

博士論文

筋力トレーニング負荷決定のための身体活動の
定量的評価手法に関する研究

原 良昭

2005年 2月 3日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報生命科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士(工学) 授与の要件として提出した学位論文である。

原 良昭

審査委員：

湊 小太郎教授

千原 國宏教授

杉浦 忠男助教授

吉田 正樹教授 (大阪電気通信大学)

筋力トレーニング負荷決定のための身体活動の

定量的評価手法に関する研究*

原 良昭

内容梗概

日常生活における身体活動を定量的に評価することで、適切な負荷の筋力トレーニングが可能となる。たとえば、リハビリテーション訓練を行う場合、リハビリテーション訓練以外の時間も自主的に筋力トレーニングを行う患者もいるが、行わない患者もいる。このように患者ごとにリハビリテーション訓練時以外の日常生活の過ごし方は異なる。そのため、リハビリテーション訓練以外の時間の身体活動を定量的に評価することで、個々の患者に応じた適切な筋力トレーニングの動作や回数を決定することが可能となる。一般に、筋力トレーニングの負荷は、対象筋の最大随意収縮力 (Maximum Voluntary Contraction : MVC) に基づいて決定される。そのため、筋力トレーニングを行う際にはMVCを測定する必要がある。しかし、MVCの測定では、筋が極めて大きな力を発揮するため、筋や腱を痛める可能性があり、MVCを簡便に推定する手法が求められている。本論文では、以下に述べる2種類の身体活動の定量的評価手法と、1種類のMVCの推定手法について開発した。

加速度信号を用いた身体活動の定量的評価手法の開発

身体活動の定量的評価手法の1つに、動作によって腰部の身体長軸方向に生じる加速度信号の絶対値の単位時間積算値を用いて評価する手法がある。しかし、加速度信号の測定に直流成分を検出できるセンサを用いると、動作によって生じ

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 博士論文、
NAIST-IS-DT0361032, 2005年2月3日.

た加速度信号に重力加速度成分が直流成分として重畳される。その為、上記の手法を用いるにはフィルタを用いて直流成分を除去する必要がある。しかし、フィルタには複数の種類と遮断周波数や次数などの無数の特性があり、目的に合う最適なフィルタを設計するのは非常に困難である。

本論文では、フィルタによる直流成分の除去を行わずに、直流成分を含む加速度信号から身体活動を評価する手法として、加速度信号の標準偏差を用いる手法を開発し、開発した手法の特性を示した。

筋電図を用いた筋活動の定量的評価手法の開発

一般に、関節は複数の筋の作用によって動作する。同じ関節に作用する筋であっても、ある筋が他の筋に比べて著しく活動することがある。そのため、ある筋力トレーニングを行った場合、ある筋では適切な負荷であっても他の筋では過剰な負荷である可能性がある。各筋の活動を定量的に評価することで、筋ごとの適切な筋力トレーニングの負荷を決定できる可能性があり、各筋の活動を定量的に評価する手法が必要となる。

本論文では、日常生活における膝関節の屈筋群の大腿二頭筋、半腱様筋、膝関節の伸筋群の大腿直筋、内側広筋の活動を、歩行時の筋の活動を基準として評価した。筋の活動は積分筋電図(integrated Electromyogram : iEMG)の単位時間積算値により評価した。

評価結果より、同じ膝関節の伸筋である大腿直筋と内側広筋であっても、筋ごとの活動量は異なっていた。同様に、屈筋である大腿二頭筋と半腱様筋でも異なっていた。このことから、同じ屈筋群、もしくは同じ伸筋群に属する筋同士であっても、活動量は異なるため、各筋の活動を定量的に評価する必要性を明らかにした。

筋音図を用いた最大随意収縮力の推定手法の開発

上腕二頭筋の等尺性随意ランブ状収縮時における筋音図(Mechanomyogram: MMG)の実効値(Root Mean Square: RMS)がMVCの20%MVC付近で急峻に増大することが報告されている。このRMSの急峻な増大に着目し、20歳前半の健常男性の上腕二頭筋におけるMVCを推定する手法を開発した。

上腕二頭筋のMMGを測定し、上腕二頭筋では約 $26 \pm 3.7\%$ MVCでMMGのRMSが急峻に増大することを確認した。このことから、MMGのRMSが増大した張力を26%MVC

とし、100%MVC すなわち、MVC を推定する。開発し手法により推定した上腕二頭筋の MVC は、実測した MVC に対して $100 \pm 10.2\%$ MVC であった。

本論文では、腰部の身体長軸方向に生じる加速度信号の標準偏差から身体全体の活動を推定できることを示した。また、iEMGを用いることで膝関節に働く筋の活動を筋ごとに評価することを可能とした。さらに、MMGからMVCを簡便に推定できることを示唆した。これらの結果より、日常生活における身体活動の定量的評価に基づき、筋力トレーニングにおける負荷をより適切に求めることが可能となった。

キーワード

身体活動量, 加速度信号, 筋電図, 筋音図, 最大随意収縮力

Study on Quantitative Evaluation Methods of Physical Activity for Deciding Load of Resistance Training*

Yoshiaki Hara

Abstract

An appropriate load is necessary to practice efficient resistance training safely. Evaluating physical activity in daily life is needed for determining the appropriate load because individual had a daily life probably. For example, in rehabilitation training, a patient can be classified in two kinds. While one kind is the patient that practice resistance training conducted by therapist and do voluntary resistance training in daily life, another kind is the patient that practice only resistance training conducted by therapist. In this way, each patient differ physical activity in daily life. Therefore,

Generally a load for the rehabilitation training is set by the rate of the maximum voluntarily contraction (MVC) of each muscle. Therefore the MVC should be measured before resistance training. Muscles and tendons may be hurt by the measurement of MVC because a muscle generates enormous force. Thus, the estimation method of MVC is needed.

I developed two quantitative evaluation methods of the physical activity and an estimation method of MVC.

*Doctoral Dissertation, Department of Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science
Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DT0361032, February 3, 2005.

Development of the quantitative evaluation method of the physical activity by the acceleration signal

In many cases, the index of the physical activities is expressed as a sum of the absolute value of the acceleration signal due to the movement of body's barycenter.

In the above method, if we use the acceleration sensor that can detect a DC component, we must make the filter for removing a gravitational acceleration component. However, the filters have plural kinds and innumerable characteristics such as cut-off frequency, order and so on. Therefore it is very difficult to designing the most suitable filter.

A new evaluation method of the physical activity was developed. The method use the standard deviation (SD) of the acceleration signal as an index of the physical activity. I measured in acceleration signal in the direction of body longitude on a low back in daily life. The evaluation of physical activity by SD was compared with the evaluation by the sum of the absolute value of acceleration signal, and indicated characteristic of proposed evaluation method.

Development of the quantitative evaluation method of the physical activity by electromyogram

The joint movement was controlled by one or more muscle generally. However, activity of each muscle is different even if these muscles belong to the same joint. Therefore a load of resistance training is appropriate for a certain muscle but is over load for other muscles. The quantitative evaluation method of muscular activity of each muscle is needed for deciding appropriate load of each muscle.

Muscular activity was evaluated by a sum of the integrated electromyogram (iEMG) in unity time. However, to compare muscular activity with another muscle or another person, it is necessary to normalize muscular activity. The adopted normalization method used by the sum of iEMG in level walk. The muscular activity in daily life is indicated as ratio of the muscular activity in the level gait by above normalization method.

The iEMG were measured from the medial vastus muscle, the rectus femoris muscle, the semitendinosus muscle and the biceps femoris muscle. These muscles

are the muscle of thigh. Both the rectus femoris muscle and the medial vastus muscle extend the knee joint and both the semitendinosus muscle and the biceps femoris muscle flex the knee joint.

The muscular activities of each muscle are evaluated by the developed method and are compared with each other. It has been proved that the muscular activities are different quantitatively even if these muscles belong to the same function group. This result suggests that the evaluation of each muscular activity is needed.

Development of the estimate method of the maximum voluntarily contraction by mechanomyogram

It is reported that root mean square (RMS) of mechanomyogram (MMG), which measured from the biceps brachii muscle (BB), drastic increases at 20% of MVC. The purpose of this study is to develop the estimation method of MVC by drastic increase of the RMS of MMG. I confirm the reproducibility of the point of %MVC that shows the drastic increase of RMS of MMG.

MMG and the muscular force of the BB during isometric voluntary contraction were measured. The drastic increase of RMS occurred at $26 \pm 3.7\%$ MVC. From the result, I proposed the estimated MVC should be one hundred-26ths of the force that show the drastic increase of RMS. Estimated MVCs were $100 \pm 10.2\%$ of actually measured MVC.

From the above-mentioned result, the physical activity in daily life is evaluated by standard deviation of an acceleration signal in the direction of body longitude on a low back. And the muscular activities of each muscle in the daily life are evaluated by iEMG. Furthermore, MVC is estimated from low level contraction by developed method. Evaluating physical activity in daily life and estimating the MVC suggest possibility of decision of the appropriate load

Keywords:

physical activity, acceleration signal, electromyogram, mechanomyogram, maximum voluntarily contraction

目次

1 緒言	1
2 筋の張力制御機構に関する生理学的知見	3
2.1 緒論	3
2.2 骨格筋の筋収縮制御機構	3
2.3 筋電図	6
2.4 筋音図	6
2.5 結論	7
3 加速度信号による身体活動の定量的評価手法の開発	8
3.1 緒論	8
3.2 測定方法	9
3.3 解析方法	9
3.3.1 フィルタ特性による身体活動の評価への影響	9
3.3.2 標準偏差による評価手法	12
3.4 結果	13
3.5 考察	15
3.6 結論	16
4 筋電図を用いた筋活動の定量的評価手法の開発	17
4.1 緒論	17
4.2 評価手法	18
4.3 測定方法	19
4.3.1 対象筋	19
4.3.2 測定装置	20
4.4 結果	21
4.5 考察	25

4.6 結論	27
5 筋音図を用いた最大随意収縮力の推定手法の開発	28
5.1 緒論	28
5.2 測定方法	28
5.2.1 対象筋	28
5.2.2 測定装置	29
5.2.3 測定手順	29
5.3 結果	30
5.4 考察	36
5.5 結論	38
6 結語	39
謝辞	41
参考文献	42
研究業績	50

目次

2.1	張力曲線	4
2.2	筋の長さ－張力関係	5
2.3	筋の収縮速度－能動的張力の関係	5
2.4	iEMG－張力関係	7
3.1	ハイパスフィルタの特性値	10
3.2	振幅特性	11
3.3	位相特性	11
3.4	群遅延特性	12
3.5	加速度信号	14
3.6	評価結果	14
4.1	筋の位置	20
4.2	平地歩行におけるiEMGおよび加速度信号	22
4.3	日常生活におけるiEMGおよび加速度信号	23
4.4	各筋の活動および身体全体の活動評価	24
5.1	測定システム	29
5.2	測定結果の1例	32
5.3	張力－RMS関係	33
5.4	MMGの時間周波数分布	35
5.5	MPFの代表的な変化例	36

表目次

3.1 デジタルフィルタの特性値	10
4.1 歩数に換算された各筋の活動	25
5.1 sub5の5%MVC/sにおける%MVC _{RMS}	33
5.2 各試行におけるsub1～sub5の%MVC _{RMS}	34
5.3 MVCの推定値	34

1 緒言

厚生労働省は、「壮年期死亡の減少、健康寿命の延伸及び生活の質の向上を実現すること」を目的とし、2000年から「21世紀における国民健康づくり運動(健康日本21)」を推進している[1]。「健康日本21」について述べた報告書には「身体活動や運動が、メンタルヘルスや生活の質の改善に効果をもたらすことが認められている。更に高齢者においても歩行など日常生活における身体活動が、寝たきりや死亡を減少させる効果のあることが示されている[3]-[6]。生活習慣病の予防などの効果は、身体活動量(「身体活動の強さ」×「行った時間」の合計)の増加に従って上昇する[7]と記載されており、健康維持及び筋力増強に対する身体活動の重要性が述べられている。

しかし、筋力トレーニングにおけるオーバートレーニングのように過剰な量の身体活動は健康維持といった目的に反して、健康を損なう可能性がある。「身体活動の強さ」を定量的に評価することで、目的に応じた適切な身体活動量を選択することが可能となる。たとえば、日常生活における身体活動を定量的に評価することで、適切な負荷の筋力トレーニングが可能となる。たとえば、リハビリテーション訓練を行う場合、リハビリテーション訓練以外の時間も自主的に筋力トレーニングを行う患者もいるが、行わない患者もいる。このように患者ごとにリハビリテーション訓練時以外の日常生活の過ごし方は異なる。そのため、リハビリテーション訓練以外の時間の「身体活動の強さ」を定量的に評価することで、個々の患者に応じた適切な筋力トレーニングの動作や回数を決定することが可能となる。

「身体活動の強さ」の評価を、腰部に装着した加速度センサが検出する加速度信号を用いて行う手法がある。この手法は、単位時間あたりにおける被験者の酸素摂取量と、被験者の動作により腰部の長軸方向に生じた加速度信号(以下、交流成分とする)の絶対値の単位時間積算値との間に高い相関関係があることから、加速度信号の絶対値の単位時間積算値を用いて「身体活動の強さ」を評価する手法である[8]-[15]。加速度信号の測定に直流成分を検出できるセンサを用いると、重力加速度成分が直流成分として重畳された加速度信号が測定される。加速度信号の直流成分から鉛直方向に対する腰部の相対的な傾きが推定できるため、加速度信号の直流成分を用いて被験者の姿勢を推定することが行われている[15][16]。また、加速度信号を用いて被験者の転倒の検出手法[17]や、被験者の移動距離の推定手法[18]も研究されている。

測定した加速度信号の交流成分の抽出は、一般に、デジタルフィルタを用いて行わ

れている[9][15]。デジタルフィルタは様々な種類や遮断周波数や次数などの複数の特性があるため、目的に応じた最適なデジタルフィルタを作成することは困難である。デジタルフィルタの特性が異なっていると、同一の加速度信号であっても、抽出された交流成分は異なる。そのため、交流成分の抽出に用いるデジタルフィルタの特性によって身体活動の評価が異なることがある。そのため、デジタルフィルタを用いずに直流成分を含む加速度信号から身体活動の評価する手法が求められる。

また、一般に、1つの関節には複数の筋が作用しており、ある動作に対して、これらの筋が同程度に活動するのではなく、ある筋が他の筋よりも著しく活動することがある。そのため、ある筋力トレーニングを行った場合、ある筋では適切な量の負荷であっても他の筋では過剰な負荷となる可能性がある。したがって、筋力トレーニングを安全に効率よく行うためには、各筋の活動を定量的に評価することが必要となる。上記の加速度信号による身体活動の評価手法では、筋ごとの活動を適切に評価することは困難であるため、筋ごとの活動を定量的に評価する手法が必要となる。

一般に、筋力トレーニングの負荷は、対象筋の MVC に基づいて決定される[19][20]。そのため、筋力トレーニングを行う際には MVC を測定する必要がある。しかし、MVC の測定では、筋が極めて大きな力を発揮するため、筋やその周辺組織を痛める可能性があり、MVC を簡便に推定する手法が求められる。

本論文では、2章に本論文の理解に必要な基礎知識について述べる。3章では加速度信号の標準偏差を用いた身体活動の定量的評価手法について述べる。4章では筋電図を用いて筋の活動を定量的に評価する手法、5章では筋音図を用いて MVC を推定する手法について述べる。6章では本論文で得られた知見と結論について述べ、本論文をまとめる。

2 筋の張力制御機構に関する生理学的知見

2.1 緒論

本章では、本論文の理解に必要な知識として、骨格筋の筋収縮制御機構、筋電図および筋音図に関する従来の研究によって得られている生理学的知見について述べる。

2.2 骨格筋の筋収縮制御機構[21]-[23]

