

# 筋の遅筋線維および速筋線維の機能を考慮した 筋の疲労・回復予測モデル

神戸大学大学院 西 田 勇

## **Dynamical Model of Muscle Fatigue and Recovery Considering the Role of Slow and Fast Twitch Muscles**

by

Isamu Nishida  
*Graduate School of Engineering,  
Kobe University*

### ABSTRACT

This study proposed a new model of muscle fatigue and recovery considering the role of slow and fast twitch muscles. This model can estimate the variation of the muscle fatigue since this model considers the properties of muscle fatigue and recovery, which the previous model does not consider. The feature of this study is to estimate not only the variation of muscle fatigue under maximum voluntary construction (MVC) but also the endurance time under any constant force. In order to validate the proposed model, a case study was conducted. The parameters, which depend on the human property, were determined by the measured variation under output of MVC. The endurance time under any constant force was also measured by the case study and the measured time was compared with the time estimated by the proposed model. According to the case study, the estimated time had a good agreement with the measured one. Therefore, the proposed model can be applied to the condition of the low output force, which the previous model cannot be applied to.

## 要 旨

本研究では、筋の遅筋線維および速筋線維の疲労特性を考慮した筋疲労予測モデルを提案した。提案モデルでは、既存の筋疲労モデルでは考慮されていなかった筋の遅筋、速筋のそれぞれの疲労、回復特性を考えることで、それぞれの筋線維ごとに疲労の状態変化を予測する。本研究では、最大随意収縮時（MVC）の筋肉の疲労の変化だけでなく、任意の出力（MVCの約20%, 30%, 40%）を維持可能な時間も推定する。提案モデルの有効性を検証するために実験を行い、対象者ごとに異なる疲労特性をモデルで表現したパラメータを決定し、実験参加者ごとに任意の出力を維持することができる時間を予測して、測定結果との比較を行った。その結果、既存のモデルでは予測するのが困難であった、遅筋の活動が主体となる低出力時での疲労予測を行うことが可能となり、予測結果と測定結果はよく一致していることが確認できた。

## 緒 言

現在、介護等の現場では少子高齢化による介護者の負担の増加に伴い、作業者の身体的特性を考慮し、作業者に負担の少ない作業環境の設計が求められている。長時間の作業などでの身体的な負担を評価するために、筋の疲労特性をモデル化した筋疲労モデルが利用されている<sup>1)</sup>。筋疲労モデルは、パラメータを用いて筋肉の疲労、回復効果を数学的に表現し、筋肉に含まれるモータユニットの状態変化を数式で表すことにより、発揮可能な出力の時間推移を予測することができる。

人間の筋肉には遅筋線維と速筋線維の二種類の筋線維が混在しており、遅筋線維は、出力は小さいが疲労しにくく、速筋線維は、出力は大きい疲労しやすいという特徴がある。また、それらの特徴により、筋肉を構成するそれぞれの筋線維の

比率によって筋肉の疲労特性が異なる。しかし、既存の筋疲労モデルでは遅筋線維と速筋線維の疲労特性の違いを考慮できていない。そのため、対象としている動作も速筋線維の活動が支配的となる高出力の動作に限定されており、遅筋線維の活動が支配的となる低出力の運動の疲労予測では予測結果と実際の疲労の程度には差異が生じてしまうことや、筋肉に含まれている筋線維の比率の個人差により疲労予測の精度に差が出てしまうことが問題となっていた。そこで、本研究ではLiuら<sup>1)</sup>によって提案された筋疲労モデルを参考に、遅筋線維と速筋線維の疲労特性の違いを考慮した筋肉の疲労モデルを新たに開発した。

### 1. 遅筋および速筋の機能を考慮した筋の疲労・回復モデル

#### 1. 1 筋の遅筋線維および速筋線維

人間の筋線維は収縮の速さや疲労特性などから、収縮速度が遅く、疲労するのが遅い遅筋線維（Slow Twitch fiber, ST線維）と収縮速度が速く、疲労するのが早い速筋線維（Fast Twitch fiber, FT線維）の二種類の筋線維に分類することができる。人間の筋肉はこれら二種類の筋肉で構成されており、これらのタイプの筋線維の割合が筋の特性に影響しており、その割合には個人差がある。この二種類の筋線維の区別を行わずに筋の疲労モデルを構築すると、発揮する筋力によって疲労の予測精度が異なることが容易に想像できる。例えば、筋肉が速筋だけで構成されるような疲労モデルを構築した場合には、低出力での筋肉の疲労予測を行った場合、実際よりも予測結果の方が疲労の程度を過剰に見積もる。一般的に、低出力での活動の際には、運動神経の活動しきい値の小さい遅筋線維から活動を始め、その後運動神経の活動しきい値の大きい速筋線維が活動を始めるという「サイズの原理」<sup>2)</sup>がある。そのため、低出力の活動での疲労を予測するためには遅筋線維の

