

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 5 月 26 日現在

機関番号：32612

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24560530

研究課題名(和文)筋音によるヒトの運動時における粘弾性調節機構の解明

研究課題名(英文)Muscle visco-elasticity estimated from mechanomyogram during human motion

研究代表者

内山 孝憲(Uchiyama, Takanori)

慶應義塾大学・理工学部・教授

研究者番号：50243324

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,000,000円

研究成果の概要(和文)：自転車こぎ運動と歩行を対象として、運動時の誘発筋音を計測するシステムを構築した。自転車こぎ運動では、ペダルを踏み込むときの大腿の筋を電気刺激したときの誘発筋音から、筋の弾性係数を推定した。弾性係数は、自転車こぎ運動の負荷の大きさに対して線形に変化することを明らかにした。歩行では、踵接地時に下腿の脛の筋を電気刺激したときの誘発筋音から弾性係数を推定する方法を新たに開発した。また踵接地時には椅子に座って安静にしている場合と比較すると、弾性係数が一桁以上大きくなることを明らかにした。

研究成果の概要(英文)：The measurement systems for an induced mechanomyogram in cycling exercise and walking were constructed. In case of the cycling exercise, the vastus lateralis muscle was stimulated electrically at 80 degree of the knee angle in down phase. The induced mechanomyogram was extracted, and then the transfer function from the electrical stimulation to the induced mechanomyogram was identified. The elastic coefficient of the muscle was estimated. The elastic coefficient was proportional to the power output of the cycling exercise. In case of the walking, novel technique to extract the induced mechanomyogram was developed. The induced mechanomyogram was measured from the tibialis anterior muscle at the heel contact, and then the transfer function from the stimulation to the induced mechanomyogram was identified. The elastic coefficient of the muscle at the heel contact increased more than ten times comparing to that in the resting.

研究分野：計測工学

キーワード：筋音 粘弾性 システム同定

1. 研究開始当初の背景

ヒトらしい運動をロボットで実現しようとする、膨大な計算が必要である。ヒトは、アクチュエータである筋自体が有する特性、つまり粘弾性を活かして、膨大な計算をすることなく、滑らかで柔らかな動作を実現していると考えられている(図1)。運動制御の観点から、筋活動とそれに依存して変化する粘弾性の関係が研究の対象となっている。従来、一定の大きさの力を発揮しているときに摂動を与えてその応答から粘弾性が推定されている。しかし、計測には一定の姿勢の維持

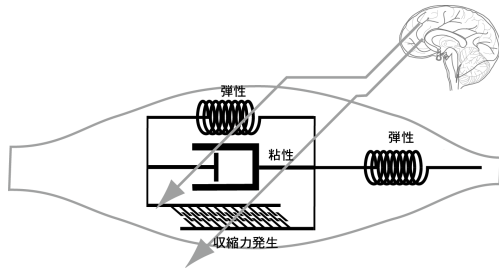


図1 中枢の指令によって調節される粘弾性

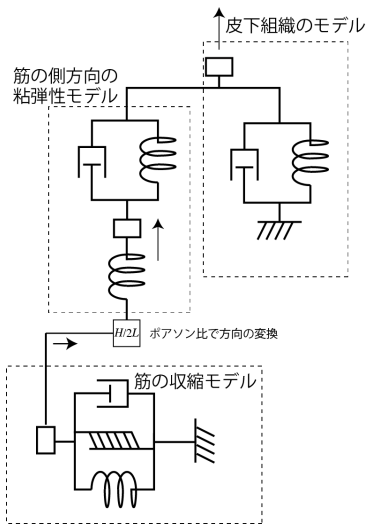


図2 筋音のモデル

が必要であり、筋の粘弾性が筋の活動状態に依存することから反射が発現せず筋活動を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、などの問題がある。

