

多様な目的に適応可能な動作生成に関する研究

岐部大也¹ 右田雅裕¹ 戸田真志¹ 近藤一晃²
秋田純一³ 中村裕一²

概要：人間の動作には目的があり、その目的に合わせた力の入れ方の分析について、これまでに様々な試みがなされてきた。動作の効率という点においては、より筋疲労を低減するということが最も理にかなっているが、動作の丁寧さという点においては、より滑らかに力を入れることが望ましかったりと目的により動作の特徴は変わる。本研究では、質量のある物体を垂直に上下させる運動モデルと筋疲労モデルを組み合わせた最適制御問題を解くことにより、目的に適応した動きの特徴を考察する。また、得られた結果を基にして実測を行い、シミュレーションが正しいかどうか検討する。

キーワード：最適制御，筋疲労，中心周波数，

Research on Motion Generation Adaptable to Various Purposes

Daiya Kibe^{†1} Masahiro Migita^{†1} Masashi Toda^{†1} Kazuaki Kondo^{†2}
Junichi Akita^{†3} Yuichi Nakamura^{†2}

Abstract: Human movements have a purpose, and various attempts have been made to analyze how to apply force according to that purpose. In terms of efficiency of movement, it makes the most sense to reduce muscle fatigue, but in terms of politeness of movement, it is desirable to apply force more smoothly, and the characteristics of movement vary depending on the purpose. In this study, we examine the characteristics of movements that are suitable for the purpose by solving an optimal control problem that combines a motion model for vertically moving a massive object up and down and a muscle fatigue model. Based on the obtained results, actual measurements will be conducted to examine whether the simulations are correct or not.

Keywords: Optimal control, Muscle fatigue, Center Frequency

1. はじめに

マラソンや自転車競技などの長時間活動する運動において、上級者はしばしば「効率の良いフォームだ」「体の使い方が上手い」などといった表現をされることがある。しかしこれらは曖昧な文句であり、他人と比べて具体的に何が優れているのか説明することは難しい。スピードスケートの動作解析の研究[1]ではブレードにかかる力や重心移動、関節トルクなどから熟達者のコツを検討している。また、クランクの回転作業を例にして筋疲労モデルを組み合わせた最適制御問題を解き、疲れにくい動きの特徴を考察した研究[2]では、回転に緩急をつけた動作が望ましいことが分かっている、しかし、他の運動でも同様の傾向が見られるのか、現実の人間の身体を使って実際に疲労が抑えられるかどうかの検証はされていない。

本研究では人間が日常的に行う運動である、物を垂直に上下させる作業を力学モデルとし、①丁寧に上下させる②長時間持続可能に上下させるの2つの目的に合わせた力の入れ方を、最適制御を用いてシミュレートする。筋疲労の定量的な測定としては筋電図の周波数解析や RMS 値によ

る評価が主流であり[3]、筋電中心周波数を利用した分析を行う。これまでの研究[4][5]により、疲労につれて筋電の中心周波数は高周波側から低周波側へと遷移することが分かっており、周波数の低下率に注目した分析を行う。

2. 力学モデル

本研究では質量のある物体を垂直に上下させる運動モデルを採用する。運動モデルの模式図を図1に示す。

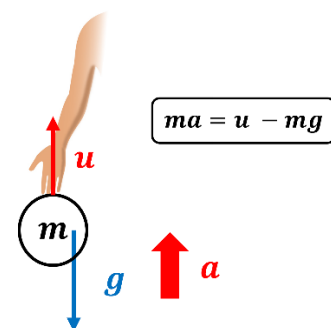


図1 運動モデルの模式図

1 熊本大学
Kumamoto University
2 京都大学
Kyoto University

3 金沢大学
Kanazawa University

図中にもある通り、このモデルの運動方程式は以下で示される。

$$ma = u - mg \quad (1)$$

ここで、 m は質量、 a は加速度、 u はトルクの大きさ、 g は重力加速度である。

3. 筋疲労モデル

本研究では Xia らの筋疲労モデル[6]を用いる。このモデルにおいて、筋の状態を M_R (休息状態)、 M_A (活動状態)、 M_F (疲労状態) の3つに分類している。これらの3状態は全筋肉に対する割合で決定され、常に総和が1 (100%) になる。これらの比率は以下の微分方程式に従い変化する。

