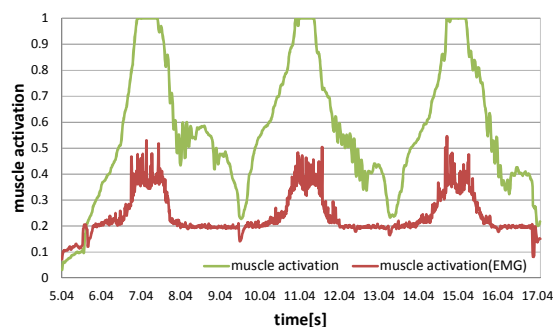


Fig.16 筋肉活性度(4秒で1往復)

(b)大腿直筋における筋肉活性度

逆動力学解析では、まず先に剛体リンクモデルの関節トルクが計算される。次にそのトルクを実現するような筋肉活性度を求める。筋骨格モデルを作成する際にFig.12の剛体リンクモデルのトルクに合うように被験者の体格にあった筋力を計算し、股関節トルクを求める。次にそのトルクを実現するような大腿直筋の筋肉活性度を求める。大腿直筋の位置をFig.14に示す。求めた筋肉活性度と実測した筋肉活性度を比較し、その結果をFig.15に示す。同様にFig.13の剛体リンクモデルのトルクに合うように筋力を計算し、求めたトルクを実現するような筋肉活性度と実測した筋肉活性度の比較結果をFig.16に示す。縦軸に筋肉活性度、横軸に時間を表す。このとき、剛体リンクモデルのトルクに合うように筋力を計算し、求めたトルクを実現するような筋肉活性度を緑線とし、実験から得られた筋肉活性度を赤線とする。この2つの筋肉活性度を比較した結果、2つ筋肉活性度の差は屈曲時に約2倍近くあることがわかった。また、2秒で1往復と4秒で1往復での結果からは速度の変化による解析精度に対する影響は少ないことがわかった。

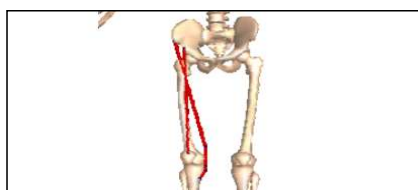


Fig.14 大腿直筋

5. 結論

- (1) 筋肉活性度の比較結果より Hill モデルにおいて求めた値と、実測値の差が約 2 倍の差が生じた。筋肉活性度の測定精度に問題はあるものの、股関節の屈曲時に大きな差が生じた。
- (2) 下肢の動作において 2 秒で 1 往復と 4 秒で 1 往復での速度における筋肉活性度の解析精度に対する影響は少なかった。
- (3) 以上の結果より、Hill モデルの解析精度に課題があることが明確になった。

今後は、筋電測定の精度を上げることを検討すると同時に、さらに動作の速度を上げたときの解析精度についても検討していきたい。

6. 参考文献

- (1)菅原路子 筋肉～サルコメア～アクチン
- (2)Felix E MUSCLE AND TENDON
Volume17, Issue4(1989)

謝辞

本研究を進めるにあたり、日本大学4年の佐藤喬君の協力に感謝します。