

在宅リハビリ実現に向けた生理指標による 負荷判別システムの提案

北岡直樹¹ 藤本鎮也² 菅谷みどり¹

概要: 日本は超高齢化社会に突入しており、それに伴いリハビリテーション(以下リハビリ)を必要とする患者が増加していることは社会問題である。本研究は、リハビリ実施の有無を生理指標により判断する在宅リハビリシステム提案を目的とする。リハビリ実施の有無を3種類の負荷を与えた際の疲労により判断するため、筋電位、心拍、脳波を解析した。その結果として、各負荷の判別精度が90%以上で分類できた。また、個人や負荷量により判別に有意である指標の違いや判別への影響度の大きさの違いが確認できた。

キーワード: リハビリテーション, 生体計測, 筋電位, 心拍, 脳波

Proposal of load discrimination system by Physiological index for realizing home rehabilitation

NAOKI KITAOKA¹ SHINYA FUJIMOTO²
MIDORI SUGAYA¹

Abstract: Japan is entering a super-aging society, and it is a social problem that the number of patients requiring rehabilitation (hereinafter referred to as rehabilitation) is increasing. The purpose of this study is to propose a home-based rehabilitation system that determines whether rehabilitation is performed or not based on physiological indices. In order to judge whether or not rehabilitation was performed based on fatigue when three types of loads were applied, myoelectric potential, heart rate, and EEG were analyzed. As a result, the classification accuracy of each load was 90% or more. In addition, it was confirmed that there is a difference in the index that is significant for the discrimination and a difference in the degree of influence on the discrimination depending on the individual and the load.

Keywords: Rehabilitation, biometrics, myoelectric potential, heartbeat, EEG

1. はじめに

日本では2025年までに高齢者人口が人口全体の約30%に達するなど超高齢社会に突入している[1]。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患者

が増加しており、介護人材が37.7万人不足すると指摘されている[2]。また、平成18年から病院内でのリハビリテーション(以下、リハビリ)に日数制限が設けられている[2]。この制限により、6ヶ月以上のリハビリが困難となり、病院でのリハビリにより状態が回復してきた患者が元の状態に戻

1 芝浦工業大学

Shibaura Institute of Technology, Tokyo, 135-8548, Japan

2 人間総合科学大学

University of Human Arts and Sciences, 339-8555, Japan

ることも少なくない。

本来リハビリとは、患者に合う生活に近づけるための治療やトレーニングのことを指し、リハビリを行うには高度な専門知識が必要である。理学療法士は、運動処方を実施している際の患者の様子や疾患部分の様子を専門的目線で把握する[3]。しかし、自宅でそれを実施しようとした場合、リハビリが正しい方法、部位に実施できているか、実施者や介護者が判断することは困難である。

専門家に変わって、システムが自律的に支援するためには、運動処方を実施している際の患者の身体の変化を専門家と同様に測定することができる必要がある。リハビリにおける専門的な観点でのリハビリでは、主に基本的動作能力(日常生活に必要な動作能力)の回復を図るため、運動療法を実施する。例えば、ある人にとり運動療法は、負荷をかけて筋肉の再活性化が目的となるが、別の人にとっては、より軽い負荷で筋肉を弛緩させることが目的となる。こうした軽微な負荷であっても客観的に身体の状態を把握する必要がある。既に、身体の変化をとらえるための生体指標による客観的な計測により、負荷を判定する手法が提案されている[1]。生理指標による判定方法、判定基準、また、そもそもどのような生理指標が適切かの議論が必要である。適切な生理指標の選定、評価および判定方法については、既に研究が提案されている[4][5]。これらの研究では、筋肉への負荷と精神への負荷の双方を筋電位や心拍指標などを用いて評価している[4][5]。しかし、特に軽度な負荷については、十分に判別成果は得られていない。

本研究では、先行研究の課題を踏まえ、リハビリ時に必要となる汎用性のある身体動作への影響の生理指標の選定と、個人ごとの負荷を正しく判定できる判定方法の検討を行い、これらを実現するシステムを提案する。また、開発したシステムを実際の高齢者を対象とした実験を行い、その有効性を検証する。17名を対象とした実験により、過-, 中-小の負荷判別を行い、分類精度平均は、小負荷 - 中負荷において95%、中負荷 - 過負荷において91.48%での判別ができて有効性を確認することができたことについて述べる。また、クラスター分析より身長、体重などの物理的な個人差に依存しない指標として心拍値が指標として有効であることが示唆された。

