

筋線維の活動に応じた筋電図変化に基づく最小リハビリり負荷導出手法の構築

Development of Derivation Method of the Minimum Load for Rehabilitation

Based on Electromyogram of Muscle Fiber Activity

○伊藤寛将（早大） 岡村尚美（早大） 川崎基資（早大）

小林洋（早大） 藤江正克（早大） 菅野重樹（早大）

Hiromasa ITO, Waseda University
Naomi OKAMURA, Waseda University
Motoji KAWASAKI, Waseda University
Yo KOBAYASHI, Waseda University
Masakatsu G. FUJIE, Waseda University
Shigeki SUGANO, Waseda University

Abstract: Lower extremity resistance movement is an important exercise for a patient with femur fracture to improve disuse muscle atrophy by enlarging muscles, however, appropriate exercise intensity is not clear and sometimes people get injured by doing excessive exercise. In this study, we developed a new method to derive the minimum load effective for lower extremity resistance movement and validate the method by assessing muscle hypertrophy. The load at which a fast muscle fiber comes into action is needed to enlarge the muscle. Therefore, we developed a method using Electromyogram to derive the minimum load for the therapy focusing on the difference of activity between fast muscle fibers and slow muscle fibers. As the validation experiment, we did lower extremity resistance movement using Thera Bands and derive the minimum effective load for the therapy. The results showed the derived exercise load is effective to enlarge the muscle.

Key Words: Electromyogram (EMG), Exercise intensity, Exercise therapy, Rehabilitation Engineering

1. 緒言

1.1 背景

大腿骨骨折時の治療では長期の安静臥床や関節の固定が必要となるため、筋を長期間使わないことによる廃用性筋萎縮が大腿部で誘発される。廃用性筋萎縮は筋力の低下を引き起こし、転倒リスクの増加に繋がる。絶対安静状態で筋収縮が行われない場合、1週間で筋力の低下度合は10%から15%である⁽¹⁾。萎縮した筋を肥大させ筋力を回復するためには、下肢における運動療法が実施されている。大腿部の運動療法に代表されるのは、下肢抵抗運動と呼ばれる膝関節を伸展運動させる際に下腿遠位部に抵抗を加える運動である。このとき、筋肥大を促し運動療法による障害リスクが最小限となるように、抵抗負荷を調整することが重要であり、近年ではスロートレーニングが注目されている。

廃用性筋萎縮の改善のためには速筋線維の活動が活発になる負荷で運動し、筋を肥大させる必要がある。筋肥大に有効な負荷指標として最大拳上重量（Repetition Maximum, 以下、1RMと記す。）の40%の負荷が用いられている。しかし、1RMの測定は膝関節などに対する負荷が大きく障害発生リスクが高いという問題がある⁽²⁾。よって、筋肥大に有効な運動負荷が明確になっていないため、1RMを用いずに速筋線維の活動する負荷を導出可能な手法が必要である。

1.2 先行研究

筋を構成する筋線維には大きく分けて遅筋線維と速筋線維の2種類が存在する。遅筋線維は疲労しにくく、比較的小さな張力の持続的な発揮時に活動する。速筋線維は疲労しやすく、大きな張力の短期的な発揮時に活動する。各筋線維の活動にはサイズの原理と呼ばれる法則が存在し、筋が徐々に大きな力を発揮していく場合、先に遅筋線維が優先的に活動し、発揮する筋力が増大していくとともに速筋線維が活動する。この時の負荷閾値を求める必要がある。

障害リスクのある1RMの負荷を与えずに速筋線維が活動する負荷閾値の導出には、乳酸値や呼気ガスの変化が用いられてきた⁽³⁾。しかし、乳酸値を利用した手法では採血した血液の血中乳酸濃度を計測する必要があり、呼気ガスの測定には、高価な測定機器が必要であるという問題がある。それに対し、表面筋電位は臨床現場でも計測の負担が少なく、筋電積分値（Integrated electromyogram, 以下 IEMGと記す。）の利用が速筋の活動する負荷閾値の導出に有用であるとされている。自転車エルゴメータにおける運動強度の漸増に対して IEMG は比例して増加し、速筋線維が活動した時に変化勾配が急増する筋電閾値（Integrated electromyogram threshold, 以下 IEMGTと記す。）が存在することが報告されている⁽⁴⁾。しかし、本研究で対象とする下肢抵抗運動においては、運動負荷の増加に伴い筋電積分値が曲線関係になることが示唆されており⁽⁵⁾、運動形態によって負荷閾値の導出方法は異なると考えられる。そのため、下肢抵抗運動における負荷閾値の導出方法については新たに検討する必要がある。