活動を考慮することが必要不可欠である。

### 1. 2 最大随意収縮時の筋疲労予測方法

Liuら<sup>1)</sup>は、筋肉の活性、疲労、回復の状態を考慮した筋肉の疲労モデルを提案している。このモデルでは図1に示すように筋肉に存在するモータユニットの数を $M_0$ とし、そのうち活性化する前の待機状態にあるユニットの数を $M_{uc}$ 、活性化しているユニットの数を $M_A$ 、活性状態から疲労状態となったユニットの数を $M_F$ で表している。

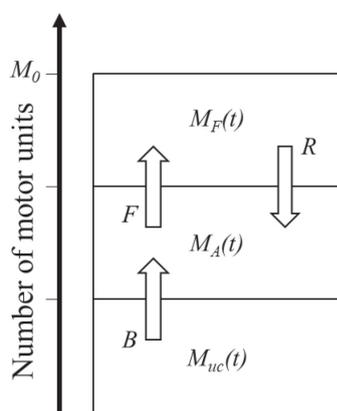


図1 Dynamic relationship among three groups of the muscular motor units; standby, activity and fatigue state

また、脳からの指令により待機ユニットが活性化ユニットに変わる活性の強度を表すパラメータを $B$ 、活性化ユニットが疲労ユニットに変わる疲労の強度を表すパラメータを $F$ 、疲労ユニットが活

性化ユニットに変わる回復の強度を表すパラメータを $R$ とすることにより、生理学的なメカニズムに基づいて、筋肉の活性、疲労、回復の過程を表現している。このモデルでは、筋を構成している遅筋と速筋の区別を行っていなかったため、高負荷の出力時の疲労評価には適しているものの、低負荷の出力時の疲労評価には適してなかった。本研究では図2に示すように筋を遅筋および速筋で表現して、それぞれのモータユニットの状態変化をモデル化する。筋肉に存在するユニットの総数は従来モデルと同じように $M_0$ とし、筋肉に含まれる遅筋、速筋の割合を $\%ST$ 、 $\%FT$ とすることにより、筋肉に含まれるそれぞれの筋線維タイプのユニットの総数を $M_{0s}$ 、 $M_{0f}$ に配分することができる。そのユニットのうち活性化する前の待機状態のそれぞれのユニット数を $M_{ucs}$ 、 $M_{ucf}$ とし、活性化したユニット数を $M_{As}$ 、 $M_{Af}$ 、疲労状態になったユニット数を $M_{Fs}$ 、 $M_{Ff}$ とする。ここで、活性化ユニットである $M_{As}$ 、 $M_{Af}$ のみが筋の出力に関与しており、待機ユニットである $M_{ucs}$ 、 $M_{ucf}$ や疲労ユニットである $M_{Fs}$ 、 $M_{Ff}$ は筋の出力には関与していない。これらのユニット数は全て時間関数であり、初期状態 ( $t = 0$ ) では全てのユニットは待機状態として存在している。従って、このときの各ユニット数は以下ようになる。

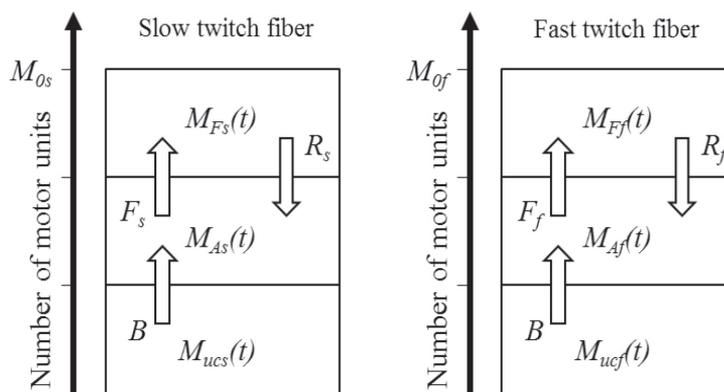


図2 Dynamical relationship among three groups of the muscular motor units in slow and fast twitch fibers

$$\begin{aligned} M_{Ai} &= 0 \quad (i = s, f) \\ M_{Fi} &= 0 \quad (i = s, f) \\ M_{ucs} + M_{ucf} &= M_0 \end{aligned} \quad (1)$$