人体には約 400 の骨格筋があり、骨格筋は筋線維の集合体である。骨格筋は筋線維が収縮することにより張力を発生させる。

筋線維は脊髄に存在する α 運動ニューロンの支配を受けており、1 個の α 運動ニューロンとその α 運動ニューロンが支配している多くの筋線維をまとめて運動単位(Motor Unit :MU)という。一般にヒトでは、それぞれの筋線維は単一の α 運動ニューロンに支配されており、複数の α 運動ニューロンによる支配されないといわれている。単位と呼ばれる理由は、1 個の α 運動ニューロンに神経活動電位が発生すると、その支配下の筋線維はすべて同時に収縮するなど、機能的な独立性を持っているためである。同一の MU に属する筋線維は構成する筋の横断面の広い領域に点在している。

MU を構成する筋線維の個数を神経支配比という。神経支配比は MU によって異なり、そのため、MU の最大発揮張力は MU ごとに異なる。

α 運動ニューロンが興奮すると、 α 運動ニューロンと筋線維の結合部の筋線維側に活動電位が発生する。発生した活動電位は筋線維上を伝搬していく。この活動電位の伝搬によって筋線維は収縮する。

1 回の活動電位に対して筋線維は1回収縮し、弛緩する。これを単収縮という。1回目の収縮が完全に終了する前に、次の刺激による活動電位が発生すると収縮の加重が起こる。その結果、ある頻度以上で活動電位が発生すると単収縮よりも大きな収縮を得ることができる。一定以上の頻度で刺激すると、筋線維の収縮は強縮となる。強縮時の最大張力は単収縮時の張力の数倍となる(図 2.1)。筋が発揮する張力は、動員されている MU の数、個々の MU の発火頻度で調節される。動員されている MU の個数が増加すると筋が発揮する張力も増加する。また、MU の発火頻度が上昇すると、図 2.1 に示すように筋線維の発揮する張力が増加するので、筋が発揮する張力も増加する。

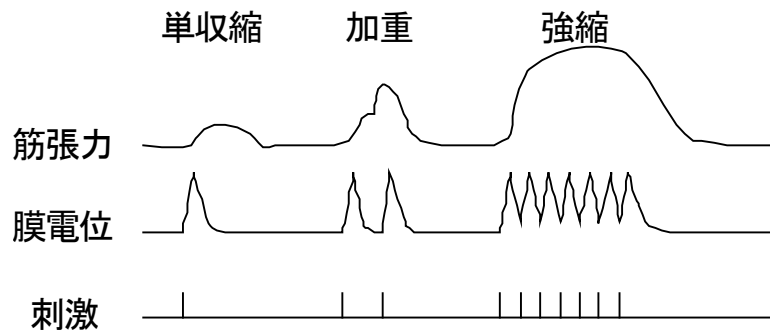


図 2.1 張力曲線

筋が発揮する張力は2つの成分に分けることができる。1つは能動的な成分であり、これは筋線維の収縮によって生じる張力である(以下、能動的張力)。そして、受動的な成分として、筋が伸長したときに本来の長さに戻ろうとして筋線維を囲んでいる結合組織により生じる張力がある(以下、受動的張力)。筋の長さは能動的および受動的張力の双方に影響を与えることが知られている。筋の安静時の長さを筋の安静時長として定義し、筋長の変化による張力への影響を図 2.2 に示す。図 2.2 は受動的張力が安静時の長さより長くなると単調に増加し、能動的張力は安静時の長さ付近が最大となり、筋長が短くても長くても能動的張力は低下することを示している。

また、筋の収縮速度も筋が発揮する張力に影響することが知られている。筋が長くなる場合(伸長性)と短くなる場合(短縮性)では、筋は異なった反応を示す。短縮性収縮では、筋長が短くなる速度が大きくなるにつれて、筋が発揮する最大張力は減少する。伸長性収縮では、筋長が長くなる速度が大きくなるにつれて筋が発揮する最大張力は増加する(図 2.3)

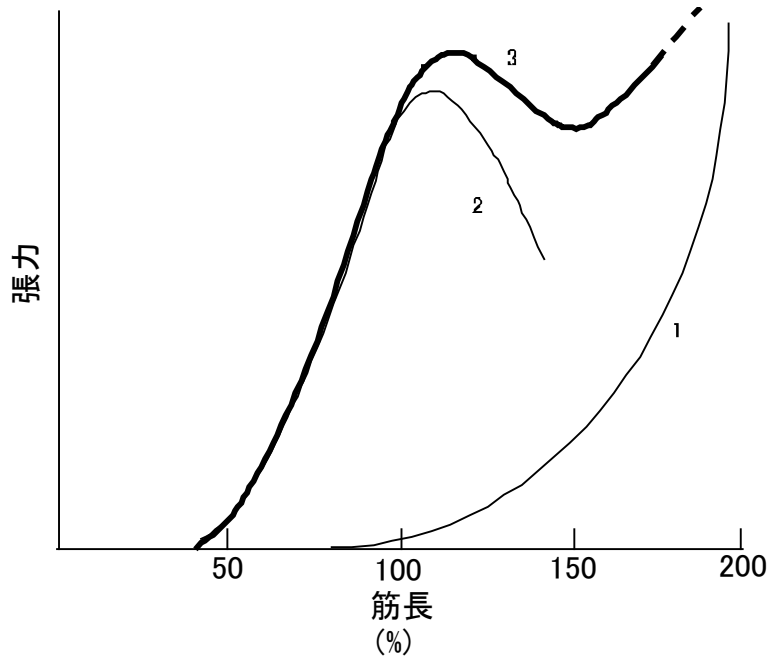


図 2.2 筋の長さ-張力関係

曲線 1 は発生する筋の受動的張力、
 曲線 2 は筋の能動的張力、曲線 3 は筋張力を示す。

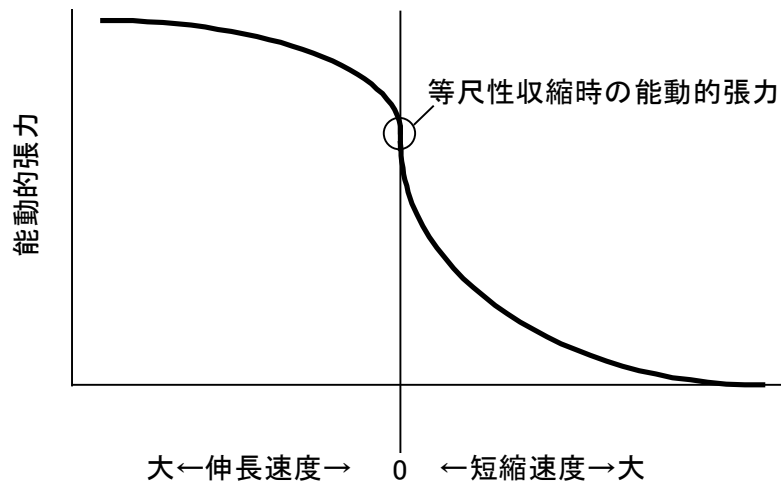


図 2.3 筋の収縮速度-能動的張力の関係

2.3 筋電図[24]-[26]

筋電図(Electromyogram : EMG)とは筋を体外に摘出することなく、生体内にあるままの状態で作られた筋線維のある部位における活動電位の時間変化の記録である。

活動電位の測定方法には、筋内部に挿入する電極(針電極)を用いる方法と、皮膚表面上に貼付する電極(表面電極)を用いる方法の2つがある。表面電極より導出されたEMGを表面筋電図(surface EMG : sEMG)という。表面電極は針電極に比べて、広範囲の誘導範囲をもつため、sEMGは広範囲の筋線維の活動電位が重畳したものとなり、筋全体の電氣的な活動を示す指標として用いられる。

EMGを全波整流平滑化処理したものをiEMGといい、EMGの振幅情報を示すのに用いられる。一般的に、ヒトの動作の周波数は6Hz以上にはならないため、平滑化処理に用いられるローパスフィルタの遮断周波数は6Hz以下である[27]。等尺性収縮時の筋が発揮する張力とiEMGの間には単調増加関係があるため、等尺性収縮時に限り、iEMGの値は筋が発揮する張力のおおまかな推定値として用いられる[28]-[30]。ただし、等尺性収縮時の筋張力とiEMGの関係は、単調増加ではあるが線形関係ではなく、また、iEMG-張力関係は筋ごとに異なる(図2.4)[30]。

筋の能動的張力は、動員されているMU数とその発火頻度によって調整される。しかし、図2.3で示したように筋長が異なっていると、動員されているMU数とそのMUの発火のタイミングが等しくても、能動的張力は異なり、受動的張力も筋長の影響を受ける。また、筋長の変化速度によっても、能動的張力は変化する。以上の理由により、等尺性収縮以外の収縮におけるiEMGの値から筋が発揮する張力を推定することは困難である。

2.4 筋音図[31][32]

筋収縮時に皮膚表面上に生じる微細振動を記録したものを筋音図(Mechanomyogram : MMG)という。MMGは筋線維が収縮する際に筋線維が側方に拡大変形することにより生じる圧波[33]、もしくは収縮時における筋の中心部位の粗大な横方向の動きが原因である[34]-[38]と考えられているが、確たる機序は明らかではない。MMGは筋線維の収縮に伴って発生する信号であるので、筋の機械的な活動を反映する信号である。MMGはMUの活動様式を推定するのに用いられている。

2.5 結論

本章では、骨格筋の張力制御機構について述べた。また、筋電図と筋音図について説明し、その特徴を簡単に説明した。

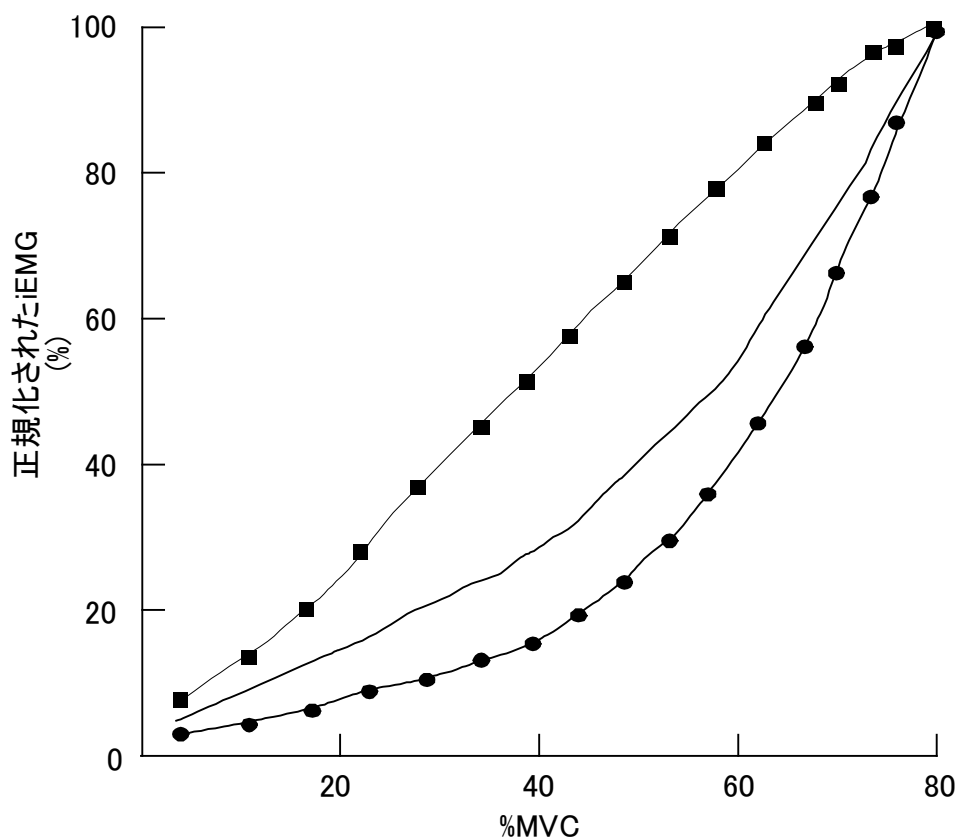


図 2.4 iEMG-張力関係

■は第1背側骨間筋、●は上腕二頭筋、無印は三角筋である。

筋張力は被験者の最大随意張力(Maximum Voluntarily Contraction:MVC)に対する割合で表されている。iEMGは得られた最大値で正規化している。

Lawrence JH and De Luca CJ : Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles, J Appl Physiol, Vol. 54, pp.1653-1659,1983 を改変。

3 加速度信号を用いた身体活動の定量的評価手法の開発

3.1 緒論

単位時間あたりにおける被験者の酸素摂取量と、被験者の動作により腰部の身体長軸方向に生じた加速度信号(以下、交流成分とする)の絶対値の単位時間積算値との間に高い相関関係があることから、腰部の身体長軸方向に生じる加速度信号を用いて身体活動の強さを定量的に評価する手法がある[8]-[15]。この手法は、交流成分の絶対値の単位時間積算値を用いて身体活動の強さを評価する手法である。直流成分を検出できる加速度センサを用いると、重力加速度成分が直流成分として重畳された加速度信号が測定される。加速度信号の直流成分から鉛直方向に対する腰部の相対的な傾きが推定できるため、加速度信号の直流成分を用いて被験者の姿勢を評価することが行われている[15][16]。

加速度信号の交流成分の抽出は、一般に、デジタルフィルタを用いて行われている[9][15]。デジタルフィルタは様々な種類や遮断周波数や次数などの複数の特性があるため、目的に応じた最適なデジタルフィルタを作成することは困難である。デジタルフィルタの特性が異なっていると、同一の加速度信号であっても、抽出された交流成分は異なるため、交流成分の抽出に用いるデジタルフィルタの特性によって身体活動の評価が異なることがある。そのため、デジタルフィルタを用いずに直流成分を含む加速度信号から身体活動を評価する手法が求められる。

本章では、加速度信号の単位時間毎の標準偏差(Standard Deviation : SD)を用いて、身体活動を評価する手法を開発し、開発した手法の妥当性を検討する。

3.2 測定方法

本章で解析に用いた加速度信号は、24歳の健常男性の腰部長軸方向に生じる加速度信号である。測定時間は12:30から19:30までの7時間である。

加速度信号の測定に用いたセンサ(DL-1101、(株)S&ME)とデジタル式データロガ(BioLog、A/D変換16bit、サンプリング周波数50Hz、(株)S&ME)について述べる。DL-110は $\pm 98(\text{m/s}^2)$ までの加速度信号を検出でき、静電容量型加速度センサであるため、直流成分も検出できる。DL-110の感度方向が身体の長軸方向になるように、また頭部方向の加速度信号が正の値となるように腰部に固定した。BioLogは小型(D17×H90×W130mm)かつ軽量(約180g)である。加速度信号のサンプリング周波数は日常生活において生じる信号の主な周波数成分から求めた[13][39]-[44]。

3.3 解析方法

本章では、特性の異なるデジタルフィルタを2つ作成し、フィルタ特性の差による身体活動の評価を示す。また、筆者が開発した手法による評価を示す。身体活動の評価を行う単位時間は1分間とする[9]。

3.3.1 フィルタ特性による身体活動の評価への影響

フィルタの特性が身体活動の評価に及ぼす影響を明らかにするために、特性の異なる2種類のデジタルハイパスフィルタを作成し各フィルタを用いたときの身体活動の評価を求めた。デジタルハイパスフィルタはMATLAB(Math Work社)のFilter Design & Analysis Toolを用いて作成した。Filter Design & Analysis Toolは、ハイパスフィルタの「遮断帯域周波数」、「通過帯域周波数」、「遮断帯域の減衰」および「通過帯域のリップル」の各特性値を決定することで作成される(図3.1)。作成に使用した各特性値を表3.1に示す。作成したIIR型1次のButterworthフィルタをフィルタAとIIR型9次のButterworthフィルタをフィルタBとする。作成したフィルタは「遮断帯域周波数」に示されている周波数で「遮断帯域の減衰」に示されているだけ、振幅が減衰する。また、「通過帯域周波数」で示されている周波数以上における周波数成分のリップルは「通過帯域のリップル」で示されている値である。フィルタAとフィルタBでは、「遮断帯域の減衰」が異なり、他の特性値は同じである。