1.3 研究目的

本研究では、下肢抵抗運動において1RMを用いずに速筋線維が活動する負荷を導出する手法の構築を目的とする。まず、負荷に対する筋電積分値と筋の活動の関係に着目して筋線維の活動と IEMG の関係をモデル化し、速筋線維が活動する最小負荷を導出する。次に、筋膨張率を指標として、提案手法により導出した最小負荷の筋肥大への有効性を従来手法と比較し検証する。

1RMを用いず、速筋の活動する最小リハビリり負荷が判明することにより、障害発生リスクを低減し、効果的で持続可能なリハビリの実施が可能となり、日常生活における再転倒の防止をはじめとする QOL 向上に大きく貢献できると考えられる。

2. 下肢抵抗運動における負荷閾値と筋活動の関係

ここでは，下肢抵抗運動時において速筋線維が活動する負荷閾値を導出するため，遅筋線維と速筋線維の活動形態に着目した負荷と筋電積分値のモデル式について述べる．下肢抵抗運動は，膝関節単関節の屈伸運動であり，主導筋は大腿四頭筋である．中でももっとも速筋線維の割合が高く，負荷閾値の導出に適している⁽⁴⁾と考えられる大腿直筋の活動を対象とする．

2.1 負荷と動員される筋線維数の関係

下肢にかかる負荷の増加と発揮筋力が釣り合うように，筋線維が動員されることから，負荷と各筋線維の本数には式(1)が成り立つ．

$$P = \alpha \cdot n_{all} = \alpha(n_s + n_f) \quad (1)$$

ただし， P を負荷量[N]， α を筋繊維 1 本あたりの張力の定数， n_{all} を活動筋線維数， n_s を遅筋線維の活動筋線維数， n_f を速筋線維の活動筋線維数とする．

2.2 負荷の大きさと動員される筋線維の種類の関係

筋電位は各筋線維の活動線維数と活動頻度の総和を反映しており，筋の収縮強度と筋放電は対数関係になることが示唆されている⁽⁶⁾．そのため，式(1)から負荷を P とすると，運動する負荷と活動する筋線維と筋電積分値の関係は式(2)のように表される．かけられた負荷に釣り合う筋力を発揮するために活動する筋線維が変化し，IEMG となって反映される．

$$IEMG = \begin{cases} A_s \log_{10}(n_s) & (P < IEMGT) \\ A_s \log_{10}(n_s) + A_f \log_{10}(n_f) & (P > IEMGT) \end{cases} \quad (2)$$

ただし， A_s を遅筋線維における線維数に対する筋電位増加定数， A_f を速筋線維における線維数に対する筋電位増加定数， n_s を遅筋線維の活動線維数， n_f を速筋線維の活動線維数， P を負荷[N]，IEMGT を速筋線維の活動する負荷閾値[N]とする．

従来手法⁽³⁾では，IEMGT は，横軸を運動している負荷，縦軸を IEMG としたとき，グラフ上のプロットを 2 本の線形回帰直線で近似した時の交点で決定されている．しかし，下肢抵抗運動では，負荷と IEMG の関係は対数関係となることが示唆されるため，2 本の回帰直線の交点で IEMGT を決定する方法では導出した負荷閾値がずれてしまうことが考えられる．よって，式(2)より，2 本の対数近似を行い，2 本の対数の交点から IEMGT を導出することで，より正確に速筋の活動する負荷閾値の導出が可能であると仮説を立て，提案手法による IEMGT の導出実験および導出負荷の筋肥大に対する評価実験を行う．

3. 筋電図に基づく負荷閾値導出実験

3.1 実験目的

本実験では，下肢抵抗運動中の大腿直筋の IEMG から負荷閾値を導出することを目的とする．線形回帰直線を用いる従来手法⁽³⁾と対数近似を用いる提案手法の両方で負荷の大きさと活動する筋線維と IEMG の関係式を用いて，導出する．

3.2 被験者

インフォームドコンセントを得た若年健常者 5 名(性別：男性，年齢：23 歳)を対象に実験を行った．全ての被験者は大腿部に障害歴がなかった．

3.3 実験タスク

実験の状況を Fig. 1 に示す．本実験では，椅子に座りリハビリテーション用のトレーニングゴムバンド (Thera-Band, Hygenic Corporation 社製) を用いて下肢抵抗運動を実施した．実験中の姿勢に関して以下の 3 点を指