また、活性化ユニットが疲労ユニットに変化する疲労パラメータを  $F_s, F_f$ 、疲労ユニットが活性化ユニットに変化する回復パラメータを  $R_s, R_f$  で遅筋、速筋それぞれに設定する。ただし、脳からの指令強度である待機ユニットが活性化ユニットに変化する活性化パラメータは遅筋、速筋ともに一定とし、 $B$  とする。図 2 中の矢印はそれぞれの効果によるユニットの状態変化の方向を表している。これにより、遅筋と速筋それぞれの筋疲労モデルからそれぞれの出力の推移を予測することができ、筋肉全体の出力の推移はそれぞれの出力を合計することで計算することができる。最大随意収縮の場合、速やかに最大出力に達するために遅筋と速筋が同時に活動を始める。このときの各状態のユニット数の時間変化は以下の式 (2) から (7) で表すことができる。このときの遅筋、速筋および全体の発揮出力の変化を図 3 に示す。

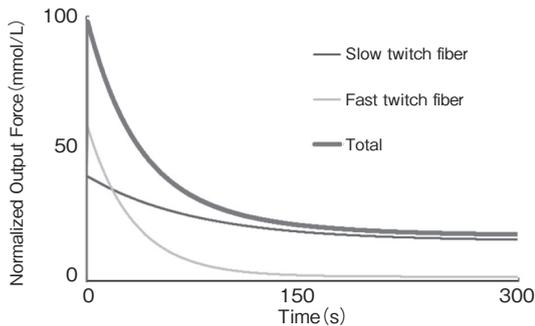


図3 Variation of normalized forces of slow twitch fiber, fast twitch fiber and total

$$\frac{dM_{As}(t)}{dt} = B \cdot M_{ucs}(t) - F_s \cdot M_{As}(t) + R_s \cdot M_{Fs}(t) \quad (2)$$

$$\frac{dM_{Fs}(t)}{dt} = F_s \cdot M_{As}(t) - R_s \cdot M_{Fs}(t) \quad (3)$$

$$M_{ucs}(t) = M_{0s} - M_{As}(t) - M_{Fs}(t) \quad (4)$$

$$\frac{dM_{Af}(t)}{dt} = B \cdot M_{ucf}(t) - F_f \cdot M_{Af}(t) + R_f \cdot M_{Ff}(t) \quad (5)$$

$$\frac{dM_{Ff}(t)}{dt} = F_f \cdot M_{Af}(t) - R_f \cdot M_{Ff}(t) \quad (6)$$

$$M_{ucf}(t) = M_{0f} - M_{Af}(t) - M_{Ff}(t) \quad (7)$$

### 1. 3 任意の大きさの力発揮時の疲労評価

筋肉には運動神経の活動しきい値の小さい遅筋線維から活動を始め、その後に運動神経の活動しきい値の大きい速筋線維が活動を始めるという「サイズの原理」<sup>2)</sup>があるため、基本的には遅筋が主体となって活動を始め、速筋は遅筋の出力を補うように力を発揮する。そのため、目標とする出力の大きさによって2つのパターンに分類することができる。1つめのパターンは、遅筋のみで目標とする出力を発揮することができない場合である。2つめのパターンは、遅筋のみで目標とする出力を発揮することができる場合である。それぞれのパターンでのユニットの状態変化について以下に詳細を述べる。

(a) 遅筋のみで目標の出力を発揮できない場合  
目標とする出力が遅筋の最大発揮力  $M_{Asmax}$  よりも大きい場合が該当する。図 4 に各ユニットの変化を示す。初期状態は遅筋、速筋ともに力を発揮していないので遅筋、速筋とも待機ユニット  $M_{ucs}, M_{ucf}$  のみが存在している (状態 a)。筋肉が出力を発揮し始めると、遅筋の待機ユニット  $M_{ucs}$  が活性化パラメータ  $B$  によって活性化され活性化ユニット  $M_{As}$  に変化する。それと同時に遅筋の出力と目標とする出力の差を補うように速筋の待機ユニット  $M_{ucf}$  が活性化ユニット  $M_{Af}$  に変化する (状態 b)。その後、遅筋、速筋それぞれの活性化ユニット  $M_{As}, M_{Af}$  は疲労パラメータ  $F_s, F_f$  によって疲労ユニット  $M_{Fs}, M_{Ff}$  に変化していくが、その減少量を補うように、速筋の待機ユニット  $M_{ucf}$  が活性化ユニット  $M_{Af}$  に変化することに