各フィルタの振幅特性を図3.2に、位相特性を図3.3に、群遅延特性を図3.4に示す。

また、各図の(a)がフィルタ A の特性を(b)がフィルタ B の特性を表している。各フィルタを適用した後の加速度信号を用いて身体活動を評価する。

表 3.1 デジタルフィルタの特性値

	遮断帯域 周波数 (Hz)	通過帯域 周波数 (Hz)	通過帯域の リップル (dB)	遮断帯域の 減衰 (dB)
Filter A	0.5	0.01	1	5
Filter B	0.5	0.01	1	280

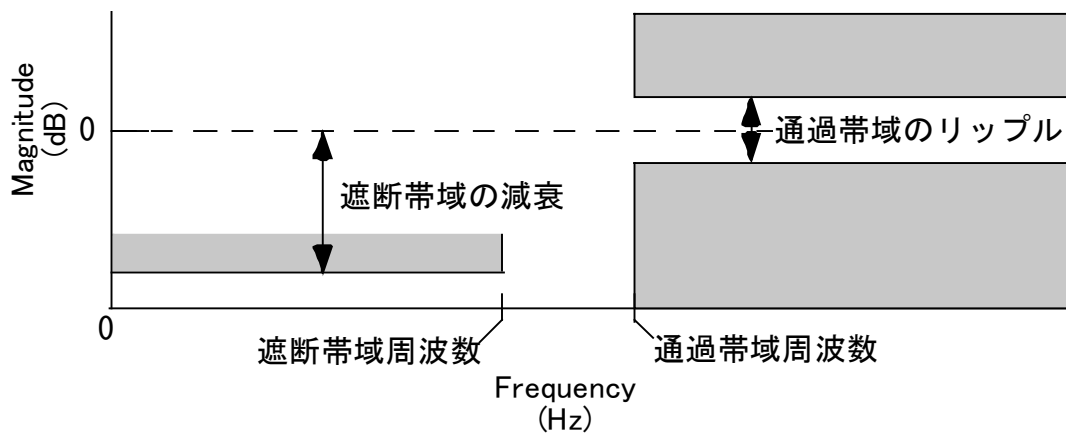


図 3.1 ハイパスフィルタの特性値

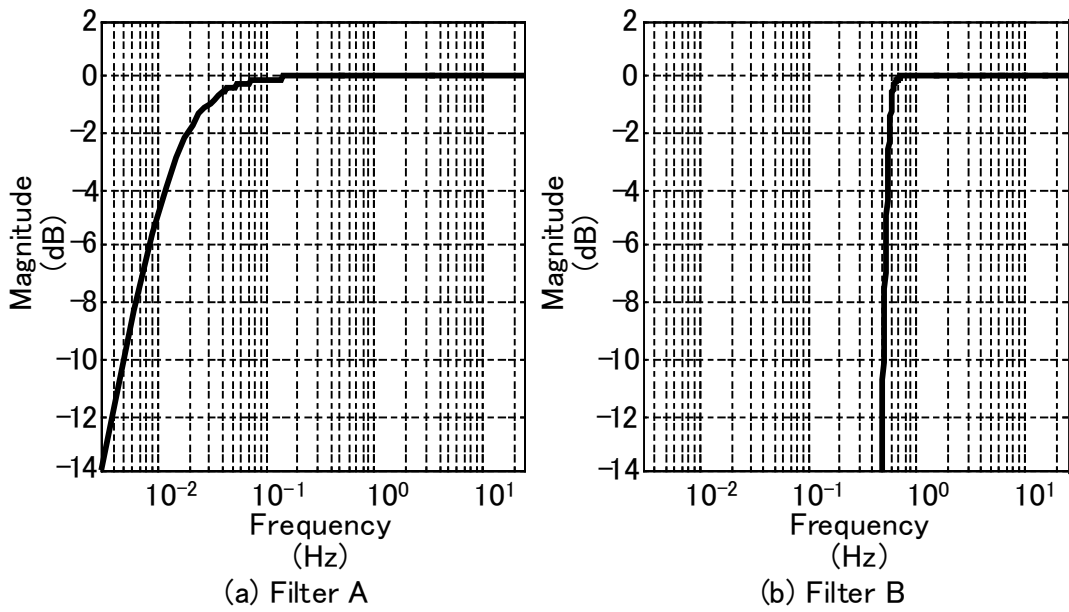


图 3.2 振幅特性

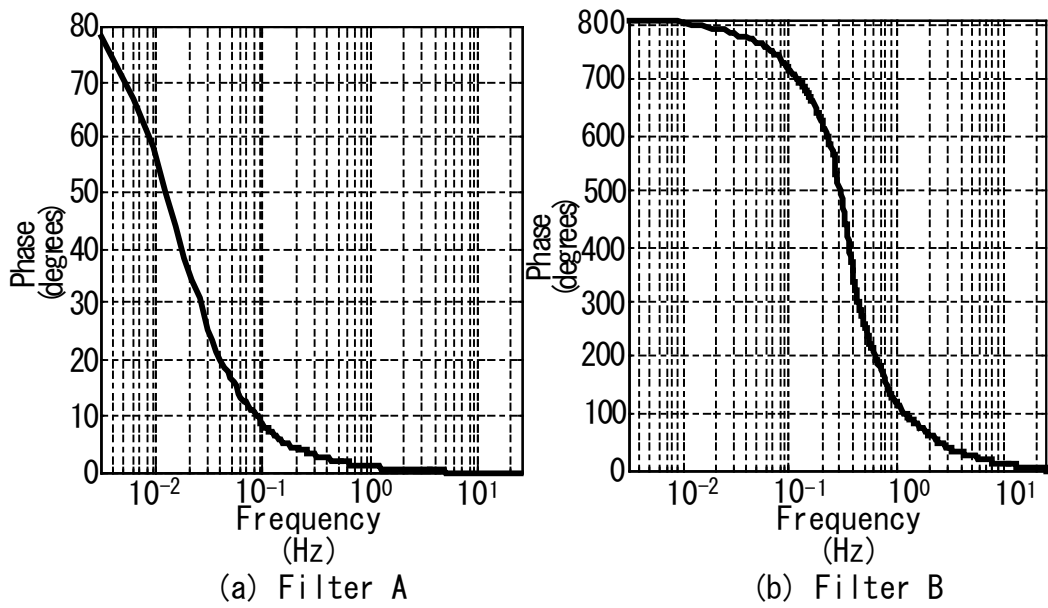


图 3.3 位相特性

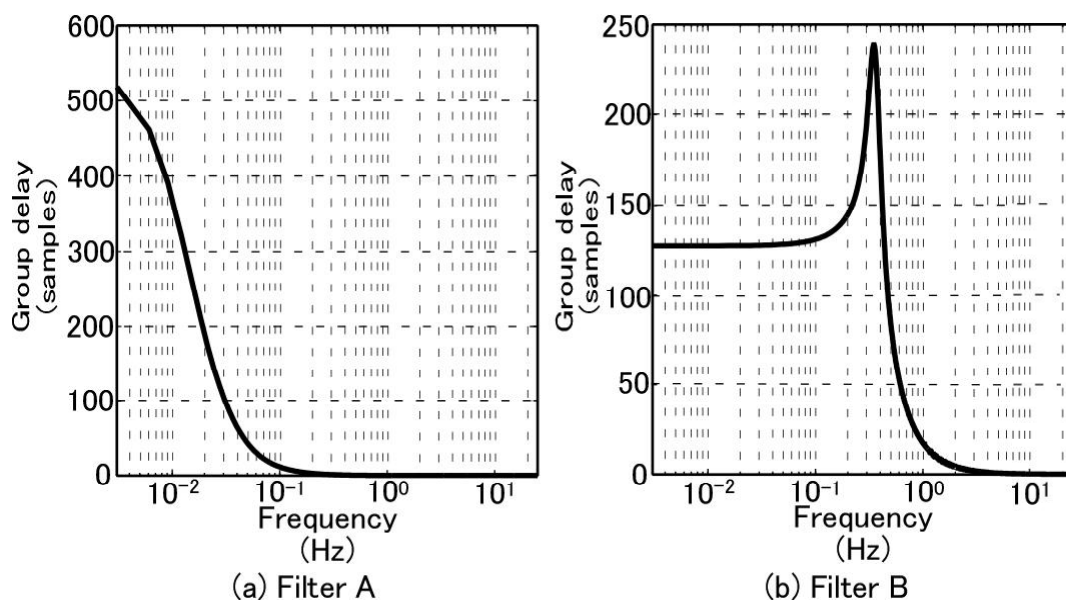


図 3.4 群遅延特性

3.3.2 標準偏差による評価手法

交流成分の絶対値の単位時間積算値は、単位時間あたりの信号の交流成分の強度を示していると考えられる。また、単位時間あたりの信号の強度を表す値であるRMSは式(3-1)で求められる。

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s(i)^2} \quad (3-1)$$

このとき、Nは単位時間あたりの信号のサンプル数である。s(i)はi番目の信号を示す

信号の単位時間あたりの平均値は、その区間の直流成分である。そのため、信号の単位時間あたりの平均値を0にすることで、RMSを用いて信号の単位時間あたりにおける交流成分の強度を示すことができる。信号の単位時間あたりの平均値を0にしたときのRMSをRMS_{AC}とする。RMS_{AC}は式(3-2)で示される。

$$\text{RMS}_{\text{AC}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s(i) - \bar{s})^2} \quad (3-2)$$

このとき、 \bar{s} は単位時間あたりの平均値である。

式(3-2)は単位時間あたりの信号のSDと等しくなる。また、RMSの自乗は信号のパワーを

示すが、SD の自乗は交流成分のパワーを示す(式 3-5)。

$$\text{RMS}_{\text{AC}} = \text{SD} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s(i)^2 - 2s(i)\bar{s} + \bar{s}^2)} \quad (3-3)$$

$$= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s(i)^2 - \bar{s}^2} \quad (3-4)$$

$$\text{RMS}_{\text{AC}}^2 = \text{RMS}^2 - \bar{s}^2 = \text{SD}^2 \quad (3-5)$$

以上のことから、信号の単位時間あたりにおける交流成分の強度は、信号の単位時間あたりの標準偏差で示される。筆者は加速度信号の SD を単位時間あたりの身体活動の評価として用いることを提案する。本手法の妥当性を検討するために先ほど示したフィルタ A とフィルタ B による評価と本手法による評価の比較を行った。

3.4 結果

測定した加速度信号を図 3.5 に示す。測定した加速度信号には重力加速度が約 $-10(\text{m/s}^2)$ として重畳している。これは加速度センサが被験者の身体長軸の頭部方向の加速度信号を正としているためである。測定した加速度信号を用いて、フィルタ A、フィルタ B による身体活動の評価と SD による身体活動の評価、すなわち、各フィルタを用いて交流成分を抽出した加速度信号の絶対値の単位時間積算値と加速度信号の SD の値を図 3.6 に示す。なお、各手法における計算区間(単位時間)は先に述べたように1分、3000 サンプルとする。デジタルフィルタを用いると入力信号と出力信号がそのフィルタの次数だけ遅れるため、フィルタ A は 1 サンプル、フィルタ B では 9 サンプル遅れることになる。そのため、絶対積算値の計算前に各信号の時刻合わせを行い、評価の始めと終わりの値は用いていない。また、縦軸の値は最大値で正規化した値である。

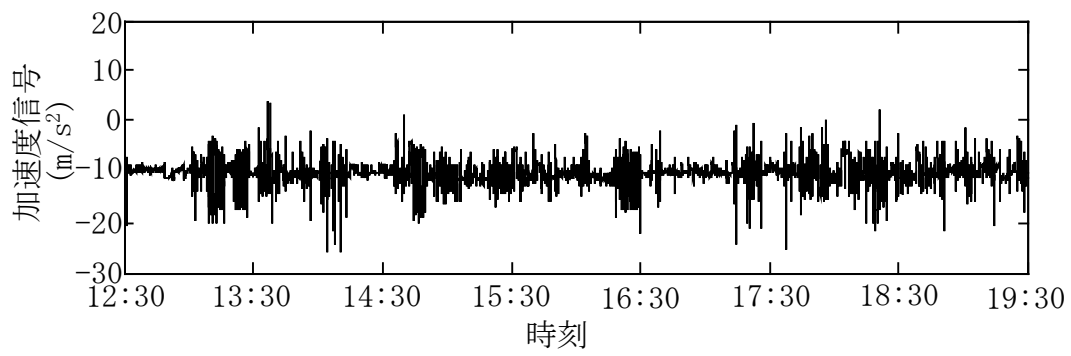


図 3.5 加速度信号

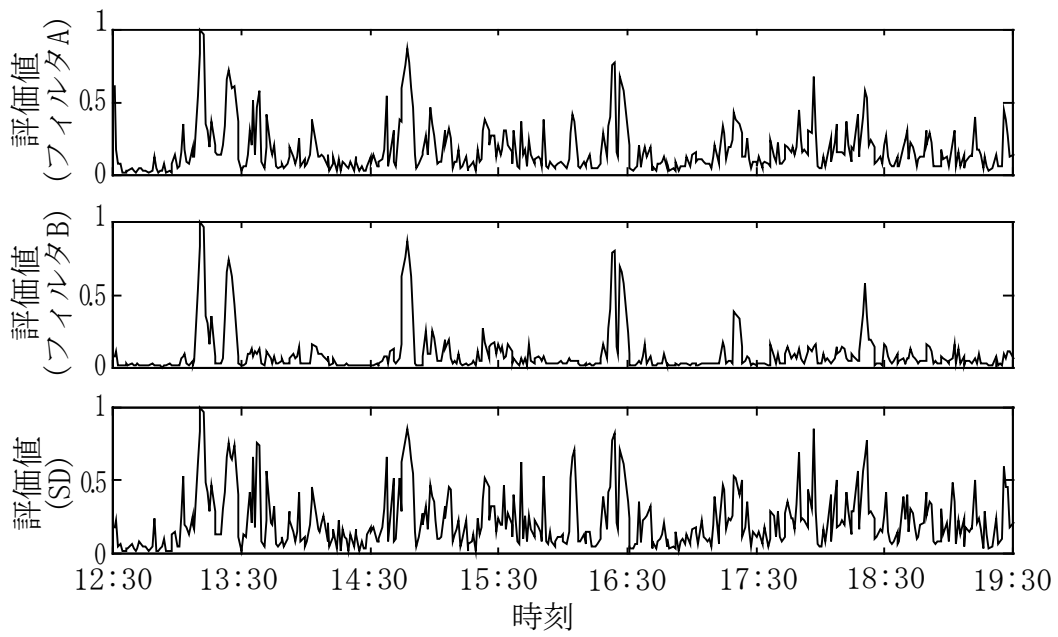


図 3.6 評価結果

3.5 考察

図 3.6 よりフィルタ A による評価(評価 A)とフィルタ B による評価(評価 B)の信号の変化は、おおまかには同じ傾向を示している。しかし、評価 B は評価 A よりも信号の変化が緩やかであり、フィルタにより異なる身体活動の評価が得られている。

