積分筋電図による筋活動の評価

学生員 原 良昭* 正 員 吉田 正樹**
正 員 松村 雅史** 非会員 市橋 則明***

The Quantitative Evaluation of the Muscle Activity by Integrated Electromyogram

Yoshiaki Hara*, Student Member, Masaki Yoshida**, Member, Masafumi Matumura**, Member,
Noriaki Ichihashi***, Non-member

The aim of this study is to evaluate the muscle activity of each muscle by integrated electromyogram (iEMG) signal in daily life. We measured the iEMG signals from the medial vastus muscle, the semitendinosus muscle, the rectus femoris muscle and the biceps femoris muscle in this study. The muscle activity was calculated using iEMG signals. The muscle activity was evaluated by comparing the muscle activity in the daily life to the activities of muscle in level walk of 10 steps. We compared the evaluation results of the muscle activity for each muscle. From these results, it has been proved that the muscle activity is different even if these muscles belong to the same group, which exerts the same action on one joint. This result suggests that the evaluation of each muscle activity should be useful for safety and efficiently training of rehabilitation.

キーワード：筋活動量，筋電図，身体活動量

Keywords : muscle activity, electromyogram, physical activity

1. はじめに

肥満者の増加は深刻な社会問題である。厚生労働省が行った平成 13 年度国民栄養調査によると、男性の肥満男性の割合は全年齢ともに、20 年前に比べ約 1.5 倍増加している。肥満の予防や解消を効率的に行うには、被験者の日常生活における身体活動を定量的に評価し、評価に基づいた生活を送る必要がある。また、身体活動を定量的に評価することで、現在の身体活動を過去の自分の身体活動や他者の身体活動と定量的に比較でき、効率的なリハビリテーション訓練プログラムや筋力トレーニングプログラムを作成することが可能となる。

身体活動の評価は、被験者の消費エネルギー量や身体に生じる加速度、心拍数等を用いて行われることが多い⁽¹⁾⁽²⁾。しかし、これらの方法による評価は身体全体の活動の評価と

なり、手や足などの身体の部位毎の活動を評価することは困難である。また、一般に、1 つの部位には複数の筋が働いており、ある動作に対して複数の筋が同程度に活動するのではなく、一部の筋が他の筋よりも著しい活動を行う場合もある。そこで本研究では、筋電図(electromyogram : EMG)を用いて、筋毎の活動を定量的に評価することを目的とする。

2. 筋電図^{(3)~(6)}

筋は単一の組織ではなく多くの筋線維から構成されている。脊髄には多数の α 運動ニューロンが存在しており、1 個の α 運動ニューロンは多数の筋線維を支配している。 α 運

図 1 筋電図処理

Fig. 1. Signal processing of EMG.

* 奈良先端科学技術大学院大学
〒630-0192 奈良県生駒市高山町 8916-5
Nara Institute of Science and Technology
8916-5 Takayama-cho, Ikoma, Nara 630-0192

** 大阪電気通信大学
〒575-0063 大阪府四條畷市清滝 1130-70
Osaka Electro-Communication University
1130-70 Kiyotaki, Shijyoukawate, Osaka 575-0063

*** 京都大学
〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町 53
Kyoto University
53 Syogoinkawaharara-cho, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507

動ニューロンが興奮すると、末梢神経を経てインパルスが筋線維に到達する。そして筋線維と末梢神経の接合部付近の筋線維上に活動電位が生じ、活動電位は筋線維上を伝搬していく。この活動電位によって筋の張力は発生する。

一方、この筋線維上を伝搬する活動電位を何らかの方法で計測したものを EMG という。とくに皮膚上に貼り付けた電極を用いて計測した EMG を表面筋電図 (surface electromyogram : sEMG) といい、sEMG の計測に使用する電極を表面電極という。表面電極を用いると、貼り付けた皮膚下にある多くの筋線維の活動電位が重畳して計測されるため、sEMG は筋全体の活動状況を把握するのに適している。

sEMG に含まれる情報には、振幅情報と周波数情報がある。振幅情報は、図 1 に示すように EMG を全波整流平滑化処理することで取り出される。この全波整流平滑化処理が行われた EMG を積分筋電図 (integrated electromyogram : iEMG) という。iEMG の値は、等尺性収縮において筋の発揮張力と一対一対応が成り立つので、筋の発揮張力の推定値として利用される。本研究では iEMG を用いて筋の活動の評価を行った。

3. 計測対象

本論文では、右大腿部の半腱様筋 (Semitendinosus Muscle)、大腿二頭筋 (Biceps Femoris Muscle)、内側広筋 (Medial Vastus Muscle)、大腿直筋 (Rectus Femoris Muscle) の iEMG の計測を行い、筋ごとの活動の評価を行った。図 2 に活動の評価を行った筋を示し、以下に筋の簡単な説明を行う。