示した．

- (1) 椅子に深く腰掛け，股関節角度を変化させないこと
 - (2) 椅子の背もたれ部を手で把持し，身体を固定すること
 - (3) 上肢の力を抜き大腿部後面を椅子と接触させること
- また，下肢抵抗運動に用いる椅子は股関節の変化を抑制する点や膝関節伸展の容易さから 20° 後方に傾け，脚は地面から浮いた状態にした．

複数の異なる負荷をかける方法として，伸びに対する張力特性の異なるトレーニングゴムバンド 6 種類を用いた．ゴムバンドの張力特性はゴムバンドの色ごとに異なる．各色のゴムバンドの伸びと張力の関係を Fig. 2 に示す．本実験では各ゴムバンドの初期長さを 25[cm]で統一し，上肢で椅子を把持した状態で膝関節屈伸を各ゴムバンドを用いて 7 往復ずつ行った．屈曲，伸展に要する時間は各 3[s]となるように理想の膝関節角度と Goniometer で計測している膝関節角度の値をカラーバーとしてディスプレイに表示させ，誘導した．屈伸 1 往復は屈曲状態 90° から伸展状態 0° までの屈伸運動を行い，6 秒間等速で往復することとした．各負荷条件間の休憩時間はゴムバンドを用いた一般的な下肢抵抗運動時と同様，被験者の疲労感に合わせ 2[min]～3[min]とした．

3.4 計測項目

計測項目は大腿直筋の表面筋電位と膝関節角度の 2 つである．表面筋電位は膝蓋骨上縁と上前腸骨棘を結んだ線の midpoint に EMG アンプ (SX230-1000, Biometrics 社製) を貼り付け計測した．膝関節角度は Goniometer (SG150, Biometrics 社製) を大腿骨内外側顆上と，脛骨・腓骨の内外側果上両端に貼り付け計測した．

3.5 データ解析方法

本研究では下腿の軸に対して垂直方向にかかる力 P [N] の最大値に対する，膝関節屈伸 1 往復での筋電積分値を 1 データとした．筋電積分値を求める際の筋電位の 1 往復の積分範囲は，Goniometer で計測した膝関節角度の最小値から最大値を経て再び最小値に戻るまでとした．各ゴムバンドで膝関節屈伸を各 7 往復実施するうちの，2~6 往復目のデータを用い，被験者 1 名に対し，各ゴムバンドに対して 5 プロット，計 30 プロットを作成し解析した．膝関節屈伸運動を繰り返した際，事前実験似て 1 回目および最終回では関節角度の初期値や屈伸加速度に差が生じる傾向があったため，全 7 往復とし 1 回目と 7 回目を解析対象から除外した．下肢にかかる負荷は，ゴムバンドの伸び量に対する張力特性の計測結果 (Fig. 2) を利用し，Goniometer で取得した膝関節最大伸展角から算出した．

下肢にかかる負荷はゴムバンドの張力とし，ゴムバンドの長さから負荷を導出する．膝関節角度とゴムバンドの長さの関係は，ゴムバンドの初期長さと膝関節角度，下腿長さから式 (3) を用いて導出した．

$$l_r = \sqrt{(l_f \cdot \sin\theta)^2 + \{l_f \cdot (1 - \cos\theta)\}^2} \quad (3)$$

ただし， l_r をゴムバンドの長さ[m]， θ を膝関節角度[rad]， l_f を下腿長さ[m]とする．

3.6 モデル近似と負荷閾値の導出

実験で得た負荷と筋電図の関係を x : 負荷 P [N]， y : IEMG [μ V]として 2 次元平面上に表し，モデル近似により負荷閾値を導出する．

3.6.1 従来手法による近似

従来手法の線形回帰に基づく負荷閾値の導出は，式(4)，式(5)を用い近似し，最小二乗法で係数を決定した．実験誤差の影響を排除するために，各負荷における IEMG の中央