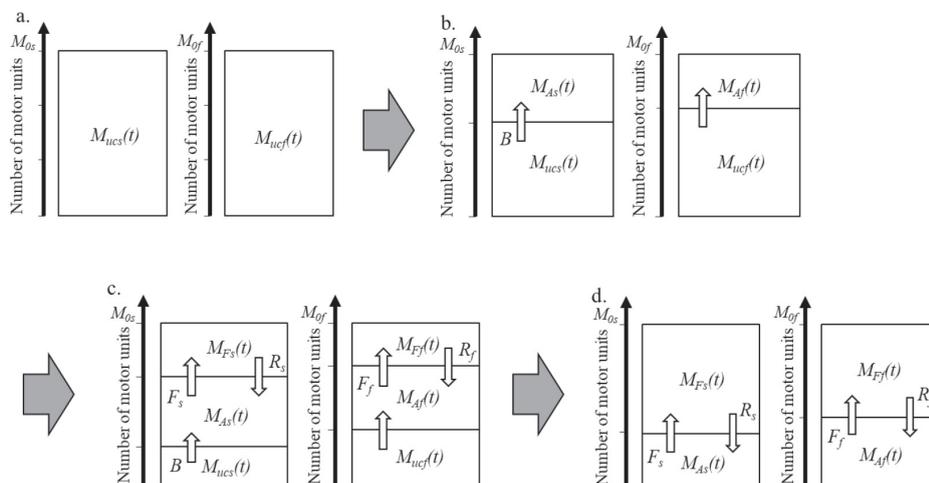


図4 Muscle fatigue progress of slow and fast twitch fibers under condition of constant output force ( $M_{Asmax} < M_0 \cdot X/100$ )

より、目標とする出力を維持することが可能となる (状態 c)。そして、徐々に速筋の待機ユニット  $M_{ucf}$  が減少していき、すべての待機ユニット  $M_{ucf}$  が活性化ユニット  $M_{Af}$  に変化すると、出力の減少分を補うことができなくなり、全体の出力が低下し始める (状態 d)。その後、活性化ユニット  $M_{As}$ 、 $M_{Af}$  が疲労ユニット  $M_{Fs}$ 、 $M_{Ff}$  に変化していき定常状態になる。このときの遅筋、速筋および全体の出力変化を図 5 に示す。

目標とする出力の大きさが最大出力の  $X\%$  である場合、状態 b から状態 c までの各ユニット数の時間変化は以下の式 (8) から (13) で表すこ

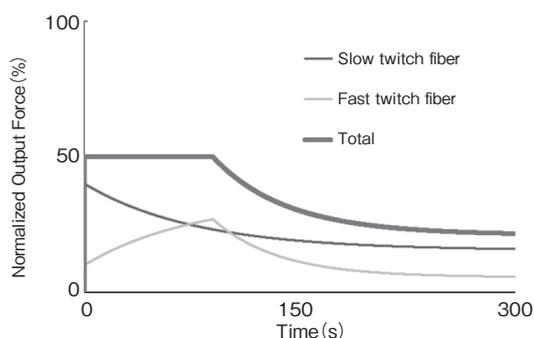


図5 Variation of normalized forces under condition of constant output force ( $M_{Asmax} < M_0 \cdot X/100$ )

とができる。また、全体の出力が低下し始めた状態 d の各ユニット数の時間変化は最大出力を發揮している場合と同じで式 (2) から (7) で表すことができる。

$$\frac{dM_{As}(t)}{dt} = B \cdot M_{ucs}(t) - F_s \cdot M_{As}(t) + R_s \cdot M_{Fs}(t) \quad (8)$$

$$\frac{dM_{Fs}(t)}{dt} = F_s \cdot M_{As}(t) - R_s \cdot M_{Fs}(t) \quad (9)$$

$$M_{ucs}(t) = M_{0s} - M_{As}(t) - M_{Fs}(t) \quad (10)$$

$$M_{Af}(t) = M_0 \cdot \frac{X}{100} - M_{As}(t) \quad (11)$$

$$\frac{dM_{Ff}(t)}{dt} = F_f \cdot M_{Af}(t) - R_f \cdot M_{Ff}(t) \quad (12)$$

$$M_{ucf}(t) = M_{0f} - M_{Af}(t) - M_{Ff}(t) \quad (13)$$

(b) 遅筋のみで目標の出力を發揮できる場合

目標とする出力が遅筋の最大發揮力  $M_{Asmax}$  よりも小さい場合が該当する。図 6 に各ユニットの変化を示す。初期状態は遅筋、速筋ともに力を發揮していないので遅筋、速筋とも待機ユニット  $M_{ucs}$ 、 $M_{ucf}$  のみが存在している (状態 a)。筋肉が出力を發揮し始めると遅筋の待機ユニット