本論文の構成は、次の通りである。まず、2節で先行研究とその課題、3節で提案するリハビリ測定手法、およびシステムについて述べる。4節で予備実験、5節での実証実験、6節はまとめと今後の課題について述べる。

2. 先行研究とその課題

在宅リハビリで必要とされる専門的な観点でのリハビリでは、主に基本的動作能力(日常生活に必要な動作能力)の回復を図るため、運動療法を実施する。運動療法においては、筋肉が収縮状態となることで、関節を動かすことから、

その状態を正確に判定することが、リハビリ状態の判定に不可欠となる[3]。筋肉の状態を判別する際に、運動時の筋肉の疲労状態に着目した研究が提案されている[4]。筋肉の疲労状態は、筋肉に対する負荷の状態と、その生体的な反応を正しく測定することが必要とされる。

武井らは、筋電位、脈拍などの生体情報による負荷時の測定的手法を提案した[4]。筋肉の末梢性の負荷による変化と、精神的、循環器的な負荷を判定する中枢性疲労に着目し、筋電位と脈拍を取得し、周波数解析した値で変位を計測した。実験では、上腕二頭筋・下腿三頭筋に負荷をかけ、脈拍・表面筋電図を計測した。結果、生体情報のうち筋電位のみ、上腕二頭筋にのみに安静時との有意差がみられた。原因として、下腿三頭筋は恒常的に使用しているため負荷の変位が出にくい課題があった[3]。また、精神的な負荷の判定については、Brog スケール、修正 Brog スケールともに上腕二頭筋で目的変数とした場合、重回帰分析にて上腕二頭筋に、筋電位、脈拍値に有意差があったことから、筋肉と精神の双方の評価は意味があることがわかった。

棚橋らは、武井らの提案した生体指標をリハビリ指標とし、筋電位と、脈拍の代わりに心拍の値を用いて、適切な負荷における生体変化を判別式を用いて判別するシステムを提案した[5]。棚橋らは、中負荷(適切) - 過負荷での判別は75%以上の精度で判別できたことから、武井らが提案した重回帰分析による負荷判別分析の有用性を示した。一方、小負荷 - 中負荷では判別分析における有意な判別関数が得られなかったため、有用性が示されていないという課題があった。これは、小負荷 - 中負荷では十分な末梢性疲労がおきず、判別関数に取り込める有意な指標が少なかったことが原因であると考えられる。また、より精度の高い判別分析を行うためには80%以上の精度で判別できることが望ましい。

上記の2つの研究から、在宅リハビリを行うためには、どの筋肉を使用しても負荷を正しく測定できる汎用性があり、また、物理面、精神面から個人ごとの負荷を正しく判別する手法が必要となる。また、これらの手法を明確にした上で、実用性のあるシステムの開発を行う必要がある。さらに、武井、棚橋らは、本システムの対象者である高齢者に対して評価を行っていないことから、高齢者を対象とした評価が必要であると考えられる。

3. 提案

3.1 研究の目的

課題を解決するために、本研究では、新たなリハビリ指標の検討および、それらを用いて各負荷の判別精度が80%以上で判別、計測対象の筋肉に汎用性のある在宅リハビリシステムを提案することを目的とする。

3.2 提案

目的を実現するために、リハビリ指標の再検討、および、新たな指標の提案と判別式を入れたシステムの開発、高齢者を対象とした実証実験による有効性の評価を行う。

まず、負荷判別については、筋電位、心拍変動の生理指標にさらに脳波指標を追加することで精神的な負荷を判別できるようにする。これらの評価指標については、3.3節以降で具体的に述べる。また、システムについては3.7節、また、4節にて、これらの指標の検討のために予備実験を実施し、重回帰分析により生理指標の影響を調査する。5節にて、リハビリ効果判定における負荷判別の精度を比較し、開発したシステムを実際の高齢者を対象とした実験を行い、その有効性を検証する。

3.3 リハビリ指標としての末梢性疲労指標の検討

棚橋らは、筋電位解析により各筋繊維の活動比率を算出してリハビリ判定のための生理指標として用いた。一般に筋繊維には、疲れにくい、瞬発しないI型筋繊維(赤筋繊維, 遅筋ST), IIa型筋繊維(I型とIIb型の中間的な性質), 疲れやすい、瞬発するIIb型筋繊維(白筋繊維, 速筋FT)の3種類がある。

