

M2-25 身体的特徴に基づく個人差を考慮した重量感覚モデリング

知能システム制御研究室 中島 慶

1. はじめに

一般的な用語に筋肉トレーニングがあるが、これは大きく3種類あり、筋の肥大を目的とした筋トレ、ダイエットや運動習慣を目的としたエクササイズ、筋機能の回復を目的としたリハビリテーションである。筋トレに対して、エクササイズやリハビリテーションは必ずしも自らが望んで行うものではないため、アミューズメント性を取り入れながら実施することが望ましい。その実現可能性の1つにバーチャルリアリティ（VR: Virtual Reality）の活用がある[1]。VRは主にヘッドマウントディスプレイとコントローラーで構成されており、視覚、聴覚、触覚などの物理的感覚をフィードバックすることで、仮想空間の体験と物理刺激の両立を行っている。しかしながら、物理刺激のうち触覚のフィードバックは、コントローラーを介した振動による基本刺激しか現状では提供できておらず、エクササイズやリハビリテーションに必要な重量覚（重さを感じる感覚）については実装されていない。その理由として、感覚は主観による判断が大きく個人差が生じやすいことがあげられる。また、重量覚は視覚、触覚による外部情報による判断を含んでいるため、純粋な重量覚を求めることが難しく、未だその特性解明には至っていない。

以上の背景を鑑み、本研究ではエクササイズおよびリハビリテーションへの応用を目指し、重量覚において感知できる最小の刺激量（刺激閾[2]）を求め、重量覚の特性解明を試みる。また、重量覚における刺激閾についてモデル構築を行い、刺激閾の定量化および個人差補正を試みる。

2. 恒常法による最小感度推定

2.1 恒常法

刺激閾の計測には、心理実験法である恒常法を利用する。恒常法とは、あらかじめ定めた数段階の刺激を実験協力者に与え、刺激への感知の有無を記録する方法である。これを20回から100回行い、各

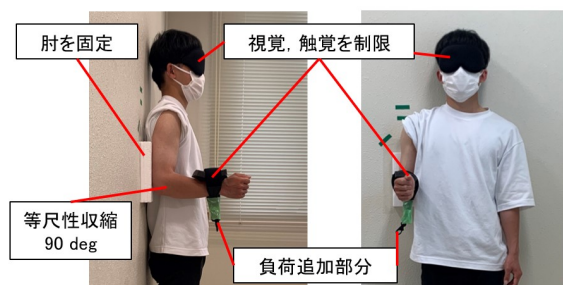


Fig. 1 実験姿勢

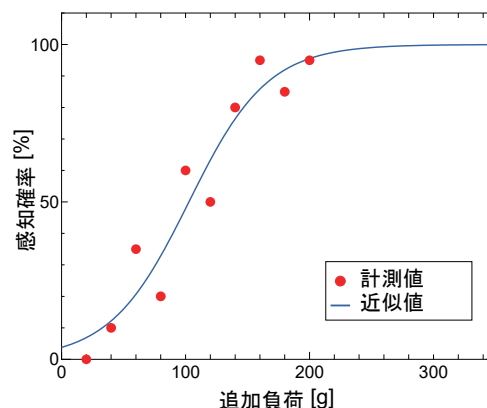


Fig. 2 恒常法による実験結果および近似結果

段階の刺激において感知できた確率を求め、確率が50%に到達したときの刺激を刺激閾と定義する。

2.2 実験条件

人が重さを知覚する際、筋活動のみならず、視覚や触覚といった他の感覚器に基づく外部情報を用いている[3]。そのため、これらの外部情報を制限する。対象とする筋は利き腕の上腕二頭筋であり、肘を90degに曲げた状態を保つことで等尺性収縮時の刺激閾を探る。Fig. 1の姿勢で数段階の負荷（追加負荷と呼称）をランダムに与え、重さを感じできた場合に実験協力者が合図を行う。これを各20回行う。このとき、初期負荷として0.5, 1, 2, 3, 4kgを与えておき、初期負荷に応じた刺激閾の変化について調査を行う。対象とする実験協力者は20代の男性10名であり、本実験を実施するにあたり、研究の趣旨および方法を説明し、実験協力者の同意を得た上でを行った。

2.3 検証および刺激閾導出

恒常法で得られる結果は感知の有無（ $X = 1/0$ ）の二値であり、1つの追加負荷に対して20回実施した際にはベルヌーイ分布（ $P(X = 1) = p$ ）で表現できる。複数の追加負荷に対して行うため、追加負荷ごとにベルヌーイ分布が存在することになり、追加負荷を横軸、追加負荷ごとに感知できた確率 p を縦軸としてプロットしたものがFig. 2である。Fig. 2の縦軸は0~100%であり、追加負荷が大きくなるほど感知できる確率 p は100%に近づくことから、(1)式のロジスティック曲線にて近似する。

$$P_n^{ID} = \frac{100}{1 + be^{-aL}} \quad (1)$$

ここで、 p_n^{ID} は感知できた確率[%]、 ID は実験協力者番号（A~J）、 n は初期負荷[kg]、 L は追加負荷[g]である。 a 、 b がフィッティングパラメータであるため、最小二乗法により求めた後、 $p_n^{ID} = 50\%$

Table 1 重量覚における刺激閾の導出結果

ID	0.5kg	1kg	2kg	3kg	4kg
A	102.7	101.2	163.4	217.0	299.4
B	108.2	119.9	158.3	209.0	267.6
C	130.7	146.4	213.9	229.8	312.7
D	134.4	130.7	158.2	195.8	250.2
E	120.2	120.9	200.7	235.0	301.4
F	118.7	130.9	165.1	217.0	267.6
G	86.1	115.7	158.1	197.9	230.9
H	83.7	106.4	145.6	191.6	235.2
I	95.0	104.3	135.2	178.6	212.9
J	138.2	156.9	197.4	238.7	278.6