$$\frac{dM_R}{dt} = -C(t) + RM_F \quad (2)$$

$$\frac{dM_A}{dt} = C(t) - FM_A \quad (3)$$

$$\frac{dM_F}{dt} = FM_A - RM_F \quad (4)$$

$$C(t) = \begin{cases} L_R(TL - M_A)(M_A < TL \cap M_R > TL - M_A) \\ L_D(TL - M_A)(M_A \geq TL) \\ L_D M_R(M_A < TL \cap M_R < TL - M_A) \end{cases} \quad (5)$$

ここで、 F は疲労係数、 R は休息係数、 L_D は発達係数、 L_R は沈静化係数である。また、負荷関数 $C(t)$ は筋の状態と目的負荷 TL により切り替わりが発生する関数となっている。本研究では TL を最大トルク比とし

$$TL = \frac{|u|}{u_{max}} \quad (6)$$

とした。ここで、 u_{max} は重りを持ち上げる際の最大トルクである。今回は、被験者である著者の予備実験により 500[N] と設定した。

4. 最適制御による疲労予測

4.1 最小化関数

今回最小化する目的関数 J は

$$J = \alpha * \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (u_i - \bar{u})^2 + \beta * M_F \quad (7)$$

とした。第一項はトルクの分散に関する項でトルクが滑らかに変化する規範になっている。第二項は文献[5]の疲労状態 M_F の終端値である。 α と β はそれぞれ重み係数であり、表 1 のように設定した。

表 1 最小化関数における重み

重み	α	β
Case1	1	0
Case2	0	1

Case1 はトルク変化を滑らかにする規範、Case2 は疲労を低減させる規範である。

4.2 タスクの分割

目的とするタスクは、1秒間で 12.5kg の重りを鉛直に上下させるという運動とする。この運動を「持ち上げる」「下げる」の2パターンに分割して考える。表 2 にそれぞれのタスクにおける条件を示す。

表 2 タスクの条件

	持ち上げる	下げる
時間	0 ~ 0.5 秒	0.5 ~ 1.0 秒
変位	-0.5 ~ 0m	0 ~ -0.5m
速度終端値	0m/s	0m/s
重み	Case1, Case2	Case1

時間の欄は開始時間と終端時間、変位の欄は開始地点と終端地点を示している。また、重みを変化させるのは「持ち上げる」区間のみとした。これは実測時においてイメージする動きをより簡単にする為である。すなわち、疲労に差がつくのは「持ち上げる」時のみとなる。

分割したタスクを足し合わせ、1秒間の運動になるようにする。持ち上げる区間の Case1 と下げる区間の Case1 を足し合わせたものを Case_careful (以下, Case_c)、もう片方を Case_persistence (以下, Case_p) とする。

4.3 シミュレーション結果

図 2~5 に Case_c のシミュレーション結果, 図 6~9 に Case_p のシミュレーション結果を示す. 全グラフの横軸は時間となっており, 図のタイトルにある指標の時間変化を表している.

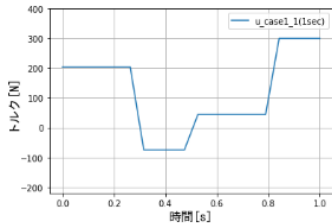


図 2 外力(Case_c)

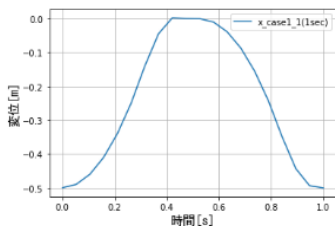


図 3 変位(Case_c)