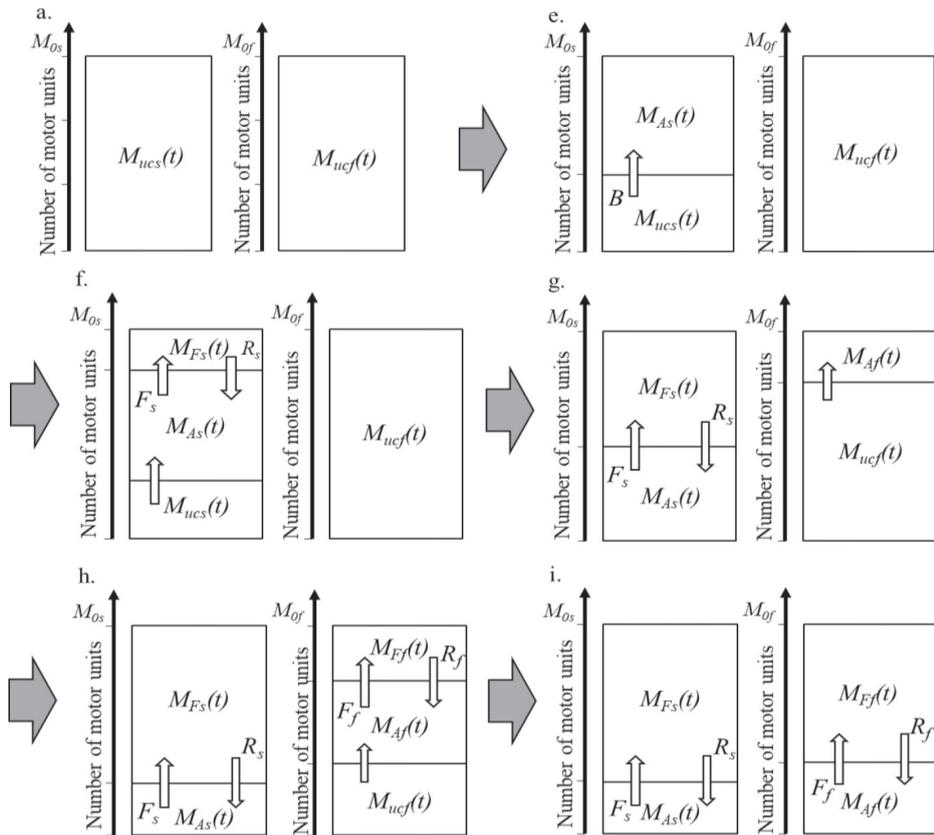


図6 Muscle fatigue progress of slow and fast twitch fibers under condition of constant output force ( $M_{Asmax} < M_0 \cdot X/100$ )

$M_{uc_s}$  が活性化パラメータ  $B$  によって活性化され活性化ユニット  $M_{As}$  に変化し、目標とする出力の値まで増加する。このとき、遅筋の活動のみで出力が目標とする出力に達するので、速筋は活動しない (状態 e)。遅筋の疲労パラメータ  $F_s$  により遅筋の活性化ユニット  $M_{As}$  が疲労ユニット  $M_{Fs}$  へ変化していき、それを補うように待機ユニット  $M_{uc_s}$  が活性化されることで出力を維持する (状態 f)。その後、遅筋の待機ユニット  $M_{uc_s}$  が全て活性化ユニット  $M_{As}$  に変化すると、疲労により遅筋の出力が減少し、遅筋のみで出力を維持することができなくなる。そのため、不足する出力を補うように速筋が活動を始める (状態 g)。それ以降は、遅筋および速筋の疲労パラメータ  $F_s, F_f$  により活性化ユニット  $M_{As}, M_{Af}$  が減少するため、それを補うように速筋の待機ユニット  $M_{uc_f}$  が活

性化され出力を維持する (状態 h)。その後、速筋の待機ユニット  $M_{uc_f}$  がすべて活性化されると、疲労による出力の減少を補えなくなるので全体の出力が減少する (状態 i)。このときの遅筋、速筋および全体の出力変化を図 7 に示す。目標と

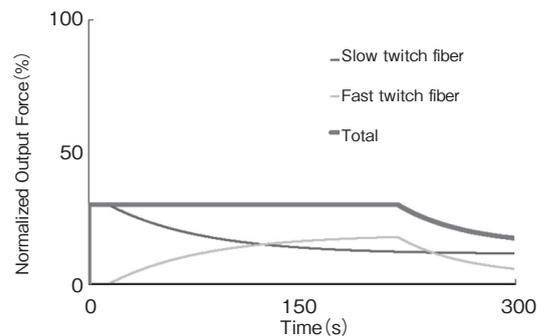


図7 Variation of normalized forces under condition of constant output force ( $M_{Asmax} < M_0 \cdot X/100$ )

