

# 在宅リハビリの実現に向けた生体計測による疲労測定手法

指導教員 菅谷みどり

武井祐一

## 1. 研究の背景, 課題

厚生労働省の統計によると, 2025 年には介護人材が 37.7 万人不足する[1]. 今後, 単に病院にてサービスを受けるだけではなく在宅や病院外でリハビリテーション(以下リハビリ)を行うことが必要となる. この場合, 在宅であっても患者自身が生体情報の取得, 蓄積を行い, 通院時の専門家の指導へと繋げる事が重要である. また, 現在政府はヘルスケア事業において IoT を用いた健康情報の利活用を促進している. 現在健康促進を目的とした機器の多くは, 主にバイタルサインや加速度を取得している[2]. しかしリハビリを目的とすると, 行なった運動が正しい負荷であるか, 正しい部位に対して行なっているか測定することがバイタルサインや加速度では困難である. また, リハビリの運動処方のために必要なデータやその解析手法に関しては十分議論されていない.

## 2. 目的・アイデア

### 2. 1 目的

本研究では, 疲労を一つの評価指標と考え, 筋肉の末梢性疲労と精神的, 循環器的な疲労である中枢性疲労に着目し, 在宅リハビリに向けた生体データ疲労測定手法の提案を目的とする.

### 2. 2 在宅リハビリを想定した疲労測定手法

目的を実現するためのシステム(図 1)及びデータ取得のためのセンサー一覧を示した(表 1). 使用者が, 運動処方を在宅などで実施すると, その筋電位と脈拍データを本システムにより取得/解析する. その結果を専門家へフィードバックし, 改善のための指導へ反映する.

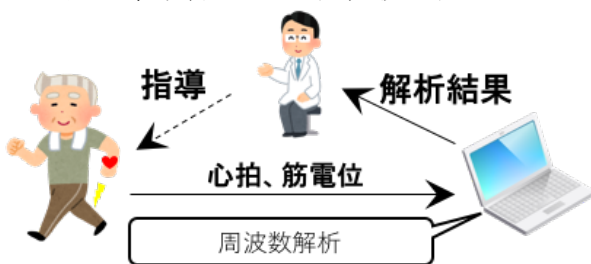


図1 システム概要図

表1 センサー一覧

使用センサ	装着部位	測定目的	リハビリとの関連
筋電位センサ (EMG Decector)	下腿三頭筋 (運動器)	筋肉活動量 筋疲労	疲労解析により効果的な 運動かどうか判定
脈拍センサ (PulseSensor)	第二指 (循環器)	自律神経	運動強度や中枢疲労, 禁忌を測定

システムの構成を述べる. 使用者は筋電位センサ, 脈拍センサを装着する. そこから取得された筋電位センサを周波数解析し, 筋肉の運動参加量と疲労を測定する. また, 脈拍センサより心拍の R 波の揺らぎである RRI

を取得し, 周波数帯の解析により中枢性疲労を測定する. これらは, データ取得部はセンサを接続したマイコン上で, また, シリアル通信でデータを PC に転送し, PC 上で周波数解析処理を行う.

## 3. 予備実験

### 3. 1 実験概要

筋電位と心拍の生データ取得による予備調査を行った(協力者は 20 代男性 1 名). 第 1 段階として, 歩行時と着席時における筋電位, 心拍数変化を取得し比較した.

### 3. 2 実験手順

被験者に以下の手順を指示し行動してもらった.

1. 心拍数の安定のため, 3 分間着席.
2. 普段通りの歩行で, 100m 歩行.

実験後, 着席時, 歩行時それぞれの筋電位, 心拍数を測定し両者のデータ差異を検証した. また, 心拍数については安静時の最後 1 分間の平均を安静時心拍数とし, 運動後 1 分間の平均を運動後心拍数とした.

### 3. 3 実験結果と考察

図 2 に歩行時と着席時の筋電位ヒストグラム(左), 心拍ヒストグラム(右)を示す. 図 2(左)では筋電位において歩行時と着席時で中央値が異なり, 運動時, 着席時で変化が確認できる. また, 筋電位と同様に図 2(右)の心拍ヒストグラムから運動強度の違いが判定可能である.

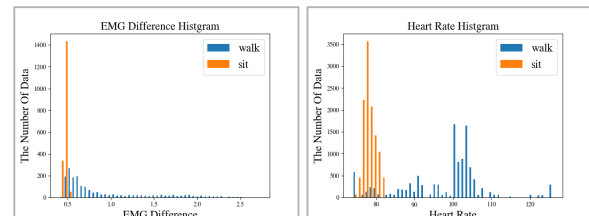


図2 筋電位ヒストグラム(左), 心拍ヒストグラム(右)

## 4. 提案手法

### 4. 1 概要

3 節での実験では, 変化は確認できるものの運動負荷が異なる疲労の測定は十分にできていない. そこで, 負荷運動の負荷が異なった場合の身体への影響を解析するため, 新たに筋電位と RRI を周波数解析し, 心拍エントロピーと筋電の成分ごとの平均の加算を計算し, 負荷時の身体への影響を検証する疲労解析システムを考案する.

### 4. 2 設計と実装

実装には Arduino Uno を使用し, 各センサを搭載する. 取得したデータはシリアル通信を介し, Processing を使用して csv ファイルに書き込む. csv ファイルは MATLAB を使用して周波数解析を行う. MATLAB を用いた周波数解析の手順を図 3 に示す.