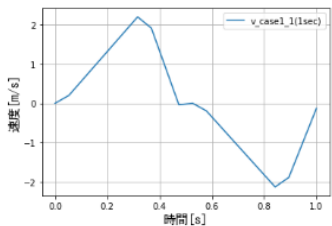


図 4 速度(Case_c)

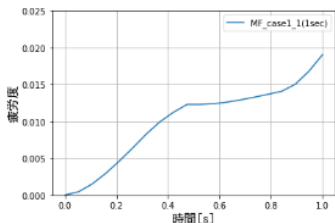


図 5 疲労度(Case_c)

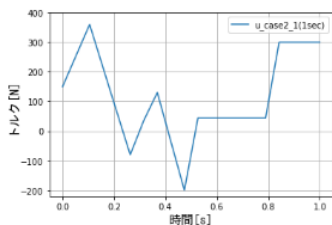


図 6 外力(Case_p)

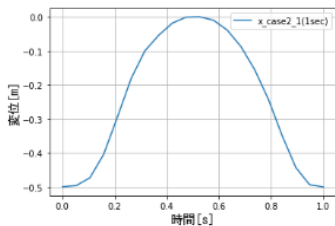


図 7 変位(Case_p)

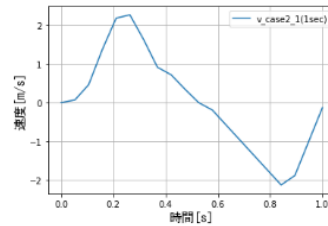


図 8 速度(Case_p)

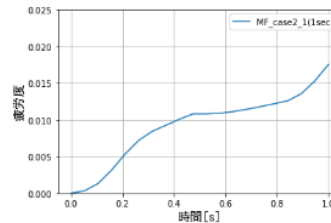


図 9 疲労度(Case_p)

図 3, 4, 7, 9 を見ると, 変位と速度の終端値が 0 になっており, タスクを正確にこなせていることがわかる. 図 5 と 9 の疲労度の終端値はそれぞれ 0.0191, 0.0175 となっており, Case_p の方が重みの設定通り疲労を抑えられている. また, 図 2 と 6 を比較すると, 入力するトルクの上下動に差が出ていることが分かる. 図 2 では入力するトルクをなるべく一定にしてタスクを成功させているが, 図 6 では大きくトルクを加えるポイントを 2 箇所作り, その他の時間は力を抜くような結果となった. すなわち疲労低減の重みを大きくすると, 動作に緩急がつくということが分かった. これは文献[2]のクランク回転作業でのシミュレーション結果と似た傾向であり, 脱力時に僅かながら疲労回復が行われているためと同様に考察できる.

図 5 と 9 は 1 秒分のタスクの疲労度であり, 実測と比較するには差が小さすぎる. そこで, これら 50 回分の単純和を取り, 50 秒間の運動の疲労度の比較を行う. 図 10 にタスクを 50 秒間行った場合のそれぞれの疲労度を示す.

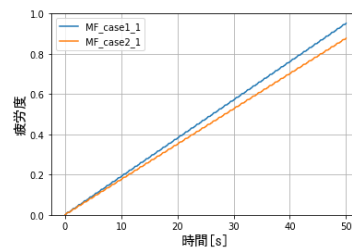


図 10 タスクを 50 秒間行った場合の疲労度

それぞれの疲労度の終端値は 0.951, 0.877 となっており, 50 秒間になると差が開いていることが分かる.

