慶應義塾大学学術情報リポジトリ
Keio Associated Repository of Academic resouces

Title	ヒトの運動制御における筋粘弾性調節機構の多チャネル筋音図と筋電図計測による解析
Sub Title	Analysis of visco-elastic property of human muscle using multichannel EMG and MMG recording
Author	内山, 孝憲(UCHIYAMA, TAKANORI)
Publisher	
Publication year	2009
Jtitle	科学研究費補助金研究成果報告書 (2008.)
JaLC DOI	
Abstract	筋音図と筋電図を計測することにより，ヒトが筋を収縮しているときの粘弾性の調節機構を調べた．具体的には，下肢の筋である前頸骨筋を支配している総腓骨神経に電気刺激を行って筋音図を計測した．筋音図を数学モデルで近似して，筋の粘弾性を反映するパラメータを評価したところ，筋活動度の増加に応じて増加する筋自体の特性の弾性成分と，筋活動度に依存しない結合組織などの弾性成分に分離して推定することに成功した．
Notes	研究種目：基盤研究(C) 研究期間：2006～2008 課題番号：18560417 研究分野：工学 科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学
Genre	Research Paper
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=KAKEN_18560417seika

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the KeiO Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

様式 C -19

科学研究費補助金研究成果報告書

平成 21 年 3 月 31 日現在

研究種目：基盤研究(C)
研究期間：2006～2008
課題番号：１８５６０４１７
研究課題名（和文）　ヒトの運動制御における筋粘弾性調節機構の多チャネル筋音図と筋電図計測による解析
研究課題名（英文）　Analysis of visco-elastic property of human muscle using multi-channel EMG and MMG recording

研究代表者
内山　孝憲（UCHIYAMA TAKANORI）
慶應義塾大学・理工学部・准教授
研究者番号：50243324

研究成果の概要：筋音図と筋電図を計測することにより，ヒトが筋を収縮しているときの粘弾性の調節機構を調べた．具体的には，下肢の筋である前頸骨筋を支配している総腓骨神経に電気刺激を行って筋音図を計測した．筋音図を数学モデルで近似して，筋の粘弾性を反映するパラメータを評価したところ，筋活動度の増加に応じて増加する筋自体の特性の弾性成分と，筋活動度に依存しない結合組織などの弾性成分に分離して推定することに成功した．

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合　計
2006 年度	1,300,000	0	1,300,000
2007 年度	1,300,000	390,000	1,690,000
2008 年度	700,000	210,000	910,000
年度			
年度			
総　計	3,300,000	600,000	3,900,000

研究分野：工学
科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学
キーワード：筋音図，システム同定，粘弾性，前頸骨筋

１．研究開始当初の背景

運動制御の観点から，多くの場合，筋の収縮方向の粘弾性が研究の対象となっている．例えば，一定の大きさの力を発揮して姿勢を維持しているときに，外乱を与えて，その応答から粘弾性が推定されている．この場合，一定の姿勢を維持しなければならない，解析方法の原理上の制限により，反射が発現せず筋活動が一定とみなせる短い時間の応答から粘弾性を推定しなければならない，などの問題点がある．

そこで，従来の方法とは異なる原理で，筋の粘弾性を推定する方法を提案する．筋が興奮すると，皮膚表面で筋活動電位を観測することができる．また，同時に筋線維の収縮による数百 Hz 以下の振動波を皮膚表面で観測することができる．筋電図は筋の活動を即時に反映していると考えることができる．一方，筋音図は，筋および皮下組織の機械インピーダンスによってフィルタリングされた信号である．これらのことを利用して，筋自体の活動の状態を筋電図として計測し，筋の活動の状態と粘弾性の情報を筋音図として計測して，粘弾性を推定する方法を提案する．

２．研究の目的

(1)複数の筋音図および筋電図のセンサを配置し，粘弾性推定に適するセンサ配置方法お

よび収縮力の発生方法を明らかにする．
(2) 筋収縮方向に直交する方向について，筋電図を入力，筋音図を出力とする伝達関数を推定する．次に，筋収縮方向の粘弾性を推定する方法を提案する．