筋繊維には、遅筋・中間筋・速筋があり、遅筋は持続的に活動量が増える筋繊維である、速筋は瞬発的に活発になる筋繊維のことである。このことから、筋繊維の周波数解析を時系列変化として観察することで筋疲労の度合いを計測することが可能である。本システムにおいても筋電位解析指標を用いる。

表 1 末梢神経指標と特徴

Table 1 Peripheral nerve index and characteristics

末梢神経指標	収縮力	特徴
遅筋繊維比率	小	疲れにくい/瞬発しない
中間筋繊維比率	中	遅筋と速筋の間の性質
速筋繊維比率	大	疲れやすい/瞬発する

3.4 リハビリ指標としての中枢性疲労指標の検討

心拍変動解析から自律神経指標を算出する。自律神経とは内蔵・血管などの動きをコントロールし体内の環境を整える神経であり、交感神経と副交感神経で構成されている。交感神経は活動を行っている際に活性化し、副交感神経はリラックスしているときに活性化する神経である。

心拍 RRI から呼吸変動に呼応する高周波変動成分である HF(Hi Frequency)と血液変動とメイヤー波に対応する低周波変動成分である LF(Low Frewuency)を抽出する。HF 成分は

交感神経が活性化している場合にのみ心拍変動に現れるのに対して、LF 成分は交感神経が活性化しているときも、副交感神経が活性化しているときも心拍変動に現れる。抽出された HF と LF から自律神経指標である LF/HF と TP(Total Power)のふたつの指標を算出する。HF と LF の比を算出した LF/HF は、一般にストレスと相関があり、値が大きいとストレス状態にあるとされている指標である。TP は自律神経全体の活動量であり、LF と HF の合算値で算出する。一般に疲労と相関があり、値が低いと疲労を感じているとされている。

本システムでは、棚橋らが評価した LF/HF, TP に加えて AT (無酸素性作業閾値) 心拍数もリハビリ指標として検討する。AT(無酸素性作業閾値)とは、高齢者に対しての運動指導やアスリートのトレーニングを効果的に行うために重要視される心拍数のことである。BPM (心拍数) は運動量と心肺機能と密接な関係があり、高齢者やアスリートに対して運動指導を行う際にも重要な指標とされる[6]。

表 2 中枢神経(心拍)指標と特徴

Table 2 CNS indicators and characteristics

自律神経指標	特徴
LF/HF	交感神経と副交感神経の活性具合合
TP	自律神経系全体の活動量
AT	無酸素運動と有酸素運動の境界心拍数
心拍数	1 分間の心拍数

3.5 リハビリ指標としての脳波指標の検討

本システムでは、先行研究で取得した筋電位、心拍に加えて脳波指標も検討する。脳波解析では、脳波計に NeuroSky 社の MindWave を用いる。

脳波計から計測された値 Attention-Meditation をそれぞれ 1 つの疲労指標として分析を行う。Attention とは脳の覚醒度を表し、緊張状態や不安状態の際に脳を流れる β 波と相関がある。一方、Meditation とは脳の眠気を表し、リラックス状態の際に脳を流れる α 波と相関がある。

表 3 脳波指標と特徴

Table 3 EEG index and characteristics

指標	特徴	感情状態
Attention(覚醒度)	β 波と相関有	緊張, 不安
Meditation(眠気)	α 波と相関有	リラックス

3.6 負荷の定義

負荷の判定にあたり、正解とする負荷・誤りとする負荷を決定するために、実験協力者の特定の筋肉を決め、最大収縮を計測した。最大収縮とは筋肉の活動量が最大となる点である。

一般に運動トレーニングにおいて、最大収縮に必要な負

荷の 60%~70%の負荷であると効果的なトレーニングと言われており、20%~30%の割合では効果的なトレーニングではないとも言われている。このことから、各実験協力者の上腕二頭筋にかかる負荷は、正解の負荷として最大収縮の60%~70%の負荷(中負荷)、誤りの負荷として最大収縮の20%~30%の負荷(小負荷)と80%~90%(過負荷)の負荷と決定した。また、最大収縮の計測方法として、異なる負荷における筋電位のFFT結果の平均振幅のうち最大値をとる平均振幅法を使用した。

