

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 6 月 8 日現在

機関番号：33912

研究種目：基盤研究（C）（一般）

研究期間：2009～2011

課題番号：21500547

研究課題名（和文）観察不可能な運動単位活動を可視化する表面筋電位シミュレーションシステムの開発

研究課題名（英文）Development of methods for surface EMG simulation to visualize the unobservable activity of motor units

研究代表者

齋藤 健治（SAITOU KENJI）

名古屋学院大学・スポーツ健康学部・准教授

研究者番号：70336105

研究成果の概要（和文）：

表面筋電図から運動単位の解剖生理学的特徴や活動状態を明らかにするシミュレーション手法の開発を試みた。シミュレーションモデルは、運動単位や筋線維の散らばり、筋線維伝導速度、活動参加閾値、筋線維の単収縮力などをパラメータとして含んでいる。これらのモデルを用いて、(1)急激な力発揮時の運動単位活動の再現、(2)筋線維組成と表面筋電図の関係、(3)逆解析を応用した運動単位活動の可視化シミュレーション、(4)有限要素法によるモデルの妥当性の検討を行った。

研究成果の概要（英文）：

The purpose of this study was to develop the method for simulation by which the anatomical and physiological characteristics and the state of the active motor units were clarified from surface EMG. Models of the simulation include some parameters which were the distribution of motor units (MUs) and muscle fibers on the cross section, the muscle fiber conduction velocity, the threshold of recruitment of MUs, the twitch strength of muscle fibers etc. The following studies were executed with models mentioned above: (1) reconstruction of activities of motor units during rapid contraction, (2) examination of relationships between muscle type and surface EMG, (3) visualization of activities of MUs with inverse analysis, (4) examination of the validity of the models by finite element method.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009 年度	2,300,000	690,000	2,990,000
2010 年度	400,000	120,000	520,000
2011 年度	700,000	210,000	910,000
年度			
年度			
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

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：表面筋電図，運動単位，シミュレーション，逆解析，有限要素法

## 1. 研究開始当初の背景

表面筋電図法は、人類学、医学、工学そして体育学において、様々な運動を分析する上での主たる計測方法として用いられてきた。古くは、表面筋電図から筋活動の強さやタイ

ミングを知ることが主であったが、理論やコンピュータの発展により様々な信号処理法を応用した分析方法が提案された。

それらは、皮膚表面上で計測・観察される多数の運動単位活動が重ね合わさった波形

の分析により、いかにして筋線維、運動単位などの解剖・生理学的特徴を読み取るかに焦点が当てられていた。結果から原因へと遡及する、いわゆる逆問題的発想に近い推定問題であった。

## 2. 研究の目的

しかしながら、上記の方法は逆問題的とはいえ、運動単位活動が重なってしまった波形から帰納的に原因を推定する方法であるため自ずと限界がある。その限界を越えて解剖・生理学的特徴をより正確にとらえるための一つの方法として、モデルを用いる方法がある。解剖・生理学的特徴をパラメータとして含むモデルを用い、それらモデルパラメータの変化と表面筋電図波形の変化の関係を明示するシミュレーションによる演繹的アプローチが有効である。本研究では、(1) 運動単位活動参加がサイズの原理に従わないとみられている、急激な筋力発揮時の表面筋電図の特徴を明らかにしたうえで、それらを再現するためのシミュレーション、(2) 筋線維組成と表面筋電図の関係に関するシミュレーション、(3) 逆解析を応用した運動単位活動の可視化シミュレーション、(4) 有限要素法シミュレーションによる精度、妥当性の検討、を行った。

## 3. 研究の方法

### (1) 基本モデル

図1に示すような双極子電流源と映像法を基本モデルとしてシミュレーションを行った。

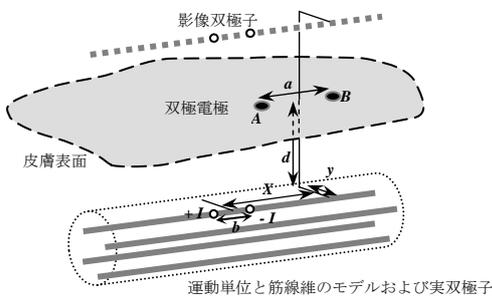


図1 双極子電流源と映像法のモデル.