３．研究の方法
(1) 市販の筋音センサと，様々な電極を組み合わせて，筋音図と筋電図の同時計測に適する方法を確立した．
(2) 上腕二頭筋の等尺性収縮を対象として，２チャネル筋音図を計測し，筋音図の伝播時間を求めた．
　被験者は椅子に座り，上体をベルトで固定した．上腕を体幹に沿わせ，肘関節角度が 90 度になるように前腕を台の上においた．手関節に歪みゲージを介するワイヤをとりつけて，肘関節角度を 90 度に固定した．筋音センサ（加速度計）の一つを上腕二頭筋の筋腹に貼付し，もう一つを筋腹から近位側に 15，20，25，30㎜ の位置に貼付した．筋電図計測用の電極を筋腹より遠位側に電極間距離 30㎜ で貼付した．図 1 に 30㎜ 間隔で筋音センサを貼付けたときの模式図を示す．等尺性収縮力を，最大随意収縮力の 15，20，25，30%とし，3 秒間一定収縮力を発生するように被験者に指示した．各目標収縮力について 6 回ずつ計測した．２チャネルの筋音図の相互相関関数から筋音図の伝播時間を求めた．

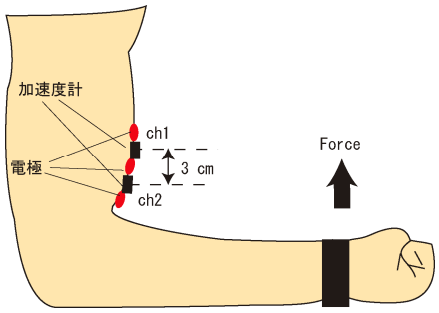

図 1 センサの配置例

(3) 上腕二頭筋を対象にして 4ch の筋音図を計測した．被験者は健常男性 6 名（22～24 歳）である．被験者は座位で上半身を椅子に固定されている．上腕は体幹に接触しないように体幹と平行とし，肘を 90 度屈曲した．前腕は回外位とした．筋音センサの貼付間隔は筋腹を中心に，20，25，30㎜ 間隔の 4 通りとした．被験者には，10，20，30%MVC の収縮力を 3 秒間発揮させた．計測した筋音図を全波整流平滑化して積分筋音図を求めた．また，筋音図のパワースペクトルおよび平均周波数を求めた．
(4) 筋電図と筋音図を同時計測した結果をふまえ，後の解析を簡単化するために前頸骨筋を対象として，筋活動を入力，筋音図を出力とするシステムの伝達関数を，部分空間法を用いて同定した（図 2）．なお，ここでは入力としては，前頸骨筋を支配する総腓骨神経への電気刺激を用いた．同定したシステムを，バネ，ダッシュポット，質量からなる力学系の 2 次遅れ系（図 3）を複数組み合わせた関数（図 4）で近似し，弾性の指標となる固有周波数と粘性の指標となる減衰率と筋活動度の関係を解析した．筋音図の振幅が刺激強度を高くしても増加しないときを 100%として，振幅がその 10，25，40，50，75%になる強度で電気刺激を与えて計測し，上記の解析を行った．

