

在宅リハビリの生体計測による効果判定手法の検討

指導教員 菅谷みどり

棚橋 優

1. 研究の背景と目的

近年、日本では高齢化が進んでおり、2025年までに、高齢者人口が全体の約30%に達するなど、超高齢社会に突入している。それに伴い、リハビリテーション(以下、リハビリ)の支援を必要とする高齢者が増加している。また、リハビリが行える医療機関が限られていることや、医療コストが高額であることから、回復の可能性のあるにも関わらずリハビリを行えない高齢者も増加している。そこで、病院以外の施設や自宅など、専門の支援者が居ない環境においても、リハビリの効果を判定できることが期待されている。支援システムの研究として、森雅也らは慣性センサを用いて、運動動作の種類・回数・消費カロリーなどの計算をリアルタイムに行えるシステムを構築した[1]。しかし、このシステムはリハビリに特化しているものではない。また在宅リハビリの実現に向けた研究として、武井らは疲労に着目したリハビリ効果の判定手法を提案し、上腕二頭筋・下腿三頭筋に負荷をかけた際の脈拍・表面筋電図から疲労を計測した[2]。しかし上腕二頭筋にのみしかその手法の有用性が示されていない。この原因として、下腿三頭筋は恒常的に使用している筋肉のため疲労をかけにくいことや、脈拍RRI解析では疲労との関連が明確にされなかったことがあげられる。そこで本研究ではこれらの提案を改善した疲労解析手法を用い、リハビリ効果を判定するシステムの開発を目的とする。

2. 提案

2.1 提案概要

本研究では、疲労検出対象の筋肉を歩行に使用し疲労をかけやすい前脛骨筋とし、脈拍より正確な値が期待される心拍変動を使用する。筋電位の指標として遅筋・中間筋・速筋の使用比率を算出する。遅筋は持続的に使用される筋肉であり、速筋は瞬発的に使用される筋肉である。心拍変動の指標にはLF/HF・TPを使用する。LF(Low Frequency)は交感神経、HF(High Frequency)は副交感神経の活動量を示す。LF/HFはその比の値であり、一般にこの値が大きいほどストレス状態であるとされる。またTP(Total Power)は自律神経全体の活動量であり、LFとHFの合算値である。一般に値が小さいほど疲労があるとされる[3]。データ取得をするセンサー一覧を表1に示す。

表1 センサー一覧

使用センサ	装着部位	指標	検出疲労
筋電位センサ	上腕二頭筋	筋繊維比率	筋疲労
心拍センサ	胸部	LF/HF・TP	自律神経疲労

2.2 解析手法

筋電位・心拍変動の解析手法を図1に示す。

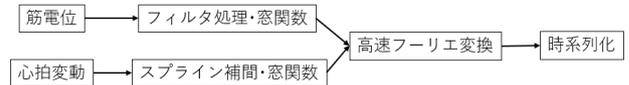


図1 解析手法

3. 予備実験1

3.1 予備実験1概要

筋電位と心拍変動から疲労検出する予備実験を行った。前脛骨筋の負荷の有無による実験協力者(成人男性4名)の筋電位・心拍変動を取得する。

3.2 予備実験1手順

実験協力者に以下の手順を行ってもらった。

(1)1分間の安静の後、負荷無しで筋電位・心拍変動を計測する。(2)1分間の安静の後、膝に20kgの重りを置きつまさを上げる動作を続け、その際の筋電位・心拍変動を計測する。

3.3 予備実験1結果

図2は筋繊維比率の推移である。負荷の差異によって、遅筋の使用率が変化しているとわかる。しかし、本来遅筋の使用率は時間経過とともに増加するものであり、今回はその現象が起きなかったため、疲労を検出できない結果となった。この原因として、遅筋を使い続けるほどの負荷ではなかったことが考えられる。また自律神経指標についても、同様に疲労を検出できない結果となった。

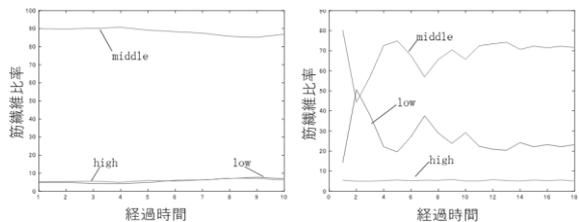


図2 筋電位の筋繊維成分(左:負荷なし, 右:あり)

4. 予備実験2

4.1 予備実験2概要

予備実験1では前脛骨筋に20kgの負荷をかけたが、これ以上の負荷は過度であり、リハビリにおいては適切ではなく、軽度な負荷であっても疲労を検出できる必要がある。そこで武井らの研究で疲労解析手法が優位と示された上腕二頭筋に負荷をかけ、その際の疲労の主観評価をリアルタイムで取得し解析結果との相関を分析する実験を行った[2]。疲労の主観評価にはBorgスケールを使用した。Borgスケールは自覚運動強度を示す指標である。また、心拍変動について時間経過の推移をみるのではなく、負荷前後の安静時と負荷時における平均値を比

較する分析を行った。

4. 2 予備実験2手順

実験協力者に以下の手順を行ってもらった。

(1)3分間の安静時間をとる。(2)3分間、上腕二頭筋に5kgの負荷をかけ、15秒ごとにBorgスケールを入力する。(3)3分間の安静時間をとる。

4. 3 予備実験2結果

図4は実験協力者が入力したBorgスケールの値であるが、負荷の途中で最大値の20の入力が続き、筋繊維比率との相関が見られなかった。図5・図6はそれぞれ負荷前の安静時・負荷中・負荷後の安静時の平均の比較である。この図の例では、負荷中にストレスと疲労を最も感じている結果となった。しかしこの結果は実験協力者全体の傾向として得られたものではない。