大腿直筋は大腿四頭筋を構成する筋であり、大腿部前面に存在し、膝を伸展させ、股関節を屈曲させる作用を持つ 2 関節筋である。

内側広筋は大腿直筋と共に大腿四頭筋を構成する筋で大

腿部側面の内側に存在し、膝を伸展させる作用を持っている。

半腱様筋は大腿部後面の内側の浅層領域に位置する筋で、膝を屈曲させ下腿部を内旋させる作用を持っている。

大腿二頭筋は大腿部後面を内側頭方から外側尾方に走行する筋であり、膝を屈曲させ下腿部を外旋させる作用を持っている。

また、腰部上下方向に生じる加速度も同時に計測し、従来から行われている加速度を用いた身体活動の評価も行った。

被験者は 24 歳の男性で、計測時間は 9:30 から 23:00 までの 13 時間 30 分である。また、被験者の計測時間内の活動は、デスクワークが主であったが歩行や食事などの様々な活動も行っていた。

4. 計測装置

iEMG の計測に用いた機器について説明を行う。iEMG の計測に用いたデータロガーは NR-2000 (KEYENCE) である。NR-2000 は小型 (D40 mm×H110 mm×W166 mm) かつ軽量 (約 400g) であるため、被験者が携帯しても日常生活に与える影響は少ない。NR-2000 は A/D 変換をサンプリング周波数 100Hz、分解能 14bit で行う。

iEMG の増幅には NR-2000 と同じ大きさのアンプを使用した。アンプには 4ch の入力があり、入力信号は遮断周波数が 5Hz のハイパスフィルタを通過した後に増幅され、増幅された信号を全波整流平滑化処理したものが出力される。平滑化処理は遮断周波数が 2.6Hz のローパスフィルタを用いて行う。アンプの増幅率は 1 倍から 5100 倍まで連続的に変更することが出来る。iEMG の計測前に被験者に応じて増幅率を変更するが、計測中に増幅率の変更は行わない。

iEMG の導出は双極誘導方法を用いて行った。また、どの筋についても電極添付時の電極間距離は 30mm とした。電極は Ag-AgCl 電極 (ディスポ電極 R150 ビトロード: 日本光電) である。モーションアーティファクト等の影響を

図 2 大腿部の解剖図⁽⁷⁾

Fig. 2. Location of the muscle.

図 3 計測装置の装着図

Fig. 3. A measurement device on the body.

軽減するため、電極とリード線の間にインピーダンス変換回路を挿入し、電極の能動化を行った。

次に、腰部上下方向に生じる加速度の計測に用いたデータロガと加速度センサについて説明を行う。データロガには BioLog (S & ME) を、加速度センサには BioLog 用加速度センサ DL-110 を用いた。BioLog は小型 (D17×H90×W130mm) かつ軽量(約 180g)であり、A/D 変換をサンプリング周波数 50Hz、分解能 16bit で行う。

DL-110 は $\pm 98(\text{m/s}^2)$ までの加速度を検出することができ、静電容量型であるため DC 成分の計測も可能である。したがって、重力加速度の検出も可能となる。また、DL-110 の感度方向が立位時の腰部の上下方向になり、上向きの加速度が正の値で出力するように腰部に固定した。図 3 に計測装置を装着した姿を示す。

5. 評価方法

本研究では、日常生活時の筋の活動を平地歩行時の筋の活動に対する割合で評価を行う。すなわち、日常生活時に計測された iEMG の 1 秒間毎の積算値を、10 歩平地歩行を行った時に計測された iEMG の積算値の 1 秒あたりの平均値で正規化し、この値を用いて筋の活動の評価を行う。この値を“筋活動量 (muscle activity)”とする。“筋活動量”は、筋の活動が平地歩行時の筋の活動に対してどの程度の割合の活動を行っているかを示している値となる。

また、定常歩行中の下肢筋群は、それぞれ安定した一定のリズムで活動を行うが、歩行の開始時と終了時には筋活動に過渡現象がみられるため、筋の活動が定常歩行時と異なる可能性が高い。そのため、平地歩行時の iEMG には、定常歩行中の iEMG を用いた。

本研究における加速度による身体活動の評価方法について述べる。日常生活中に計測された加速度の 1 秒間毎の積算値を、10 歩平地歩行を行っている時に計測された加速度の積算値の 1 秒あたりの平均値で正規化し、この値をもって身体活動の評価を行う。この値を“身体活動量 (physical activity)”とする。これは、日常生活下における身体活動が、平地歩行時の活動に対してどの程度の割合であるかを、腰部上下方向に生じる加速度から評価した値である。