そこで、従来とは異なる原理で、筋の粘弾性を推定する方法を開発してきた。それは筋が収縮するとき皮膚表面で計測される振動、つまり筋音を計測し、入力を電気刺激(インパルス)、出力を筋音とするシステムの伝達関数を同定して粘弾性を推定する方法である(図2)。これにより、比較的大きな筋は6次系で、小さな筋は5次系で表現できることを示した。6次系では、質量・ダッシュポット・バネからなる力学系(2次系)を3組

用いて表すことができ、3つの固有周波数から、筋の収縮方向・筋の側方向・皮下組織の弾性を、また減衰係数から粘性を推定し、弾性と粘性の刺激強度依存性を明らかにしてきた。しかし、これは安静状態の筋にのみ適用できる方法であり、運動時には運動による振動を取り除いて誘発筋音のみを抽出する方法が必要である。

2. 研究の目的

本研究では、自転車こぎ運動および歩行を対象として、筋の粘弾性を推定する方法を確立し、運動時の粘弾性の変化を明らかにする。

3. 研究の方法

(1)自転車こぎ運動時の計測システムの構築と粘弾性の解析では、負荷および速度を規定するために、自転車エルゴメータを用いて、筋音および筋電を計測するシステムを構築した。具体的には、対象者がペダルを踏み込み、膝関節角度が80度のときに大腿部の筋である外側広筋を皮膚上から電気刺激して筋音を計測した(図3)。

筋音の計測には、コンデンサマイクロフォンを用いた。コンデンサマイクロフォンを図4のように空気室に取り付け、両面テープで貼付した。

電気刺激には、電気刺激装置(SEN-3301、

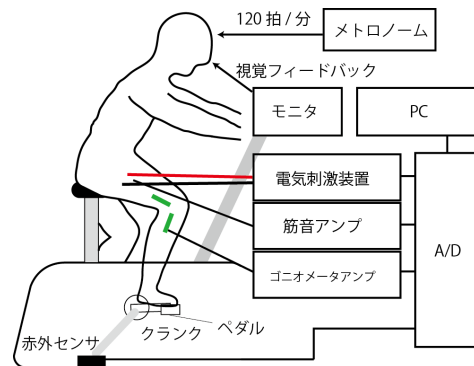


図3 自転車こぎ運動中の筋音計測システムの模式図

日本光電)とアイソレータ(SS-104J, 日本光電)を使用した。ディスプレイ電極(VitrodeJ-150, 日本光電)を上前腸骨棘と膝

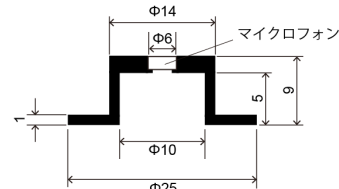


図4 コンデンサマイクロフォンと空気室

蓋骨を結ぶ直線の上前腸骨棘から1/3の地点

に電極中心間距離 4 cm で貼付した。刺激パルスは、パルス幅 500 μ s の単極性方形波で刺激強度を最大上電流とした。電気刺激をペダル 2 回転につき 1 回加えて、電気刺激を加えたときの筋音と加えなかったときの筋音を計測した。それぞれを同期加算平均して随意筋音を取り除いた。これにより電気刺激を加えたときの信号には、誘発筋音と自転車漕ぎ運動そのものによる振動が含まれることになる。一方、電気刺激を加えなかったときの信号には、自転車漕ぎ運動そのものによる振動のみが含まれることになる。従って両者の差を求めることによって、誘発筋音を抽出することができる。電気刺激を入力とし、抽出した誘発筋音を出力とする伝達関数を、特異値分解法を用いて同定した。コンデンサマイクロフォンで計測した誘発筋音は、安静時には 3 次系で近似されることが知られている。そこで、3 次の伝達関数を同定した。伝達関数の極から固有周波数を求めた。また、対象者の体重から外側広筋の質量を見積もって、バネ・マス・ダンパーからなる 2 次系と仮定して弾性係数を求めた。これを、ペダルの回転数を 40 および 60 rpm とし、負荷の大きさを 0.5, 1.0, 1.5 および 2.0 kp として行った。