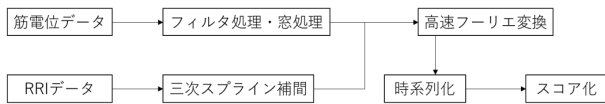


図3 提案手法の流れ

#### 4. 3 MATLAB を用いた周波数解析

- (1) **生体データ取得**：装着した筋電位センサ、脈拍センサから PC 側で筋電位データ、RRI データを書き込む。
- (2) **三次スプライン補間**：RRI に対して三次スプライン補間を行った後、サンプリング周波数 32Hz として再サンプリングを行い、心拍 RRI 間隔時系列とする。
- (3) **フィルタ処理・窓処理**：筋電位に対しローパス (350Hz)/ハイパス (20Hz) フィルタ処理を行う。高速フーリエ変換 (FFT) の前処理とし、筋電位データと相性の良いハミング窓処理を行う。
- (4) **高速フーリエ変換 (FFT)**：処理後の各データを小区間に分け FFT を行い、周波数解析を行う。筋電位は 20-45Hz を遅筋、46-80Hz を中間筋、81-350 を速筋とした。脈拍では 0.05-0.15Hz を低周波数成分、0.16-0.4Hz を高周波数成分とした。
- (5) **時系列化**：RRI の高周波数成分/低周波数成分を時系列データとする。また、筋電位の周波数帯ごとの変化を時系列データとする。
- (6) **スコア化**：時系列データの心拍エントロピーと筋電の成分ごとの平均の加算を計算し、ある負荷での身体への影響としてスコア化する。

### 5. 実験

#### 5. 1 実験概要

設計で述べた実装に基づき、ある負荷をかけた際の筋電位・心拍の RRI の影響と Borg スケール(以下 Borg)/修正 Borg スケール(以下修正 Borg)との相関を測定する実験を行った。具体的には、平常時、0kg、5kg、7kg、10kg のダンベルを持った際の下腿三頭筋と上腕二頭筋にかかる負荷をそれぞれ計測し Borg、修正 Borg との相関を解析した。Borg とは個人の体力、全身疲労などを考慮した主観的運動強度を図る指標であり、修正 Borg は息切れなどの評価に向く [3]。20 代男性 5 名に対して実施した。

#### 5. 2 実験手順

1. センサ類を装着し、1 分間安静。
2. 3 分間負荷をかける。
3. 負荷後、Borg/修正 Borg を記入する。

全ての負荷を終えるまで十分な休息を挟み 1. 2. 3. を繰り返す。また、実験と実験の間隔は十分に休息する。

#### 5. 3 実験結果と分析結果

平常時、0kg、5kg、7kg、10kg の上腕二頭筋と下腿三頭筋において平均の t 検定を実施した。筋電位のスコアのみ  $p < .01$  で有意差を得られた。例として平常時と負荷 10kg の際の平均の t 検定を図 4 に示す。

また、Borg、修正 Borg について重回帰分析を行った結果、それぞれ表 2 の結果が得られた。上腕二頭筋の Borg との回帰式は以下のとおりである。p 値はそれぞれ  $7.632E-14$ ,  $0.0008$ ,  $0.232$ 。

$Borg = 12.92 + EMG * 3.314 - Pulse * 1.058$  (決定係数:0.509)

また、上腕二頭筋の修正 Borg との回帰式は以下のとおりである。p 値はそれぞれ  $8.094E-8$ ,  $0.001$ ,  $0.292$ 。  
修正 Borg =  $4.980 + EMG * 2.442 - Pulse * 0.750$  (決定係数:0.460)

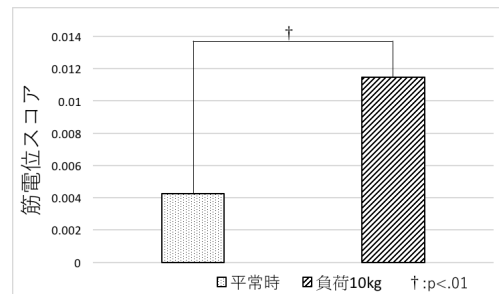


図4 筋電位のスコアの t 検定

表2 重回帰分析結果

筋	指標	有意差
上腕二頭筋	Borg	切片, 筋電位に関して $p < .05$
	修正 Borg	切片, 筋電位に関して $p < .05$
下腿三頭筋	Borg	なし
	修正 Borg	なし

#### 5. 4 考察

Borg/修正 Borg との有意差が得られたのは上腕二頭筋の筋電位のみであった。心拍は様々な要因で変化する事、また、ダンベルの保持では身体全体への息切れなど心拍に大きく影響を与える事象を起こさなかったことが考えられる。下腿三頭筋で有意差が得られなかったのは、上腕二頭筋と比較して速筋繊維が少なく、恒常的に遅筋繊維が使用されており、筋繊維の使用割合の変化に着目した疲労計測ができていないと考えられる。

#### 6. まとめと今後の課題

本研究では筋電位の周波数解析結果のスコア化が Borg/修正 Borg との関連性が示唆された。しかし、今回のダンベルによる実験では循環器に負荷をかける実験ではなかったため、脈拍との関連を示さなかった。今後は有酸素運動条件下で本手法を実験し、有用性を評価する必要がある。

#### 参考文献

- [1] 厚生労働省. "2025 年に向けた介護人材にかかる需給推計 (確定値)について". 2015.  
<http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/0000088998.html>, (参照 2018-1-12)
- [2] 前中一介. "生体センシングと MEMS". 電気学会論文誌 E. 2014, Vol.134, No.12, p.372-377.
- [3] 特定非営利活動法人 日本緩和医療学会 緩和医療ガイドライン作成委員会. "がん患者の呼吸器症状の緩和に関するガイドライン(2016 年版)". p.26.