3.7 負荷の判定

負荷の判定は、判別分析により(1)小負荷 - 中負荷、(2)中負荷 - 過負荷の2パターンの判定を行った。また、今回は判別分析の中でも2値分類を行うため、ロジスティック回帰分析にて負荷の判定を行った。判定に用いた回帰式は、 $y = 1/(1 + \exp[-(b1x1 + b2x2 + b3x3 + \dots + bnxn + b0)])$ である。

3.8 センサ

筋電位センサとして、Plux-Wireless Biosignals社製bitalino[7]。次に、心拍センサとして、WINフロンティア社製のmyBeat[8]。脳波センサとして、NeuroSky社のMindWave[9]を使用した。センサー一覧を以下の表に示す。

表 4 センサー一覧
 Table 4 List of sensors

センサ	検出項目	サンプリング周波数
bitalino	筋電位	1000Hz
Mybeat	心拍	1000Hz
MindWave	脳波	512Hz

3.9 システム概要

PC上ではbitalinoのドライバーソフトであるOpenSignals.App[7]とmybeatのドライバーソフトであるViewer.exe[8]を使用した。また解析には、MATLAB R2019a[10]、Pythonを使用し、筋電位、心拍変動値については、窓関数をかけて高速フーリエ変換し、周波数ごとの使用比率を算出した。以下の図はシステムの概要図(図2)、および設計(図3)と、開発したツールのインターフェイス(図4)である。

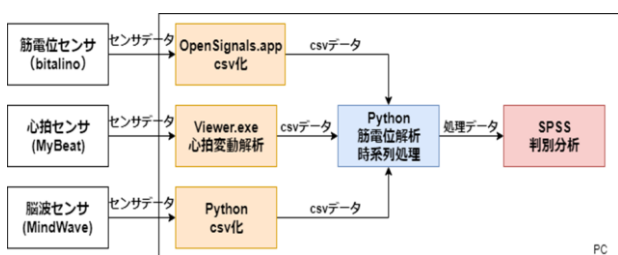


図 1 システム概要図

Figure 1 System outline diagram

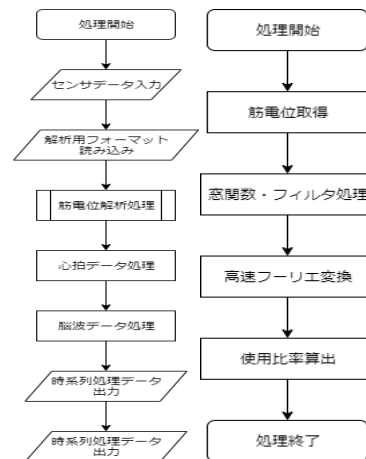


図 2 時系列処理プログラムフローチャート概要

Figure 2 Outline of time series processing program

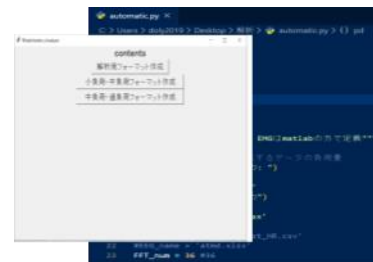


図 3 時系列処理プログラムインターフェイス

Figure 3 Time series processing program interface

4. 予備実験

4.1 概要、目的

新たなリハビリ指標が、リハビリ効果判定に有意な指標となるのかを評価する実験をおこなった。本実験では計測対象の筋肉を上腕二頭筋とした。その理由は下肢の筋肉に比べ疲労を起こしやすいと考えられるからである。また、従来のリハビリ効果判定手法と結果を比較するためである。予備実験1では、筋電位・心拍・脳波をセンサから取得し、重回帰分析により分析を行い、指標を評価する。分析に用いた重回帰式は、 $y = a1x1 + a2x2 + a3x3 + \dots + anxn + b0$ である。

4.2 実験手順

まず、実験協力者の上腕二頭筋にかかる負荷を3.6節の負荷の定義により決定した。予備実験では、「各負荷がかかっているか」と「負荷がかかっていない」の2群に分ける判別分析を小負荷、中負荷、過負荷に対して行う。上記の方法で決定した負荷について、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、実験協力者の上腕二頭筋に負荷をかける
- (3) 3分間の安静時間をとる

4.3 結果

以下の表は個人ごとの指標検討結果表である。判別分析によりグループ判別を行うためには閾値である判別関数が必要となる。この表は、判別関数に組込むことに有意であるか否かを p 値(1%水準, 5%水準)により判定したものである。このことから個人によって、そして負荷ごとによっても判別に有意であるかが異なるということがわかる。