(2) 歩行時の計測システムの構築と粘弾性の解析では、歩行速度が規定されるように、トレッドミルを用いて、筋音および筋電を計測するシステムを構築した(図 5)。具体的には、前脛骨筋を対象として、踵が接地したときに電気刺激を加えて誘発筋音を計測した。踵接地は、靴内にシート状のスイッチを挿入して検出した。踵接地の 2 回に 1 回電気刺激を総腓骨神経に加えた。電極には Ag-AgCl 表面電極(F ビットロード, 日本光電)を用いた。電気刺激の強度は安静時に前脛骨筋を誘発収縮させたときの最大上とした。筋音図の計測には加速度センサ(MP110-10-101, メディセンス)を使用した。周波数帯域は 1~250 Hz とした。加速度センサを、腓骨頭と外顆の間の距離を L として、腓骨頭から $L/3$ で脛骨から外側へ 20 mm に貼付した。

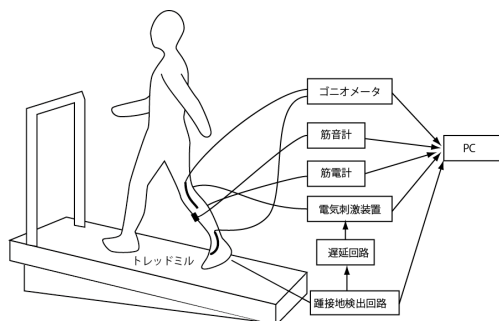


図 5 トレッドミル歩行中の筋音計測システムの模式図

対象者に歩行速度 3 km/h, 一歩行周期 1.5 s, 歩行時間 300 s でトレッドミルを歩行さ

せた。電気刺激は踵接地の 2 回に 1 回加えられるので、電気刺激を加えたときの筋音と加えなかったときの筋音が計測される。歩行時に計測した信号には誘発筋音、随意筋音および歩行による加速度が含まれる。誘発筋音を抽出するには随意筋音と歩行による加速度を取り除く必要がある。随意筋音は同期加算平均によって取り除くことができる。歩行による加速度を、自転車こぎ運動と同様に電気刺激を加えなかったときの振動とすると、歩行では電気刺激による姿勢の変化を立て直すための振動が加わるためにシステム同定法を適用できる SN 比で誘発筋音を抽出することができなかつた。そこで、カルマンフィルタによる平滑化を用いる新しい誘発筋音抽出法を開発した。電気刺激を加えなかったときの信号を自己回帰モデルで近似してカルマンフィルタを構成し、電気刺激を加えたときの信号を平滑化した。この平滑化した信号を、電気刺激を加えたときの信号から減じて誘発筋音を抽出した。

また、対象者を椅子に座らせて、膝関節角度が 90 度となるように足を固定した安静時の誘発筋音を刺激間隔 1.5 s で 60 s 間計測した。サンプリング周波数 2000 Hz で AD 変換(cR10-9215, National Instruments)し、PC で記録した。

電気刺激を入力とし、誘発筋音を出力する伝達関数を、特異値分解法を用いて同定した。また自転車こぎ運動と同様に伝達関数の極から固有周波数を求め、最も低い固有周波数から、バネ・マス・ダンパーモデルを仮定して弾性係数を求めた。

4. 研究成果

(1) 自転車こぎ運動時のペダルの回転数、負

表 1 ペダル回転数と負荷の大きさと固有周波数の関係

回転数 (rpm)	負荷 (kp)	固有周波数 (Hz)
0	0	2.58±0.63
	0.5	2.89±0.48
	1.0	3.38±0.66
	1.5	3.72±0.85
40	2.0	4.14±0.90
	0.5	3.40±0.81
	1.0	3.80±1.05
	1.5	4.48±1.14
60	2.0	5.04±1.02

荷および固有周波数(平均と標準偏差)の関

係を表 1 に示す．安静（0 rpm, 0 kp）と比較すると自転車こぎ運動ときには固有周波数が高かった．つまり，筋の弾性が大きくなっていることを示す．また一定のペダル回転数では，負荷が大きくなるにつれて固有周波数は高くなった．一方，負荷の大きさを一定にすると，ペダル回転数が高い 60 rpm のときの固有周波数が 40 rpm のときより高かった．つまり，負荷が大きいく程，筋活動が高くなり筋の弾性が高くなった．