### (2) 表面筋電位変数

表面筋電位の特徴を表す変数として、

- ①平均整流値 (ARV)
- ②中央周波数 (MDF)
- ③筋線維伝導速度 (MFCV)

を用いた。

### (3) 有限要素法のための定式化

筋線維膜内外の脱分極により生じる局所電流は時変性であり、それにより生じる活動電位はヘルムホルツ方程式の解として記述される。しかしながら、生体においては伝播効果、容量効果、誘導効果等を無視できるため、電場  $E$  および電位  $\phi$  は、

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi$$

$$\phi(x', y', z') = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_V \frac{\rho(x, y, z)}{r} dV$$

で記述される。

ここで、 $r$  は、

$$r^2 = (x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2$$

で、 $\rho$  は電流源密度、 $\sigma$  は導電率である。

つまり、生体電気現象における電場は、静電場 (準静電場) とみなすことができ、筋活動電場もポアソン方程式で表される。

$$\Delta\phi = -\frac{\rho}{\sigma}$$

一方、皮膚境界では、次のノイマン型境界条件が成り立つ。

$$\sigma \frac{\partial\phi}{\partial n} = 0$$

上記の微分方程式の問題は、変分原理に基づいて、次の汎関数

$$\chi(\phi) = \frac{1}{2} \int_V (\nabla\phi) \cdot \sigma \nabla\phi dV - \int_V \rho\phi dV$$

を停留させる関数  $\phi$  を求める問題

$$\frac{\partial\chi}{\partial\phi} = \int_V \sigma \frac{\partial(\nabla\phi)}{\partial\phi} \cdot \nabla\phi dV - \int_V \rho dV = 0$$

に帰着される。

## 4. 研究成果

### (1) 急激な力発揮時の表面筋電図とそのシミュレーション

急激な力発揮 (Rapid) 時の表面筋電図の特徴を、MVC 時の表面筋電図を比較対象として、正規化と運動単位活動の観点から調べた (図2)。

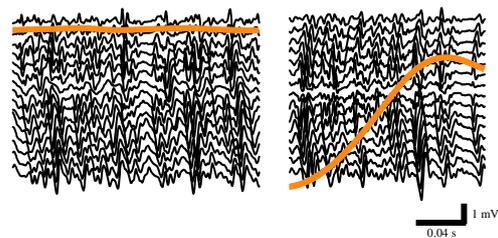


図2 MVC時とRapid時の15チャンネル表面筋電位波形と力波形の例.

そのために、肘関節屈曲力と平均整流値 (ARV)、中央周波数 (MDF)、筋線維伝導速度 (MFCV) といった表面筋電位変数を比較した (図3)。その結果、屈曲力と ARV の関係から、Rapid 時の表面筋電図振幅が屈曲力の割に大きくなる被験者群 (グループ I) とそうでない被験者群 (グループ II) に分けられることが明らかとなった。

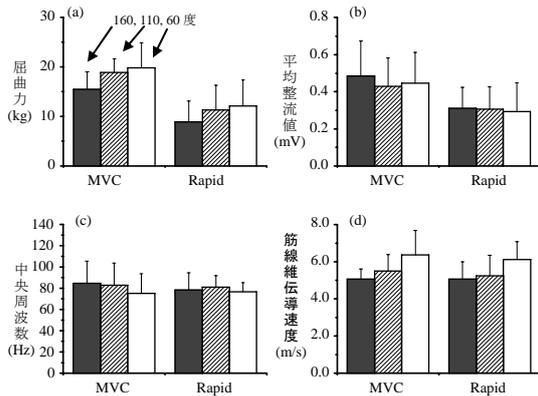


図3 MVC時とRapid時の屈曲力、平均整流値、中央周波数および筋線維伝導速度比較。肘関節角度が160, 110, 60度の場合。

これらのことから、Rapid時の表面筋電図をMVC時の表面筋電図で正規化するには、対象となる被験者がどちらのグループに属するかを事前に明らかにしておく必要があることが示唆された。一方、MFCVはグループIとIIの間、あるいはRapidとMVCの間で差が認められなかった(図4)。

