

令和 6 年 6 月 10 日現在

機関番号：15101

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2021～2023

課題番号：21K04108

研究課題名(和文)曖昧さが含まれる主観的価値に相関する生体電気信号の因子抽出

研究課題名(英文) Factor Extraction of Bioelectrical Signals Correlated with Subjective Values
Containing Ambiguity

研究代表者

榎田 大輔 (Kushida, Daisuke)

鳥取大学・工学研究科・教授

研究者番号：30372676

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,200,000円

研究成果の概要(和文)：筋に負荷が掛かる際に取得できる筋活動電位(筋が活動するための指令電位であり皮膚表面に配置した電極から取得可能)に基づいて、本人が感じる疲労感という感覚を推定することを目的とした研究である。感覚には曖昧さが含まれていることから、ファジィ理論を用いた数式を利用した。20名の被験者を対象とし、各種信号処理にていくつかの特征的に分離した筋活動電位信号から「疲労感」という曖昧さを含む感覚を10%誤差範囲で推定した結果、約60%程度の正解率であった。なお、疲労感という性質上、過剰に疲労を推定することは運用では有効であることから、それらも正解に含めると70%以上の正解率であった。

研究成果の学術的意義や社会的意義

人間が何となく感じる主観的な感覚を数量にて表現できることで、自身の意思を他者に伝えたり、自身の感覚に適したサービスを受けることが可能となる。本研究結果として得られた筋に負荷を掛けた際に感じる疲労感について数量的に表現することは、トレーニング、エクササイズ、リハビリテーションといった身体に負荷を掛けるサービスにおいて、自身の意思を正確に共有できる可能性を示したものである。また、学術的には疲労感という感覚とデータとして測定できる生理学的指標との関係性を導くことで、人の感覚想起の元となるものをデータに基づいて明らかにしていく1つの方法論を提案したところに意義がある。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study was to estimate the sensation of "tiredness" felt by a subject based on the electromyograms obtained when muscles are subjected to a load. Because the sensation contains ambiguity, mathematical formulas based on fuzzy theory were used. The estimation of the ambiguous sensation of 'tiredness' from several characteristically separated electromyograms in 20 subjects by various types of signal processing resulted in a correct response rate of about 60%.

Note that, due to the nature of tiredness, over-estimating fatigue is valid in operation, and if these are also included in the correct answers, the percentage of correct answers is more than or equal to 70%.

研究分野：生体機能システム工学

キーワード：筋活動電位 疲労感 ファジィ線形回帰モデル 主観的価値 客観的価値 身体的特徴

1. 研究開始当初の背景

近年の健康志向によりトレーニングジムに通う人が増えており、また、同様に自宅で気軽にトレーニングする際の仮想パーソナルトレーナの需要が高まっている。特に最近では新型コロナウイルスの影響でトレーニングジムにおいても後者の需要が増している。一般的にパーソナルトレーナは、対象者に応じた運動負荷やメニューを立案するため、対象者の体調に関わる情報を正確に収集する必要がある。最近では、Apple Watch に代表される携帯デバイスを用いて、対象者の心拍数、呼吸、血圧、体温といった生体信号の1つであるバイタルサインを収集して利用している。バイタルサインは、運動で疲労している時には心拍や呼吸ペースが上昇するなど対象者の主観と概ね一致する一般に分かりやすい体調指標であり、コンシューマ向けとして重宝されている。一方、医学的検査や研究に用いられる生体信号には生体電気信号があり、心電図、脳波、筋活動電位などが挙げられる。生体電気信号は生理学的原理に基づき細胞レベルで生じた電気信号の集合体であることから、対象者の身体状況を正確に表す指標としてトレーニング分野で注目されている。しかし、バイタルサインと異なり取得方法や解釈に専門性が必要であること、対象者の主観的な感覚との一致性が担保されていないといった一般利用にあたっての問題点がある。

生体電気信号の取得や解釈については、近年の情報オープン化や技術開発により十分解決できる環境が整っているが、大きな問題は対象者の主観的な感覚との一致性である。これまでも、生体電気信号を用いて対象者の体調や感覚を推定する研究はなされているが、推定した結果の正当性を示す比較対象はあくまで生理学的な知見に基づくものであり、対象者が本当に感じている主観的価値ではない。これは、生体電気信号が持つ個人差や、主観的価値が持つ曖昧さといった両者の不確かさによって科学的な検証が求められる学術分野では検証が難しいからである。