それぞれのリハビリ指標について分析すると、末梢性疲労を評価する指標においては、中負荷や過負荷などの最大収縮の 60%以上の力を必要とする負荷に対して判別に有意であると確認できた協力者 A に対して、協力者 C では、最大収縮の 20 - 30%の力を必要とする小負荷でのみ判別に有意であると確認できた。このように個人、負荷によって判別に有意であると確認できる末梢性疲労を評価する指標が異なる。協力者 B のように判別に有意であると確認されないケースも存在した。

中枢性疲労を評価するリハビリ指標や脳波指標においても、末梢性疲労を評価するリハビリ指標と同様なことが言える。その中でも、心拍数は同一な個人の小負荷、中負荷、過負荷の判別に有意であると確認できた。このことから、心拍数は、いかなる個人に対しても判別に有意なりハビリ指標である可能性が示唆された。

表 5 協力者 A 指標検討結果表

Table 5 Investigation table of collaborator A index

	小負荷	中負荷	過負荷
遅筋使用比率	-	.007**	-
中間筋使用比率	-	-	-
遅筋使用比率	-	.006**	.025*
LF/HF	.001**	.009**	-
TP	.010*	.037*	-
AT	-	-	-
心拍数	.011**	.000**	.001**
覚醒度	-	-	-
眠気	.048*	-	.000**

(注)**p<.01 *p<.05

表 6 協力者 B 指標検討結果表

Table 6 Investigation table of collaborator B index

	小負荷	中負荷	過負荷
遅筋使用比率	-	-	-
中間筋使用比率	-	-	-
遅筋使用比率	-	-	-
LF/HF	-	.012*	-
TP	-	.030*	-
AT	-	-	-
心拍数	.004**	.000**	.000**
覚醒度	-	-	-
眠気	.048*	-	.000**

(注)**p<.01 *p<.05

表 7 協力者 C 指標検討結果表

Table 7 Investigation table of collaborator C index

	小負荷	中負荷	過負荷
遅筋使用比率	.036*	-	-
中間筋使用比率	-	-	-

遅筋使用比率	.043*	-	-
LF/HF	-	-	-
TP	-	-	.005**
AT	-	-	-
心拍数	-	.000**	.000**
覚醒度	-	-	-
眠気	.043*	-	-

(注)**p<.01 *p<.05

以下の表 8, 9, 10, はそれぞれ個人ごとの指標寄与度表である。一般に数値の絶対値が大きいものほど判別関数による判別に影響を与える。表の結果から、個人ごとに影響度の大きさが異なることが分かる。

表 8 協力者 A 指標寄与度

Table 8 Contributor A index contribution

	小負荷	中負荷	過負荷
遅筋使用比率	-	.682**	-
中間筋使用比率	-	-	-
遅筋使用比率	-	.502**	1.805*
LF/HF	1.554**	.074**	-
TP	-1.069*	.128*	-
AT	-	-	-
心拍数	.484**	.927**	-.518**
覚醒度	-	-	-
眠気	.411*	-	1.215**

(注)**p<.01 *p<.05

協力者 A の中負荷、過負荷の遅筋使用比率に着目すると、負荷が大きくなるにつれて寄与度が大きくなっていることが分かる。これは 2 種の負荷を比べた際、より負荷が大きい負荷を判定することに遅筋使用比率の影響が大きいことを意味している。中負荷、過負荷の心拍数に着目すると負荷が大きくなるにつれて寄与度が小さくなっていることがわかる。これは 2 種の負荷を比べた際、より小さい負荷を判定することに心拍数の影響が大きいことを意味している。

表 9 協力者 B 指標寄与度

Table 9 Contributor B index contribution

	小負荷	中負荷	過負荷
遅筋使用比率	-	-	-
中間筋使用比率	-	-	-
遅筋使用比率	-	-	-
LF/HF	-	.475*	-
TP	-	.207*	-
AT	-	-	-
心拍数	.940**	.919**	.889**
覚醒度	-	-	-
眠気	-	-	-

(注)**p<.01 *p<.05

協力者 B の心拍数に着目すると、負荷が大きくなるにつれ寄与度が小さくなっている。協力者 A と同様、小さい負荷を判定することに影響が大きいことを意味している。

表 10 協力者 C 指標寄与度

Table 10 Contributor C index contribution

	小負荷	中負荷	過負荷
遅筋使用比率	-.458**	-	-
中間筋使用比率	-	-	-
遅筋使用比率	.333*	-	-
LF/HF	-	-	-
TP	-	-	.491**
AT	-	-	-
心拍数	-	1.000**	.894**
覚醒度	-	-	-
眠気	.666*	-	-