する出力の大きさが最大出力の X % である場合、状態 e から状態 f までの各ユニット数の時間変化は以下の式 (14) から (17) で表すことができる。また、速筋が活動を始めた状態 g から状態 h の各ユニット数の時間変化は (a) の場合と同様に式 (8) から (13) で表すことができ、全体の出力が減少し始める状態 i からの各ユニット数の時間変化は式 (2) から (7) で表すことができる。

$$M_{As}(t) = M_0 \cdot \frac{X}{100} \quad (14)$$

$$\frac{dM_{Fs}(t)}{dt} = F_s \cdot M_{As}(t) - R_s \cdot M_{Fs}(t) \quad (15)$$

$$M_{ucs}(t) = M_{0s} - M_{As}(t) - M_{Fs}(t) \quad (16)$$

$$M_{Af}(t) = M_{Ff}(t) = 0 \quad (17)$$

## 2. 検証実験

提案した遅筋および速筋の機能を考慮した筋疲労モデルの妥当性を検証するため、健康な男性 1 名 (身長: 168cm, 体重: 67kg) に実験内容について同意を得た後に実験を行った (神戸大学大学院工学研究科倫理委員会承認)。まず、動力計を用いて最大随意収縮時の発揮出力の変化を測定した。その際、表面筋電計を用いて筋電位を測定した。さらに、おもりを用いて目標とする出力を維持することができる時間を測定し、これらの測定結果から提案した疲労モデルに必要なパラメータを決定する。その後、任意の大きさの出力を維持した場合の持続時間を予測した。予測結果と実験によって得られた持続時間の比較を行い、提案モデルの妥当性を検証した。

### 2. 1 最大随意収縮時の出力変化によるパラメータの同定

筋電位の測定は、筋電パッド (Ambu 社 BlueSensor P) と筋電アンプ (原田工業株式会社 デサントスポーツ科学 Vol. 40

EMG-021/025) を用いて行った。電極の貼り付け位置は解剖学図譜<sup>3)</sup>及び実際に力を発揮させることで特定し、貼り付ける部分の皮膚を脱脂し、電極を貼付した。また、全ての電極から離れた位置にアース電極を貼付した。さらに、三成分動力計 (株式会社 共和電業 LSM-B-SAI) を用いて発揮される出力の変化を同時に測定した。図 8 に示すようにアルミフレームに動力計を取り付け、実験参加者の上半身をシートともに固定した。



図8 Measuring equipment for output force (side view)

また、図 9 に示すように実験参加者の肩と肘関節を結んだ直線と肘関節と手首を結んだ直線の角度が 90 度になるように姿勢を決定した。測定の容易さなどから、今回対象とする筋肉は右腕の上腕二頭筋とし、対象とする動作は右腕の等尺性屈曲動作とする。実験参加者は測定開始と同時に手



図9 Measuring equipment for output force (top view)

前方向に最大努力で力を発揮し、疲労により出力が定常になるまで力を発揮し続けた。そのとき発揮した出力と筋電位を測定した。筋電位の測定を行う表面筋電計のサンプリング周波数は 1kHz、動力計のサンプリング周波数は 20Hz とした。

実験参加者が発揮した出力の変化の結果を図 10 に示す。同じ条件で複数回測定を行った結果、出力推移の傾向に違いは見られなかったが、最大出力や収束する出力などにはわずかに差異が生じたので、3 回の測定結果の平均値を用いて提案モデルのパラメータを決定した。また、同時に測定した筋電位から求めた遅筋線維の割合も同様に 3 回の測定結果の平均値を用いて決定した。

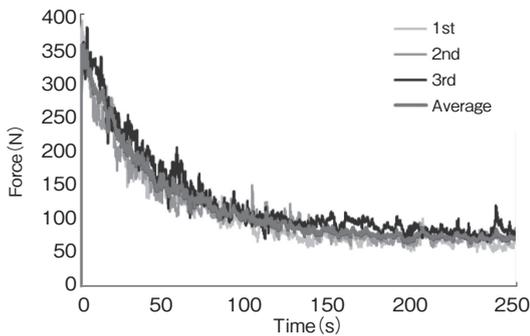


図 10 Measured output forces

## 2. 2 任意の大きさの力を維持できる時間の測定

実験参加者への負荷を一定にして測定を行うために、対象とする運動をおもりの保持運動とした。実験参加者の手頸部にワイヤーを取り付け、滑車を介してワイヤーの先に目標とする出力のおもりを取り付ける。実験参加者はおもりが移動しないように力を発揮し、疲労により力が弱まり、おもりの移動距離が表 1 に示す許容移動距離に達し

表 1 Allowable moving distances

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
%MVC[%]	20	30	40
Allowable moving distance [mm]	5	10	15

