

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：15101

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2009～2011

課題番号：21760304

研究課題名（和文）

リハビリテーションのためのEMGを用いた筋力回復推定モデルの構築

研究課題名（英文）

Construction of Muscular Recovery Model Based on EMG for Rehabilitation

研究代表者

櫛田 大輔（KUSHIDA DAISUKE）

鳥取大学・大学院工学研究科・助教

研究者番号：30372676

研究成果の概要（和文）：リハビリテーションの現場では、医療従事者の知識や経験といった主観に基づいて筋力の回復状態を判断してリハビリメニューが決められている。本研究課題では、筋力の回復状態を客観的に決定することを目指し、筋活動電位（EMG）と筋負荷の関係を筋力係数として表現して、身体的特徴と関連付ける方法論を構築した。健常な20～50歳代の男性被験者28名の協力のもと、筋力係数の存在を確認するとともに、非線形数式モデルにより身体的特徴と関連付けることが可能であることを確認した。これにより、身体的特徴から筋力係数の推定が可能となり、筋状態の定量的な評価が可能となった。

研究成果の概要（英文）：In the rehabilitation for the motor function recovery, the menu of the rehabilitation has been decided based on doctor's subjectivity by knowledge and the experience. The purpose of this research was set to the objective decision of the recovery of the muscle. The relation between EMG (Electromyogram) and a muscular load was expressed as a *muscular power coefficient*, and the methodology to relate the *muscular power coefficient* to bodily features was constructed. It was confirmed that the *muscular power coefficient* was related to bodily features by the nonlinear model under the cooperation of healthy men's subjects. As a result, The *muscular power coefficient* is estimated from bodily features, and a quantitative evaluation of muscle becomes possible.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	700,000	210,000	910,000
2010年度	500,000	150,000	650,000
2011年度	400,000	120,000	520,000
年度			
年度			
総計	1,600,000	480,000	2,080,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・システム工学

キーワード：EMG, モデリング, クラスタリング, 遺伝的プログラミング, ファジールール, リハビリテーション,

1. 研究開始当初の背景

一般的に筋力回復のためのリハビリでは、自らの筋力では動かさない部位を外部より力を与えて動作させ、それによって徐々に筋

力を取り戻すという作業が行われている。そして筋力が回復し始めた時点で少しずつ負荷を与え、筋力トレーニングに近い作業へと遷移していく。つまり、筋力回復リハビリで

は、リハビリ部位に与える外力を「動作方向への補助力」から「動作方向とは逆向きの負荷力」に傾やかに遷移するよう調整しなければならない。そのためには、患者の筋力回復度を知ることが重要となる。しかしながら、医師や理学療法士といった医療従事者の主観に基づいて筋力回復度を判断しているため、診断結果が異なるという曖昧性が存在する。

また、リハビリ補助者の負担軽減や、患者自らでリハビリを行うことを実現するために、CPM (Compliance Passive Motion) や TEM (Therapeutic Exercise Machine : 安川電機(株)) といったリハビリ機器の開発もなされている。しかし、CPM はあらかじめ設定されたリハビリパターン動作を受動的な運動によって繰り返すのみであり、医療従事者による患者の状態を考慮することはできない。また、TEM は患者から発せられた能動的な動きを考慮することはできるが、患者個人毎に対する回復状態や適切な負荷の決定は医療従事者が行う仕様となっている。つまり、いずれの機器においても先に述べたような筋力回復度を知ることができない。

一方、筋力の活動に応じて得られる生体信号として筋活動電位 EMG (ElectroMyoGram) が広く知られているが、一般的に扱われている EMG が皮膚表面より電位を記録する表面筋電位であることから、体型による筋量の違いや皮下脂肪が EMG 伝達の抵抗となり個人差が生じる。そのため、個人内での評価指標として用いられることはあるが、万人に共通した指標として筋負荷や筋疲労の指標に用いられることはない。

研究代表者は永く EMG に関する研究を実施してきており、EMG を万人に共通して使える指標を目指してきた。先に述べたリハビリ現場における問題や、リハビリ機器に関する問題は、EMG の個人差問題を解決することで同時に解決される可能性があることに着目し、その体系整備を行いたいというのが本研究の動機付けである。