本研究で計測した加速度には重力加速度が重畳しているため、上記の評価方法には遮断周波数が 0.5Hz のハイパスフィルタを使用して重力加速度の除去を行った加速度を用いる。

6. 評価結果および考察

iEMG と加速度の計測結果を図 4、図 5 に示す。図 4 は平地を 10 歩定常歩行した時に計測された加速度と各筋の iEMG である。図 4、図 5 において加速度の基線が -10m/s^2 前後にあるのは、計測した加速度に重力加速度が重畳しているためであり、図 5 において波形が途切れているのは、データロガのバッテリー交換による計測の中断のためである。

図 4 歩行時の加速度および iEMG
Fig. 4. An acceleration signal and iEMG signals during a walk.

図 5 日常生活における加速度および iEMG
Fig. 5. An acceleration signal and iEMG signals during a daily life.

図 6 は、図 4 と図 5 から求まる“身体活動量”と“筋活動量”である。図 6 の各筋の“筋活動量”の縦軸が 100% の時、各筋は歩行時と同じ活動をしていると考えられる。また、“身体活動量”に関しても同じである。

図 6 において“筋活動量”の値は、筋の種類によって大

図6 日常生活における“身体活動量”
および“筋活動量”の時間変化

Fig. 6. A physical activity and muscle activities during a daily life.

幅に異なる。この理由として、本研究における筋の活動の評価を、歩行時の筋の活動を基準に行ったことが原因として挙げられる。つまり、図6における“筋活動量”の値が大幅に異なっているのは、被験者の内側広筋や大腿二頭筋が大腿直筋や半腱様筋に比べ、歩行時の筋の活動が相対的に小さかったためと考えられる。これは、図4における歩行時のiEMGの振幅と、図5における日常生活時のiEMGの振幅から推定できる。

図6より、“身体活動量”と各筋の“筋活動量”の波形はだいたい相似であるといえる。そこで“身体活動量”と各筋の“筋活動量”の関係を調べるために相関係数を求め、表1に示す。表1より計測時間全体では“身体活動量”と各筋の“筋活動量”は高い正の相関がある。また、この結果によらずとも腰部上下方向の運動と下肢筋群の活動に、正の相関があるのは容易に予想できる。しかし、腰部にあまり動きが生じていなくても、拮抗筋群の同時収縮など下肢筋群が活動を行っている場合も考えられる。そこで腰部があまり運動していない時として、“身体活動量”が50%以下の時の“身体活動量”と各筋の“筋活動量”の相関係数を求め、表2に示す。表2により“身体活動量”が50%以下の場合では“身体活動量”と各筋の“筋活動量”は、ほぼ無相関であることがわかる。

次に、全計測時間における“身体活動量”が50%以下と50%以上の割合を求め、表3に示す。表3より、全計測時間の約80%の時間帯で“身体活動量”が50%以下で

表1 “身体活動量”と“筋活動量”の相関係数

Table 1. The coefficient of correlation of physical activity and muscle activity.

Semitendinosus muscle	0.74
Rectus femoris muscle	0.66
Biceps femoris muscle	0.60
Medial vastus muscle	0.74

表2 “身体活動量”が50%以下の場合の

“身体活動量”と“筋活動量”の相関係数

Table 2. The coefficient of correlation of physical activity under 50% and muscle activity.

Semitendinosus muscle	0.29
Rectus femoris muscle	0.20
Biceps femoris muscle	0.19
Medial vastus muscle	0.21

表3 “身体活動量”の出現頻度

Table 3. A frequency of physical activity.

Physical activity under 50%	Physical activity upper 50%
85%	15%

図7 “筋活動量”の比

Fig. 7. The ratio of muscle activity.

あったことがわかり、今回計測された日常生活の大部分の時間帯において、“身体活動量”と“筋活動量”は無相関であったことが判明する。このことは、単純に“身体活動量”から、各筋の“筋活動量”の推定を行うのは困難であることを示唆している。

また、計測した4つの筋は膝関節に作用する筋であり、膝関節に及ぼす作用によって、膝関節を伸展筋群と屈曲筋

群に分類できる。大腿直筋と内側広筋は膝関節の伸展筋群の一部であり、半腱様筋と大腿二頭筋は膝関節の屈曲筋群の一部である。膝関節に対する作用が同じ筋ごとに“筋活動量”の比較を行った結果を図7に示す。図7は、膝関節に対する作用が同じ筋群でも、筋が異なれば筋ごとの“筋活動量”は大きく異なることを示唆している。