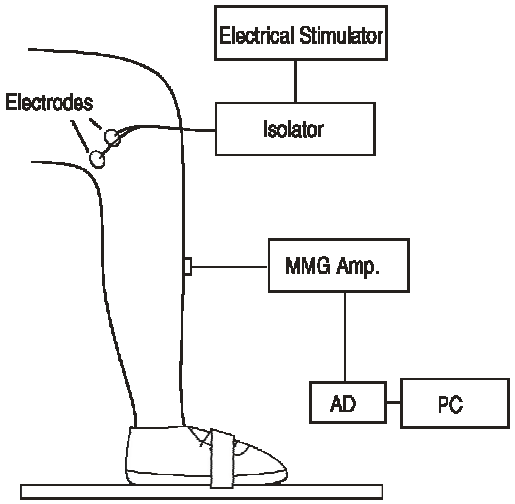

図 2 筋音図のシステム同定のための実験の模式図

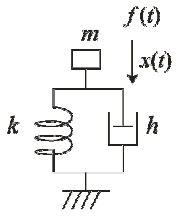

図 3 力学系の 2 次遅れ系のモデル

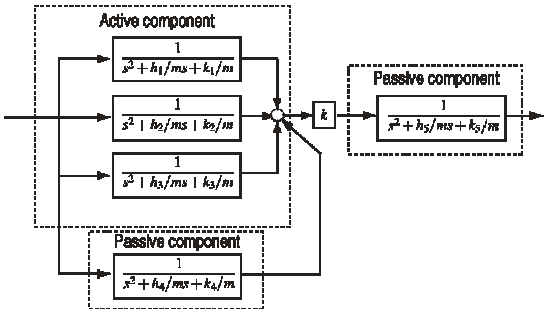

図 4 力学系の 2 次遅れ系の組合せによる近似

４．研究成果

(1) 筋電図と筋音図を同時計測するために，長さ 20㎜，幅 4㎜ の銅板を間隔 12㎜ で並べて，その間に筋音センサを置く電極を作成した．電極には，計装用演算増幅器を配置し，増幅率 1000 倍で差動増幅を行った．また 10 から 1000Hz のバンドパスフィルタを付加した．被験者は座位で，上腕を体幹に沿わせて肘関節を 90 度にした姿勢で前腕を台に固定した．最大収縮力の 30%の等尺性収縮を行った．同時計測用電極を貼付する場合と貼付しない場合について計測し，筋音図のパワースペクトルを求めた．その結果，同時計測用電極を貼付すると，40Hz 付近の信号がわずかに減衰することが分かった．このことは，銅板電極を用いる場合には，電極の接触インピーダンスを低くするために，電極を強く固定する必要があり，これが筋音図計測に影響を及ぼしていることを示している．したがって，筋電図計測には，粘着性のある電極を用いることが望ましい．

(2) 筋音図の伝播速度は筋電図の伝播速度より速かった（図 5）．これは従来の知見と同様であった．また，等尺性収縮力が大きい程，伝播速度が速いことを示した．これには，２つの原因が考えられる．一つは，等尺性収縮力が大きくなると，太い筋線維が活動し，太い筋線維の方が筋電図の伝播速度が速いことから，結果として筋音図の伝播時間が短くなることである．もう一つは，等尺性収縮力が大きくなると，筋が硬くなることから，振動波が高速に伝播することである．

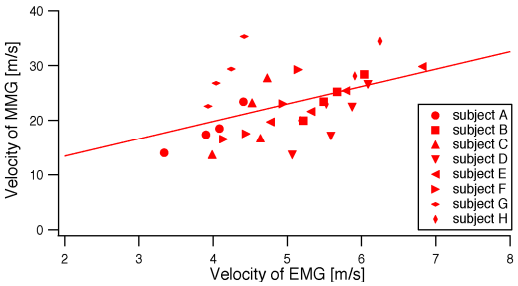

図 5 筋音図と筋電図の伝播速度の関係

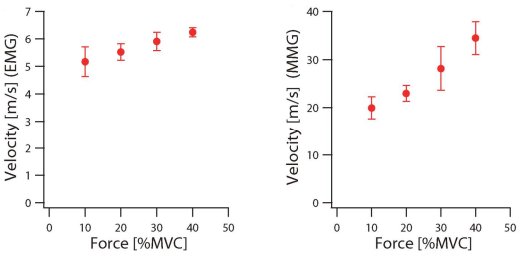

図 6 収縮レベルに対する筋電図と筋音図の伝播速度の関係

(3) 図 6 に示すように，収縮レベルの増加にともなって筋音図と筋電図のいずれも伝播速度が増加した．また筋音図の伝播速度が速かった．

筋腹付近の積分筋音図の振幅が大きく，近位および遠位側では振幅が減少した．パワースペクトルからは，収縮レベルの増加に伴い，高周波成分が強く現れた．これらのことは，収縮レベルの増加に伴い，速筋線維が動員されていることを示す．

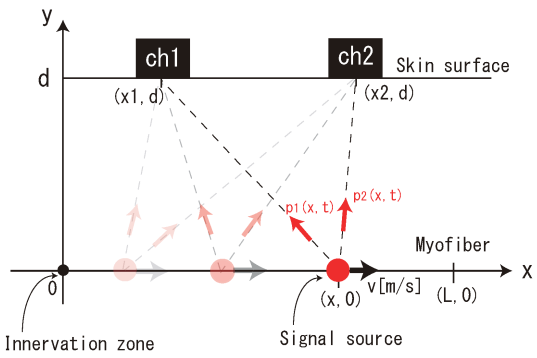

図 7 筋音図と筋電図の伝播速度の違いを説明するモデル

筋活動を表す筋電図が発生してから筋の収縮が始まって筋音図が発生することを考えると，筋音図の伝播速度が筋電図の伝播速度より速いことは矛盾している．そこでこの現象を説明するため，図 7 に示す，筋電図の伝播速度で移動する音源のモデルを検討したところ，音源から発せられる振動の減衰率を適切に定めることによって説明できることが分かった．

(4) 図 8 に総腓骨神経を刺激したときの筋音図の応答と，それを 10 次伝達関数で近似したときの推定値を示す．10 次伝達関数によって，筋音図の波形が良好に推定されていることがわかる．

