

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2006～2008

課題番号：18500454

研究課題名（和文）筋音図を用いた筋細胞（筋線維）レベルの収縮特性の分析

研究課題名（英文）Muscle fiber contraction properties estimated by mechanomyography

研究代表者

赤滝 久美（AKATAKI KUMI）

大阪電気通信大学・医療福祉工学部・教授

研究者番号：30280811

研究成果の概要：筋音図とは筋線維が収縮する際に、その径が側方向に拡大・変形する結果発生する一種の圧力波を起源とする信号であり、筋の収縮特性を分析するための新たな信号として注目されてきた。本研究では筋音図を用いて筋細胞（筋線維）レベルでの収縮特性を分析することを目的とした。具体的には（1）筋長変化に伴う筋収縮特性の変化を筋音図によって同定すること。（2）繰り返し刺激による誘発収縮時の筋収縮特性の変化を筋音図で記述した。

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2006年度	1,700,000	0	1,700,000
07年度	1,100,000	330,000	1,430,000
08年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
総計	3,600,000	570,000	4,170,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：健康・スポーツ科学・身体教育学

キーワード：筋音図、筋電図、誘発収縮、筋長、筋収縮特性、筋線維、電気刺激

1. 研究開始当初の背景

筋の収縮特性は、トレーニングや廃用、加齢、筋疲労、収縮履歴など種々の要因によって変化する。このため、筋の収縮特性を分析することは、筋のパフォーマンスを評価する上で重要な情報を提供する。本研究は、筋線維レベルにおける筋の収縮特性を筋音図を用いて分析するものである。

従来、筋の収縮特性は筋力（力曲線）によって分析される。筋力は各筋線維の張力が腱で統合され、さらに、関節の回転運動によって計測される。このため、関節を介さない筋や複数頭で構成される筋については、対象とする筋の正確な力曲線を得ることが困難である。また、筋線維レベルを対象とした微細

な分析では、その発揮張力が小さいために関節の回転運動が実現せず、力曲線が得られないという問題が発生する。

そこで、本研究では腱や関節を介さずに筋の収縮を分析し得る筋音図（Mechanomyogram：MMG）を導入し、これを活用した筋線維レベルでの収縮特性の分析を試みることにした。

MMGとは収縮筋線維の径が側方向に拡大・変形する結果で発生した一種の圧力波を起源とする信号である。すなわち、筋力は筋線維の長軸方向への変位（短縮）であり、一方、MMGは短縮と同時に発生する筋線維の側方向への変位（拡大・変形）で得られる。力と比較した場合、MMGの優位性は対象と

する筋の体表面上より導出が可能であり、腱や関節の影響を介さずに筋収縮活動を捉え得る点である。

2. 研究の目的

本研究ではヒトを対象に、MMG を活用して筋線維レベルでの収縮特性分析の有用性を検討することを目的とした。具体的には以下の2課題について取り組んだ

- (1) 筋長変化に伴う筋線維収縮特性をMMG信号を用いて同定すること
- (2) 繰り返し刺激時の筋線維収縮特性をMMGを用いて同定すること

3. 研究の方法

(1) 筋長変化実験

①被験者

15名の健常成人男性(年齢 21.2 ± 1.3 歳、身長 168.7 ± 4.6 cm、体重 59.4 ± 4.9 kg)が、本研究内容および危険性について十分な説明を受けた後、被験者として実験に参加した。筋長変化に伴う筋線維収縮特性の同定は、大腿直筋の等尺性単収縮を対象に行った。

②電気刺激

大腿直筋の単収縮は、大腿直筋運動点上より経皮的電気刺激を挿入することで遂行した。刺激は0.8ms長の矩形波で、EMG波形が安定して記録可能な最低レベルの強度を用いた。

③記録

MMGは小型加速度計を用いて大腿直筋筋腹上より導出した。EMGはMMGセンサーを挟む形で添付した使い捨て電極を用いて記録した。導出された各信号4kHzでA/D変換し、PCに取込んだ。