値を使用した。

$$y_s = A_s(n_s) + B_s \quad (4)$$

$$y_f = A_f(n_f) + B_f \quad (5)$$

ただし、 y_s を遅筋線維のみの活動電位[μV]、 y_f を遅筋線維と速筋線維の活動電位[μV]、 A_s を遅筋線維のみ活動時の定数、 A_f を遅筋線維と速筋線維の活動時の定数、 n_s を遅筋線維のみの活動線維数、 n_f を遅筋線維と速筋線維数の活動線維数、 B_s を遅筋線維のみ活動時の筋電位の切片、 B_f を遅筋線維と速筋線維活動時の筋電位の切片とする。近似の際、制約条件として以下の4つを設けた。 (x_{s0}, y_{s0}) を遅筋線維のみの領域の原点座標、 (x_f, y_f) を遅筋線維と速筋線維領域の原点座標、 x_y をプロットの最小負荷値とするとき、

- (1) 式(4)、式(5)は連続
- (2) 座標： $0 < (x_{s0}, y_{s0}), (x_f, y_f), x_{s0} < x_y$
- (3) $0 < A_s < A_f$
- (4) 決定係数 R^2 が最大

そして、式(4)、式(5)の交点である負荷閾値以上のゴムバンドの色 $Rubber_{min}$ を導出する。

3.6.2 提案手法による近似

従来手法と同様に負荷に対する筋電位の中央値のプロットに対し2本の対数曲線で近似する。2本の対数曲線は式(3.4)、式(3.5)で近似し、係数は最小二乗法を用いて決定した。

$$y_s = A_s \log(n_s) + B_s \quad (6)$$

$$y_f = A_f \log(n_f) + B_f \quad (7)$$

各文字の定義は(A)従来手法と同様である。近似の際、制約条件として以下の4つを設けた。遅筋線維のみ活動領域の原点座標を (x_{s0}, y_{s0}) 、遅筋線維と速筋線維両方の活動領域の原点座標を (x_f, y_f) 、プロットの最小負荷値を x_y とするとき、

- (1) 式(6)、式(7)は連続
- (2) $0 < (x_{s0}, y_{s0}), (x_f, y_f), x_{s0} < x_y$
- (3) $0 < A_s < A_f$
- (4) 決定係数 R^2 が最大

そして、式(6)、式(7)の交点である負荷閾値のゴムバンドの色 $Rubber_{min}$ を導出する。

4. 筋電閾値から導出した負荷閾値の評価実験

4.1 実験目的

負荷閾値導出実験における各負荷条件で運動療法を実施した後の筋膨張率をもとに、提案手法で導出した負荷が筋肥大に有効な負荷か否かを評価することを目的とする。

4.2 実験タスク

負荷閾値導出実験で導出した負荷が筋肥大に有効な負荷であるか評価するために、負荷閾値導出実験の被験者である男性若年健康者5名を対象に同日、伸びに対する張力特性の異なるゴムバンド6種類で膝関節伸展運動を各種類10回3セット行う。屈伸速度誘導方法は負荷閾値導出実験と同じ条件とした。セット間の休憩は30[s]間とし、3セット施行後5[min]以内に大腿部周囲径の計測を行う。また、各負荷条件の運動間は30[min]間の休憩をとる。

4.3 筋肥大への有効性評価方法

本実験では筋肥大への下肢抵抗運動の有用性を、運動実施後の筋膨張率から評価する。各ゴムバンドを用いた運動負荷前後の大腿部周囲径の変化から膨張率を算出、比較することにより、IEMGから導出される速筋の活動する負荷閾値の評価を行う。

4.3.1 大腿部周囲径の計測

計測部位は、座位姿勢時の大腿長（大転子から大腿外側

上顆）の中間位置とした。大腿部周囲径の計測は、メジャーの片側をテープで大腿長の中間位置に固定し、もう一方に0.2[kg]の錘を静かに吊り下げたときの値を記録した。計測は5回を1セットとし、5回分のデータの平均値を利用した。各負荷条件の運動前と運動後に1セットずつ計測した。

4.3.2 膨張率の計算方法

式(8)に筋膨張率の計算式を記す。

$$m = (C_{after} - C_{before}) / C_{before} \quad (8)$$

ただし、 m を筋膨張率、 C_{after} を運動後の大腿部周囲径1セット分の平均値[cm]、 C_{before} を運動前の大腿部周囲径1セット分の平均値[cm]とする。

4.3.3 筋肥大に有効な膨張率の導出

谷本らは、膨張率の増加する負荷と膨張率の小さい負荷での運動を12週間行った結果、膨張率の大きい負荷での運動のみ有意に筋厚が増加することを報告している⁽⁷⁾。そこで、谷本らの筋肥大に有効な筋膨張率が1.2[%]前後である結果に基づき、筋肥大に有効なもともと強度の弱いゴムバンドの色 $Rubber_{true}$ を判定する。