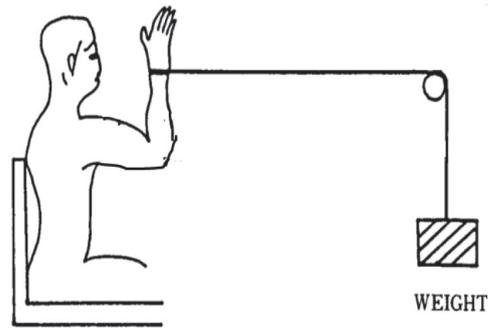


図 11 Measuring equipment of time for keeping constant force



図 12 Weights attached to experimental equipment

たら実験を終了し、それまでの時間を測定する。実験装置の概要を図 11 に示す。実験参加者の姿勢は 2. 1 での最大随意収縮時の出力変化によるパラメータの同定と同じとした。図 12 に示すようなおもりを用いて、おもりの数を変更することで出力の大きさを調整できるようにした。

実験参加者には、MVC の約 20%、30%、40% の出力を維持することができる時間を測定した。測定結果を表 2 に示す。出力を維持することができる時間は実験参加者の精神状態に大きく左右されるため、測定ごとの誤差が大きくなる。これ

表 2 Measuring times for keeping constant force

		Condition 1	Condition 2	Condition 3
Measured time (s)	1st	586	259	151
	2nd	502	204	80
	3rd	616	314	195
	Average	568	259	142

表 3 Determined parameters for the proposed model

	$M_0$	$B$	$F_s$	$F_f$	$R_s$	$R_f$	%ST	%FT
Participant	367	5	0.0077	0.0403	0.0040	0.0018	43	57

らの誤差による影響を小さくするため3回測定を行いその平均値を測定結果とした。

### 3. 考 察

#### 3. 1 筋疲労モデルのパラメータの決定

提案したモデルを用いて疲労予測を行うために、最大筋力を決定するパラメータ  $M_0$ 、活性化の強度を表すパラメータ  $B$ 、遅筋、速筋それぞれの疲労の強度を表すパラメータ  $F_s$ 、 $F_f$ 、回復の強度を表すパラメータ  $R_s$ 、 $R_f$ 、および、筋肉に含まれる遅筋、速筋の割合を表すパラメータ %ST、%FT を決定する必要がある。 $M_0$  については Liu ら<sup>1)</sup> の論文より、最大随意収縮で発揮される最大力  $M_{Amax}$  と  $M_0$  の関係が以下の式 (18) で示されているので、測定した最大随意収縮力  $M_{Amax}$  から決定することができる。

$$M_{Amax} = M_0 \times 97\% \quad (18)$$

また、活性化パラメータ  $B$  についても Liu ら<sup>1)</sup> の論文より、一定の値 ( $B = 5$ ) を用いる。筋肉に含まれる遅筋、速筋線維の割合 %ST、%FT に関しては、最大随意収縮時の筋電位を高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform, FFT) を用いて周波数解析し、得られたパワースペクトルの平均パワー周波数と筋肉に含まれる遅筋線維の割合 %ST の間に成り立つ関係式<sup>4)</sup> (19) から求めることができる。

$$\%ST = 87.1 - (0.55 \times MPF) \quad (19)$$

そして、遅筋および速筋の疲労、回復パラメータ  $F_s$ 、 $F_f$ 、 $R_s$ 、 $R_f$  は、最大随意収縮時の出力の変化と筋疲労モデルから得られる出力曲線の残差平方和が最小となり、MVC の約 20% の出力が維持できる時間の測定値と予測値の差が最小となる

ように繰り返し計算を行うことで算出する。実験結果から得られた実験参加者のパラメータを表 3 に示す。

#### 3. 2 任意の大きさの出力を維持できる時間の測定結果と予測値の比較

同定したパラメータを用いて、提案した筋疲労モデルから最大随意収縮時の発揮出力の変化と任意の大きさの力を維持することができる時間を推定した。実験参加者の最大随意収縮時の測定結果と筋疲労モデルによる予測結果を図 13 に示す。また、MVC の約 20%、30%、40% の出力を維持したときの持続可能な時間の測定結果と筋疲労モデルによる予測結果を表 4 に示す。図 13 に示した結果から同定したパラメータによる筋疲労モデルの出力の変化と測定結果はよく一致していることがわかる。また、表 4 に示した結果から、それぞれの出力を維持することができる時間の測定結果と予測結果はよく一致していることがわかる。

表 4 Comparison of measured and estimated endurance times

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
Measured time (s)	568	259	142
Estimated time (s)	576	240	137
Difference (%)	+1.4	-7.3	-3.5