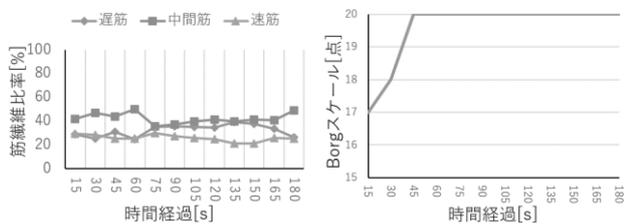


図3 筋繊維比率の推移

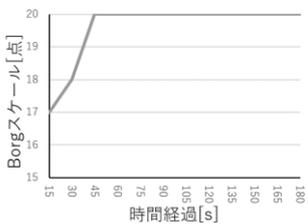


図4 Borgスケール推移

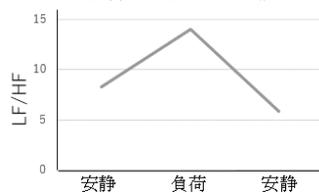


図5 LF/HF 平均の推移

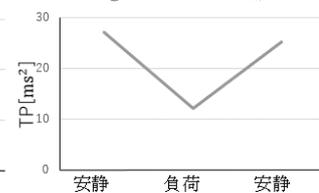


図6 TP 平均の推移

5. 実験

5. 1 実験概要

予備実験1, 2において説明変数となり得る指標を用いてリハビリの効果判定を行う。また個人ごとに違う傾向が見られたため、個人ごとの生体情報をもとに判定を行う。具体的には、正解と仮定する負荷と誤りと仮定する負荷を実験協力者の上腕二頭筋にかけた際の解析結果をもとに判別分析を行う。そして、得られた判別関数をもとに未知のデータの判別が可能であるかを検討する。

5. 2 実験手順

まず、各実験協力者(成人男性3名)の各負荷の重さを決めるために、上腕二頭筋の最大収縮を計測した。一般に運動トレーニングには、最大収縮の7割が効果的と言われる[4]。したがって、最大収縮の7割を中負荷、2割を小負荷、9割を過負荷とする。そして、各負荷について4回、以下の手順を行ってもらった。

(1)3分間の安静時間をとる。(2)3分間、上腕二頭筋に負荷をかける。(3)3分間の安静時間をとる。

5. 3 実験結果と考察

ある実験協力者の小負荷(2.0kg)、中負荷(5.5kg)、過負荷(7.0kg)での実験を行った結果を示す。(式1)は中負荷・過負荷における判別分析によって得られた判別関数である。

$$y = 4.07X_1 + 3.65X_2 - 1.73X_3 \quad (\text{式 } 1)$$

$y \geq 0$: 中負荷, $y < 0$: 過負荷

X_1 は速筋の使用比率の回帰直線の傾き、 X_2 は負荷前と負荷中のLF/HFの比率、負荷前と負荷中のTPの比率を指しており、1%水準で有意の式である。判別関数の精度を示す正準相関は0.996となった。また、(式1)を用いて中負荷・過負荷のデータの判別を行ったところ、判別が可能であった。これによってリハビリの効果判定が行えると考えられる。しかし、小負荷と中負荷の判別分析においては有意な式は得られなかった。この原因として、図7のように過負荷では速筋の回帰直線が負の方向に傾く傾向があったが、小負荷では特に傾向が見られなかったことや、小負荷・中負荷におけるLF/HF・TPの差異が見られなかったことが考えられる。また遅筋について、負荷に対する反応が遅筋と中間筋で分散してしまい、各負荷で回帰直線の傾きに違いがあまり見られず、判別関数の説明変数とはならない結果となった。

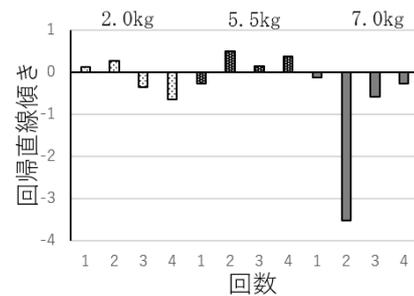


図7 各負荷における速筋使用比率の回帰直線の傾き

6. 今後の課題

本研究では、判別分析によって、中負荷・過負荷のリハビリの効果判定が可能であると示唆された。今後は、小負荷・中負荷の負荷判定の方法を検討する必要がある。また、リハビリに必要とされる下肢の筋肉について、同様に効果判定の可否についても検討する必要がある。さらに、健常な成人男性とリハビリを必要とする人では筋肉のつくりの違いがあると考えられるので、実際にリハビリを必要とする人での実験を行うことが望ましい。

参考文献

[1] 森雅也 他. 畳込みニューラルネットワークと慣性センサによる運動支援システムの構築 情報処理学会第80回全国大会, 3月13-15日, 東京, 西早稲田キャンパス
 [2] 武井祐一 他. 在宅リハビリ実現に向けた疲労測定手法(知的環境とセンサネットワーク). 電子情報通信学会技術研究 報告信学技報. 2018, vol. 117, no. 451, p. 221-227.
 [3] 山田晋平, 他. 精神疲労を評価する指標の探索, 人間工学, 2012, vol148, no6, p295-303
 [4] Th. ヘティンガー著, 猪飼道夫, 松井秀治(訳) "アイソメトリックトレーニング—筋力トレーニングの理論と実際". 大修館書店, 1982, pp. 79-139, 207-227