5. 実験結果、考察

5.1 実験結果

Table 1, Fig. 3, Fig. 4に従来手法、提案手法で導出した負荷閾値と筋膨張率から評価した導出負荷閾値の比較結果を示す。負荷閾値はゴムバンドの色で表している。IEMGから導出した閾値と、筋膨張率から評価した閾値が一致した場合○を、不一致の場合×を記入した。

5.1.1 負荷閾値導出実験

提案手法では5人中4人で負荷閾値の導出ができた。それに対し、従来手法では、5人中3人で負荷閾値導出ができなかった。

5.1.2 筋膨張率との比較による負荷閾値評価実験

全タスクの結果から、提案手法では5人中4人において導出した負荷と、本章の実験で導出された筋膨張する負荷が一致した。それに対し、従来手法では5人中4人において導出される負荷と筋膨張する負荷に相違が生じた。

Table 1 Comparison of derived load threshold of the proposed method, the previous method and muscle expansion

ID	Color of $Rubber_{true}$ With muscle expansion	Color of $Rubber_{min}$ beyond load threshold and Consistent with the results of expansion (○ or ×)			
		Proposed method		Previous method	
A	Green	Green	○	Black	×
B	Green	Green	○		×
C	Green	Red	×		×
D	Green	Green	○		×
E	Blue	Blue	○	Blue	○

5.2 考察

5.2.1 負荷閾値を求める提案手法の妥当性について

下肢抵抗運動において、提案手法である対数近似では、速筋線維が活動する負荷の導出に関して、全被験者に対し近似可能であり、5名中4名において筋膨張した負荷と提案手法で導出した負荷が一致した。それに対し、従来手法では5人中4人において導出される負荷と筋膨張する負荷に相違が生じた。そのうち3名では3.6.1の条件を満たす負荷閾値の導出ができなかった。よって、下肢抵抗運動における速筋線維の活動する閾値の導出において、提案手法

の有用性が示された。直線近似で負荷閾値の導出が困難だった理由として、2直線近似では負荷閾値を境に勾配が急増する必要がある点があげられる。本研究の結果から、下肢抵抗運動においては負荷に対する筋電積分値は、増加勾配が滑らかに減衰した後、再度急増するような2段階の増加傾向になり、対数近似が適することが考えられる。

5.2.2 提案手法において導出した負荷閾値が筋膨張に有効な負荷でなかった被験者について

提案手法により導出した負荷と有意な筋膨張が認められた負荷の異なる被験者が5人中1人でみられた。被験者Cでは前述した2段階の増加傾向が見られなかったため、近似の条件が適切に働かなかったと考えられる。原因として、負荷閾値導出実験において、IEMGの増加勾配が十分に減衰する領域での負荷のデータを取得できなかったことが考えられる。よって、負荷の漸増幅をより細かくすることで解決できると考える。

6. 結言

本研究では、大腿骨骨折などにより併発する廃用性筋萎縮を改善するための、筋肥大を目的とした下肢抵抗運動における速筋線維の活動する負荷閾値の導出手法について検討した。一般的に用いられる1RMに基づく運動負荷の導出は障害発生リスクが高いという問題がある。本研究では、筋肥大に有効な最小負荷を、1RMを用いずに導出可能な手法の構築を目的とした。下肢抵抗運動における速筋線維の活動する負荷閾値を導出するため、負荷に対するIEMGと活動する筋繊維の関係に着目して2本の対数近似による手法の構築を行い、ゴムバンドを用いた負荷漸増運動による負荷閾値導出実験および筋肥大への有用性評価実験を行った。提案した対数近似手法により導出した負荷閾値において筋肥大効果を確認でき、提案手法の有用性が示唆された。今後は、今回導出したモデルを踏まえ、負荷の漸増幅を細かくすることで、筋肥大に有効な最小負荷の個人差や長期的な変化を詳細に検討し、より効果的なりハビリの負荷決定、訓練評価の検討などで使える手法の構築を目指す。