フィルタにより身体活動の評価が異なっているが、身体活動の評価は1分間 3000 サンプルの積算値であることから、フィルタの位相特性による影響は少ないと考えられる。身体活動の評価が異なった原因としては、フィルタの位相特性の差や群遅延特性の差ではなく、振幅特性の差による影響が大きいと考えられる。フィルタ B はフィルタ A よりも直流成分を減少させる割合が大きく、直流付近、特に 0.5Hz 以下の周波数成分減少の割合が大きい。そのため、評価 B は 0.5Hz 以下の周波数成分の変動が反映されておらず評価 A よりも緩やかな波形になったと考えられる。また、各時刻の評価 A を対応する時刻の評価 B で除した値は 1 以上となる。これらのことから、フィルタ B では交流成分も大幅に減少させてしまうので、フィルタ A の方が交流成分の強度をよく示しているといえる。

SD による評価(評価 SD)は評価 B よりも評価 A に類似している。相関係数を求めると評価 A との相関係数は 0.95($p < 0.01$)、評価 B との相関係数は 0.74($p < 0.01$)となる。SD は交流成分の強度であるため、フィルタ B による結果よりも、交流成分の減少の少ないフィルタ A による評価と類似したと考えられる。

信号の SD の計算方法は 1 種類しかなく、単位時間あたりの SD は1つの値に定まる。また、信号の交流成分の抽出時にデジタルフィルタでは、直流成分近傍の交流成分が減衰するが、SD は単位時間あたりの交流成分の強度を示す。そのために、信号の単位時間あたりにおける交流成分の強度を表すには、デジタルフィルタによって交流成分を抽出した信号の絶対値の単位時間積算値ではなく、信号の単位時間あたりの SD を用いる方が優れている。

しかし、被験者の姿勢変化により、加速度信号に含まれる重力加速度成分も変動するため、日常生活時に測定された加速度信号には低周波成分として重力加速度成分が重畳している場合がある。SD はこの重力加速度成分の変動も評価する。一方、デジタルフィルタは先に述べたように信号の交流成分の抽出時に、直流成分近傍の交流成分が減衰するため、重力加速度成分の変動の影響が少ない可能性がある。しかし、姿勢変化も身体活動であるため、この姿勢変化による重力加速度信号の変動も評価できる SD による評価のほうがより適切な評価である可能性がある。そのため、姿勢変化が多い日常生活時に測定された加速度信号の評価に SD を用いるほうが妥当であるかは今後

の検討が必要となる。

3.6 結言

本章では、24歳の被験者の日常生活における腰部の身体長軸方向の加速度信号を測定した。特性の異なる2つのデジタルハイパスフィルタを作成し、各フィルタによって抽出された加速度信号の交流成分から身体活動を評価した。フィルタの特性によって身体活動の評価が異なることを確認し、身体活動の評価は、フィルタの特性、主に振幅特性によって異なることを明らかにした。

SDは単位時間あたりにおける信号の交流成分だけを評価することを示し、加速度信号のSDを用いて身体活動を評価する手法を開発した。本手法を用いることで様々な種類や特性があり、目的に応じた最適な特性を決定するのが困難なフィルタを用いることなく、直流成分を含む加速度信号から身体活動の評価を行うことを可能とした。

4 筋電図を用いた筋活動の定量的評価手法の開発

4.1 緒論

筋は活動量が低下すると、その筋の最大随意収縮力 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) の低下と、その筋を構成している筋線維に廃用性萎縮が生じる。骨折や脳卒中などで臥床を余儀なくされると下肢筋に廃用性萎縮が発生する。そのため、下肢筋の MVC の低下と筋線維の廃用性萎縮を防ぐために筋力トレーニングを行うことが必要となる。しかし、廃用性萎縮を防ぐためには、どの程度の量の筋力トレーニングを行う必要があるのかは明らかになっていない。下肢筋の廃用性萎縮が臥床による下肢筋の活動量の低下によるものであるならば、下肢筋に日常生活時と同程度の活動量を与えることで、廃用性萎縮の進行を妨げられる可能性がある。また、一般に、1つの関節には複数の筋が作用しており、ある動作に対して、これらの筋が同程度に活動するのではなく、ある筋が他の筋よりも著しく活動することがある。そのため、ある筋力トレーニングを行った場合、ある筋では適切な量の負荷であっても他の筋では過剰な負荷となる可能性がある。したがって、筋力トレーニングを安全に効率よく行うためには、各筋の活動を定量的に評価することが必要となる。3章で述べた加速度信号による身体活動の評価手法では、筋ごとの活動を適切に評価することは困難である。そのため、筋ごとの活動を定量的に評価する手法が必要となる。

本章では、下肢筋の活動を定量的に評価する手法を開発し、日常生活における下肢筋の筋活動を評価する。

4.2 評価手法

本章では、積分筋電図(integrated electromyogram: iEMG)の単位時間積算値を用いて、筋の電氣的活動を評価する。これ以降、筋の電氣的活動を筋の活動とする。iEMG の値は相対的な筋の活動を示しており、被験者、試行、筋ごとの活動を評価するためには、基準となる動作の iEMG で正規化する必要がある[45]-[48]。本章では、平地を自由歩行している時の活動を基準に用いて、日常生活時の下肢筋の活動を評価する。本手法を用いると、日常生活時の下肢筋の活動を歩数として表すことが可能となる。歩数は、一般的な活動の指標としてよく用いられている[2]。そのため、下肢筋の活動の指標としても歩数は認知されやすいと考えられる。

以下に iEMG の具体的な正規化の手順を述べる。また、筋の活動を評価する単位時間は1分間とする。

1. 平地を 20 歩自由歩行で歩き、そのときの下肢筋の iEMG を測定する。自由歩行の始めと終わりの下肢筋の活動は、静止から自由歩行へ、自由歩行から静止へと状態が変化するため、自由歩行を継続している時と大きく異なる[49]。また、自由歩行を継続している時においても、一步ごとの筋の活動には僅かな変動がある。そのため、自由歩行時の平均的な筋活動を得るために、6 歩目から 15 歩目までの 10 歩分(片足5歩)の iEMG の積算値 i を求める。
2. 6 歩目から 15 歩目までの 10 歩に要した秒数 s と先に求めた i から自由歩行を 1 分間行ったときの推定値 r を換算する。
3. 測定した日常生活時の iEMG の 1 分ごとに積算値を求め、 r を用いて正規化し、筋の活動の評価とする。

本章では、加速度信号の測定も同時に行い、加速度信号から得られる身体活動の評価値と各筋活動の評価値の比較を行った。加速度信号による身体活動の評価は 3 章で述べたように、身体の長軸方向に生じる加速度信号の標準偏差 (Standard Deviation :SD)を用いて行った。以下に具体的手順について述べる。

1. 平地を 20 歩自由歩行で歩き、自由歩行時に発生する加速度信号を測定する。先に述べたように自由歩行の開始と終わりは、静止から自由歩行へ、自由歩行から静止へと状態が変化する。そのため、以下の手順においては、6 歩目から 15 歩目までの加速度信号 \bar{A} を利用する。
2. 6 歩目から 15 歩目までの 10 歩に要した秒数 s 、その区間の加速度信号を \bar{A} とする。 \bar{A} を $60/s$ 回繰り返し連結し、自由歩行を 1 分間行ったとき推定される加速度信号とし、その信号の SD を求める。この値を R とする。なお、加速度信号の長さが 1 分間になるように \bar{A} を繰り返し連結するが、 s の値によっては、繰り返しの回数が整数回ではない場合がある。この場合は、 \bar{A} の最後の連結時に加速度信号の時間が 1 分間になるように \bar{A} を途中で打ち切った信号を連結する。
3. 測定した日常生活時の加速度信号の SD を 1 分ごとに求め、 R を用いて正規化を行う。

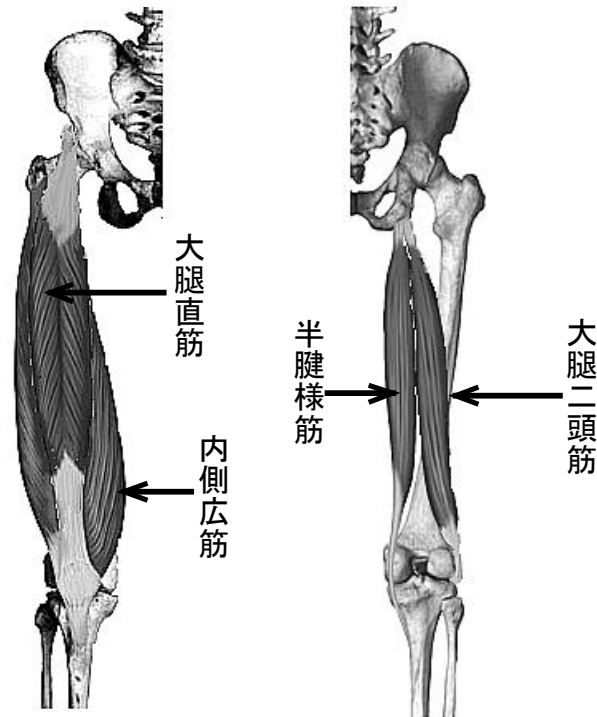
4.3 測定方法

24 歳健常成人男性の右足の半腱様筋、大腿二頭筋長頭(以下、大腿二頭筋とする)、内側広筋、大腿直筋の 9:30~23:00 の間の iEMG と腰部長軸方向に生じる加速度信号を測定した。測定に先立って、被験者には通常と同じ生活をおくるように指示した。以下に測定した筋、測定装置について述べる。

4.3.1 対象筋[50]

各筋の位置を図 4.1 に示す

- 半腱様筋は大腿部後面の内側約 1/2 の浅層領域に位置し、その作用は股関節を伸展、膝関節を屈曲、下腿部を内旋させる。
- 大腿二頭筋は大腿部後面を内側頭方から外側尾方に位置し、その作用は半腱様筋と同じく股関節を伸展、膝関節を屈曲させる。また、半腱様筋とは逆に下腿部を外旋させる。
- 大腿直筋は大腿部前面に位置し、その作用は股関節を屈曲、膝関節を伸展させる。
- 内側広筋は大腿部の側面内側に位置し、その作用は膝関節を伸展させる。



(a)

(b)

右大腿部を
前方から見た図

右大腿部を
後方から見た図

図 4.1 筋の位置

4.3.2 測定装置

iEMG の測定に用いたデジタル式データロガ (NR-2000、A/D 変換 14bit、サンプリング周波数 100Hz、(株)キーエンス) は小型 (奥行き 39 mm × 高さ 110 mm × 幅 166 mm) かつ軽量 (約 400g) であり、被験者が携帯しても日常生活における負担は少ない。NR-2000 の最大バッテリー稼働時間は約 4 時間である。そのため、約 3 時間毎にバッテリーを交換した。バッテリー交換に要する時間は約 2 分である。EMG の増幅には NR-2000 と同じ大きさのアンプを用いた。アンプは 4ch の入力端子と、内部に全波整流回路と遮断周波数 2.6Hz の平滑化回路を持ち、iEMG の出力が可能である。アンプの増幅率は可変であり、測定前に NR-2000 に表示される信号を目視しながら増幅率を変更した。アンプと NR-2000 はウエストポーチに入れて携帯する。

EMG は銀塩化銀電極 (ディスク電極 R150 ビトロード: (株) 日本光電) を用いて電極中

心間距離 5cm の双極誘導により導出した。測定時における体動によるノイズを軽減するため、電極を能動化した[8]。

腰部の身体長軸方向に生じる加速度の測定には、3 章で加速度信号の測定に用いた BioLog (A/D 変換 16bit、サンプリング周波数 50Hz) と DL-110 を用いた。DL-110 は腰部に感度方向が身体の長軸方向に、また頭部方向が正の値となるように固定した。BioLog のバッテリー切れを避けるため、BioLog のバッテリーを2回交換した。

4.4 結果

図 4.2 に平地歩行 6 歩目から 15 歩目の 10 歩の加速度信号と各筋の iEMG を示す。加速度信号、各 iEMG とともに同様の波形が繰り返し表れており、過度状態ではない歩行時の信号であることが確認できる。

図 4.3 に、ある一日の 9:30 から 23:00 までの間の加速度信号と、各筋の iEMG を示す。各データログのバッテリー交換のため、測定が中断されている時間帯があり、図中の波形に途切れが生じている。

図 4.4 に、図 4.2 と図 4.3 に示した各信号を用いて求めた評価を示す。図 4.4 は、その時刻の活動を、基準である平地歩行の活動に対する割合で表している。

各筋の iEMG の測定時間における全ての積算値を、10 歩の iEMG の積算値で除することで、各筋の活動を歩数に換算し、得られた歩数を表 4.1 に示す。すなわち、表 4.1 は測定時間各筋の活動を、歩数で表している。

