

Visco-elastic property of lower limb muscles in human

鈴木 剛・芝浦工業大学

Takeshi Suzuki, Shibaura Institute of Technology

田嶋 章敬・芝浦工業大学

Akinori Tajima, Shibaura Institute of Technology

小山 浩幸・芝浦工業大学

Hiroyuki Koyama, Shibaura Institute of Technology

三好 扶・芝浦工業大学

Tasuku Miyoshi, Shibaura Institute of Technology

山本紳一郎・芝浦工業大学

Shin-ichirou Yamamoto, Shibaura Institute of Technology

Key Words: ultrasounds, Muscular fiber length

1. 研究背景と目的

一般に筋収縮の力学的特性は、張力・長さ曲線、力・速度曲線という2つの基本関係によって表せることが知られている¹⁾。Fig. 2aに、等尺性収縮時における張力・長さ関係を示す。生体長（生体内で、関節を中位にしたときの筋長）を100%として、様々な長さにおける張力を測定した結果である。筋が長くなるにつれて、張力が増加するという弾性特性が筋に備わっていることがわかる。一方、Fig. 2bは力・速度関係である。筋力は、筋の短縮速度に反比例して減少しており、粘性特性を表している。しかし、これらの先行研究はカエルの筋を生体外に取り出し筋束から単一筋線維を取り出して実験された結果である。

そこで本研究では生体内にある筋線維長の変化を実際に計測することのできる超音波診断装置を用いる。Fig. 6にあるように測定範囲が限られた超音波画像では筋束全体をみることができないため、筋膜と筋線維の角度関係から筋の長さを推定する。

以上のことより、本研究では超音波画像を使ってヒトの足関節筋群の *in vivo* 計測を行い、筋線維の長さ変化を計測し、ヒトの足関節筋群における力・速度・張力・長さ関係を導き出し、筋収縮様式による違いを比較検討する。さらに現在一般的である Fig. 1 の筋の粘弾性モデルでの粘弾性係数をもとめ、シミュレートすることを目標とする。

今回の報告では正弦波に合わせて足関節の底背屈課題を行い、底屈時伸張性収縮・背屈時短縮性収縮における筋線維長を超音波診断装置で実際に計測し、筋線維長とペダルのアングル・トルクを計測し比較検討することが目的である。

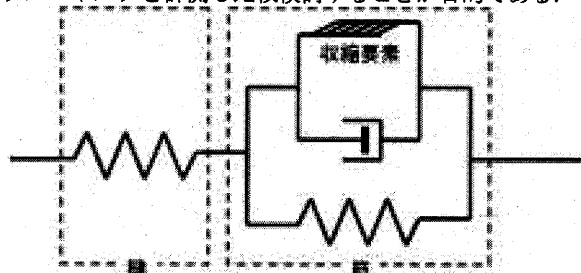


Fig.1 筋の粘弾性モデル

2. 筋収縮様式

筋収縮様式には等尺性収縮・伸張性収縮・短縮性収縮がある。等尺性収縮とは、筋の長さを一定に保ちながら収縮することである。伸張性収縮とは、筋が収縮張力を発揮しながら外力によって引き伸ばされながら収縮することである。短縮性収縮とは、筋が短縮しながら収縮することである。