2. 研究の目的

背景に述べた生体電気信号と主観的価値との一致性に対し、研究代表者のこれまでの研究成果である筋疲労推定では生体電気信号を用いているものの主観的価値である疲労感を推定していない。一方で、看護師を対象として曖昧さを含んだ人の意思をファジィ線形回帰モデルにより推定する方法論を過去に提案していた^①。これらを融合させることで生体電気信号と曖昧さを含む疲労感のモデリングを行い、客観的価値である生体電気信号 (EMG) に基づいて主観的価値である疲労感を推定することを目指す。つまり、

- 1) 運動中の被験者から EMG (客観データ) と疲労感 (主観データ) を取得してファジィ線形回帰モデルを構築し、疲労感の推定精度を明らかにすること
- 2) 1)を前提としてファジィ線形回帰モデルのモデルパラメータ (ファジィ係数) から、主観に対して相関性の高い客観データの因子を明らかにすること

を目的とする。なお、近年研究が盛んな Deep Learning などのネットワーク型モデルは、特徴パラメータを学習で自動的に獲得する代わりにモデルパラメータを内部に隠蔽するため、2)の実現が困難であることから採用しない。

3. 研究の方法

(1) 研究のコンセプト

研究方法のコンセプトおよび実施フローを図1に示す。被験者に対して運動タスクを与え、その際に取得する EMG (客観的価値) をパラメータ化してファジィ線形回帰モデルの説明変数とする。また、同時に被験者が運動中に感じている疲労感 (主観的価値) を申告してもらい、ファジィ線形回帰モデルの目的変数とする。モデルパラメータ推定にはファジィ最小二乗法を用い、交差検証を通して汎化性能を評価するとともに、説明変数の修正を行う。最終的に説明変数

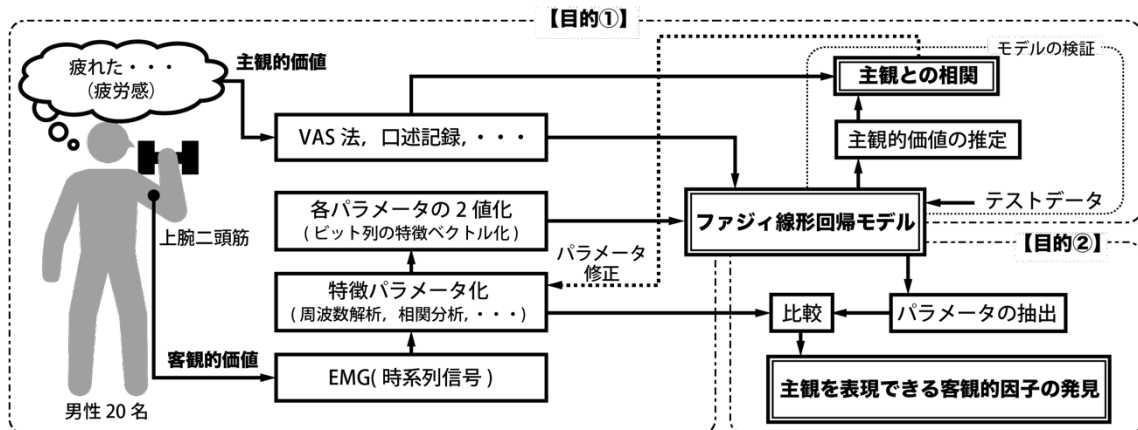


図1：研究方法のコンセプト

およびモデルパラメータは固定され、客観的価値である EMG から主観的価値である疲労感の推定を可能とする。なお、固定されたモデルパラメータより主観に影響を与える説明変数が明らかとなることから、EMG と疲労感の関係性について新たな知見を得ることが可能である。研究実施にあたって、鳥取大学工学部倫理審査委員会にて承認を受けている。