参考文献

- (1) 公益財団法人長寿科学振興財団，“廃用症候群【原因、症状、予防】”，健康長寿ネット，<http://www.tyojyu.or.jp/hp/page000000100/hpg000000043.htm>（2015年10月18日参照）。
- (2) 清野哲也，“柔道選手において6RMベンチプレス・トレーニングを実施した場合の最大筋力推定法についての検討”，武道学研究，Vol. 36，No. 2，pp. 1-11，2003。
- (3) 厚生労働省，“スロートレーニングとは”，e-ヘルスネット，<http://www.e-healthnet.mhlw.go.jp/information/exercise/s-04-003.html>（2015年10月18日参照）。
- (4) 山田英司ら，“筋電図積分値から算出した作業閾値と換気性作業閾値との関係について—被検筋の違いによる比較—”，The Journal of Japanese Physical Therapy Association，vol.28(1)，pp. 20-24，2001。
- (5) 木新田収，“大腿直筋および内側広筋の等尺性収縮における表面筋電図上の分析”，The journal of Tokyo Academy of Health Science，vol.2(4)，pp.282-286，2000。
- (6) 小菅 智裕，“多チャンネル表面筋電図を用いた伝播波解析に関する研究”，電気通信大学大学院情報理工学研究科，pp.1-81，2015。
- (7) 谷本道哉ら，“高齢者における筋発揮力維持法(LST)の筋力増強，筋肥大効果および安全性の検証”，第24回健康医科学研究助成論文集，pp.71-80，2009-3。

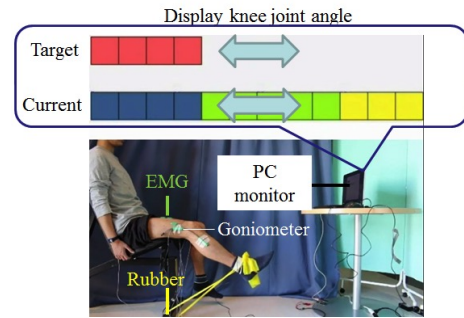


Fig. 1 EMG measurement of the rectus femoris at the time of lower extremity resistance movement

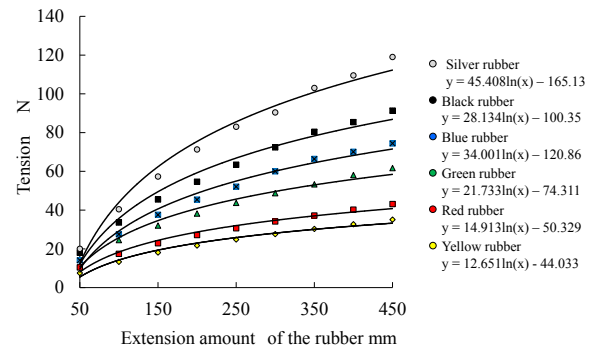
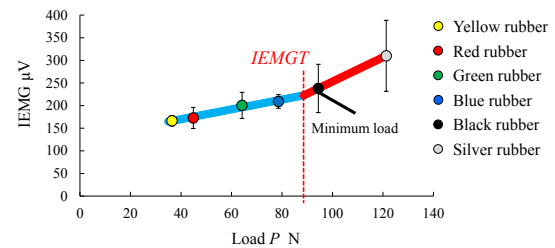
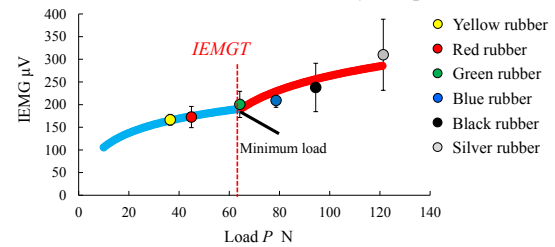


Fig. 2 Relationship extension load and tension of rubber

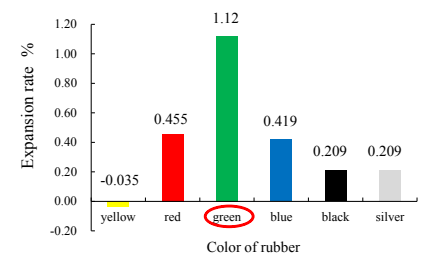
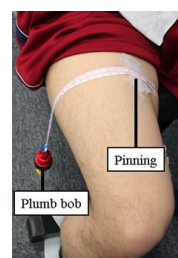


(a) Result of IEMGT derivation by the previous method



(b) Result of AT derivation by the proposed method

Fig. 3 Result of IEMGT derivation by the previous and proposed method (Subject A)



(a) Measurement of muscle expansion (b) Result of muscle expansion rate (Subject A)

Fig. 4 Evaluation of IEMGT by expansion rate