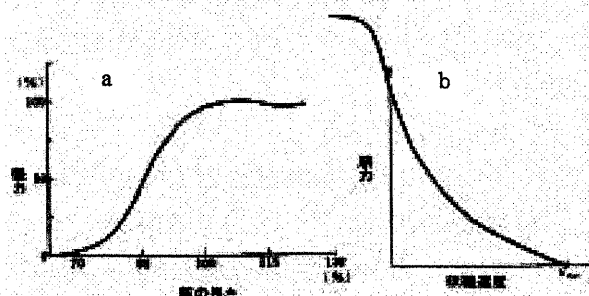


Fig.2

3. 伸張性収縮・短縮性収縮時における粘弾性特性実験

3-1. 実験目的

正弦波に合わせて足関節の底背屈課題をし、底屈時伸張性収縮・背屈時短縮性収縮における筋線維長の変化とペダルのアングル・トルクを計測し比較検討することが目的である。

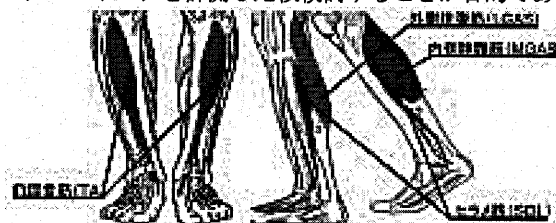


Fig.3 被検筋

3-2. 実験方法

今回の実験では足関節背屈時の単関節筋である前脛骨筋(TA)を被検筋とする。被検者の右足のTAに超音波装置のプローブを装着する。この時TAの拮抗筋の活動状態を見るために外側腓腹筋(LGAS)内側腓腹筋(MGAS)ヒラメ筋(SOL)に表面電極をはり、底背屈課題中の活動筋電位をとる。

実験は Fig. 3.2 にあるような実験装置におもりのをつけて行う。膝角度 45° に固定し、足関節角度は 90[deg] をスタートとし 20[deg] の可動域を設ける。またファンクションジェネレータからの正弦波に合わせて足首の底背屈課題を行う。正弦波は 1.0[Hz] 2.0 [Hz] に設定する。正弦波と足関節角度の同期をオシロスコープで確認し、7000[ms] EMG・超音波画像の同時計測する。なお、選考実験により超音波画像取得の際に 22[コマ] 時間にして約 212[ms] のおくれが生じることがわかっている。

トルク、アングル、筋電位はサンプリング周波数 1000[Hz] 超音波診断装置はサンプリング周波数 104[Hz] で計測する。なおペダルは背屈方向を正とする。

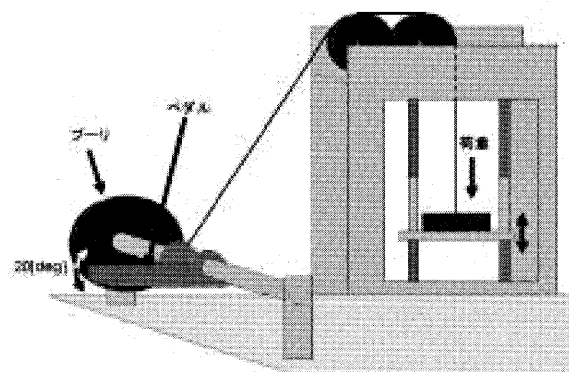


Fig.4 実験装置

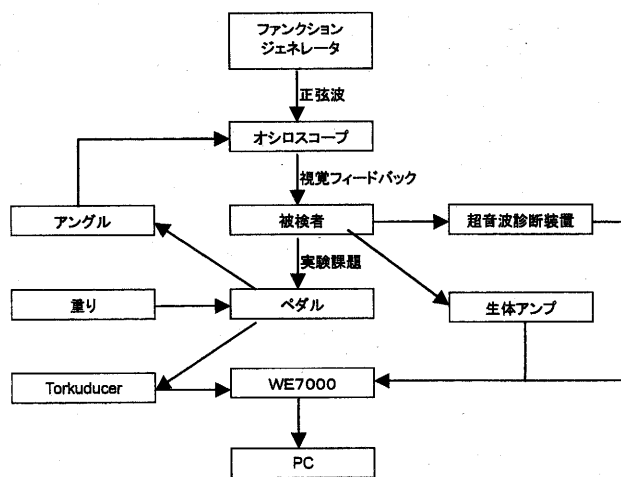


Fig.5 実験構成図

3.3. 解析

得られた超音波画像は、演者らが開発した超音波画像解析支援ソフトウェアを用い腱膜・筋線維を抽出し、座標化したデータから筋線維長を算出しバターワースローパスフィルタ (3 Hz) にかける。超音波診断装置の画像取得開始時間とトルク・アングルの計測開始時間との差 (遅れ) の 22 コマ (212[ms]) の時間差の調節を行う。その後、筋長の一番長いときを基準に 1 周期ごとのデータを抽出し加算平均をとる。その結果の筋線維長とアングルの関係を Fig.6 に筋線維長とトルクの関係を Fig.7 に示す。