対象者の体重から筋の質量を見積もって弾性係数を求め，負荷と弾性係数の関係を図 6 に示す．白丸はペダル回転数が 40 rpm のとき，黒丸はペダル回転数が 60 rpm のときの弾性係数である．いずれのペダル回転数のときにも，負荷に対して弾性係数は線形に増加することを明らかにした．

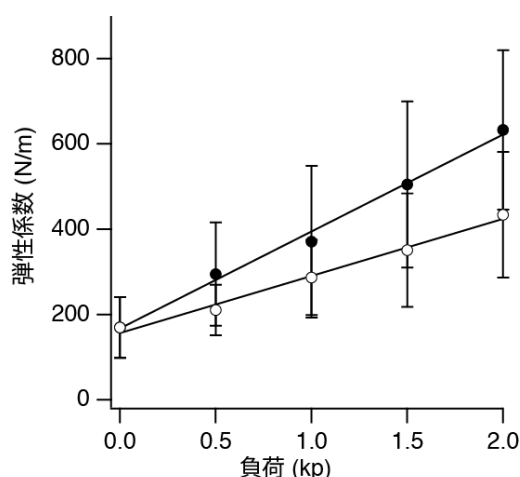


図 6 負荷と弾性係数の関係

(2) 加速度センサで計測した歩行時の誘発筋音は，安静時の誘発筋音と同様に 6 次のモデルで近似することができた．したがって固有周波数を 3 つ得られる．3 つの固有周波数を表 2 に示す．歩行時の固有周波数は全て安静時より高かった．また，筋の収縮方向のモデルの固有周波数である f_1 と対象者の体重から見積もった前脛骨筋の質量から弾性係数を推定すると，安静時には 71.4 N/m であったものが，歩行時には 1580 N/m に増加した．このことは，踵接地時には前脛骨筋の弾性を高くして，歩行による運動エネルギーと位置エネルギーを弾性エネルギーとして蓄えているものと考えられる．

表 2 歩行時と安静時の固有周波数(Hz)

	f_1	f_2	f_3
歩行	16.2	41.6	91.2
安静	3.5	30.2	50.5

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 8 件)

府川友彦, 内山孝憲, トレッドミル歩行中における前脛骨筋の弾性推定, 計測自動制御学会論文集, 査読あり, Vol. 51, No. 8, 2015, 印刷中

品田泰洋, 内山孝憲, 等尺性随意収縮時の誘発筋音図のシステム同定, 生体医工学, 査読あり, Vol. 53, No. 1, 2015, 印刷中

川端航, 内山孝憲, ダブルパルス刺激による筋音図のシステム同定, 生体医工学, 査読あり, Vol. 53, No. 1, 2015, pp. 8-13
T. Uchiyama, T. Tamura, System identification of mechanomyogram at various levels of motor unit recruitment, SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, 査読あり, Vol. 7, No. 6, 2014, pp. 321-326

T. Uchiyama, H. Sakai, System identification of evoked mechanomyogram from abductor pollicis brevis muscle in isometric contraction, Medical & Biological Engineering & Computing, 査読あり, Vol. 51, No. 12, 2013, pp. 1349-1355

T. Uchiyama, K. Shinohara, Comparison of displacement and acceleration transducers for the characterization of mechanics of muscle and subcutaneous tissues by system identification of a mechanomyogram, Medical & Biological Engineering & Computing, 査読あり, Vol. 51, No. 1-2, 2013, pp. 165-173

宇佐美洋佑, 宮原佐和, 内山孝憲, 誘発筋音図のシステム同定と伝達関数の刺激頻度依存性の解析, バイオメカニズム, 査読あり, Vol. 21, 2012, pp. 195-205

有岡征志郎, 内山孝憲, 機械刺激による筋・皮下組織・皮膚の力学特性の解析, 生体医工学, 査読あり, Vol. 50, 2012, pp. 613-619

〔学会発表〕(計 17 件)