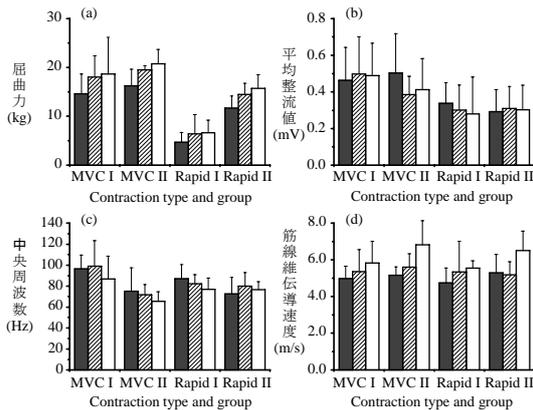


図4 MVC時とRapid時の屈曲力、平均整流値、中央周波数および筋線維伝導速度のグループ間比較。肘関節角度が160, 110, 60度の場合。

これらのような、屈曲力と表面筋電位変数から、グループIのRapid時の運動単位活動に、①MVC時よりも活動参加するMU数は少ない、②Rapidでは、少数のFタイプ運動単位が選択的に活動参加し、それらの活動が同期する、という特徴があると推察された。

次に上記のような現象を、シミュレーションにより運動単位の活動参加と発火パターンの点から検討した。

シミュレーションは、活動参加MU数、発火頻度、発火パターンといった条件を変えて最大随意収縮(MVC)と急激な力発揮(Rapid)について行った。図5にそのシミュレーション結果の一例を示す。

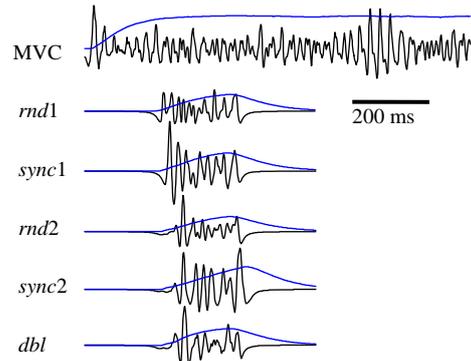


図5 MVCと、順不同参加-ランダム発火(rmd1)、順不同参加-同期発火(sync1)、順次参加-ランダム発火(rmd2)、順次参加-同期発火(sync2)、順次参加-一回の二重発火の後ランダム発火(dbl)の5種類の発火パターンによるシミュレーション結果の一例。

その結果、Rapidにおいて発揮力の割に表面筋電位振幅が大きい、発揮力が異なっても筋線維伝導速度に差がない等の現象が再現できた(図6)。そして、表面筋電位変数から、Rapid時の活動参加数はMVCより少ないこと、ただし、Fタイプの優先的な活動参加が考えられること、発火パターンとしては同期発火あるいは二重発火の可能性が示唆された(図7)。