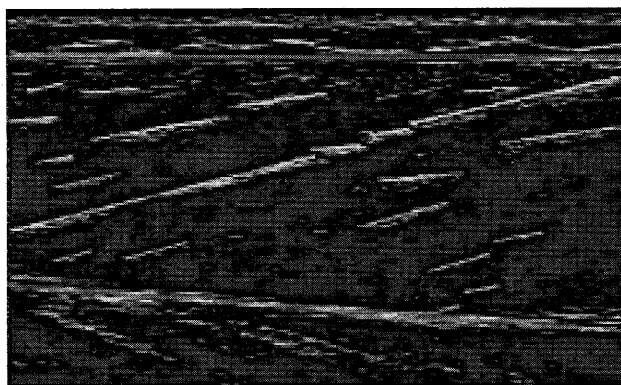


Fig.6 超音波画像解析支援ソフトウェアの解析結果

3.4. 結果・考察

解析結果から筋線維長とペダルのアングルでの筋線維の一番収縮した点とアングルの最大に背屈した点を比較すると筋長の変化と実際に外に発揮している仕事の間に時間差が生じた。これは、筋が収縮した結果外への仕事するからである。しかし、本研究で注目すべき点は、外への仕事の速さ (ペダルの周波数) が早くなるにつれて筋線維長とペダルのアングルとの間の時間誤差 (遅れ) が大きくなった点である。

また、Fig.7 でも筋が短縮性収縮時から伸張性収縮時への変化の点とトルクが正から負へ変化する点 (ペダルが正方向から負方向へ移動に変わる点) を比較すると遅れが生じている。

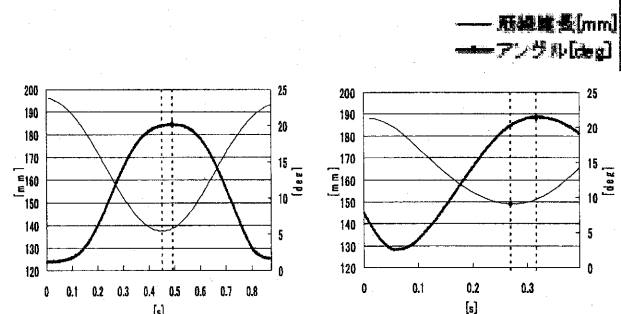


Fig.6 アングルと筋線維長 左図 1.0[Hz]右図 2.0[Hz]

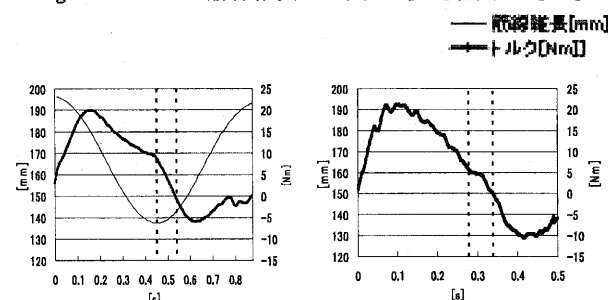


Fig.7 トルクと筋線維長 左図 1.0[Hz]右図 2.0[Hz]

今回の実験で筋線維長の変化とアングル・トルクにおいて遅れが生じたのは、筋の収縮要素からペダルへの力の伝達において何らかの負の要素が働いているためだと考えられる。その負の要素の一つに考えられるのは筋の粘性である。

4. 今後

今回の実験では正弦波を使い実験したが、正弦波だと速度も一定でないため、次回の実験では同じ実験装置を使い短縮性収縮時 (足関節背屈時) と伸張性収縮時 (足関節底屈時) とに分けて計測し、短縮性収縮・伸張性収縮時での違いについて検討していきたい。

また、in vivo でのヒトの足関節筋群の超音波画像計測により筋線維の長さ変化を計測し、筋の張力・長さ曲線、力・速度曲線という 2 つの基本関係を導き出す実験系の開発とそれを使って Fig.1 の筋の粘弾性モデルでの粘弾性係数を求めシミュレートしていきたい。

参考文献

- 1) 伊藤宏司, 伊藤正美: 生体とロボットにおける運動制御, 社団法人計測自動制御学会, 1991.
- 2) 福永哲夫: 筋の科学辞典, 株式会社朝倉書店, 2002.
- 3) Sekiguchi H, Nakazawa K, Akai M: Recruitment gain of antagonistic motoneurons is higher during lengthening contraction than during shortening contraction in man. Neuroscience Letters 342 69-72 2003.