(2) 実験条件

被験者の非利き手側の上腕二頭筋を対象として等尺性収縮となるよう筋負荷を与える。具体的には、肘を 90 度に曲げた状態で手首に重りを吊り下げ筋負荷を与える。EMG の取得には Delsys 製の EMG センサである Torigno を用いる。主観である疲労感の提示には感性評価方法の 1 つである VAS (Visual Analogue Scale) 法を用い、被験者の利き手により直接マーキングしてもらおう。なお、疲労に伴い肘角度に変化が生じたことが分かるよう手首に加速度センサを装着し、傾斜に 10 度以上の変化が生じた際は LED で被験者に知らせる。被験者は 20 名とし、4kg, 5kg, 6kg, 7kg の各負荷を 3 セット与えてデータ取得を行う。データ取得の際には 3 日以上間隔を空け、筋疲労の蓄積がない状態で行う。なお、体格による体力差があることから、体組成計等により身体的特徴も併せて測定をする。測定時の状況および実験条件を図 2 に示すとともに、測定手順を以下に記す。

- 1) 身長を自己申告し、体組成計 (タニタ RD-800) にて体重、体脂肪率、BMI、内臓脂肪レベル、筋肉量、基礎代謝、体内年齢、体水分率、推定骨量を測定して記録
- 2) 皮下脂肪厚計 (タニタ SR-803) にて上腕二頭筋の皮下脂肪厚、メジャーにて上腕二頭筋の腕回り長を測定
- 3) 非利き手の上腕二頭筋に筋電センサを取り付け
- 4) 身体の背面を壁に付けた状態で、肘を 90 度に曲げる (肘も壁に付ける)
- 5) 測定対象となっている腕の手首部分に負荷を吊り下げ (最初の段階では負荷の自重が掛からないよう補助)
- 6) 同じ手首部分に水平確認用の加速度センサを両面テープで取付け (傾けると水平確認用 LED が点灯)
- 7) 負荷の自重を支えている補助を外し、実際の上腕二頭筋に負荷を掛けると同時に EMG を測定 (サンプリング周波数: 2000Hz)
- 8) 30 秒ごとに現在感じている疲労感を VAS 法にて回答
- 9) 5 分間が経過するか、水平確認用 LED の点灯を防ぐことができなくなった時点 (疲労の限界) で計測終了
- 10) 上記実験を 4~7kg について各 3 セット実施

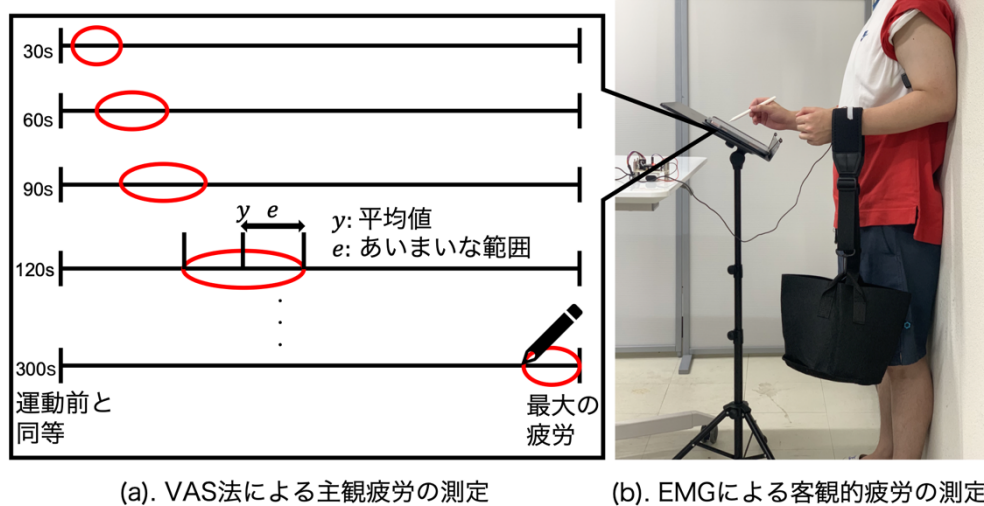


図 2 : 計測時の状況と VAS 法による主観の調査

(3) データ処理

図 3 に EMG に基づく特徴パラメータの抽出方法について記している。EMG は 20~350Hz 帯に主要な成分を含むため、1000Hz にリサンプリング後にバンドパスフィルタ (BPF) をかけ、帯域制限を行う。その後、16.384s 区間で 8.192s 時間シフトさせながら RMS (Root Mean Square) 時系列を算出する。また、同区間で FFT 解析を同時に行い、中央周波数 (MDF) と周波数帯域ごとに分離可能な筋線維 (遅筋、中間筋、速筋) の各パワー値を算出する。パワー値については特に遅筋と速筋について 20~350Hz の帯域中におけるパワー割合を算出して時系列化する。同様に図 2(a) に示す VAS 法にて取得している疲労感 (30s ごとに記録) も時系列化する。これら時系列に対し、以下の処理を行うことで、ファジィ線形回帰モデルの説明変数および目的変数とする。