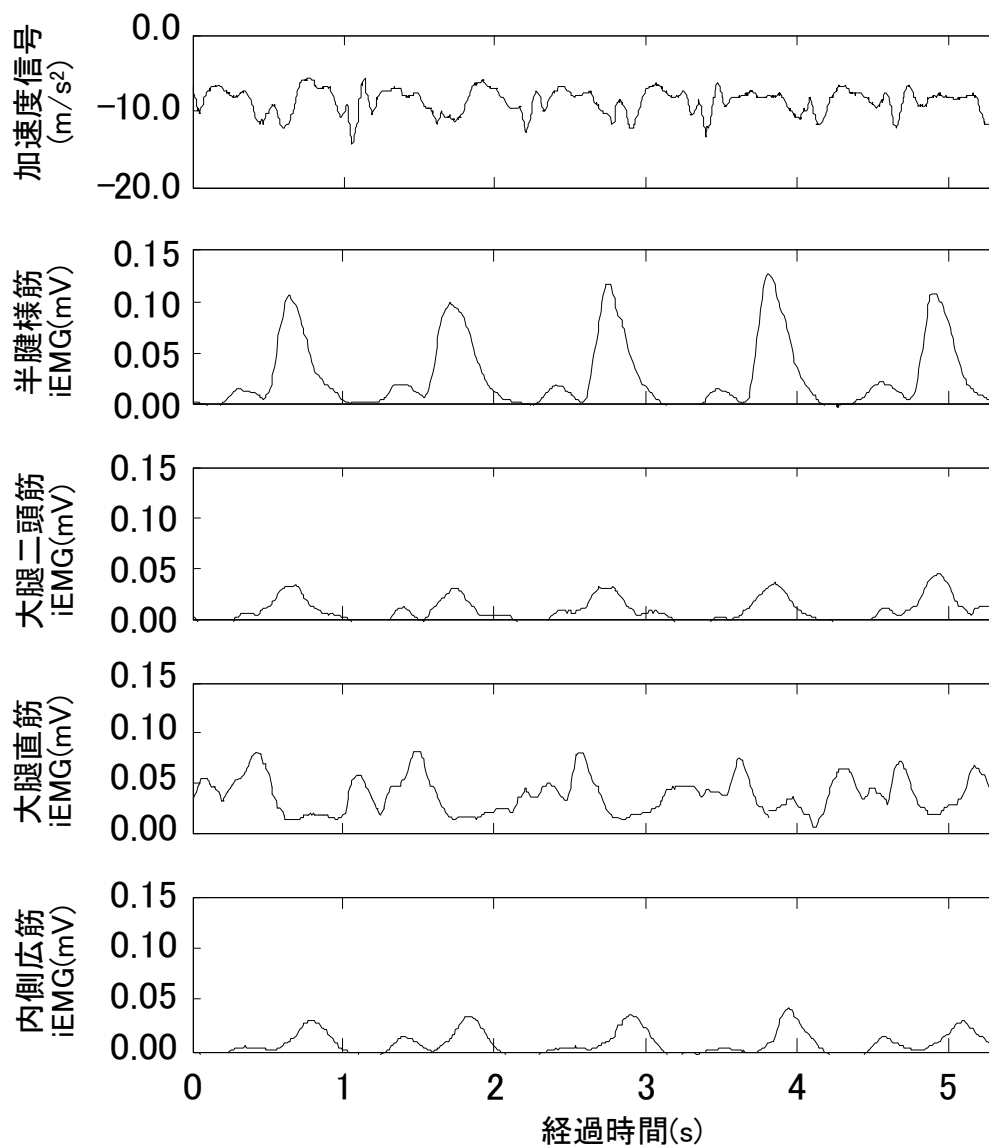


図 4.2 平地歩行における iEMG および加速度信号

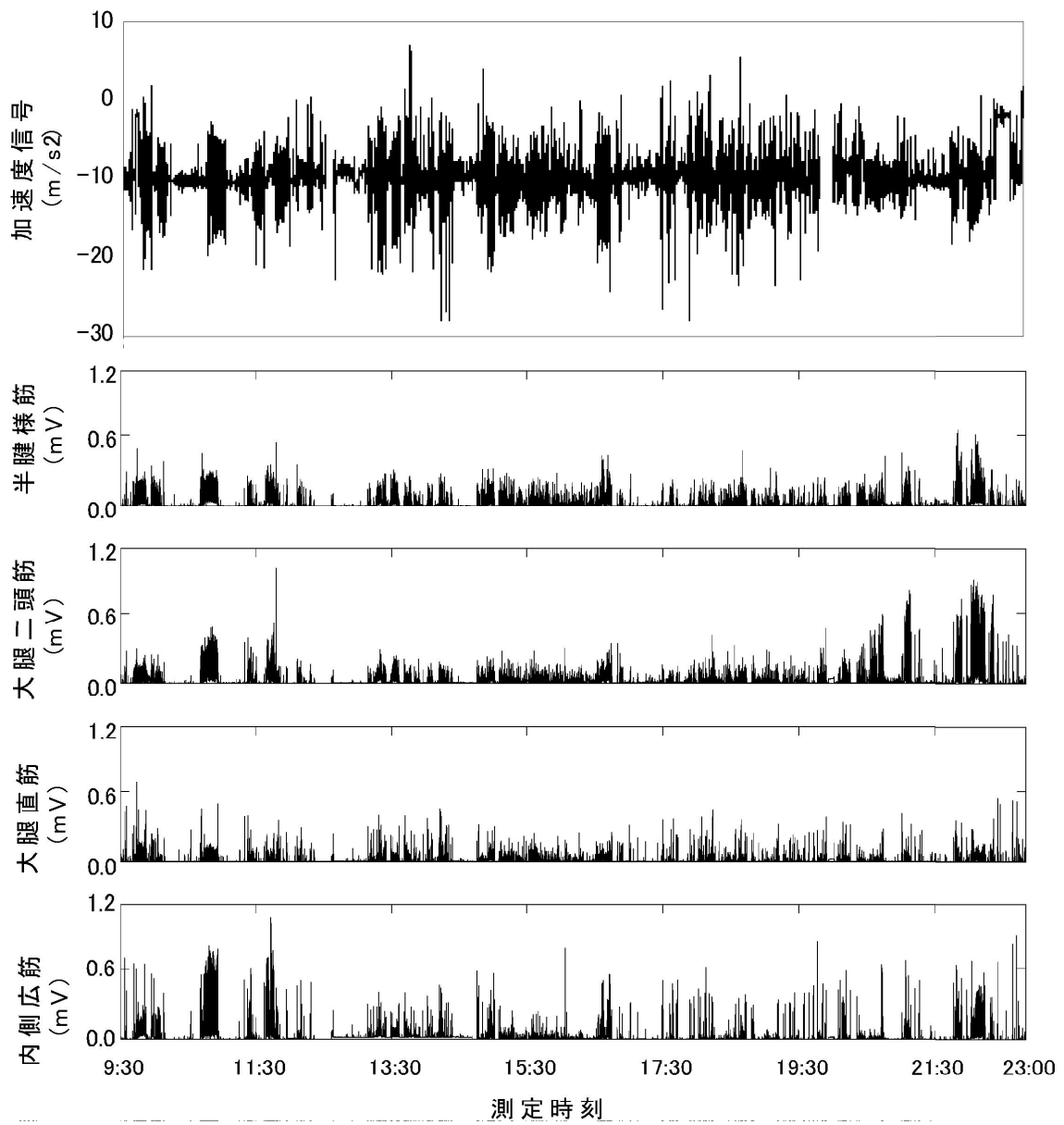


図 4.3 日常生活における iEMG および加速度信号

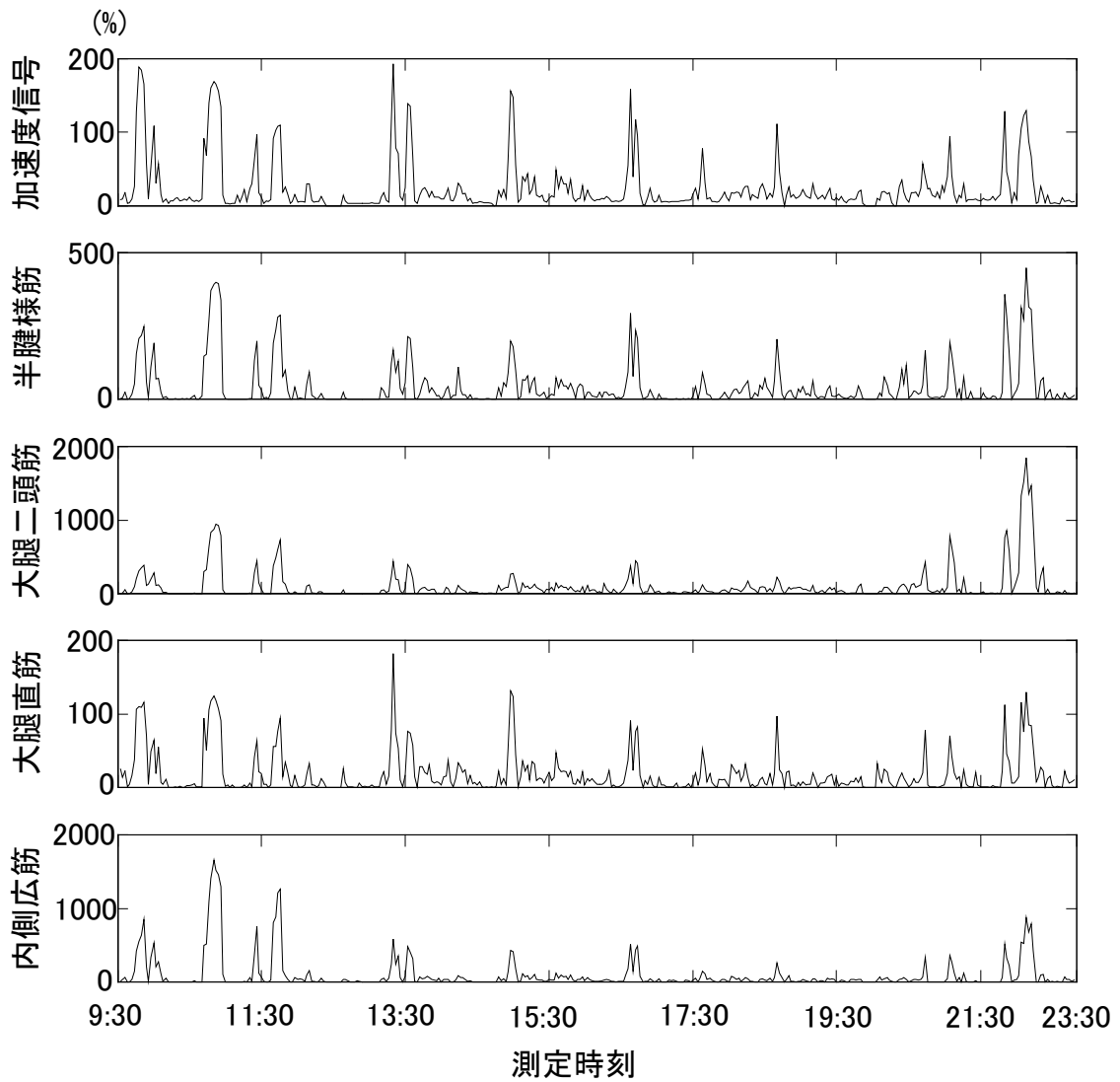


図 4.4 各筋の活動および身体全体の活動評価

表 4.1 歩数に換算された各筋の活動評価

	歩数
半腱様筋	12295
大腿二頭筋	29728
大腿直筋	5179
内側広筋	27446

4.5 考察

大腿直筋と内側広筋は膝関節を伸展させる筋群、半腱様筋と大腿二頭筋は屈曲させる筋群であるが、一般に、ある関節の作用は、伸筋群と屈筋群の協調によって行われる。そのため、日常生活において本章における活動評価の単位時間である1分の間、伸筋群、もしくは屈筋群のどちらか一方が活動し続けることは考えられにくく、図 4.4 に示したように各筋の評価における波形の形は類似した変化を示したと考えられる。また、ある筋が収縮するとき、その筋の拮抗筋群も同時に収縮することがあるため、各筋の評価が類似した変化を示した理由の1つとして考えられる。下肢関節の角度変化が生じる場合は、腰部に加速度信号が生じることが多い。下肢関節は下肢筋の活動によって作用するため、各筋の評価と加速度による身体活動の評価が、類似した変化を示したと考えられる。しかし、図 4.4 の縦軸の値は、大腿直筋・加速度信号では0%から200%、半腱様筋では0%から500%、内側広筋・大腿二頭筋では0%から2000%と大きく異なっている。このことから、同じ屈筋群、もしくは同じ伸筋群に属する筋同士であっても、筋ごとの活動が異なることが確認できる。

本章では、自由歩行時の筋の活動を用いて日常生活における筋の活動を定量的に評価している。本手法は歩行時の各筋の活動で日常生活時の各筋の活動を正規化することで、ある筋に関しては最大随意収縮力(Maximum Voluntary Contraction: MVC)が異なる被験者 A と被験者 B の筋の活動を、定量的に歩数として評価できる特徴を持つ。また、個人によって自由歩行時の各筋の活動の度合いは異なるため、ある時間、常に MVC の張力を発揮していたとしても、被験者が異なれば、MVC が等しくても本手法によ

る筋の評価は異なる可能性がある。しかし、一般的な身体活動の指標に歩数があるため[2]、筋の活動の大小を直感的に理解することが可能となる点で優れている評価手法といえる。

市橋らは、自由歩行時の1歩時の活動を基準に、臥床時の筋力トレーニングとしてよく行われる下肢挙上(背臥位で膝完全伸展位股関節45度屈曲位を5秒間保持し、下肢を下げて3秒間休息する。これを4回繰り返し、1セットとする:SLR)時の内側広筋と大腿直筋の活動量をEMGより求めている。そして、日常生活における下肢筋の活動量を自由歩行1万歩分と仮定し、それに等しい活動量を得るには、SLRを内側広筋では約1200回、大腿直筋は約300回おこなう必要があるとしている[52]。先に述べたように日常生活における活動量は筋ごとに異なっており、今回、実際に測定され歩数に換算された内側広筋の活動量は約3万歩、大腿直筋の活動量は約5千歩であった。今回の測定で得られた筋の活動量に等しい活動量を得るには、SLRを内側広筋では約3600回、大腿直筋では900回行うことが必要となる。しかし、SLRを3600回行った場合、内側広筋では適切な活動量となるが、大腿直筋では負荷が大きくなりオーバートレーニングになってしまう可能性がある。このように動作に応じて筋ごとの活動は異なるため、筋力トレーニングを安全に効率よく行うには、筋の活動を定量的に評価する必要がある。

DeLormeは高負荷で低頻度の筋力トレーニングが筋力増強にとって有効であると報告している[53]。また、1日1秒間の最大収縮でも筋力増強効果があるとの報告もある[54]。しかし、臥床時の被験者の健側下肢に対して、高負荷低頻度(最大抵抗で5回のSLR)の筋力トレーニングを行った場合、筋力増強は認められず、大腿四頭筋の筋萎縮が生じたとの報告がある[55]。また、ギブス固定時の筋力トレーニングは効果が得られないとの報告もある[56]-[58]。すなわち、筋の活動性が低下している場合では、高負荷低頻度の筋力トレーニングでは健常者のような筋力増強効果が得られないと考えられる。健常者の下肢筋は、歩行に限らず日常生活の様々な場面(姿勢保持、起居動作など)において活動をしている。先にも述べたように、1日の総活動量と等しい活動量を得るには、SLRを内側広筋では約3600回行う必要がある。高負荷低頻度の筋力トレーニングでは筋の活動の総量が1日の総量に比べて非常に少ないため、臥床時の高負荷低頻度の筋力トレーニングでは健常者のような筋力増強効果が得られないと考えられる。そのため、日常生活時の総量と等しい活動量を筋に与えることにより、臥床時の筋萎縮を防げる可能性がある。また、臥床時にこれだけの回数のSLRを行うのは困難であるため、臥床時は筋力トレーニングをよく行うと共に、早期から生活自体の活動性を上げる必要が

あるといえる。

4.6 結言

本章では iEMG を用いて筋の活動を定量的に評価する手法を用いて、日常生活時の内側広筋、大腿直筋、半腱様筋、大腿二頭筋の活動を定量的に評価した。用いた評価手法によって、各筋の活動を歩数に換算することができ、1 日における各筋の活動の総量を歩数で示し、各筋の活動を比較した。比較結果より、同じ屈筋群、もしくは同じ伸筋群に属する筋同士であっても、筋ごとの活動は異なっていた。本章で得た 1 日の筋の活動の総量に等しい活動量を SLR で得るには、内側広筋では約 3600 回、大腿直筋では 900 回行うことが必要となる。しかし、SLR を 3600 回行った場合、内側広筋では適切な活動量となるが、大腿直筋では負荷が大きくオーバートレーニングになってしまう可能性がある。このように動作に応じて筋ごとの活動は異なるため、筋力トレーニングを安全に効率よく行うには、筋の活動を定量的に評価する必要性が示唆された。

本手法により日常生活時における筋の活動の総量が得られるため、臥床時の廃用性萎縮を防ぐために必要な筋の活動量が求められる可能性が示唆された。

5 筋音図を用いた最大随意収縮力の推定手法の開発

5.1 緒論

筋の最大随意収縮力(Maximum Voluntary Contraction: MVC)は個人ごとに、また同一人物であっても筋ごとに異なる。そのため、筋力トレーニングにおける負荷は、MVC に対する割合(%MVC)を考慮して決定される。

筋は MVC の測定時に大きな張力を発揮するため、測定時に対象筋を破壊し、その筋の周辺組織を負傷させる可能性がある。また、対象筋やその筋の周辺組織が負傷していると、収縮に伴う痛みが発生し、MVC の測定は困難となる。そのため、MVC を推定する簡便な手法が求められている[59]-[60]。

Akasaki らは、上腕二頭筋の等尺性随意ランプ状収縮時における筋音図(Mechanomyogram: MMG)を測定し、その実効値(Root Mean Square: RMS)が 20%MVC 付近で急峻に増大することを報告している[61]。

本章ではこのRMSの急峻な増大に着目し、MVC の推定手法を開発した。本手法の妥当性を明らかにするために、RMSが急峻に増大する%MVCの再現性を確認した。

5.2 測定方法

本手法では肘関節まわりのトルクを上腕二頭筋の張力とし、肘関節 90 度屈曲位における上腕二頭筋の MVC、ランプ状収縮時の上腕二頭筋の MMG、筋電図(Electromyogram: EMG)、張力および上腕三頭筋の EMG をサンプリング周波数 1000Hz、分解能 12bit の A/D 変換器を用いて測定した。

5.2.1 対象筋[62]