(注)**p<.01 *p<.05

協力者 C の心拍数に着目すると、負荷が大きくなるにつれ寄与度が小さくなっている。協力者 A と同様、小さい負荷を判定することに影響が大きいことを意味している。

上記の 3 名の結果から、高負荷の判定には筋活動の影響、軽負荷の判定には中枢神経指標の影響が大きくなる事が示唆された。

4.4 考察

予備実験により、リハビリ指標として、脳波指標、心拍数などの中枢神経指標の有意性を確認できた。心拍数においては、リハビリ指標として適応力が高い指標であることが示唆された。また、これらの中枢神経指標は、実際のリハビリ現場で行われる極めて軽度な負荷による運動処方についての負荷判別にも適応できる可能性が示唆される。

5. 実証実験

5.1 実験における判別分析の課題

先行研究での負荷判別の分類精度は、中負荷-過負荷時 75%であり、小負荷-中負荷時では判別に有意な判別関数は得られていない。在宅リハビリの効果判定を行う上では精度をより向上させる必要があり、特に運動療法にて軽負荷となる小負荷-中負荷時でも判別に有意である必要がある。

予備調査では、人数が少ない、対象が高齢者など、実際にリハビリが必要となる対象ではないことから、実際の高齢者を対象にリハビリの実証実験を実施するものとした。

5.2 概要

本実験では、高齢者(60代 - 80代)に対して実験を行った。実験協力者は 17 名(内訳は表 11)である。場所は芝浦工業大学大宮キャンパス 4 号館 3 階_第 1, 2 会議室にて実施した。以下は実験協力者の年齢と性別を詳細に表した表である。また、実験協力者の身長、体重、年齢ごとの分布は図の通りである。

表 11 協力者詳細

Figure 11 Cooperator details	協力者詳細	
	男性	女性
80-89 歳	1 名	-
70-79 歳	5 名	6 名
60-69 歳	-	5 名
合計	6 名	11 名

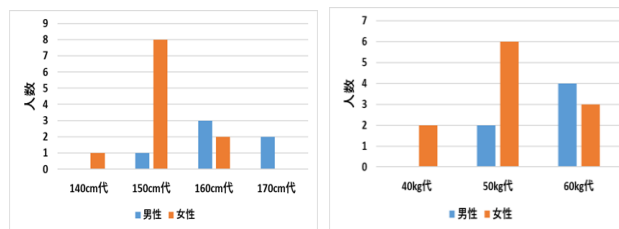


図 1 身長(左), 体重(右)別分布

Figure 3 Height and weight distribution

5.3 実験手順

予備実験と同様に、実験協力者の上腕二頭筋にかける、正解とする負荷・誤りとする負荷を決定するために、実験協力者の上腕二頭筋の最大収縮を計測した (図 6)。



図 2 実験風景

Figure 6 Experimental scenery

予備実験では、「各負荷がかかっているか」と「各負荷がかかっていない」の 2 群に分ける判別分析を小負荷、中負荷、過負荷に対して行い、各指標の評価をしたが、本実験では、「小負荷」か「中負荷」そして、「中負荷」か「過負荷」の 2 群に分ける判別分析を行い、「小負荷と中負荷のどちらの負荷がかかっているか」、「中負荷と過負荷のどちらの負荷がかかっているか」の 2 項目の判別精度を比較する。本実験は事前アンケートを行った後、以下の手順を行った。

- (1) 4 分間の安静時間をとる
- (2) 3 分間、実験協力者の上腕二頭筋に負荷をかける
- (3) 3 分間の安静時間をとる

5.4 判別精度、適合率結果

指標の見直しに基づく新たなリハビリ指標による判別分析の分類精度を表 12 に示した。精度は定義に従い、

$$p = \frac{TP+FP}{TP+TN+FP+FN}$$

により算出した。表中の最下段は、実験

協力者 17 名の各負荷における判別分析の分類精度の平均値である。小-中負荷において 95%、中-過負荷において 91.48%で分類することが可能である。分類精度が 90%以上であるため、リハビリ指標の見直しにより、目標の 80%以上である高精度での判別が可能であることが確認できた。