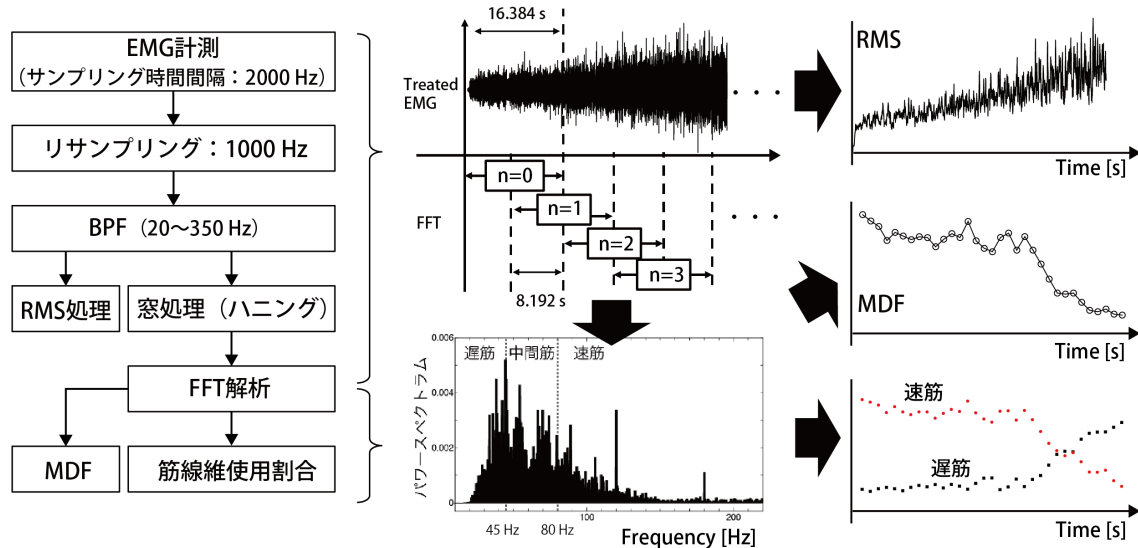


図 3 : EMG に基づく特徴パラメータの抽出

- 1) VAS 時系列において、最大疲労の 80%までを対象に最小二乗法で近似直線(切片項は 0)を算出し、近似直線上で疲労が 50%となる時間を t_{50} と定義
- 2) EMG に基づいて得られた各特徴パラメータ時系列 (RMS, MDF, 遅筋線維割合, 速筋線維割合) について、実験初期の疲労していない時間帯 (VAS に合わせて実験開始 30s まで) をベースとし、30s ごと (VAS に合わせて) の各時系列の変化量の絶対値を各々累積和
- 3) t_{50} 時点の各累積和の値を各時系列の閾値と定め、任意の時間帯において閾値を下回る場合は 0, 上回る場合は 1 として各特徴パラメータ時系列を二値化

以上のように二値化された各特徴パラメータをファジィ線形回帰モデルの説明変数として採用する。また、VAS 時系列は 0~100%に VAS 値を換算し、ファジィ線形回帰モデルの目的変数とする。

(4) ファジィ線形回帰モデル

ファジィ線形回帰モデルの定義式を(1)式に記す。

$$\hat{Y}_i = A_0 \oplus A_1 \otimes x_{i1} \oplus A_2 \otimes x_{i2} \oplus \dots \oplus A_n \otimes x_{in} \oplus \bar{A}_1 \otimes \bar{x}_{i1} \oplus \bar{A}_2 \otimes \bar{x}_{i2} \oplus \dots \oplus \bar{A}_n \otimes \bar{x}_{in} \dots (1)$$

ここで、 $\hat{Y}_i = (\hat{\alpha}^T \bar{x}_i, \hat{c}^T \bar{x}_i)_L$ は目的変数、 x_{in} は説明変数、 \bar{x}_{in} は説明変数のビット反転、 $A_n = (a_n, c_n)_L$ および $\bar{A}_n = (\bar{a}_n, \bar{c}_n)_L$ はそれぞれファジィ係数、 \oplus および \otimes はそれぞれファジィ数の加算および乗算記号である。なお、説明変数は 1 もしくは 0 の二値である。