5. 実測

5.1 実測における条件

4章のシミュレーション結果を基に、実測を行う。被験者は、運動機能障害の無い健常な20代の成人男性1名である。実測の際のタスクは「1秒間で12.5kgのダンベルを垂直に50cm上下させる」とする。このタスクを50回繰り返し、50秒分の筋電図を得る。この際、図2と6で得られた2パターンの外力を参考にする。図2 (Case_c) は、持続性は考慮せずに物体を丁寧に上下させる規範であり、外力の上下動が少なくなっている。図6 (Case_p) は丁寧さは考慮せず、長時間持続可能に物体を上下させる規範であり、外力の上下動が大きくなっている。この2パターンの外力の特徴を意識して実測を行う。また、持ち上げと下げのタイミングはシミュレーションと条件を合わせる。肘を真下に伸ばした地点を0cmの地点(図11)とし、測定開始から0.5秒で50cm(図12)の地点に達し、1秒で再びダンベルが0cm地点に到達するようにする。被験者は予めメジャーで50cmの位置を記憶しており、測定の際はメジャーを見ない。また、被験者は立位でタイマーを常時見ながら運動を行い、0.5秒刻みで持ち上げと下げを切り替える。これらを意識して運動した際の筋電図をサンプリング周波数1000Hzで記録する。測定は両ケースを計3回ずつ行う。すなわち、計6回測定が行われる。各測定間には十分な時間を空け、疲労が結果に影響を与えないよう留意した。



図11 0cmの位置



図12 50cmの位置

測定する筋肉は、「A.三角筋」、「B.上腕二頭筋」、「C.僧帽筋」という今回の運動に寄与の高い3つの筋肉とした。各筋肉の位置は以下の図に示す。

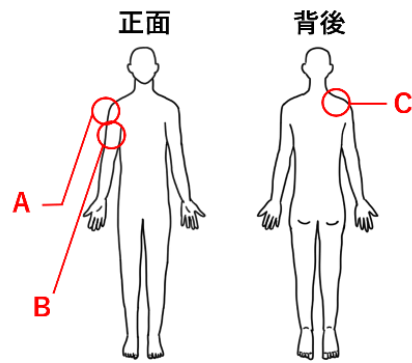


図13 測定筋

5.2 結果

以下に代表して1回目の測定で得られた筋電図を示す。筋電の有効周波数帯と呼ばれる[7]10-500Hzでバンドパスフィルターをかけている。

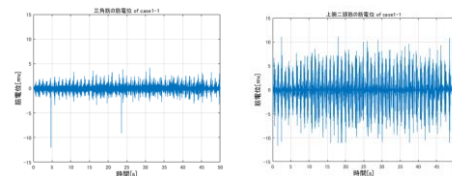


図14 三角筋(Case_c) 図15 上腕二頭筋(Case_c)

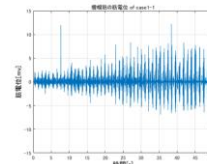


図16 僧帽筋(Case_c)

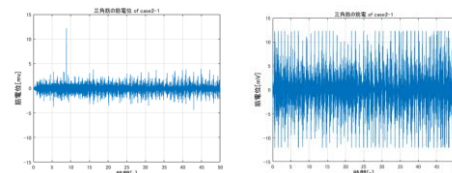


図17 三角筋(Case_p) 図18 上腕二頭筋(Case_p)

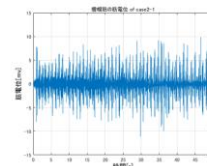


図19 僧帽筋(Case_p)

これら筋電から中心周波数を算出する。中心周波数とは一定区間をFFTして得られたパワースペクトルを丁度二等分する周波数のことである。今回は時間窓として1秒間毎に区切って周波数を算出した。また、低下率を定量化する為、区間内のプロットにおいて線形回帰直線の傾きを計算している。同様に、代表して1回目の測定のデータでのものを示す。

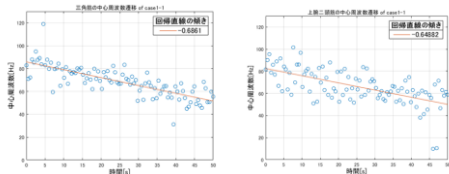


図 20 三角筋(Case_c)

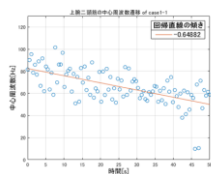


図 22 僧帽筋(Case_c)