2. 研究の目的

EMG は筋の活動を簡易にかつ直接的に調べるには大変都合の良い信号であるが、個人差による影響が大きいので、万人に共通した指標として用いられることがない。この EMG が筋負荷の共通した指標として用いることが可能であれば、背景に述べた医療従事者による診断の曖昧性を排したり、CPM や TEM といったリハビリ機器を自動化することが可能となる。

本研究では、EMG に個人差が生じる原因は個々人の身体的特徴にあると考え、身体的特徴と筋負荷と EMG を関連付けることで万

人に共通した指標として利用できることを目指す。また、指標化された EMG から筋力がどの程度回復しているかという筋力回復モデルの構築を最終的な目的とする。

3. 研究の方法

(1) 20~50 歳代男性被験者による EMG および身体的特徴の測定

健康な 20~50 歳代の男性被験者 25 名に対し、EMG と身体的特徴の測定を実施する。EMG の測定に関しては、起立状態で利腕前腕を上腕に対して 90[deg] 曲げ、その際の手首位置に錘を乗せた静止状態で上腕二頭筋に筋負荷を与える。上腕二頭筋に測定電極を配置して EMG を測定する。錘は 1[kgf] 毎に 0~5[kgf] まで変化させ、その都度 EMG を 15[s] 間測定するものとする。つぎに身体的特徴に関しては、身長、体重、BMI、体脂肪率、上腕周り長、電極直下の脂肪厚を測定する。これは身体全体の特徴と、EMG 測定周辺の特徴が EMG の個人差に影響を及ぼすと考えたためである。

(2) 各被験者の筋力係数の算出

測定した EMG を RMS (Root Mean Square) 処理し、15[s] 間の平均値を 0~5[kgf] の各筋負荷における定常的 EMG として記録する。定常的 EMG を筋負荷の関数として捉えた際、両者には比例関係の存在が予想されることからその傾きを“筋力係数”と定義し、身体的特徴とともに、ひとつのデータセットとする。これを全ての被験者に対して行う。

(3) 被験者の身体的特徴に基づいたクラスタリング

EMG に生じる個人差の原因が身体的特徴に起因すると考えられることから、年代ではなく 6 つの身体的特徴に基づいたクラスタリングを実施する。クラスタリングを行うにあたり、身体的特徴それぞれの物理量が異なるため正規化を実施する。正規化手法は身体的特徴の各々の平均値を差し引き、標準偏差で割ることとする。正規化された身体的特徴に対し、X-means 法を用いてクラスタリングを実施する。今回対象とするデータ系列はクラス数をあらかじめ設定することが難しいため、クラス数の設定を必要としない X-means 法を採用する。また、X-means 法を実施するにあたり、クラスに属するデータ数が 2 以上となるよう新たに制約を組み込むこととする。

(4) 各クラスにおける筋力係数推定モデルの構築

身体的特徴に基づいてクラスタリングを行った後、各クラスにおいて身体的特徴を入

力, 筋力係数を出力として, 両者を関連付ける数式モデルの構築を行う. 両者の間に物理的な関係を見出すことの難しさ, および, 非線形な関係が存在すると予想されることから, 数式モデル構築には遺伝的プログラミング(GP: Genetic Programming)を用いることとする.

(5) 身体的特徴に基づく筋力係数の推定精度の検証

未知の被験者に対して身体的特徴を測定し, 測定された身体的特徴に基づいて該当するクラスの数式モデルにより, 筋力係数の推定を行う. 推定された筋力係数が正しいか否かを未知被験者に筋負荷を与えEMGを測定することで確認する. ここで, クラスの境界付近に被験者の身体的特徴が位置する場合, クラスの代表値からの距離に応じて按分するようファジールールを設け, 複数クラスの数式モデルによる推定結果を勘案することとする.

4. 研究成果

20~50歳代の男性被験者28名を対象として, 25名の既知被験者と3名の未知被験者に分けて検証を実施した. 本研究課題で得られた知見を以下にまとめる.

(1) 筋負荷と定常的EMGを関連付ける筋力係数の存在

28名全ての被験者に対し, 筋負荷と定常的EMGの関係を調査したところ, 全被験者において両者に比例関係が見られ, その傾きである筋力係数の存在を確認した(図1). また, 筋力係数は被験者によって異なる値であり, 同じ筋負荷を与えたとしても被験者によって得られる定常的EMGの値が異なる. つまり, 筋力係数は個人差を表現するある種のパラメータであることがいえる. さらに, 筋負荷が大きくなるにつれてEMGの基線が大きく振動する現象が確認された. この現象は筋力係数を算出する際に影響を与えており, 筋力係数の実質的な誤差範囲は16%であった.