4. 研究成果

(1) 身体的特徴に基づくクラス分類ベクトル

被験者より取得した身体的特徴の相関行列を作成した結果を表 1 に示す。表 1 内赤字で記される数値は相関係数が |0.7| 以上のものであり、両者に強い相関があることを意味している。多重共線性を避けるため説明変数間の相関は低いことが望ましく、|0.7| 以上についてはいずれか一方を説明変数より削除することとし、結果としてクラス分類ベクトルを[身長 体重 体脂肪率 皮下脂肪厚]と選定した。

表 1 : 身体的特徴の相関行列

	身長	体重	BMI	体脂肪率	筋肉量	皮下脂肪厚	上腕二頭筋 腕周り長	内臓脂肪 レベル	骨量	体水分率	基礎 代謝量
身長	1.00										
体重	0.40	1.00									
BMI	-0.29	0.76	1.00								
体脂肪率	-0.29	0.67	0.90	1.00							
筋肉量	0.70	0.90	0.45	0.29	1.00						
皮下脂肪厚	-0.05	0.61	0.68	0.55	0.44	1.00					
上腕二頭筋腕周り長	-0.07	0.75	0.84	0.71	0.55	0.67	1.00				
内臓脂肪レベル	-0.14	0.84	0.98	0.90	0.56	0.69	0.83	1.00			
推定骨量	0.71	0.89	0.43	0.29	0.99	0.43	0.51	0.54	1.00		
体水分率	0.11	-0.64	-0.73	-0.92	-0.31	-0.36	-0.52	-0.77	-0.31	1.00	
基礎代謝量	0.65	0.93	0.51	0.36	1.00	0.47	0.59	0.61	0.99	-0.37	1.00

(2) クラス分類ベクトルに基づくクラス分類
 クラス分類ベクトルには相互に独立性の高い身体的特徴が選定されていることから、以後に作成するファジィ線形回帰モデルの精度向上を考慮して被験者のクラス分類を行った。各被験者が持つクラス分類ベクトルに対し、相互にコサイン類似度を求めることで類似する傾向のクラス分類ベクトルを持つ被験者が分かる。今回はコサイン類似度 0.7 以上となる被験者は同じクラスであると考え分類を行った結果、3つのクラスに分類できることが分かった。クラス 1 は比較的長身で痩せた被験者、クラス 2 は中肉中背の被験者、クラス 3 はクラス 1 および 2 のいずれにも分類されない被験者であった。そのため、今回はクラス 1 および 2 を対象にモデル構築を行った。

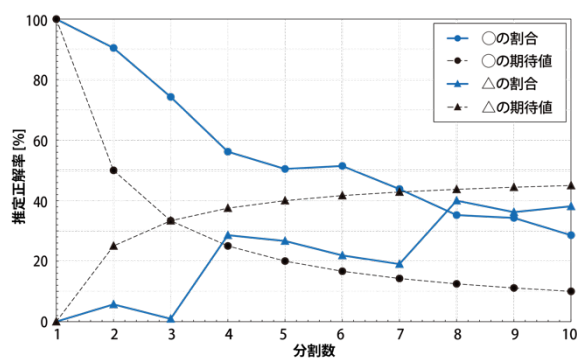


図 4：推定正解率と VAS 分割数の関係
 (クラス 2, 7kg 負荷)

表 2：クラスごとの推定正解率平均値

クラス	4kg	5kg	6kg	7kg
クラス 1	49.89%	53.98%	54.17%	56.61%
クラス 2	47.71%	46.17%	52.13%	56.48%
ALL	42.69%	46.42%	51.56%	49.34%