7. まとめ

本研究では、筋ごとのiEMGの長時間計測を試み、iEMGを用いて日常生活時における下肢筋群筋の筋の活動を、平地歩行時の筋の活動に基づいて定量的に評価できることを示した。また、平地歩行時の筋の活動を基準に筋の活動の評価を行うことで、今回、筋の活動の評価を行った筋のどのような活動も平地歩行時の筋の活動に例えて表現することが可能となった。

腰部に生じる加速度から評価した“身体活動量”と各筋の“筋活動量”を比較した結果から、“身体活動量”を用いて各筋の“筋活動量”を推定することは困難であり、また、各筋の“筋活動量”の比較結果から、同じ関節に同じ作用を及ぼす筋群でも、“筋活動量”は異なることから、リハビリテーション訓練プログラムや筋力トレーニングプログラムの作成を行う際には、各筋の活動の差を考慮して作成する必要性が示唆された。

また、今回の研究では“筋活動量”自体の指標を定めるには至らなかった。例えば、筋力トレーニングプログラムの作成に“筋活動量”を有効に用いるためには、長期間におよぶ“筋活動量”の推移と最大発揮筋張力の推移を計測する必要がある、“筋活動量”の指標を定めることが、今後の課題として挙げられる。

(平成15年2月25日受付, 平成15年6月30日再受付)

文 献

- (1) 内藤義彦・佐藤真一・北村明彦・飯田 稔:「身体活動量の評価」, 身体活動と生活習慣病 日本臨牀, Vol.58, No.769 pp.169-173 (2000)
- (2) Y. Abe, M. Sekine, T. Tamura, T. Togawa, and Y. Fukui: “Assessment of energy expenditure for walking using a triaxial accelerometer”, Proc. of the 13th Symposium on Biological and Physiological Engineering pp.2A1-2 (1998) (in Japanese) 阿部芳幸・関根正樹・田村俊世・戸川達男・福井康裕:「加速度波形を用いたエネルギー代謝量の評価」, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.2A1-2 (1998)
- (3) 堀 浩: 筋電図の手引き, 南山堂, pp.1-47 (1984)
- (4) 永田 晨: 筋と筋力の科学-筋収縮のスペクトル解析-, 不昧堂出版, pp.19-92 (1984)

- (5) 中野昭一・白石武昌・栗原 敏: 学生のための生理学, 医学書院, pp.222-233 (1995)
- (6) 吉田正樹:「筋電図学的解析法について」, 理学療法の医学的基礎, 3, No.2, pp.2-7 (1999)
- (7) 河上敬介・小林邦彦・磯貝 香: 骨格筋の形と触察法, 大峰閣, pp.216-232 (1998)

原 良 昭

(学生員) 1978年9月22日生。2001年3月大阪電気通信大学工学部知能機械工学科卒業。2003年3月大阪電気通信大学大学院博士前期課程修了。同年4月奈良先端科学技術大学院大学博士後期課程入学, 現在に至る。現在, 筋電図の処理に関する研究に従事。日本エム・イー学会会員

吉 田 正 樹

(正員) 1953年7月9日生。1984年大阪大学大学院工学研究科後期課程電気工学専攻単位修得退学。同年神戸大学医療技術短期大学部理学療法学科講師, 1994年同大学工学部情報知能工学科助教授, 1998年大阪電気通信大学工学部知能機械工学科教授を経て, 2001年同大学医療福祉工学科教授, 現在に至る。現在, 生体電気信号(特に筋電図)の処理に関する研究,

筋電制御義手の開発, 歩行分析などの研究に従事。電子情報通信学会, 日本エム・イー学会, 計測制御学会, 日本体力医学会, IEEEなどの会員。

松 村 雅 史

(正員) 1958年9月28日生。1988年3月大阪大学大学院工学研究科電気工学専攻博士課程修了。同年4月立命館大学理工学部情報工学科助手。1990年4月大阪電気通信大学工学部応用電子工学科講師, 1992年10月同大学助教授, 2001年4月同大学医療福祉工学科教授, 現在に至る。音声情報の生成機構の解析, 生体用センサ, 生体情報計測とヒューマンインターフェースに関する研究に従事。電子情報通信学会, 日本音響学会, 日本エム・イー学会会員。

市 橋 則 明

(非会員) 1959年5月8日生。1982年立命館大学電気工学科卒。1985年神戸大学医療技術短期大学部理学療法学科卒。同年三菱神戸病院, 1988年神戸大学医療技術短期大学部助手, 1994年京都大学医療技術短期大学部理学療法学科助教授, 2003年同大学医学部保健学科助教授, 現在に至る。理学療法学, 特に筋力トレーニングの筋電図解析や筋力トレーニングの

効果に関する研究に従事。日本理学療法士学会, 日本体力医学会, 理学診療医学会, 理学療法科学学会などの会員。