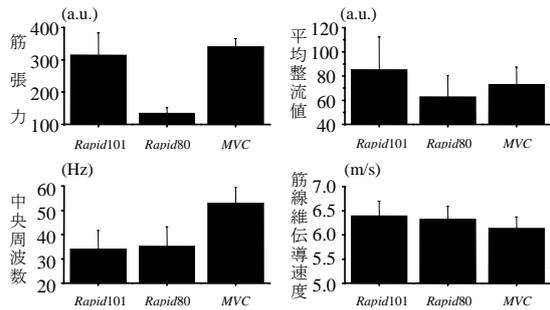


図6 モデルタイプ毎の筋張力、平均整流値、中央周波数、筋線維伝導速度。

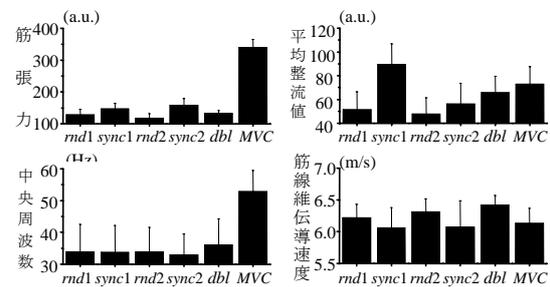


図7 発火モデルタイプ毎の筋張力、表面筋電位振幅、中央周波数、筋線維伝導速度。

一方、発火頻度や二重発火間隔に関する情報を抽出することは困難であることが示唆された。

(2) 筋線維組成と表面筋電図の関係に関するシミュレーション

計算機シミュレーションにより、筋線維タイプと筋電位パラメータの関係について検討した。運動単位タイプを Fast タイプと Slow タイプの二種類とし、それぞれの運動単位をある統計分布に従う乱数により筋横断面上に分布させた。それぞれの MU を、ベータ分布に従う乱数により筋横断面上(深さ 40mm, 横 80mm)で、F タイプは浅目(平均 16mm)に、S タイプは深目(平均 24mm)に偏分布させた(図 8)。

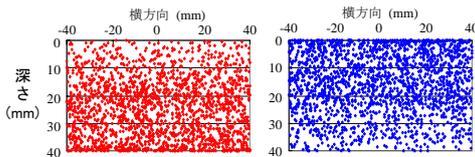


図 8 S タイプ(左)と F タイプ(右)の MU 中心座標をベータ分布の乱数で生成した例。

F タイプと S タイプの MU 数は計 500 個で、その比率 F : S は、0 : 100 (0 個 : 500 個) ~ 100 : 0 (500 個 : 0 個) とした。そのために、サイズの原理にしたがった 1,000 個の MU を事前に想定し、タイプの比率に合わせて 500 個分を抽出した。MU に関するパラメータ、すなわちサイズ、筋線維密度、電流強度、筋線維伝導速度、単縮力はこれに従った。発火間隔は正規分布に従う乱数によった(図 9)。

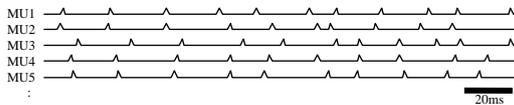


図 9 正規乱数で生成した MU 発火列の例(発火頻度 50Hz の例)。

シミュレーションは静的な最大随意収縮を想定し、条件を変えて約 1,000 回行った。計算した表面筋電図と張力から ARV (振幅)、MDF (中央周波数)、MFCV (筋線維伝導速度)、および力の平均を求めた。

%FT が増加するにつれて、張力、ARV および MFCV は単調増加した(図 10, 11)。とくに張力は MU 発火状況の影響を受けにくかった。MDF は %FT の影響を全く受けなかった(図 11)。