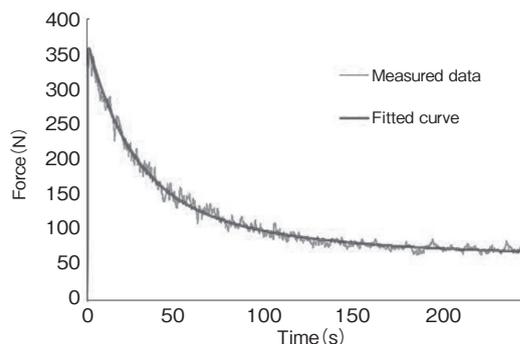


図 13 Comparison of the measured output forces and fitted curve represented by proposed model

### 3. 3 既存モデルとの予測結果の比較

西田ら<sup>5)</sup>はLiuら<sup>1)</sup>が提案した筋疲労モデルを拡張して、任意の大きさの力を維持することができる時間を予測する方法を提案している。しかし、既存のモデルでは遅筋と速筋の機能を考慮していないため、低出力を発揮した場合の維持できる時間の予測精度はよくないという問題点があった。そこで、本検証実験で行った任意の大きさの出力 MVC の約 20%, 30%, 40% において、既存のモデルを用いた持続可能時間の予測結果と本研究で提案したモデルを用いた持続可能時間の予測結果を比較した。その結果を表 5 に示す。また、表中には検証実験による測定結果とそれぞれのモデルの予測結果との誤差も示す。

表 5 Comparison of estimated endurance times between existing model and proposed model

	Condition 1	Condition 2	Condition 3
Measured time (s)	568	259	142
Existing model (s)	767	176	101
(Difference (%))	(+35.0)	(-32.0)	(-28.9)
Proposed model (s)	576	240	137
(Difference (%))	(+1.4)	(-7.3)	(-3.5)

表 5 の結果から、既存のモデルよりも本研究で提案したモデルによる予測結果の方が測定結果との誤差が小さいことがわかる。表 4 および表 5 の結果から、本研究で提案した遅筋および速筋の機能を考慮した筋疲労モデルを用いた任意の大きさの力を維持できる時間の予測方法の有効性を確認することができた。

これにより、既存のモデルを用いた場合と比べて、長時間、低出力の筋肉の活動についての疲労評価が可能となり、実際の作業環境での疲労の程度を精度よく推定できるようになる。本研究では右腕上腕二頭筋の筋疲労を対象として検証実験を行った。しかしながら、人の運動に関与している筋肉は複数存在しており、それらが連動しているため、今後は各筋肉が発揮する力に従った各筋肉の疲労を予測することが求められる。以上のこと

が実現できれば、より快適な作業動作の提案や、より快適に働くことができる作業環境の提案が可能になると考えられる。また、作業時における怪我の低減や予防、さらには効率の良い作業計画の提案も可能になると考えられる。

### 4. 結 言

本研究では、既存のモデルでは考慮されていなかった遅筋と速筋の疲労特性を考慮した筋疲労モデルを提案した。本研究によって得られた成果を以下に示す。

- ・遅筋線維と速筋線維に対して、疲労および回復を評価するモデルを構築し、それぞれの筋線維の出力を予測して、その合計を筋肉全体の出力とすることで、遅筋と速筋の疲労特性の違いを考慮することが可能となった。

- ・提案したモデルを用いることで、従来のモデルでは予測が困難であった、遅筋が主体となって活動する低出力の活動での疲労予測を行うことが可能となった。

- ・提案したモデルを用いて任意の出力を維持することができる時間を予測し、検証実験での測定結果と比較することにより、提案モデルの有効性を示した。

### 謝 辞

本研究に対して研究助成を賜りました石本記念デサントスポーツ科学振興財団に心から感謝申し上げます。

### 文 献

- 1) Jing Z. Liu, Robert W. Brown, Guang H. Yue, A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery, *Biophys Journal*, 82, 5, 2344-2359 (2002)
- 2) Elwood Hennema, Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge, *Science New Series*, 126, 3287, 1345-1347 (1957)
- 3) 顧徳明, 繆進昌, 運動解剖学図譜: 国際解剖学用語準拠, 高橋彬, ベースボールマガジン社 (2005)

- 4) Gerdle B., Wretling M.L., Henriksson-Larsén K., Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram, *Acta. Physiol. Scand.*, **134**, 3, 341-346(1988)
- 5) 西田勇, 前田正登, 川野常夫, 白瀬敬一, 筋の疲労・回復予測のための筋疲労力学モデルの拡張, 日本機械学会論文集, **82**, 840, doi.org/10.1299/transjsme.16-00006(2016)