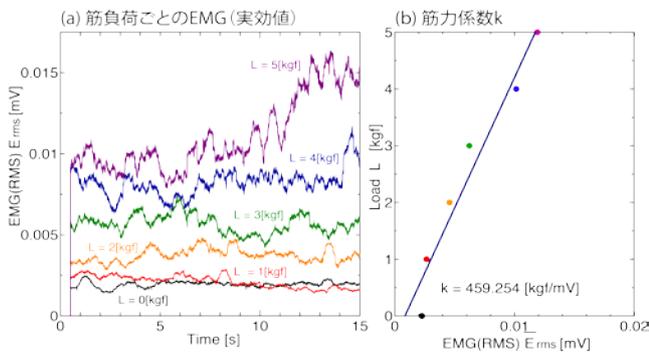


図1 筋力係数の一例

(2) 身体的特徴と筋力係数を関連付ける非線形数式モデルの存在

身体的特徴を入力, 筋力係数を出力とする6入力1出力系の非線形数式モデルで両者の関係を表現できることを確認した. これは, 筋力係数に個人差が含まれる原因が身体的特徴にあることを如実に表しているだけでなく, 簡便な検査によって得られる身体的特徴を知るだけで筋力係数を推定できること, 筋力係数の推定によってその際得られている定常的EMGから筋負荷を推定できることを意味している. 本研究課題における筋力係数の推定精度は, 既知被験者で3.8[%], 未知被験者で7.2[%]の誤差率に収まっており, 先に述べた筋力係数が元々持つ16[%]の誤差範囲内で推定が可能であった.

(3) 筋評価における身体的特徴に基づいた被験者分類の重要性

身体的特徴と筋力係数の関係を表す非線形数式モデルを構築するにあたり, 身体的特徴に基づいた被験者のクラス分類の重要性を確認した. 図1(a)(b)はそれぞれ身体的特徴によるクラス分類の有無による筋力係数推定精度を視覚的に表したものであるが, クラス分類した後, クラス毎に非線形数式モデルを構築した(a)は実測値と推定値が対角線上に並んでおり, 推定精度の高さが伺える. また, 得られた非線形数式モデルの構造は, 推定精度に優れた(a)が数項程度であったにも関わらず, 推定精度が劣る(b)は数十項にも及んでいた. これは身体的特徴と筋力係数の関係が個人においてばらつきが大きいことを示していると同時にクラス分類の重要性を物語っている.

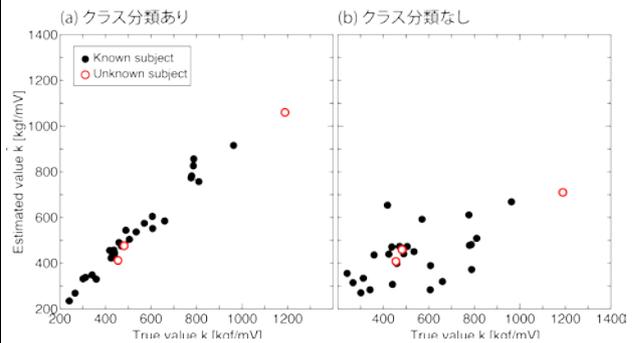


図2 クラス分類の有無による推定精度の差

(4) 筋評価における身体的特徴の正規化手法選択の重要性

身体的特徴を扱う際に個人差および単位系の不一致を解消するために正規化手法を導入したが, その手法選択によって結果が大きく異なることを確認した. 図2は身体的特徴の正規化手法として最大値で割ることで0

～1 の範囲に収める手法を採用したときの結果であり、図 1(a)の推定精度に劣ることが認められる。正規化手法には多種多様あるが、本研究課題で対象とした身体的特徴の場合、平均値および標準偏差に基づく正規化手法が適していることが認められた。