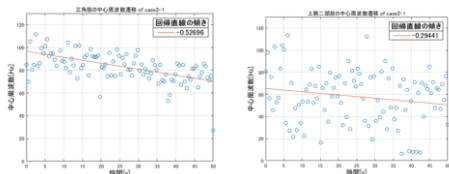


図 23 三角筋(Case_p)

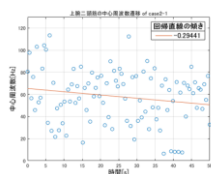
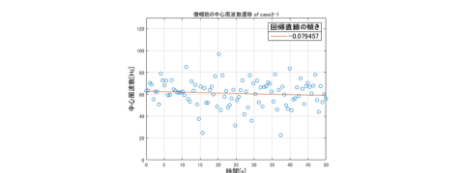


図 25 僧帽筋(Case_p)



回帰直線の傾きについて、1 回目の結果を以下にまとめた。

表 3 各周波数の回帰直線の傾き (1 回目)

	Case_c	大小	Case_p
上腕二頭筋	-0.649	<	-0.294
三角筋	-0.686	<	-0.527
僧帽筋	-0.060	>	-0.079

表を見ると、3 筋中 2 筋で Case_c よりも Case_p の方が傾きが上向きになっており、低下率を抑えられていることが分かる。すなわち、実測においても Case_p の方が疲労が抑えられる可能性が高いことを示すことが出来た。続いて 3 回分の平均値を取った結果を以下の表に示す。

表 4 各周波数の回帰直線の傾き (3 回分の平均値)

	Case_c	大小	Case_p
上腕二頭筋	-0.592	<	-0.086
三角筋	-0.971	<	-0.492
僧帽筋	-0.039	>	-0.139

3 回分の平均値を取った場合でも、1 回目の結果と同じ傾向を示した。しかし、僧帽筋の結果について、疲労が蓄積しているにも関わらず、他 2 筋と比べて低下率が小さいことに違和感を感じる。これは、運動が等尺性収縮でないことに起因すると考察できる。そもそも中心周波数による筋疲労分析は、等尺性収縮に用いられるケースが多い[8][9]。理由としては、等尺性でない動的な運動の場合、周波数が変化する要因として疲労度の変化でなく筋電波形の変化が影響してくる為である。今回のダンベルを鉛直に上下させる運動の場合、持ち上げる区間と下げる区間で筋電波形が異なっている可能性が高い。

そこで、回帰直線を算出する際に「持ち上げる」区間のプロットと「下げる」区間のプロットで別々に回帰直線を算出してみる。分節化前と同様に、1 回目の結果と 3 回分の平均値の結果を以下の表にまとめる。

表 5 各区間の回帰直線の傾き (1 回目)

区間		Case_c	大小	Case_p
持ち上げる	上腕二頭筋	-0.442	>	-0.649
	三角筋	-0.558	<	-0.502
	僧帽筋	-0.239	<	0.094
下げる	上腕二頭筋	-0.847	<	0.047
	三角筋	-0.802	<	-0.538
	僧帽筋	-0.216	<	0.081

表 6 各区間の回帰直線の傾き (3 回分の平均値)

区間		Case_c	大小	Case_p
持ち上げる	上腕二頭筋	-0.443	<	-0.211
	三角筋	-0.900	<	-0.507
	僧帽筋	-0.102	<	0.029
下げる	上腕二頭筋	-0.735	<	0.038
	三角筋	-1.023	<	-0.467
	僧帽筋	-0.091	>	-0.189

表を見ると、2 つの表両方で、6 パターン中 5 パターン Case_p の方が回帰直線の傾きが上向きになっており、運動分節化後も Case_p の方がほとんどのパターンで低下率を抑えることが出来ている。しかし、運動分節化前に僧帽筋の両ケースとも低下率が小さいという問題点があったが、運動分節化後も同じ傾向が見られ、むしろ傾きが正になってしまうパターンもあった。すなわち、疲労するどころか回復を意味するような結果である。原因としては、実測において「持ち上げる」と「下げる」タイミングに多少のず