上腕二頭筋と上腕三頭筋について述べる。

- 上腕二頭筋は、上腕部の前面の浅層に位置し、肘関節を屈曲させ、前腕部を回外させる作用をもつ筋である。
- 上腕三頭筋は、上腕部の後面に位置し、肘関節を伸展させる作用をもつ筋である。

5.2.2 測定装置

本章で用いた測定装置システムを図 5.1 に示す。被験者が座る椅子は高さを変更でき、両肩を固定するためのベルトを備えている。歪ゲージを用いて肘関節周りのトルクを検出し、動歪計(DPM-700B、(株)共和電業)を用いて増幅した。

測定中の被験者の張力および目標張力はオシロスコープを用いて被験者に提示した。

上腕二頭筋および上腕三頭筋の EMG は、銀塩化銀電極(ディスポ電極 R150 ビトロード、(株)日本光電)を用い、電極中心間距離 5cm の双極誘導にて導出した。電極貼付位置は筋腹中央である。

上腕二頭筋の MMG は、EMG の電極間の中心に貼付した小型のピエゾ抵抗型加速度センサ(MP101-10、(株)メディセンス)、筋音アンプ(MPS101、増幅帯域 1~250Hz、ゲイン 20 倍、(株)メディセンス)を用いて測定した。

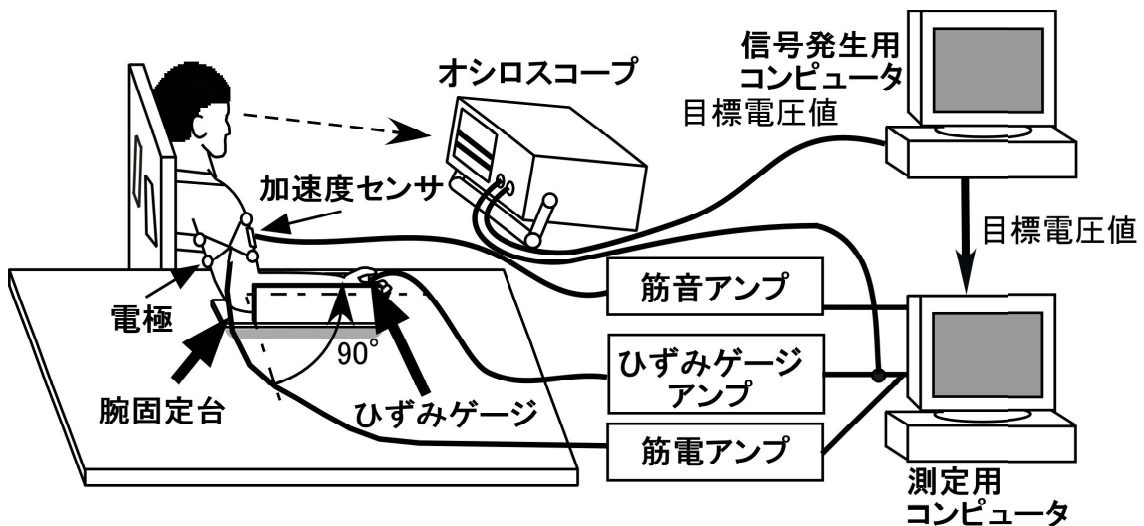


図 5.1 測定システム

5.2.3 測定手順

被験者は健常男性 10 名(sub1~10、 22.8 ± 2.6 歳)である。測定の内容と趣旨を説明した後、測定の同意を得た。

まず、各被験者の上腕二頭筋の MVC を測定した。被験者に最大随意努力で肘関節を 3 秒間屈曲するように指示した。10 分以上の休憩を挟みつつ、これを 2 回繰り返し、測定された張力の最大値を MVC とした。

MVC の測定から1 時間以上の休憩後に、ランプ状収縮時の MMG、EMG および張力を測定した。被験者は 10%MVC の張力を 2 秒間維持した後、オシロスコープに提示される目標張力を見ながら、50%MVC まで、一定の割合でランプ状に張力を増大させた。張力の増加割合は 5%MVC/s、8%MVC/s 及び 10%MVC/s とし、それぞれ 1 回ずつ測定した。また、MMG の RMS の急峻な増大の個人の再現性を確かめるために sub5 は張力の増加割合が 5%MVC/s の試行を 5 回行った。また、ランプ状収縮に慣れるために、張力の増加割合を変更するたびに、測定前に疲労しない程度の練習をした。各試行の間には 30 分以上の休憩をもうけた。

5.3 結果

sub1 の測定の結果を図 5.2 に示す。図 5.2 における張力の増加割合は 5%MVC/s である。張力は直線的に増加を示し、被験者がランプ状に張力を発揮していることが確認できる。張力を増加させるにつれて、上腕二頭筋の EMG の振幅は増加している。一方、上腕三頭筋の EMG の振幅は、張力の増加とは無関係にほぼ一定の値を保っている。これから、上腕二頭筋の拮抗筋である上腕三頭筋は活動していないことを確認した。各被験者の試行は、全て同様の傾向を示した。

MMG の各時刻の RMS はその前後 0.5 秒の区間の値から求める(5-1)。

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s(i)^2} \quad (5-1)$$

このとき、 N は単位時間あたりの信号のサンプル数である。 $s(i)$ は時刻 i の信号を示す。

図 5.3 に sub1 の張力と MMG の RMS を示す。全ての試行において RMS の急峻な増大を確認した。しかし、RMS の傾きと RMS が増大する MVC に対する張力の割合(以下、 $\%MVC_{\text{RMS}}$ とする)は試行ごとに異なっていた。

各試行の $\%MVC_{\text{RMS}}$ を以下の手順により求めた。目視により、RMS の傾きが変化する時刻を求め、その前後の傾きが安定している区間の RMS の直線近似式を最小二乗法から算出する。その 2 つの直線が交差する時刻の $\%MVC$ を $\%MVC_{\text{RMS}}$ とした。

表 5.1 に sub5 の 5%MVC/s における $\%MVC_{\text{RMS}}$ の最大値、最小値、平均値および SD を示す。表 5.1 より $\%MVC_{\text{RMS}}$ のばらつきが正規分布に従うと仮定すれば、RMS の傾きが変化した時刻の張力は $28 \pm 4\%MVC$ の範囲に 95% の確率で存在しており、張力の増加

割合が等しければ個人の $\%MVC_{RMS}$ は高い再現性があると考えられる。

表 5.2 に被験者達の各試行における $\%MVC_{RMS}$ を示す。sub5 の 5%MVC/s の値は 5 回の試行の平均値である。表 5.2 より、 $\%MVC_{RMS}$ の平均は張力の増加割合によらずほぼ一定であるが、増加割合が減るに従って SD の値は増加する傾向が見受けられる。しかし、有意水準 5%の t 検定および F 検定では、平均値および分散に有意差はみられなかった。この結果から、 $\%MVC_{RMS}$ は張力の増加割合の値に関わらずほぼ一定であると考えられる。

被験者 5 名の全ての試行における $\%MVC_{RMS}$ は 26 ± 3.7 (平均 \pm 標準偏差)%MVC であった。この結果から、RMS の急峻な増大が MVC に対して 26%の張力で生じると考え、MVC を計算する。他の被験者 5 名の MVC を本手法により推定し、測定した MVC に対する割合を表 5.3 に示す。MVC の推定値は測定値に対して $100 \pm 10.2\%$ であった。

開発した手法では、MMG の RMS が MVC に対して $26 \pm 3.7\%$ の張力で急峻に増大することをを用いてMVCを推定する。そのため、RMS が急峻に増大するまで、収縮レベルを増加する必要がある。RMS が急峻に増大する収縮レベルよりも、より低い収縮レベル時の MMG を用いて MVC を推定する手法を考案するために、測定した MMG の周波数解析を行った。

ランプ状収縮時の MMG は非定常信号であり、その周波数解析は時間周波数解析の手法を用いる必要がある。時間周波数解析の手法の 1 つに Matching Pursuit(MP)[63][64]がある。MP は信号を多数の基底関数(以下、atom とする)と残差信号に分解し、信号の時間周波数分布は各 atom の時間周波数分布の和で表現する手法である。各 atom は 1 つの時間周波数成分を持つ。各 atom の時間周波数分布はウィグナー分布(Winger Distribution :WD)より算出される。そのため、MP は WD と等しい時間分解能と周波数分解能となる。また、2 つ以上の時間周波数成分を含む信号の WD には干渉項が発生するが、MP は信号の WD ではなく、各 atom の WD を算出するため、干渉項を生じさせない手法である。本章では、MMG の時間周波数解析に MP を用いた。MP により求められた時間周波数分布から MMG の平均周波数(Mean Power Frequency: MPF)を算出した。

図 5.4 に上段に sub1 の張力の増加割合が 5%MVC/s 時の MMG の時間周波数分布を、下段に増加割合が 10%MVC/s 時の MMG の時間周波数分布を示す。時間周波数分布は MP により求め、その時間分解能は 0.001 秒、周波数分解能は 1Hz、atom の個数は残差信号のエネルギーが-20dB になるように設定した。縦軸は周波数(Hz)、横軸は正

規化された測定時間(%)、時間周波数分布の強度はカラーバーに示されているように黒いほど強い。各時刻の周波数の強度はその時刻の最大の強度で正規化されている。図 5.4 より、10%MVC/s の時間周波数分布よりも 5%MVC/s の時間周波数分布のほうが各周波数成分を区別することができる。

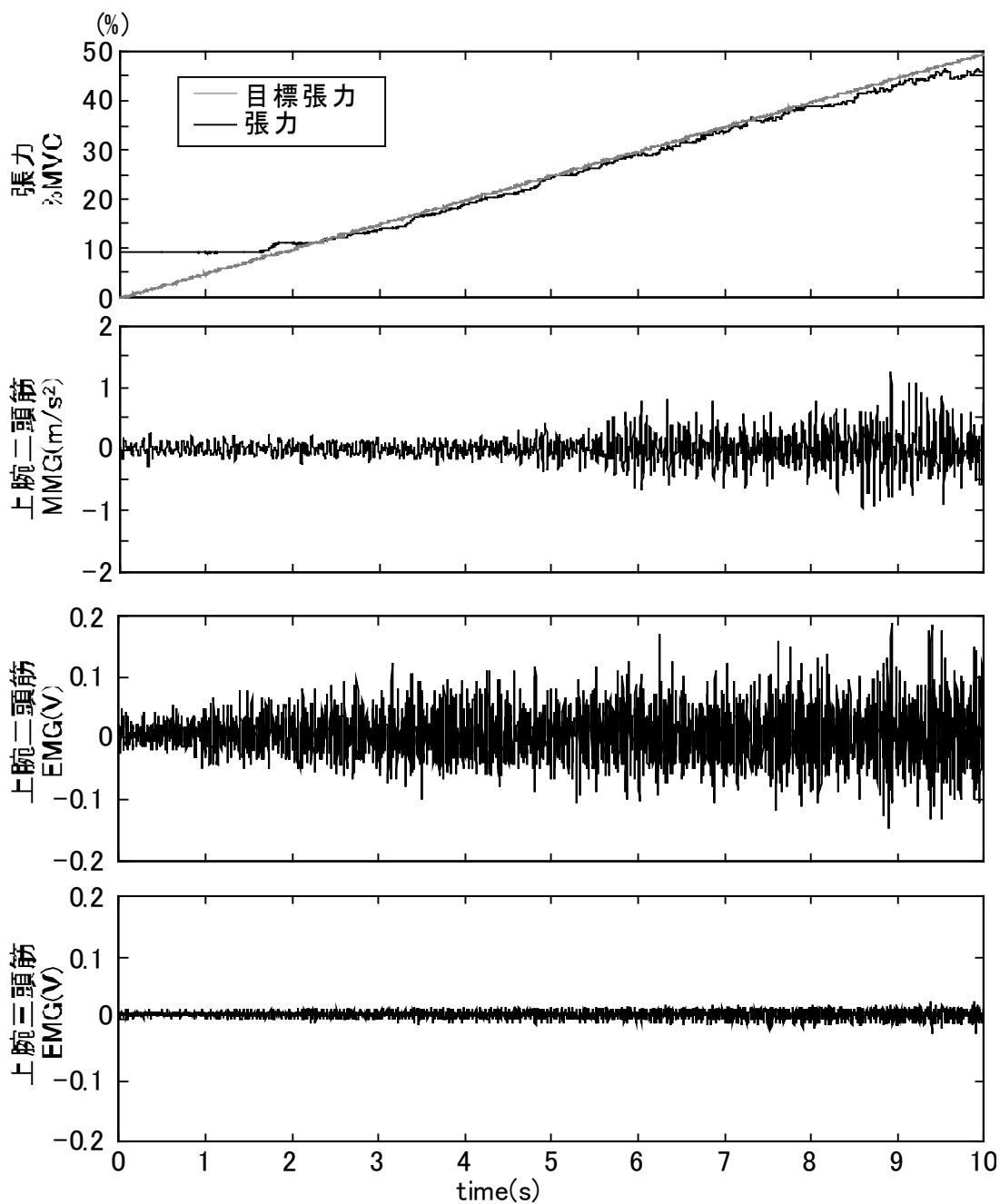


図 5.2 測定結果の 1 例

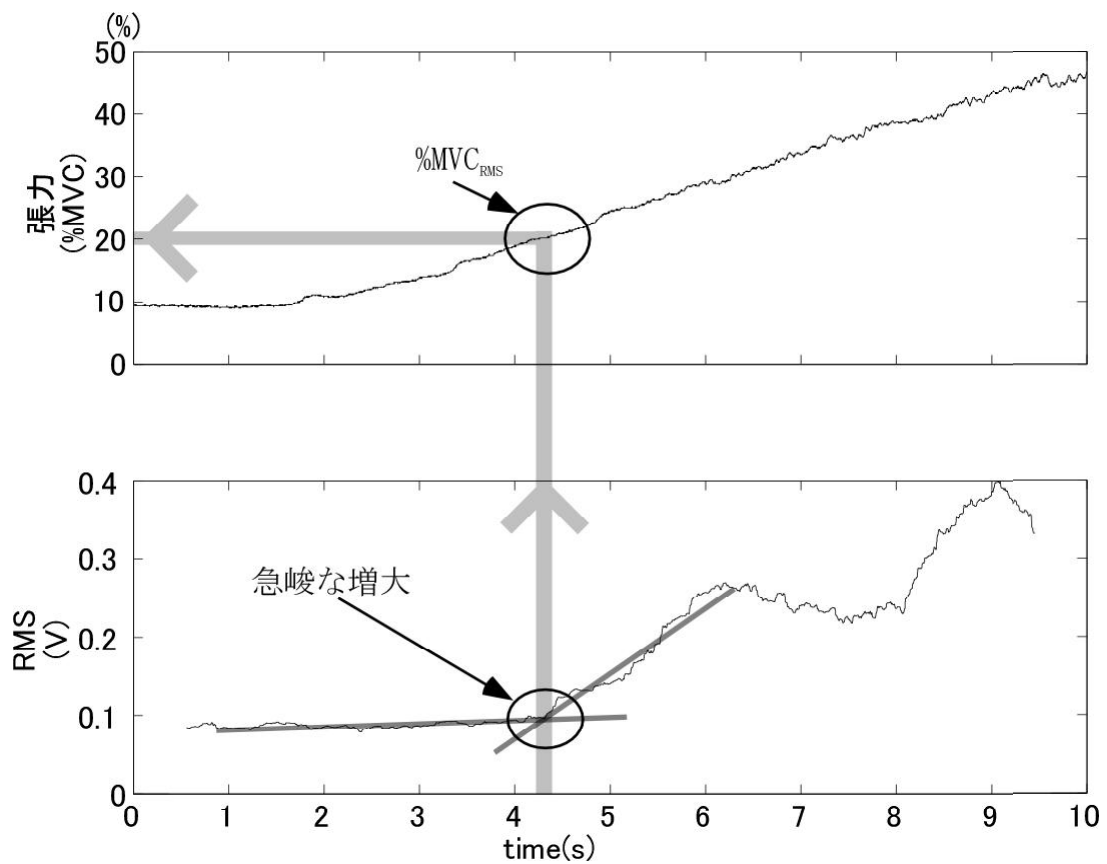


図 5.3 張力-RMS 関係

表 5.1 sub5 の 5%MVC/s における%MVC_{RMS}

	%MVC
最大値	31
最小値	25
平均±SD	28±2.3

表 5.2 各試行における sub1～sub5 の%MVC_{RMS}

sub	5%MVC/s	8%MVC/s	10%MVC/s
1	21	30	26
2	26	22	25
3	16	24	24
4	31	26	26
5	28	25	25
平均±SD	24±5.9	25±3.0	25±1.9