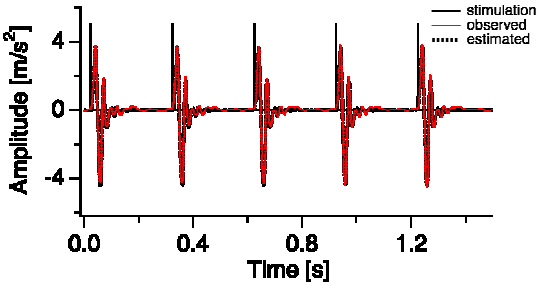

図 8 筋音図の計測値と 10 次伝達関数による推定値

筋の弾性を反映する固有周波数は，図 9(a)に示すように，筋音図の振幅の増加とともに増加するものと，ほとんど変化しないものに分かれることが分かった．ここでは，2 次遅れ系の組み合わせで考えたときに，固有周波数の 2 乗である k/m の内，3 つは刺激強度の増加と共に増加した．一方，2 つは刺激強度が増加してもほとんど変化しなかった．前者は筋の能動的な性質，つまり筋活動度に依存して変化する弾性を表している．後者は筋活動に依存しない弾性を表しており，皮膚や結合組織などの受動的な性質を表していると考えられる．2 次遅れ系は，直列・並列に任意に組み合わせることができる．ここでは，図 4 のように筋線維自体の特性を表すモデルを 3 つ並列に接続し，それに結合組織等が並列に接続され，さらに皮下脂肪や皮膚等の受動的な組織が直列に接続されているモデルが可能性の一つとして考えられる．

本研究では，一度の計測で能動的性質と受動的性質を知ることができ，原理的には電気刺激を筋電図におきかえることにより，従来のように極めて限定的な実験条件（等尺性収縮ときに変位の微小な外乱を与える）から解放されることが期待される．また，筋活動度の変化による筋の弾性の調節機構を筋音図によって初めて明らかにしたものである．さらに，動作中の筋音図に本研究の方法を応用することにより，動作中の筋の弾性の変化を知ることができると考えられる．

なお，粘性係数を反映する減衰係数については（ここでは減衰係数そのものではなく，図 3 に示すモデルの h/m を評価した），筋音図の振幅に依存して変化する傾向は見られなかった（図 9 (b)）．

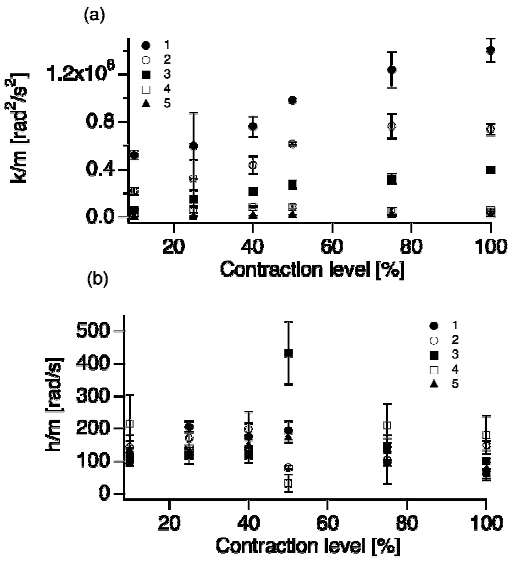

図 9 収縮レベルと固有周波数の 2 乗（k/m）および減衰係数を反映する h/m の関係

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）

〔学会発表〕（計　4 件）

1．内山孝憲，山口拓政，樋口辰哉，前頸骨筋の筋音図の部分空間法によるシステム同定，第 23 回生体・生理工学シンポジウム，2008 年 9 月 29 日，名古屋
2．Tatsuya Higuchi, Takumasa Yamaguchi, Takanori Uchiyama, System Identification of Mechanomyogram Evoked by Common Peroneal Nerve Stimulation, The 30th IEEE EMBS Annual Conference, 2008 年 8 月 21 日, Vancouver
3．樋口辰哉，山口拓政，内山孝憲，総腓骨神経刺激における筋音図のシステム同定，第 47 回生体医工学会大会，2008 年 5 月 8 日，神戸
4．大橋洋平，内山孝憲，等尺性収縮時における筋音図の伝播特性，計測自動制御学会システム情報部門学術講演会，2007 年 11 月 26 日，東京

６．研究組織
(1)研究代表者
内山　孝憲（UCHIYAMA TAKANORI）
慶應義塾大学・理工学部・准教授
研究者番号：50243324
(2)研究分担者
該当なし
(3)連携研究者
該当なし