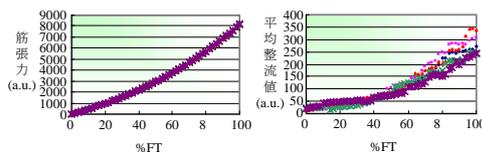


図 10 %FT と張力、平均整流値の関係。5 種類の発火間隔データを利用して表面筋電位をシミュレーションした結果。

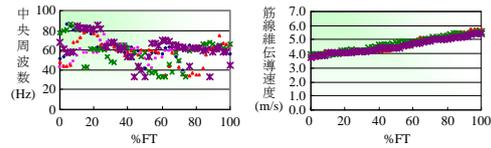


図 11 %FT と MDF, MFCV の関係。5 種類の発火間隔データを利用して表面筋電位をシミュレーションした結果。

S タイプの発火頻度 40Hz, F タイプの発火頻度 30Hz は、それぞれ 30Hz, 20Hz や 50Hz, 40Hz と傾向は変わらなかった。

電極からの距離毎の筋線維分布(図 12)と筋電位パラメータの関係を検討した結果、MDF は筋線維組成の影響を受けなかった(表 1, 図 13)。

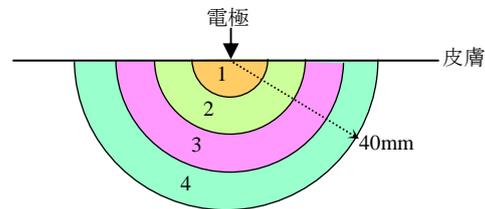


図 12 電極からの距離毎に分けた四領域。

表 1 筋線維分布を意図的に偏らせた場合(偏分布 1, 2)と、上記ベータ分布による場合(通常 1, 2)の %FT と筋電位パラメータの比較

	%FT					筋電位パラメータ		
	領域 1	領域 2	領域 3	領域 4	全領域	ARV	MDF	MFCV
偏分布 1	14.2	98.4	100	100	76.0	148.2	90.0	3.86
通常 1	80.0	80.0	74.5	69.8	76.0	68.3	42.0	4.43
偏分布 2	80.0	3.5	0.0	0.0	22.9	116.4	77.0	4.43
通常 2	24.3	22.1	24.0	21.5	22.9	33.8	81.0	3.99

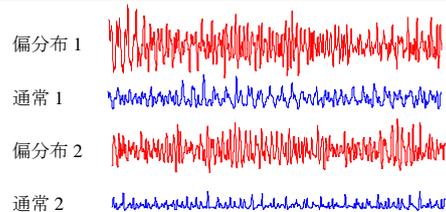


図 13 筋線維分布を意図的に偏らせた場合(偏分布 1, 2)と、上記ベータ分布による場合(通常 1, 2)のシミュレーション結果の一例。

MFCV は、電極に近い部位の筋線維組成を反映する傾向にあるが、全体としての筋線維組成を捉えることはできなかった(表 1)。

(3) 逆解析を応用した運動単位活動の可視化シミュレーション

非侵襲的な表面筋電図から筋収縮中の活動参加した運動単位活動の解剖学的・生理学的情報を視覚化するための手続きの構築を試みた。

手続きは三段階からなっていた。第一段階は、表面電極により記録した表面運動単位活

動電位から、逆解析手法により、活動電流源の位置と強度、運動単位の発火時刻、筋線維伝導速度などのパラメータを推定、第二段階は、第一段階で推定されたパラメータと運動単位活動電位モデルを用いて表面運動単位活動電位列を再現、第三段階は、記録した表面運動単位活動電位列と第二段階で再現された表面活動電位列との比較、であった。

現状では、第一段階における運動単位活動電位列の計測値は、シミュレーションにより生成した電位列を用いている。そして、シミュレーションで用いられた活動電流源数は1～10個であった。また、第三段階での比較には、相互相関関数を用いた。

1個の運動単位(半径2mm, 深さ6mm, 筋線維数20, 筋線維密度6.8 fiber/mm<sup>2</sup>, 発火頻度20Hz)を用いた三段階のシミュレーションの結果、仮想計測波形とシミュレーション波形との間の相互相関係数は0.980であった。推定された電流源の深さは5mm, 活動強度は2.51 nAm, 筋線維伝導速度は4.034 m/sであった。2個の運動単位を用いた同様のシミュレーションの結果(図14, 15, 16, 17), 相互相関係数は0.958と低下した(図18)。