④筋長規定とプロトコール

筋長は股関節と膝関節角度を変化させることで実現した(表1)。すなわち、股関節85度、膝関節75度屈曲(完全伸展0度)を規準長とた。これより、膝関節の伸展による大腿直筋短縮を2種類(S1、S2:それぞれ膝

表1 筋長規定

position	hip(degree)	knee(degree)
S2	85	35
S1	85	55
M	85	75
L1	70	75
L2	40	75
L3	10	75

関節55度、35度屈曲)、股関節伸展による大腿直筋身長を3種類(L1、L2、L3:それぞれ股関節70度、40度、10度)を規定した。

電気刺激は各姿勢で5回の単収縮を誘発させた。試行の順序はランダムであり、前試行の影響を除くため各試行間には30分以上の休息を設定した。

(2) 繰り返し収縮実験

①被験者

本研究組織の代表および分担研究で構成される健常成4名(男性3、女性1)が被験者となった(48.6 ± 12 歳)。

②電気刺激

刺激は大腿直筋内に挿入したワイヤー電極を用いて行った(直径 $100 \mu\text{m}$)。

刺激は0.1msの矩形波で、筋電図でM波が記録される最小の強度を採択した。

刺激の頻度は0.5、1、3Hzでそれぞれ150回の単収縮を誘発させた。

③記録

MMGは電気刺激による大腿直筋の部分的な単収縮が視覚で確認される場所より小型加速度計を用いて導出した。EMGは小型加速度計の遠位部に表面電極を添付して記録した。導出された各信号4kHzでA/D変換し、PCに取込んだ。

4. 研究成果

(1) 筋長変化に伴う筋線維収縮特性の変化

図1は、各肢位で記録されたEMGとMMGの典型波形を示している。EMGは全ての筋長においてほぼ一定であり、筋に対する刺激強度が各筋長で同等であることを示した。一方、MMGは基準長(M)を中心に、各肢位でMMGの振幅が異なった。

図2はMMG振幅と筋長との関係を示している。MMGは各肢位で得られた最大振幅を、基準長Mで得られたMMG最大振幅で正規化した。正規化MMG振幅は、基準長Mを最大とし、筋の引き伸ばし(L1~L3)、短縮(S1、S2)のいずれにおいても有意に減少した。これら筋長とMMG振幅との関係は、筋長と活動張力との関係と類似する。MMGは筋収縮時における筋線維径の拡大・変形に起源を持つことから、長軸方向に発生する弾性要素の影響を受けにくいことが予測される。このため、筋長に伴うMMG振幅の変化は、力と比較してより感度高くアクチンおよびミオシンフィラメントの相互作用をトを反映するし、活動張力の分析を可能とすることが示唆された。