れがあることが考えられる。本測定ではタイマーのカウントを目視で確認しながら運動を行うため、完全に 0.5 秒毎に区切って上下させるのは難しい。そのため、時間窓 0.5 秒で算出したパワースペクトルに少なからずノイズとして影響が出てしまったことが考えられる。ただ、多くのパターンで Case_p の方が低下率を抑えられていたという結果は、中心周波数の不安定さを考慮した上でもシミュレーションの正当性を示すことが出来た可能性が高いと考える。

6. まとめ

本研究では、物を垂直に上下させる作業を力学モデルとし、「丁寧に」、「長時間持続可能に」の2つの目的に合わせた力の入れ方を、最適制御を用いてシミュレートした。

シミュレーション結果としては、「長時間持続可能に」を目的としたケースの場合は物体に入力するトルクに緩急がつく結果となった。これは脱力時に僅かながら疲労回復が起こる為であると考察することが出来、文献[2]のクランクの回転作業を例にとった研究と同じ傾向を示した。

また、シミュレーションの正当性を確かめる為の実測に取り掛かる前に、負荷の大きさと中心周波数の低下率の関係性を調べる為の予備実験を行った。運動設定として上腕二頭筋の等尺性収縮を選択し、異なる負荷の大きさに対して中心周波数の低下率がどう変化するかを調べた。結果としては完全な比例関係は示さなかったが、負荷が大きくなるにつれて、低下率も大きくなることを確認できた。

最後に、シミュレーションと同じ条件で実測を行い、両ケースを計3回ずつ測定した。分析を効率化する為に運動分節化を行い、「持ち上げる」区間と「下げる」区間で別々に中心周波数の低下率を確認した。結果としては、6パターン中5パターンで Case_p の方が低下率を抑えることが出来ており、シミュレーション結果の正当性を示せた可能性が高い。ただ、中心周波数が今回のような動的な運動の疲労分析においてどの程度安定するかは定量化できていない。

今後の課題としては、まず先述した動的な運動における中心周波数の指標としての安定性について、別の予備実験を行って調査することである。また、今回設定した力学モデルは上下の運動であり、重力が支配的になってしまうことを避けられない。その為、実測時における動作の安定性に欠ける。次の段階では、今回シミュレート出来なかった文献[2]のような平面の運動の力学モデルを構築し、本研究と同様の流れで分析を行う必要があると考える。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP21H04894 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] 結城啓啓「スピードスケートの動作解析」、計測と制御、vol.38, No.4, pp.236-241, 1999
- [2] 安田孝史, 平田健太郎, 中村幸紀「所定のタスクにおける筋疲労を低減する動作生成の検討」、第66回システム制御情報学会研究発表講演会, pp.212-3, 2022
- [3] 増田新, 平野晶裕, 射場大輔「ネガティブパワーアシストによる筋疲労の低減」、日本機械学会講演論文集, No. 302, pp.1-6, 2009
- [4] 菅原徹, 佐渡山亜兵, 上條正義, 細谷聡, 増田正「筋の単一運動単位活動の疲労性変化」、バイオメカニズム, vol.17, pp.21-28, 2004
- [5] 湯浅敦智, 吉田英樹「運動前の温熱刺激が筋疲労耐性に与える影響」、理学療法化学, vol.27, No.6, pp.623-627, 2012
- [6] Ting Xia, A.Frey Law「A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery」、Journal of Biomechanics 41, pp.3046-3052, 2008
- [7] 中村英夫「いまさら聞けない生体計測1(筋電)」, 生体医工学, vol.57, No.4-5, pp.149-157, 2019
- [8] 堀田優, 伊藤健一「低強度等尺性運動時の筋疲労評価における単極導出法の優位性」、バイオメカニズム, vol.21, pp.231-238, 2012
- [9] 山下司, 石堂一巳, 柳澤幸夫「分枝アミノ酸摂取の有無が運動負荷中の筋疲労に及ぼす影響」、徳島文理大学研究紀要, vol.103, pp.1-12, 2022