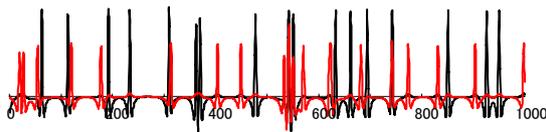


図14 2個の運動単位を用いてシミュレーションを行った運動単位活動電位列の一例。

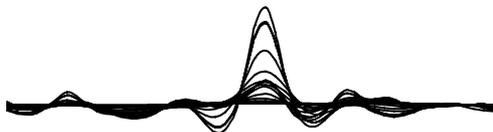


図15 2個の運動単位が活動している運動単位活動電位列から1個の運動単位について抽出した結果の活動電位波形。

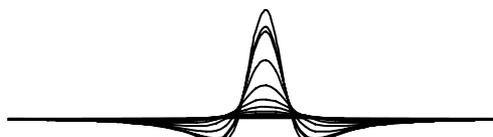


図16 図15の波形に対して逆解析により推定した運動単位活動電位波形。

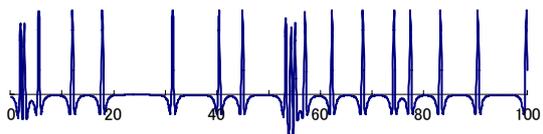


図17 逆解析により推定された運動単位活動電位波形を基に再現した運動単位活動電位列。

このように、少数個の運動単位列については再現性が高く、運動単位の解剖・生理学的情報をもとに活動を可視化できる可能性が

示唆された。しかしながら、活動参加する運動単位数が増加するにつれて、逆解析により種々のパラメータ推定することの難しさが原因となり、再現した活動電位列との相互相関係数が低下する問題と、どの程度の個数まで推定、再現可能かという課題が浮上した。

(4) 有限要素法を用いた表面筋電位シミュレーションの精度と妥当性の検討

表面運動単位活動電位列(sMUAP列)や、それらが重畳した干渉波形(表面筋電図)をシミュレーションするために用いられるモデルはより簡便であることが望まれるが、生成される電位波形の精度がより高いことも一方で望まれる。sMUAP波形をより精密にシミュレーションする方法として、有限要素法が挙げられる。有限要素法を用いるメリットは、表面電位に影響を及ぼす電極下の表皮、真皮、皮下組織などの導電率と層の厚さをモデルに組み込んで計算できる点にある。一方で、精密さを求めると、モデルを構成する要素を細かく分割することになり、それは計算過程における行列の大規模化と計算時間の増大を招く。本研究では、種々のモデルを構築したが、主となる円筒モデルは、長さ300mm, 半径40mm, 60mm, 表皮の厚さ0.25～0.5mm, 真皮0.5～2.5mm, 皮下組織3.0～5.0mmで、それぞれの導電率を種々変えて計算した(図18, 19)。モデルの節点数、要素数は大きい場合で約36,000,000点(個)であった。

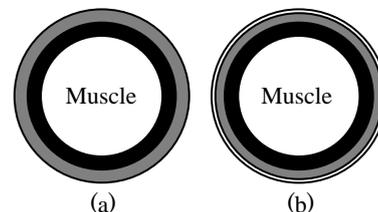


図18 有限要素法を用いて計算した二つの筋モデルの断面。(a) 三層(皮膚, 皮下組織, 筋)モデルと(b) 四層(表皮, 真皮, 皮下組織, 筋)モデル。

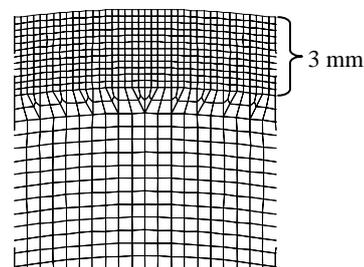


図19 皮膚層(表皮+真皮)層の二次元断面における有限要素分割例。

電流源には双極子、三重極子や Rosenfalck 関数(線電流源)を用いた。シミュレーションにより得られたsMUAPは、活動電流源の深さ、強度を求める逆解析の入力データとし

でも用いた。四層モデルにおける最外層（表皮層）は、厚さも導電率もともにその絶対値が小さいため、それらの変化による表面電位への影響は小さい（図 20）。しかし、図 21 に示されているように、表皮層の厚さが相対的に大きくなるケースでは、表面電位において 30% の差異が生じることになる。