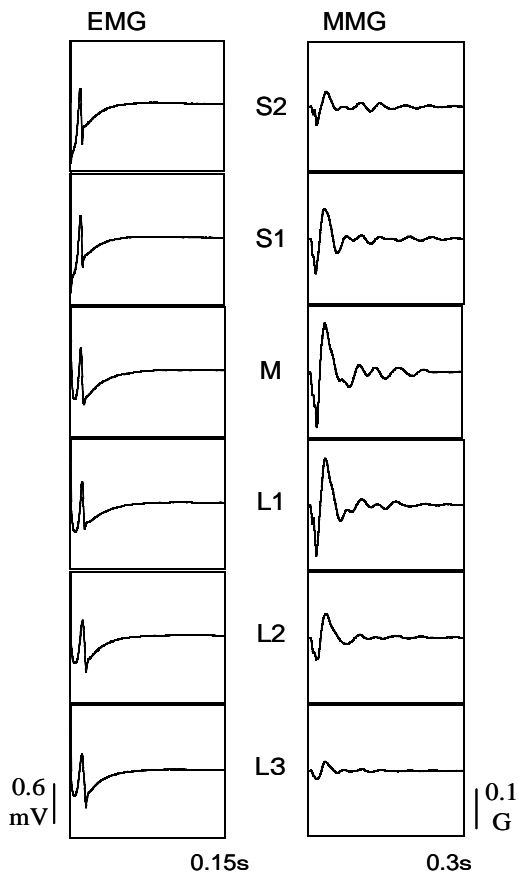


図1. 各筋長で導出された EMG および MMG の典型波形

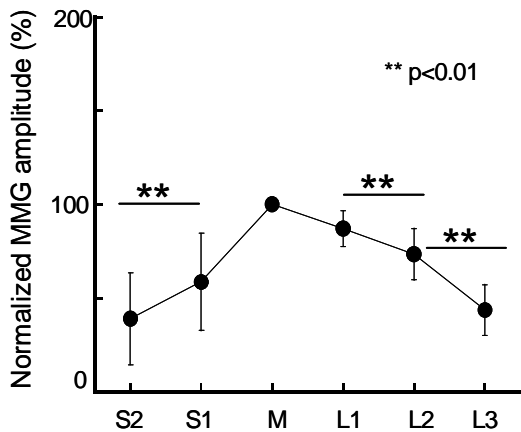


図2 各筋長時の正規化筋音図振幅

(2) 繰り返し刺激時の筋線維収縮特性の同定
 図3に150回の繰り返し刺激時の誘発MMG (A) およびEMG (B)の典型波形を示した(3Hz)。ここで、EMG振幅は繰り返し回数に伴う大きな変化を示さずほぼ振幅が一定であった。一方、MMGは刺激回数に伴って振幅が増大する傾向を示した。