表 12 判別分析結果

Table 12 Discriminant analysis results

氏名	小 - 中負荷(精度)	中 - 過負荷(精度)
協力者 A	100%	91.70%
協力者 B	84%	92%
協力者 C	95.80%	95.80%
協力者 D	100%	100%
協力者 E	100%	83.30%
協力者 F	100%	100%
協力者 G	91.70%	91.70%
協力者 H	95.80%	95.80%
協力者 I	100%	91.70%
協力者 J	100%	84%
協力者 K	79.20%	87.50%
協力者 L	100%	100%
協力者 M	100%	87.50%
協力者 N	95.80%	87.50%
協力者 O	100%	87.50%
協力者 P	100%	87.50%
協力者 Q	79.20%	91.70%
平均	95%	91.48%

判別関数の適合率は、 $p = \frac{TP}{TP+FP}$ により算出した。算出した結果を以表 13 に示す。

表 13 判別関数適合率

Table 13 Discriminant function precision

氏名	小 - 中負荷	中 - 過負荷
協力者 A	100%	91.7%
協力者 B	84.6%	92.3%
協力者 C	91.7%	100%
協力者 D	100%	100%
協力者 E	100%	90%
協力者 F	100%	100%
協力者 G	91.7%	91.7%
協力者 H	100%	100%
協力者 I	100%	91.7%
協力者 J	100%	83.3%
協力者 K	77%	91.7%
協力者 L	100%	100%
協力者 M	100%	91.7%
協力者 N	92.3%	91.7%
協力者 O	100%	84.6%
協力者 P	100%	84.6%
協力者 Q	81.8%	91.7%
平均	95%	92.75%

5.5 クラスタ分析

あるリハビリ指標により判別できる人と判別できない人の共通性や違いを明確にすることを目的に、クラスタ分析を行った。図 7 は小負荷 - 中負荷における協力者の身体情報(身長, 体重, 年齢)とリハビリ指標が有効であるか否かを要因としたクラスタ化の様子である。今回は 4 クラスタ解にて要因を分析した。結果として、身体情報がグループ分類に対して大きな影響を与えることが確認できる。しかし、筋電位と心拍数においては十分にグループを分類する要因になるとわかる。以下にクラスタ分析により確認できた共通要素について述べる。

- (A) 男性, 70 代であることが共通
- (B) 男性であることが共通
- (C) 男性, 筋電位が判別に有意であることが共通
- (D) 女性, 心拍数が判別に有意であることが共通
- (E) 女性, 心拍数が判別に有意であることが共通
- (F) 女性, 心拍数が判別に有意であることが共通

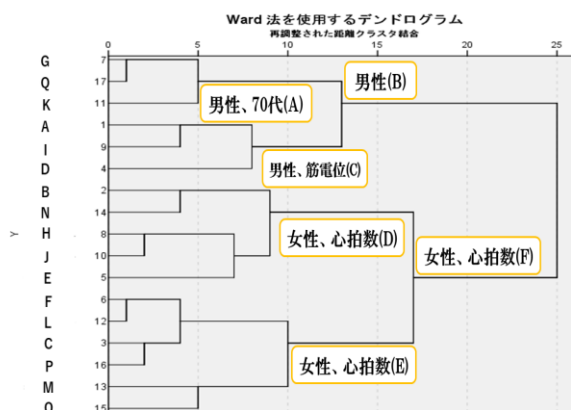


図 3 小負荷 - 中負荷における階層的クラスタ分析

Figure 7 Hierarchical cluster analysis at low to medium load

以下の図は中負荷 - 過負荷における協力者の身体情報(身長, 体重, 年齢)とリハビリ指標が有効であるか否かを要因としたクラスタ化の様子である。今回は 4 クラスタ解にて要因を分析した。結果として、身体情報がグループ分類に対して大きな影響を与えることが確認できる。しかし、筋電位と心拍数においては以下にクラスタ分析により確認できた共通要素について述べる。

- (A) 女性, 身長が 150cm 代であることが共通
- (B) 女性であることが共通
- (C) 70 代であることが共通
- (D) 女性, 70 代, 身長 150cm 代, 体重 60kg 代であることが共通
- (E) 男性, 心拍数が判別に有意であることが共通
- (F) 男性, 身長 160cm 代, 体重 60kg 代, 心拍数が判別に有意であることが共通