(3) ファジィ線形回帰モデルによる疲労感推定
 3(3)に示す手順 1)~3)にしたがって得られた説明変数 (MDF, 遅筋線維割合, 速筋線維割合, RMS) を用いて主観 (疲労感) である VAS 値 (0~100%) の推定を行った。結果の一例を図 4 に示す。図 4 は VAS の分解能に応じた主観 (疲労感) の推定精度を表している。横軸は VAS の分割数 (分解能) であり、例えば分割数 10 の場合は 100% を 10 分割した分解能 10% での評価を意味しており、同じ分割区間に推定値と真値が入っているときを正しい推定とする (図 4 内では○として表現)。同じ分割区間でなくとも、真値より高い値の分割区間に推定値が入っている場合は、フェイルセーフの観点から致命的な間違いではないと考え正しい推定に準ずるものとする (図 4 内では△として表現)。なお、一般的に分割数が多くなるほど推定精度は低くなる。図 4 の黒破線は分割数に応じた○および△の正解率の期待値を示しており、青実線は推定によって得られた正解率である。△については期待値を下回るものの、○については期待値を 2 倍程度上回っている。全ての分割数に対して○の正解率平均を取得し、クラス 1 および 2、さらには筋負荷 4~7kg についてまとめたものを表 2 に示す。なお、表 2 内の ALL はクラス分類をすることなく、全ての被験者を対象とした際の疲労感推定精度を記したものである。表 2 においてクラス 1 および 2 の平均正解率と ALL を比較すると、5kg 負荷において ALL の正解率がクラス 2 を 0.25% 上回るものの、その他全てにおいてはクラス分類が精度向上に寄与していることが分かる。さらに、負荷帯域が増えると推定正解率が増える傾向にあり、負荷増加に伴い特徴が顕著になる説明変数が正解率に影響を与えていることが示唆される。

(4) 主観 (疲労感) に影響を及ぼす客観的要因の抽出

ファジィ線形回帰モデル構築の際に得られたファジィ係数 $A_n = (a_n, c_n)_L$ および $\bar{A}_n = (\bar{a}_n, \bar{c}_n)_L$ は、各説明変数の重みであることから、その値が目的変数である主観に与える影響を意味する。紙面の都合上具体的数値は省くが、クラス 1 とクラス 2 では異なる結果が得られた。

クラス 1 において、4kg および 5kg の負荷帯域では RMS、6kg および 7kg の負荷帯域では速筋線維割合が疲労感に与える影響が大きい結果であった。また、クラス 2 において、4kg の負荷帯域では速筋線維割合、5kg では遅筋線維割合、6kg および 7kg では RMS が疲労感に与える影響が大きい結果であった。両クラスで傾向が逆転しており、主観を推定するに適した指標は、「クラス 1 被験者の低負荷帯域」と「クラス 2 被験者の高負荷帯域」には RMS 指標、「クラス 1 被験者の高負荷帯域」と「クラス 2 被験者の低負荷帯域」には筋線維割合指標がそれぞれ適していることが知見として得られた。なお、クラス分類をせず全ての被験者を対象とした場合、4kg では遅筋線維割合、5kg 以降は RMS が疲労感に与える影響が大きい結果であった。

これらに共通するのは RMS であり、(3)の後半で述べた負荷帯域が増えるほど推定正解率が向上する要因 (負荷増加に伴い特徴が顕著になる説明変数) は、RMS であると考えられる。つまり、簡易的に主観 (疲労感) を推定するには RMS の変化に着目すればよいことが知見として得られた。

<引用文献>

- ① 磯本佳助, 櫛田大輔, 深田美香: あいまいさを含む転倒・転落リスク判断の定量化に関する研究 -ファジィ理論に基づくアンケート解析手法の提案, 電子情報通信学会 D, Vol. J104-D, No. 3, pp.164-171 (2021)

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計3件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 0件）

1. 発表者名 平野怜央, 榎田大輔
2. 発表標題 モーターユニットの同期化に基づく EMG を用いた主観的疲労の推定
3. 学会等名 第24回IEEE広島支部学生シンポジウム(HISS 24th)
4. 発表年 2022年

1. 発表者名 清水総一郎, 榎田大輔
2. 発表標題 上腕二頭筋の等尺性収縮における筋疲労と生体信号の関係調査
3. 学会等名 第25回IEE 広島支部学生シンポジウム論文集(HISS 25th)
4. 発表年 2023年

1. 発表者名 中島慶, 榎田大輔
2. 発表標題 上腕二頭筋収縮を対象とした筋負荷に対する最小感度の調査
3. 学会等名 第25回IEE 広島支部学生シンポジウム論文集(HISS 25th)
4. 発表年 2023年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
---------------------------	-----------------------	----

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8 . 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------