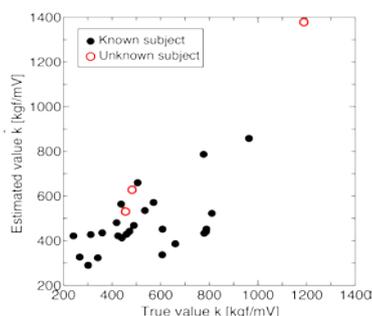


図 3 不適切な正規化による精度劣化

(5) ファジールールに基づく複数クラスの非線形数式モデルを考慮する重要性

身体的特徴に基づいて被験者をクラス分類する際に、クラスの境界付近に位置する被験者の場合、特定クラスの非線形数式モデルでは筋力係数の推定精度が低いことが確認された。また、そのような被験者の場合、各クラスの代表値からの距離に応じて、各クラスの非線形数式モデルで算出された筋力係数を按分した方が良好な推定結果となることを併せて確認した。これらをファジールール化してシステムに組み込むことで、クラス境界付近の被験者に対応した。しかしながら、未知被験者への完全な対応には至っておらず、ファジールールの自動生成および自動修正手法に関しては今後の課題を残している。

(6) 筋の定量的な評価の可能性

上記(1)～(5)に示す結果に基づき、簡易に測定可能な身体的特徴から筋力係数を推定することが可能であることを確認した。これにより、リハビリテーションを必要とする患者の健常時の筋力係数を知ることが可能となる。リハビリテーションを必要としている状態の筋力係数はリハビリ中の筋負荷とEMGを測定することで算出することが可能であり、健常時および非健常時における筋力係数の差がリハビリ中の筋回復を表す定量的な指標となることを実データに基づいたシミュレーションにより確認した。

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 2 件)

- ① 榎田大輔, 朝倉夕貴, 北村章, EMGに基

づく筋負荷を考慮した最適な立ち上がり動作軌道の生成, 電気学会論文誌C, 査読有, Vol.131, No.10, 2011, pp.1745-1751

- ② 榎田大輔, 金澤智宏, 北村章, 身体的特徴とEMGに基づく下肢リハビリシステムの構築, 電気学会論文誌C, 査読有, Vol.130, No.7, 2010, pp.1132-1138

[学会発表] (計 8 件)

- ① 永富裕美, 榎田大輔, 北村章, 筋活動電位に基づく筋負荷の推定ークラス間干渉を考慮した推定精度の向上, 第 20 回計測自動制御学会中国支部学術講演会, 2011 年 11 月 26 日, pp.156-157, 岡山大学

- ② 永富裕美, 榎田大輔, 北村章, 筋活動電位に基づく筋負荷の推定～X-means法を用いた身体的特徴の分類と推定精度の向上～, 第 55 回システム制御情報学会研究発表講演会, 2011 年 5 月 18 日, pp.301-302, 大阪大学

- ③ 朝倉夕貴, 榎田大輔, 竹森史暁, 北村章, 筋骨格モデルとEMGを用いた筋負荷の推定とリハビリ現場への応用, 第 19 回計測自動制御学会中国支部学術講演会, 2010 年 11 月 28 日, pp.174-175, 島根大学

- ④ 榎田大輔, 朝倉夕貴, 北村章, リハビリテーションのためのEMGに基づく起立動作軌道の最適化, 平成 22 年電子・情報・システム部門大会, 2010 年 9 月 3 日, pp.1588-1591, 熊本大学

- ⑤ 朝倉夕貴, 榎田大輔, 北村章, 筋負荷の評価に基づく起立動作軌道の生成, 第 54 回システム制御情報学会研究発表講演会, 2010 年 5 月 21 日, pp.669-670, 京都リサーチパーク

- ⑥ 榎田大輔, 朝倉夕貴, 北村章, 理学療法のための筋負荷を考慮した最適な立ち上がり動作生成, 平成 22 年電気学会全国大会, 2010 年 3 月 19 日, 明治大学

- ⑦ 榎田大輔, 北村章, 身体的特徴を用いたEMGに基づく筋負荷の推定, 平成 22 年電気学会全国大会, 2010 年 3 月 19 日, 明治大学

- ⑧ 榎田大輔, 金澤智宏, 北村章, 身体情報とEMGに基づく下肢リハビリシステムの

構築, 平成 21 年電子・情報・システム
部門大会, 2009 年 9 月 4 日, pp. 1214-1218,
徳島大学

6. 研究組織

(1) 研究代表者

櫛田 大輔 (KUSHIDA DAISUKE)
鳥取大学・大学院工学研究科・助教
研究者番号 : 30372676