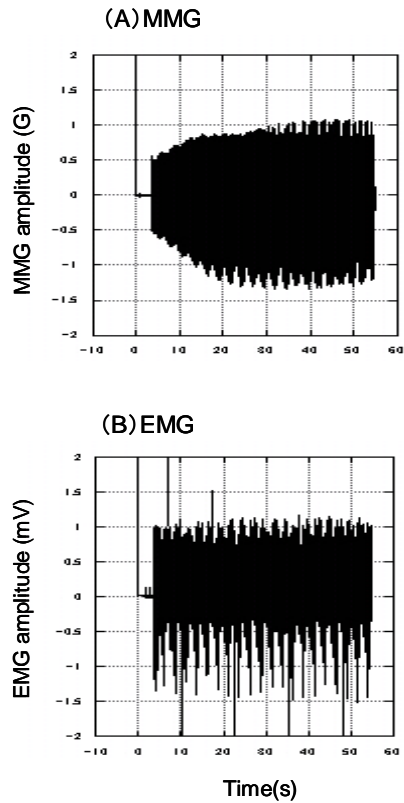


図3 繰り返し刺激時の筋音図 (A) および筋電図 (B) の典型波形

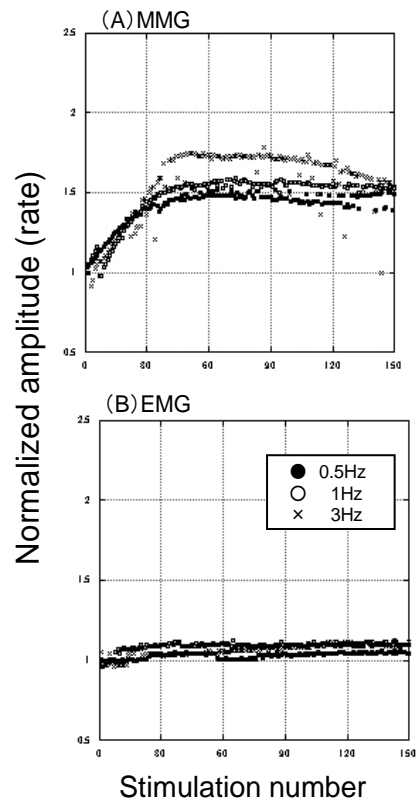


図4 繰り返し刺激に伴う MMG (A) および EMG (B) 振幅の変化

図4は、MMGおよびEMG振幅と刺激回数との関係を刺激頻度毎に示している。MMGとEMGは刺激開始時の振幅で正規化した。図4(B)にみられるように、EMGの振幅は全てのいずれの刺激頻度においても殆ど変化せず、筋に対する刺激入力量が一定であることを推察させた。一方、MMG(図4(A))振幅と刺激回数との関係は、刺激開始から振幅が増大し、その後、一定となる指数関数的な関係を示した。さらに、各刺激頻度での振幅増大率は、0.5Hzで約1.4倍、1Hzで約1.5倍となり、3Hzでは約1.75倍となり、頻度が高くなるにつれて振幅増大率が大きくなる傾向が観察された。しかしながら、刺激回数に対するMMG振幅の増大は、いずれの刺激頻度においても40回程度で停止することが示された。

本研究において使用された刺激頻度(0.5、1、3Hz)は筋線維収縮の融合を引き起こすに満たない頻度である。このことは、MMG信号においても確認されている。EMGの振幅が一定であるにも関わらず、刺激開始時よりMMG振幅の漸増が確認されたことは、筋線維の賦活後増強に類似したメカニズム存在が推察された。通常、賦活後増強は比較的高強度(高頻度)の活動後に観察される収縮特性の変化であり、筋力の増大として記録される。筋力は各筋線維の長軸方向への短縮張力が腱に集約され関節を介して記録される。一方、MMGは筋線維側方向への拡大・変形で発生することから、より筋線維レベルの機械的活動を反映する。このことから、繰返し刺激において発生した賦活後増強がMMGに反映されたことが推察された。今後、振幅の変化に加えて周波数特性等、更なるパラメータを解析することによって、繰返し収縮に伴う筋線維収縮特性の変化をより詳細に分析しえることが推察された。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文](計 3件)

- ① 赤滝久美、三田勝己：筋音図法の基礎。臨床脳波、50、649-656、2008、査読無し
- ② A.R Ng, K. Arimura, K.Akasaki, K.Mita:Mechanomyographic determination of post-activation potentiation in myopathies. Clinical Neurophysiology, 117, 232-239, 2006, 査読有り
- ③ H.Nonaka, K.Mita, K.Akasaki: Sex differences in mechanomyographic responses to voluntary isometric

contraction. Medicine & Science in Sports & Exercise, 38, 1311-1316, 2006, 査読有り

[学会発表](計 5件)

- ① 武貞征孝、赤滝久美：関節角度の変化が誘発筋音図に及ぼす影響。第63回日本体力医学会大会、2009.9.18。(秋田市)
- ② Y.Ito, K.Akasaki, K.Mita: Amplitude properties of mechanomyogram with stimulation intensity during single twitch contraction produced by electrical stimulation. The 22nd SICE symposium on biological and physiological engineering. 2008.1.13。(ハルビン)
- ③ M.Sudo, K.Akasaki, K.Mita:Water retention in lower limbs and muscular fatigue. The 22nd SICE symposium on biological and physiological engineering. 2008.1.13。(ハルビン)
- ④ 赤滝久美：筋音図(Mechanomyogram)の基礎と臨床応用、日本臨床神経生理学会学術大会、2007.11.21。(宇都宮)
- ⑤ 武貞征孝、赤滝久美：筋音図を用いた運動単位動員レベルの推定。第62回日本体力医学会大会、2007.9.14。(秋田市)

6. 研究組織

(1) 研究代表者

赤滝 久美 (AKATAKI KUMI)
大阪電気通信大学・医療福祉工学部・教授
研究者番号：30280811

(2) 研究分担者

三田 勝己 (MITA KATSUMI)
川崎医療福祉大学・医療福祉マネジメント学部・教授
研究者番号：40100169

伊東 保志 (ITO YASUSHI)

愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所・機能発達学部
研究者番号：70268069

(3) 連携研究者

なし