表 5.3 MVC の推定値

sub	5%MVC/s	8%MVC/s	10%MVC/s
6	80%	96%	90%
7	101%	95%	112%
8	114%	110%	107%
9	111%	97%	109%
10	104%	88%	92%

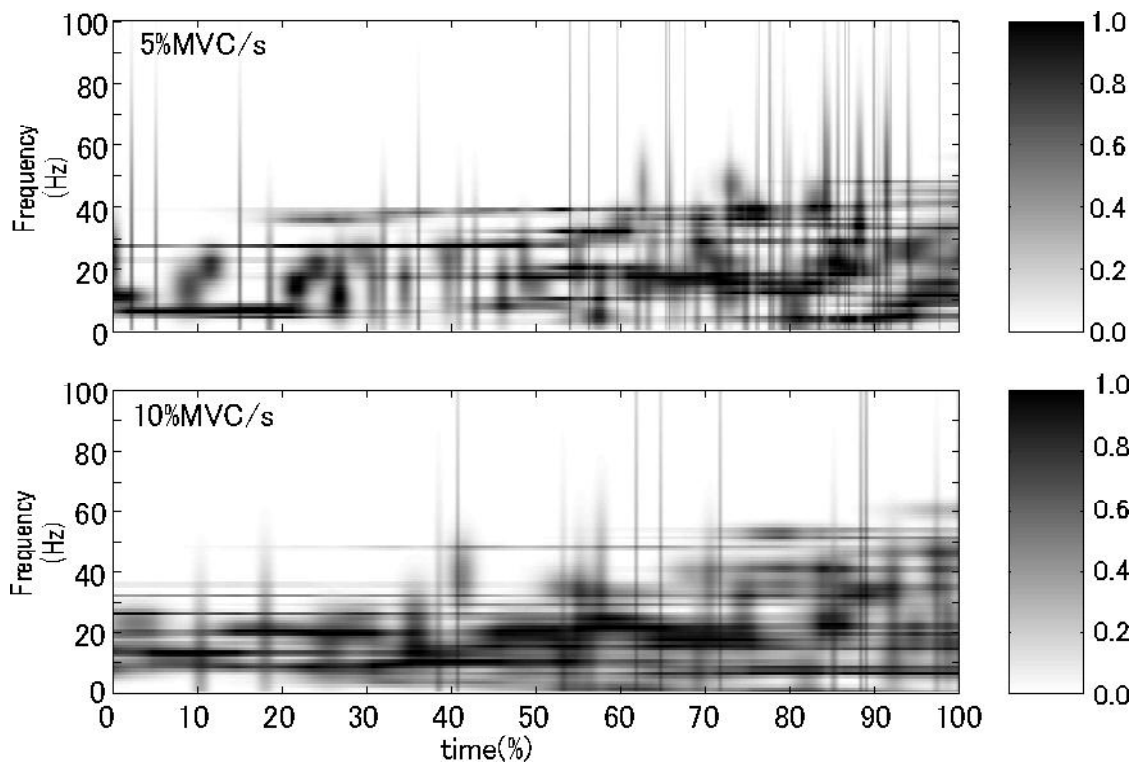


図 5.4 MMG の時間周波数分布

MPF は大別すると 3 つの傾向を示した。MPF の代表例を図 5.5 に示す。図 5.5 の上段の例では、MPF は一定の傾きで増加したあと、ある点を境に傾き緩やかになる。中段の例では、MPF の傾きは常に一定を保っている。下段の例では、上段の例とは逆に MPF は緩やかに増加し、ある点を境に MPF の増加の傾きが大きくなる。比較的なめらかな波形の RMS と異なり、MPF にはインパルス状の波形がみられる。

sub5 は 5%MVC/s の測定を 5 回行っているが、図 5.5 に示したように MPF の示す傾向は 1 つの傾向に固定されていない。このことから、同一人物が同じ張力の増加割合でランプ収縮しても、MMG の MPF の再現性は低いと考えられる。また、図 5.5 に示した張力の増加割合は MPF の傾向にあまり影響を与えないとも考えられる。

MPF の再現性が低いことから、今回は MPF の傾きの変化する点から MVC を推定することは不可能であった。

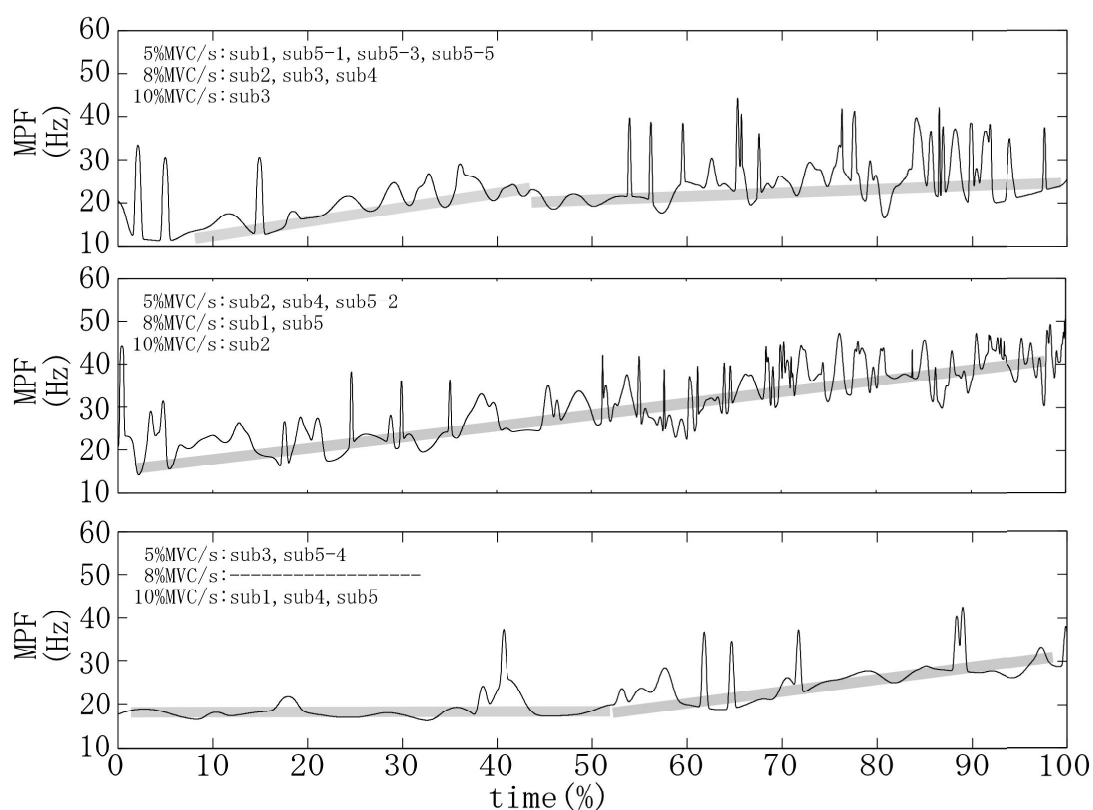


図 5.5 MPF の代表的な変化例

5.4 考察

本章で行った全ての試行で、MMG の RMS は MVC に対して $26 \pm 3.7\%$ の張力を境に急峻に上昇する傾向を示した。RMS の急峻な増大は、運動単位(Motor Unit: MU)の活動様式の変化によるものと考えられる。MU は、収縮速度が速く大きな張力を発生させる速筋線維で構成される MU(Fast Type MU: FT-MU)と、収縮速度が遅く発生させる張力の小さい遅筋線維からなる MU(Slow Type MU: ST-MU)とに大別される[22]。FT-MU を起因とする MMG は ST-MU を起因とする MMG よりも、振幅が大きいことが示唆されている[65][66]。また、一般に、速筋線維は筋の浅層に分布しており[67]、FT-MU を起因とする MMG は ST-MU を起因とする MMG よりも、周辺組織による減衰の影響が少ないと考えられる。これらの理由により、MMG の起因となる筋線維によって MMG の振幅は大きく異なると考えられる。そして、上腕二頭筋では、30%MVC 以下の張力は、主として ST-MU の動員によって調整され、それ以上の張力を発揮するには FT-MU の動員が必要となる[68]。これらのことより、張力の増加に従って FT-MU の動員が開始されたことが、

RMS の急峻な増大の原因と考えられる。また、それゆえに個人の $\%MVC_{RMS}$ は高い再現性をもつと考えられる。

しかし、同一人物であっても FT-MU と ST-MU の割合は筋ごとに異なっている。そのため、筋ごとに RMS が急峻に増大する $\%MVC_{RMS}$ は異なると予想される。そのため、本手法により MVC を推定するには、各筋の RMS が急峻に増大する $\%MVC_{RMS}$ を明らかにしておく必要がある。また、FT-MU が存在しない、もしくは非常に少ない筋、例えばヒラメ筋[69]では、RMS の急峻な増大が起こらない可能性がある。

また、老化により筋線維は萎縮するが、FT-MU を構成する筋線維のほうが、ST-MU を構成する筋線維よりも萎縮しやすいことが知られている[70]。そのため、MVC における FT-MU と ST-MU の寄与率が変化し、同一人物の同じ筋でも、年齢によって RMS が急峻に増大する $\%MVC_{RMS}$ が増加することが考えられる。

同一の筋であっても、人種によって FT-MU と ST-MU の割合は異なる[71]。そのため、同一の筋であっても、人種によっても RMS が急峻に増大する $\%MVC_{RMS}$ は異なると考えられる。

以上のことから、RMS の急峻な増大を用いて MVC を推定するには、筋ごと、年齢ごと及び人種ごとに、RMS が急峻に増大する $\%MVC_{RMS}$ を求めておく必要がある。推定された MVC を用いるときは、FT-MU と ST-MU の割合には個人差があることも考慮する必要がある。

MMG の時間周波数分布は張力の増加割合が大きい 10%MVC/s よりも 5%MVC/s ではエネルギーが集中して存在しており、各時間周波数成分が判別しやすくなっている。5%MVC/s は 10%MVC/s と比較して張力の増加割合が小さいため、10%MVC/s に比べて MMG が定常的であると考えられ、そのため、時間周波数のエネルギーも集中的に存在したと考えられる。

MPF は 3 つの傾向を示した。しかし、RMS は先に述べたように全て同様の傾向を示していた。RMS はある区間における信号の強度を示す値だが、MPF により求めた時間周波数分布から得られる MPF は各時刻の周波数成分の平均を表しており、MPF は RMS よりも、より明確に運動単位の活動様式の変化を反映している可能性がある。張力は運動単位の動員数、発火頻度とタイプによって制御されており、また、MPF は動員されている運動単位の発火頻度の平均的な振る舞いを表すと示唆されている。このことと MPF が 3 つの傾向を示したことから、等しい張力でも運動単位の動員数と発火頻度は異なる値をとることが示唆される。

5.5 結論

本章では、等尺性随意収縮時の MMG の RMS を用いて、20 歳前半の健常男性の上腕二頭筋における MVC を推定する手法を開発した。本手法による MVC の推定値は実測値に対して $100 \pm 10.2\%$ 程度の値となることを確認した。開発した推定手法を用いると、20～30% MVC 程度の張力で MVC が推定できるため、MVC 発揮時に比べて測定する筋やその周辺組織を痛めずに MVC を求めることが可能となった。

また、上腕二頭筋以外の筋でも、本章で開発した手法を用いて MVC の推定が可能であるか確認することが今後の研究課題である。

6 結語

本論文では、日常生活における身体活動の定量的評価手法として、“加速度信号の標準偏差を用いた身体活動の定量的評価手法”および“筋電図(Electromyogram :EMG)を用いた筋活動の定量的評価手法”を開発した。また、筋音図(Mechanomyogram :MMG)を用いて、筋力トレーニングの負荷決定時に必要となる最大随意収縮力(Maximum Voluntary Contraction :MVC)を上腕二頭筋に関して簡便に推定できる手法を開発した。

“加速度信号の標準偏差を用いた身体活動の定量的評価手法”では、腰部に生じる加速度信号を用いて身体活動を評価する。加速度信号を検出するセンサは、一般に、小型かつ軽量であるため、被験者の身につけても、日常生活を過ごす上での被験者の負担は少ないが、腰部に生じる加速度信号から身体活動を評価するため、身体の部位毎の評価などは困難である。一方、“筋電図(Electromyogram :EMG)を用いた筋活動の定量的評価手法”では、筋ごとに電極を貼付する必要があるため、被験者の負担は大きくなるものとなるが、筋ごとの活動を評価できる。この2種類の評価手法を開発したことによって、被験者への負担と知りたい情報に応じた評価手法を選択できるようになり、筋力トレーニング時の適切な負荷を決定するために必要な情報である筋力トレーニング時以外の身体活動の評価を得ることが可能となった。また、開発したMVCの推定手法を用いることで、MVC発揮時よりも筋を痛めることなくMVCを求めることが可能となった。

以下に各章の要約を示す。

第2章では、筋の張力制御機構に関する生理学的知見である運動単位、筋の収縮特性、筋電図および筋音図について説明した。

第3章では、日常生活における腰部の身体長軸方向の加速度信号を測定した。特性の異なる2つのデジタルハイパスフィルタを作成し、各フィルタによって抽出された加速度信号の交流成分から身体活動を評価した。フィルタの特性によって身体活動の評価が異なることを確認し、身体活動の評価は、フィルタの特性、主に振幅特性によって異なることを明らかにした。したがって、同じ加速度信号に基づいた身体活動の評価であっても、フィルタの種類によって評価が異なることがある。そのため、加速度信号の標準偏差

(Standard Deviation: SD)を用いて身体活動を評価する手法を開発し、SD は単位時間あたりにおける信号の交流成分を評価できることを示した。本手法を用いることで様々な種類や特性があり、目的に応じた最適な特性を決定するのが困難なフィルタを用いることなく、直流成分を含む加速度信号から身体活動の評価を行うことを可能とした。

第4章では、EMGを用いて筋の活動を定量的に評価する手法を用いて、日常生活時の内側広筋、大腿直筋、半腱様筋、大腿二頭筋の活動を定量的に評価した。各筋の活動を歩数に換算し、1 日における各筋の活動の総量を歩数で示し、各筋の活動を比較した。比較結果より、同じ屈筋群、もしくは同じ伸筋群に属する筋同士であっても、筋ごとの活動は異なっていた。筋ごとの活動は異なるため、筋力トレーニングを安全に効率よく行うには、筋ごとの活動を定量的に評価する必要性が示唆された。本手法により日常生活時における筋の活動の総量が得られるため、臥床時の廃用性萎縮を防ぐために必要な筋の活動量が求められる可能性が示唆された。臥床時の廃用性萎縮を防ぐために必要な筋の活動量を得るために、本手法を用いて、臥床時の筋の活動を評価することが今後の課題である。