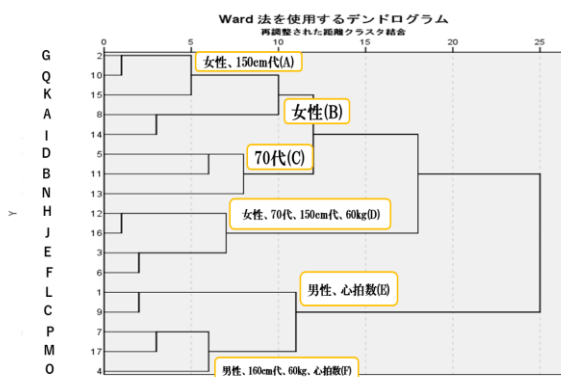


図 4 中負荷 - 過負荷における階層的クラスター分析
 Figure 8 Hierarchical cluster analysis in medium load-overload

クラスター分析の結果から、性別、年齢などの身体情報が多く共通している中、小負荷 - 中負荷において女性は、心拍数が判別分析に有意であったという結果が共通の人も多くいたことがわかります。また、中負荷 - 過負荷において男性は、心拍数が判別分析に有意であったという結果が共通の人も多くいたことがわかる。このことから心拍数が負荷判別に有意であり、適応力が高い指標であると確認できた。また、これは性差による中枢神経系の活動の違いによってもたらされたと考えられる[11]。また、負荷時の個人の分類に心拍数が有効であったことから、個人の物理量である身体情報や、主観評価である自己申告によって確認される体調などから適切な負荷量を決定している現在の状況を客観的に心拍数から決定できることが示唆された。

6. まとめと今後の課題

本研究では、リハビリの負荷判定手法について、筋電位・心拍変動・脳波の解析結果を用いた重回帰分析による判別分析のリハビリ効果判定を検討し、負荷量の判別精度の向上を試みた。その結果、負荷判別における判別精度平均は、小負荷 - 中負荷において 95%、中負荷 - 過負荷において 91.48%での判別ができた。また、先行研究での課題であった高齢者に対するの評価実験を行い、提案するリハビリ効果判定手法が有用であると確認できた。

本研究では、上腕二頭筋の等尺性収縮における負荷判別を行ったため、今後は、下肢の筋肉での判別、関節運動時での負荷判別の可否について検討する必要がある。また、在宅リハビリを行う上で本システムの利用者のモチベーションをいかに維持し、自発的にリハビリを行えるような心理状態を作ることも課題である。そのためには、リアルタイムで疲労を解析し声かけを行うロボットなどリハビリ効果判定手法を組み合わせる利用できるシステムを実現することが望ましい。

また在宅における効果判定は、より簡便に行えることが必要であるので、自動で計測・解析及びフィードバックや、

機械学習を用いて個人に合わせたより精度の高い計測が可能なシステムを開発することが必要である。

参考文献

- [1] 厚生労働省” 今後の高齢者人口の見通しについて”
https://www.mhlw.go.jp/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/chiiki-houkatsu/dl/link1-1.pdf
- [2] 厚生労働省” リハビリテーションの目的と役割分担”
<https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-12404000-Hokenkyoku-Iryouka/0000162529.pdf>
- [3] 人間科学総合大学 保険医療学部 リハビリテーション学科理学療法専攻 藤本鎮也とのディスカッション
- [4] 武井祐一 ほか. 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
- [5] 棚橋優 他 在宅リハビリの生体計測による効果判定手法の検討, 第 31 回人間情報学会講演集, p13-p14
- [6] <http://www.pt-pilates.info/?p=4450> “理学療法士による RPP リハビリ中のリスク管理”_掲載日 2016.07.14(参照 2019-05-22)
- [7] ”bitalino” Plux-Wireless Biosignals(2019-5-27)
<https://www.biosignalsplux.com/index.php/software/opensignals>
- [8] ”myBeat” ユニオンツール株式会社(参照 2019-7-25)
- [9] ”MindWave Mobile” NeuroSky 株式会社(参照 2019-6-22)
<https://www.neurosky.jp/mindwave-mobile2/>
- [10] ”MATLAB” MatWorks(参照 2019-1-10)
<https://jp.mathworks.com/products/matlab.html>
- [11] 心拍数の性差に対する自律神経活動の関与, 村瀬順子, 川崎達也, 平松利枝子, 杉原洋樹, 東山孝二, JPN.J.ELECTROCARDIOLOGY Vol.25 No.4 200