品田泰洋, 等尺性随意収縮時の誘発筋音図のシステム同定, 生体医工学シンポジウム 2014, 2014 年 9 月 27 日, 東京農工大学 (東京都・小金井市)

川端航, ダブルパルス刺激による誘発筋音図のシステム同定, 生体医工学シンポジウム 2014, 2014 年 9 月 27 日, 東京農工大学 (東京都・小金井市)

内山孝憲, Mechanomyogram model of

abductor digiti minimi muscle depending on motor unit recruitment, 計測自動制御学会ライフエンジニアリング部門シンポジウム 2014 年 9 月 15 日, 金沢大学 (石川県・金沢市)

内山孝憲, System identification of mechanomyogram of tibialis anterior muscle in twitch like contraction, 第 53 回日本生体医工学会大会, 2014 年 6 月 25 日, 仙台国際センター (宮城県・仙台市)

品田泰洋, System identification of evoked mechanomyogram in isometric contraction, 第 53 回日本生体医工学会大会, 2014 年 6 月 25 日, 仙台国際センター (宮城県・仙台市)

板橋勇季, Elbow joint angle dependency of biceps brachii muscle stiffness with an aid of system identification of mechanomyogram, 第 53 回日本生体医工学会大会, 2014 年 6 月 25 日, 仙台国際センター (宮城県・仙台市)

新庄克也, Measurement of evoked mechanomyogram in cycling exercise, 第 53 回日本生体医工学会大会, 2014 年 6 月 25 日, 仙台国際センター (宮城県・仙台市)

川端航, System identification of mechanomyogram evoked by double pulse stimulation, 第 53 回日本生体医工学会大会, 2014 年 6 月 25 日, 仙台国際センター (宮城県・仙台市)

内山孝憲, Mechanism of Mechanomyogram and its model, 計測自動制御学会ライフエンジニアリング部門シンポジウム, 2013 年 9 月 12 日, 慶應義塾大学 (神奈川県・横浜市)

M. Sato, System identification of mechanomyogram in voluntary contraction of anterior tibial muscle, 第 52 回生体医工学会大会, 2013 年 7 月 6 日, 大阪国際会議場 (大阪府・大阪市)

田村昂広, 筋音図のシステム同定による小指外転筋収縮モデルの検討, 第 33 回バイオメカニズム学会学術講演会, 2012 年 12 月 15 日, 東北大学 (宮城県・仙台市)

酒井弘章, システム同定法を用いた短母指外転筋誘発収縮モデルの検討, 第 33 回バイオメカニズム学会学術講演会, 2012 年 12 月 15 日, 東北大学 (宮城県・仙台市)

有岡征志郎, 加速度計測による筋と皮下組織の力学特性の解析, 生体医工学シンポジウム 2012, 2012 年 9 月 8 日, 大阪大学 (大阪府・豊中市)

T. Uchiyama, Independent Component Analysis of Mechanomyogram Detected with an Acceleration Sensor in Motion, World Congress on Medical Physics and

Biomedical Engineering, 2012 年 5 月 30 日, 北京 (中華人民共和国)

田村昂広, 筋音図のシステム同定による単一運動単位収縮モデルの検討, 第 51 回生体医工学会大会, 2012 年 5 月 11 日, 福岡国際会議場 (福岡県・福岡市)

酒井弘章, 短母指外転筋における誘発筋音図のシステム同定, 第 51 回生体医工学会大会, 2012 年 5 月 11 日, 福岡国際会議場 (福岡県・福岡市)

有岡征志郎, 機械刺激による筋・脂肪の力学のデルのシステム同定, 第 51 回生体医工学会大会, 2012 年 5 月 11 日, 福岡国際会議場 (福岡県・福岡市)

[その他]

ホームページ等

http://www.bi.appi.keio.ac.jp/wordpress/?page_id=9

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・教授

研究者番号: 5 0 2 4 3 3 2 4

(2) 研究分担者

なし