第5章では、等尺性随意収縮時のMMGの実効値(Root Mean Square :RMS)を用いて、20歳前半の健常男性の上腕二頭筋におけるMVCを推定する手法を開発した。本手法によるMVCの推定値は実測値に対して $100 \pm 10.2\%$ 程度の値となることを確認した。開発した推定手法を用いると、20~30% MVC程度の張力でMVCが推定できるため、MVC発揮時に比べて測定する筋やその周辺組織を痛めずにMVCを求めることが可能となった。また、上腕二頭筋以外の筋でも、本章で開発した手法を用いてMVCの推定が可能であるか確認することが今後の研究課題である。

謝辞

本論文は、奈良先端科学技術大学院大学在学中に行った研究をまとめたものである。

同大学院大学教授の湊小太郎教授には、論文執筆の機会を与えていただき、また執筆にあたり数々のご教示と激励をいただきましたことに心から感謝し、ここに厚く御礼申し上げます。

さらに、論文執筆に対して懇切丁寧なご教示、ご助言をいただきました、千原國宏教授、杉浦忠男助教授に心から御礼申し上げます。

ミーティングを通し、数々のご助言をいただいた菅幹生助手(現 千葉大学助教授)、佐藤哲大助手、中尾恵助手に御礼申し上げます。

また、京都大学 市橋則明教授にはリハビリテーション訓練に関して助言をいただきました。心から感謝します。

大阪電気通信大学の吉田正樹教授には、本研究の遂行に際し、終始、ご助言、ご教示を頂きました。ここに深く感謝に意を表します。大阪電気通信大学の松村雅史教授、新川拓也講師、中村英夫学術研究員、野村国彦学術研究員には、生体信号の測定に関する諸問題についてご指導いただきました。

大阪電気通信大学 医療福祉工学部 医療福祉工学科 生理工学研究室の諸兄には、本研究の遂行に際して貴重な助言をいただきました。以下の方々に特に感謝の念を捧げます。

平成 13 年度修士修了生：伊藤哲也氏、井上雅友氏、北舛真志氏

平成 14 年度修士修了生：岩村真吾氏、寺尾陽子氏(旧姓:佐々木)

寺尾宗亮氏、宮崎隆行氏

平成 15 年度修士修了生：澤井一義氏、中山宜久氏、八田健司氏、吉田昌弘氏

平成 16 年度修士 2 年生：門石昭浩氏、矢田慶多氏、山原寿貴氏

平成 16 年度修士 1 年生：中谷崇史氏、服部託夢氏

最後に、ここにあげられなかった多くの方々の、ご指導、ご協力があったことをここに付記します。

参考文献

- [1] 健康日本 21: <http://www.kenkounippon21.gr.jp/>
- [2] 健康日本 21:
<http://www.kenkounippon21.gr.jp/kenkounippon21/about/kakuron/index.html>
- [3] U.S. Department of Health and Human Services: Physical Activity and Health. A Report of the Surgeon General, International Medical Publishing, 1996
- [4] 厚生省保健医療局健康増進栄養課: 健康づくりのための年齢・対象別身体活動指針, 1997
- [5] Province MA, Hadley EC, Hornbrook MC, Lipsitz LA, Miller JP, Mulrow CD, Ory MG, Sattin RW, Tinetti ME and Wolf SL: The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT trials. JAMA, Vol.273, pp.1341-1347, 1995
- [6] Hakim AA, Petrovitch H, Burchfiel CM, Ross GW, Rodriguez BL, White LR, Yano K, Curb JD and Abbott RD: Effects of walking on mortality among nonsmoking retired men. N Engl J Med, Vol.338, pp.94-99, 1998
- [7] Pate RR, Pratt M, Blair SN, Haskell WL, Macera CA, Bouchard C, Buchner D, Ettinger W, Heath GW, King AC, Kriska A, Leon AS, Marcus BH, Morris J, Paffenbarger Jr RS, Patrick K, Pollock ML, Rippe JM, Sallis J and Wilmore JH: Physical activity and public health: a recommendation from the Center for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. JAMA, Vol.273, pp.402-407, 1995

- [8] 原田亜紀子、川久保清、李延秀、岩垂信、池田千恵子、茂住和代、南伸子：24 時間活動記録、加速時計による 1 日消費エネルギー量の妥当性-Flex HR 法をもちいた検討-。体力科学, Vol.50, No.2, pp.229-236, 2001
- [9] 比嘉良樹、清水健、牧川方昭、荒木芳尚、徳江林三：生体信号無拘束計測装置による高齢者の日常生活活動量の長時間計測。第 15 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp131-134, 2000
- [10] 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.271-278, 1998
- [11] Bouten CVC, Westerterp KR, Verduin M and Janssen D: Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. Med.Sci.sports Exec, Vol.26, No.12, pp.1516-1523, 1994
- [12] Bouten CVC, Mjanssen D: Effects of placement and orientation of body-fixed accelerometers on the assessment of energy expenditure during walking. Med.&Biol.Eng.&Comout, Vol.35, pp.50-56,1997
- [13] Bouten CVC, Koekkoek KTM, Verduin MK and Janssen D: A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol.44, pp.136-147, 1997
- [14] Henry JM, Richard W, Stephen S, Andrew E, John GW and Francis JN: Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. Med.Sci.sports Exec, Vol.15, No.5, pp.403-407, 1983
- [15] 岡久雄, 井上智紀：3 軸加速度センサによる身体活動のモニタリング。第 13 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp331-334, 1998

- [16] Fahrenberg J, Foerster F, Smeja M and Muller W: Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, Vol.34, pp.607-612, 1997
- [17] 吉村拓巳, 堀内郁孝, 東祐二, 中島一樹, 藤元登四郎, 千原國宏, 田村俊世: 老人転倒モニタの開発とその評価. *電気学会論文誌 C*, 120-C, 12, pp.1846-1853, 2000
- [18] 根武谷吾, 山寄佐織, 野城真理: 角速度および加速度センサを使用した歩幅と歩行速度の無拘束計測. 第 15 回生体・生理工学シンポジウム論文集, p.2B1-4, 2000
- [19] 大井淑雄, 博田節夫: 運動療法 第 3 版, pp.7-18, 医歯薬出版株式会社, 2002
- [20] 上田敏, 明石謙, 緒方甫, 安藤徳彦: 標準リハビリテーション医学 第 2 版, p.209, 株式会社 医学書院 2001
- [21] 中野昭一, 白石武昌, 栗原敏: 学生のための生理学. 医学書院, 1995
- [22] 真島英信: 生理学. 文光堂, 1986.
- [23] 笠井達哉, 道免和久: 運動神経生理学講義. 大修館書店, 2002
- [24] 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*, Vol.3, No.2, pp.2-7, 1999
- [25] 堀浩: 筋電図の手引き. 南山堂, pp.1-47, 1984
- [26] 瀬尾明彦 小木和孝 : 表面筋電図の人間工学応用. 財団法人 労働科学研究所出版部, 2004

- [27] Winter DA: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 3rd Edition. John Wiley & Sons Inc, 2004
- [28] Zuniga NE, Simons DG: Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Arch Phys Med, Vol.50, pp.613-620, 1969
- [29] Inman VT, Ralston HJ, Saunders JB, Feinstein B and Wright EW Jr: Relationship of human electromyogram to muscular tension. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl. Vol.4, pp.187-194, 1952
- [30] Lawrence JH De Luca CJ: Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. J Appl Physiol, Vol, No.54, pp.1653-1659, 1983
- [31] 矢部京之助, 大築立志, 笠井達哉: 入門 運動神経生理学. pp.79-86, 市村出版,2003.
- [32] 赤滝久美, 三田勝巳: 筋音による筋収縮過程の推定. BME, Vol.8, No.11, pp.30-38, 1994.
- [33] Gordon G, Holboarn AHS: The sounds from single motor units in a contracting muscle. J Physiol. Vol.107, pp.456-464, 1948
- [34] Barry DT, Cole NM: Acoustic signals from frog skeletal muscle. Biophys J Vol.51, pp.769-773, 1987
- [35] Frangioni JV, Kwan-Gett TS, Dobrunz LE and McMahon TA: The mechanism of low frequency sound production in muscle. Biophys J, Vol.51, pp.775-783, 1987

- [36] Barry DT, Cole NM: Fluid mechanics of muscle vibrations. *Biophys J*, Vol. 53, pp.899-905, 1988
- [37] Dobrunz LE, Pelletier DG and McMahon TA: Muscle stiffness measured under conditions simulating natural sound production. *Biophys J*, Vol.58, pp.557-565, 1990
- [38] Ouamer M, Boiteux M, Petitjean M, Travens L and Sales A: Acoustic myography during voluntary isometric contraction reveals non propagative lateral vibration. *J Biomechanics*, Vol.32, pp.1279-1285, 1999
- [39] GAL Meijer, KR Westerterp, H Koper and F ten Hoor: Assessment of energy expenditure by recording heart rate and body acceleration. *Med.Sci.Sports Exerc*, Vol.21, pp.343-347, 1989
- [40] A Cappozzo, *J Biomech*: Low frequency self-generated vibration during ambulation in normal men. Vol.15, pp.599-609, 1982
- [41] EK Antonsson, RW Mann: The frequency content of gait. *J.Biomech*, Vol.18, pp.39-47, 1985
- [42] A Bhattacharya, EP McCutcheon, E Shvartz and JE Greenleaf: Body acceleration distribution and O₂ uptake in humans during running and jumping. *J.Appl.Physiol*, Vol.49, pp.881-887, 1980
- [43] SB Servais JG Webster and HJ Montoye: Estimating human energy expenditure using an accelerometer device. *J.Clin.Eng*, Vol.9, pp.159-170, 1984
- [44] MS Sun, JO Hill: A method for measuring mechanical work and work efficiency during human. *J.Biomech*, Vol.26, pp.229-241, 1993

- [45] Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP and Ekholm J: Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*, Vol.17, pp.53-61, 1985
- [46] Bagg SD, Forrest WJ: Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med*, Vol.65, pp.111-124, 1986
- [47] Woods JJ, Bigland-Richie B: Linear and nonlinear surface EMG/Force relationships in human muscles. *Am J Phys Med*, Vol.62, pp.287-299, 1983
- [48] Seroussi RE, Pope MH: The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. *J Biomech*, Vol.20, pp.135-146, 1987
- [49] 土屋和夫: 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社, pp.14-15, 1995
- [50] 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
- [51] 吉田正樹, 市橋則明, 篠原英記: 能動電極による表面筋電図の信頼性の検討, 第7回生体・生理工学シンポジウム講演論文集, pp.377-380, 1992
- [52] 市橋則明, 吉田正樹: 大腿四頭筋の廃用性筋萎縮を防止するために必要な下肢の運動量について. *体力科学*, Vol.42, pp.461-464, 1993
- [53] DeLome TL: Restriction of muscle power by heavy-resistance exercises. *J. Bone Joint Surg*, Vol.27, pp.645-667, 1945
- [54] Mueller EA: Influence of training and of inactivity on muscle strength. *Arch Phys Med Rehabil*, Vol.51, pp.449-462, 1970

- [55] 市橋則明, 伊藤浩充, 坂本年将, 有村恵子, 吉川順子, 三浦元, 中西裕紀: 臥床が膝屈・伸筋力に与える影響と筋力増強訓練の効果. 理学療法学, Vol.18, pp.397-407, 1991
- [56] Gould N, Donnermeyer D, Gammon GG, Pope M and Ashikaga T: Transcutaneous muscle stimulation as a method to retard disuse atrophy. Clin Orthop, Vol.164, pp.215-220, 1983
- [57] Halkjaer-Kristensen J, Ingemann-Hansen T: Wasting of the human quadriceps muscle after knee ligament injuries. Scand J Rehabil Med Suppl, Vol.13, pp.5-55, 1985
- [58] Berg HE, Tesch PA: Changes in muscle function in response to 10 days of lower limb unloading in humans. Acta Physiol.Scand, Vol.157, pp.63-70, 1996
- [59] Marras WS, Davis KG: A non-MVC EMG normalization technique for the trunk muscular: Part1. Method development.J. Electromyogr Kinesiol, Vol.11, pp. 1-9, 2001
- [60] Marras WS, Davis KG and Maronitis AB: A non-MVC EMG normalization technique for the trunk muscular: Part2. Validation and use to predict spinal loads. J. Electromyogr Kinesiol, Vol.11, pp. 11-18, 2001.
- [61] Akataki K, Mita K, Watakabe M and Itoh K: Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. Eur. J. Appl. Physiol, Vol.84, pp.19-25, 2001
- [62] 河上敬介, 小林邦彦, 磯貝香: 骨格筋の形と触察法. 大峰閣, pp.158-173, 1998.

- [63] Mallat S, Zhang Z: Matching pursuits with time-frequency dictionaries. IEEE trans. Signal Processing, Vol.41, No. 2, pp. 3397-3415, 1993.
- [64] Mallat S: a wavelet tour of signal processing -second edition-. Academic Press, 1998
- [65] Marchetti M, Felici F, Bernardi M, Minasi P and Di Filippo L: Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man?. Int J Sports Med, Vol.13, pp.65-68, 1992
- [66] Bichler E: Mechanomyograms recorded during evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. Eur J Appl Physiol, Vol.83, pp.310-319, 2000
- [67] 富田忠雄, 杉晴夫: 新生理科学大系4. 医学書院, pp. 369-372, 1986.
- [68] Enoka RM, Stuart DG: The contribution of neuroscience to exercise studies. Fed Proc, Vol.44, pp.2279-2285, 1985
- [69] Teitz CC: Scientific Foundations of Sports Medicine. B.C.Decker Inc, pp.185-201, 1989
- [70] 朝長正徳, 万年徹, 亀山正邦: 老年者における骨格筋の変化-神経筋疾患との対比-. 日老医誌, Vol.11, pp.15-19, 1974
- [71] 福永哲夫: 筋の科学辞典-構造・機能・運動-. 朝倉書店, pp.115-117, 2003

研究業績

学術雑誌論文

- 1 原良昭, 吉田正樹, 松村雅史, 市橋則明: 積分筋電図による筋活動の評価. 電気学会論文誌 C, Vol.124, No.2, pp.431-435, 2004.
- 2 原良昭, 吉田正樹, 湊小太郎: 筋音図による上腕二頭筋の最大随意収縮力推定手法の開発. 生体医工学 投稿中

国際会議議事録

- 1 Hara Y, Yoshida M and Minato K: New Evaluation Method of the Physical Activity by an Acceleration Sensor. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 25th Annual International Conference, pp.1712-1715, 2003.
- 2 Hara Y, Yoshida M and Minato K: The Estimation Method of Maximum Voluntarily Contraction Force by Mechanomyogram. The First International Conference on Complex Medical Engineering CME 2005, May 15-18, 2005, Takamatsu, Japan. accepted.

研究会発表

- 1 原良昭, 吉田正樹: 筋電図による筋活動の評価. 第 40 回日本エム・イー学会大会論文集, p.596, 2001.
- 2 原良昭, 吉田正樹: 表面筋電図による筋活動の評価. 平成 14 年電気関連学会関西支部連合大会講演論文集, p.G2-17, 2002.
- 3 原良昭, 吉田正樹: 積分筋電図による身体活動の定量的評価. 第 42 回日本エム・イー学会大会論文集, p.476, 2003.

- 4 原良昭, 吉田正樹, 湊小太郎: 加速度信号の標準偏差を用いた身体活動の評価方法. 第 17 回日本エム・イー学会秋季大会論文集, p.113, 2003.
- 5 原良昭, 吉田正樹, 湊小太郎: 加速度信号を用いた行動判別手法の検討. 第 43 回日本エム・イー学会大会論文集, p.329, 2004.
- 6 門石明浩, 原良昭, 吉田正樹: Matching Pursuit 法を用いた筋音図の周波数解析. 信学技報, MBE2004-49, pp.15-18, 2004