となるとき追加負荷 L を刺激閾とする。(2) 式は (1) 式にて $p_n^{ID} = 50$ とし、 L について解いたものであり、 $\hat{L}_n^{ID}$ は刺激閾の推定値である。

$$\hat{L}_n^{ID} = \frac{\log b}{a} \quad (2)$$

被験者 A~J に関して推定した刺激閾を Table 1 に示しているが、初期負荷の増加に比例して刺激閾も増加することがわかる。これは初期負荷が増加するに伴い、重量覚が鈍くなることを意味している。また、刺激閾には個人差があることもわかる。そのため、個人差の原因は各々の身体的特徴にあると考え、統一的な刺激閾の推定を試みる。

3. 線形回帰による個人差補正

3.1 線形回帰分析

個人差を考慮するため、実験協力者の身体的特徴を説明変数、刺激閾を目的変数として、重回帰モデルを構築する。このとき使用する身体的特徴は実験中に取得した身長 [cm]、体重 [kg]、BMI、体脂肪率 [%]、筋肉量 [kg]、内臓脂肪レベル、推定骨量 [kg]、体水分率 [%]、基礎代謝 [kcal] について相関行列を算出し、相関係数が 0.7 以上となる組み合わせの一方を AIC (赤池情報量基準) 基準により除外して選定した。これらは各々に完全な独立ではないものの、相互に強い相関はなく線形回帰モデルの説明変数として使用しても多重共線性の問題は生じにくい。なお、初期負荷 0.5kg における説明変数は身長、体脂肪率、筋肉量を、初期負荷 1, 2, 3, 4kg には身長、体水分率、筋肉量を使用する。

つぎに、(3) 式、(4) 式に重回帰モデルを示す。なお、各身体的特徴はモデル構築の際に利用した実験協力者のデータを用いて標準化処理を行った。

$$\hat{L}_{0.5} = \begin{bmatrix} -10.35 & 3.42 & -6.61 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{身長} \\ \text{体脂肪率} \\ \text{筋肉量} \end{bmatrix} + 111.80 \quad (3)$$

$$\begin{bmatrix} \hat{L}_1 \\ \hat{L}_2 \\ \hat{L}_3 \\ \hat{L}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -11.47 & -6.09 & -5.77 \\ -12.25 & -0.78 & -14.72 \\ -0.50 & -4.06 & -8.34 \\ -3.86 & -2.16 & -22.82 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{身長} \\ \text{体水分率} \\ \text{筋肉量} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 123.32 \\ 169.58 \\ 211.05 \\ 265.65 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Table 2 重相関係数および交差検証による平均誤差率

初期負荷 [kg]	0.5	1	2	3	4
重相関係数	0.63	0.69	0.77	0.63	0.74
平均誤差率 [%]	18.48	14.91	14.11	11.41	13.04

(3) 式、(4) 式より、筋肉量に掛かる要素は負の値となっており、初期負荷の増加に伴い刺激閾への影響が増加することがわかる。これは人体の刺激閾は筋肉量に依存し、筋肉量が高くなるほど重量を感知しやすくなることを意味している。また、身長に掛かる要素は初期負荷の増加に伴い、その絶対値が減少傾向にあることがわかる。これは十分に大きい初期負荷の場合、刺激閾に対して身長に関連する要素 (関節位置等) の影響が減少することを意味している。以上より、人体における重量覚は初期負荷が小さいときは身長に関する要素 (関節位置等) を主体として判断し、初期負荷が増加すると筋肉量主体で判断していることが示唆された。

3.2 モデル評価

線形回帰分析により得られたモデルの評価として、重相関係数 r の算出と Leave-One-Out 法を用いた交差検証を行う。重相関係数および交差検証により求めた各平均誤差率を Table 2 に示す。これより身体的特徴から統一的に刺激閾を求めた際の平均誤差率が 20% 未満であり、重相関係数はそれぞれ 0.6 以上の値となっていることがわかる。このことから、本モデルはそれぞれ正の相関関係を示しており、(3) 式、(4) 式に示すモデルの予測性能に問題はないと考ええる。

以上より、重量覚の刺激閾は (3) 式、(4) 式のように表すことができ、20 代男性 10 名に対して個人差のある刺激閾を身体的特徴から統一的に推定できることが示唆された。

4. まとめ

本論文では、人間の重量覚の刺激閾について、恒常法により導出した。刺激閾を目的変数、身体的特徴を説明変数とした重回帰モデルを構築して個人差に依存する刺激閾を統一的に扱うことを目指した。実験協力者として 20 代男性 10 名を対象としてモデル構築を行い、交差検証により評価を行った結果、構築したモデルは 80% 以上の精度であり、重相関係数も 0.6 以上と十分な性能であることがわかった。

参考文献

- [1] C. J. Zhang, S. R. Yu, and J. C. Ji, "CFI: a VR motor rehabilitation serious game design framework integrating rehabilitation function and game design principles with an upper limb case," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 21:113, 2024.
- [2] 飯田 建夫, 「感覚生理工学」, pp.58-75, 2009.
- [3] W. N. Lim, K. M. Yap, Y. L., C. W., and C. C. Yen, "A systematic review of weight perception in virtual reality: Techniques, challenges, and road ahead," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 163253–163283, 2021.