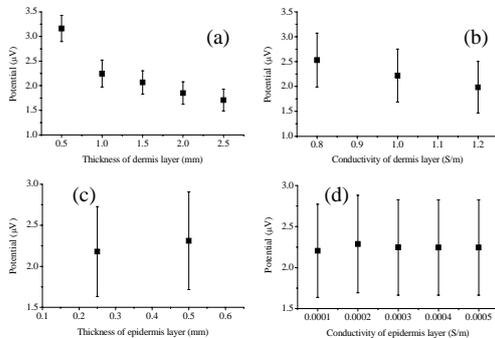


図 20 四層モデルにおける表皮と真皮の、厚さと導電率の表面電位への影響。

逆解析の精度には、逆解析の中で行われる順解析計算（シミュレーション）のモデルも影響するが、こちらのシミュレーションでは有限要素法のような大規模で時間のかかるモデルを用いることは適切ではない。そして、この順解析では映像法などのより簡便な方法を用いるにしても、不均質層の影響が考慮された方がよい。この問題は、有限要素法のシミュレーション結果との対比をもとに、誤差を修正する補正関数を作成すれば解決した。

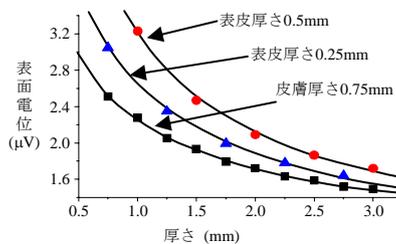


図 21 表面電位への皮膚層、あるいは表皮層と真皮層の厚さの影響。

## 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 齋藤健治, 井上伸一（2011）表面筋電図シミュレーションを用いた急激な力発揮時の運動単位活動の推定, 名古屋学院大学論集, 人文・自然科学篇 48(1): 19-32. (査読なし)
- ② 齋藤健治, 細谷 聡, 増田 正, 岡田守彦（2011）急激な等尺性肘屈曲力発揮時の上腕二頭筋表面筋電図の特徴, 人間工

学, 47(5): 183-189. (査読有り)

- ③ 齋藤健治, 大山卞圭悟, 山田 洋, 細谷 聡, 岡田守彦, 増田 正（2010）トルク推定からみた動的収縮時表面 EMG 正規化に有効な静的 MVC の実施関節角度, 人間工学, 46(4): 259-266. (査読有り)

〔学会発表〕（計 5 件）

- ① Saitou K, Inoue S, Miyazaki M and Itoh H: Visualization for anatomical and physiological characteristics of active motor units by simulation and inverse analysis of surface MUAPs, 16th Annual Congress of the European College of Sport Science, Liverpool/United Kingdom, 2011.7.
- ② 齋藤健治, 井上伸一: 拡張した表面電極列による筋電位計測と活動運動単位のパラメータ推定, 第 25 回生体・生理工学シンポジウム, 岡山大学, 2010.9.
- ③ Saitou K, Inoue S and Itoh H: Verification of the relationships between muscle fibre composition and EMG variables by surface EMG simulation, 15th Annual Congress of the European College of Sport Science, Antalya/Turkey, 2010.6.
- ④ 齋藤健治, 井上伸一: シミュレーションによる運動単位活動の可視化の検討, 第 18 回日本運動生理学会大会, 鹿児島大学, 2010.8.
- ⑤ 齋藤健治, 井上伸一: 筋線維組成の情報は筋電位パラメータからどの程度得られるか?, 日本体育学会第 60 回記念大会, 広島大学, 2009. 8.

〔その他〕

<http://www.maruron-ac.net/ngu-u/public/>

## 6. 研究組織

(1) 研究代表者

齋藤 健治 (SAITOU KENJI)

名古屋学院大学・スポーツ健康学部・准教授  
研究者番号: 70336105