

筋肉疲労の定量評価を可能とする デジタルヒューマンモデルの研究

神戸大学 白瀬 敬一
(共同研究者) 同 乾 景太

Study on the Digital Human Model to Consider Muscular Fatigue Quantitatively

by

Keiichi Shirase, Keita Inui

*Graduate School of Engineering, Department of Mechanical Engineering,
Kobe University*

ABSTRACT

In the design of working environment, only the function and the efficiency of manufacturing equipments are considered to device maximum efficiency, and the human characteristics of workers are neglected, then the working troubles will be occurred caused by increasing of the working load and decreasing of the working efficiency. Therefore, it is required to take care of the human characteristic for the design of good working environment.

Recently, various digital human models have been studied and developed, which are utilized for the design of the working environment good for workers and the product gently for customers. Therefore, the digital human model, which can be express the human characteristics as much as possible, is required for the design and the evaluation of the working environment. In this study, the digital human model, which can evaluate the arm posture, the influence of each muscular power and muscular fatigue by integrating bi-articular muscle and muscular fatigue models, is developed.

要 旨

作業環境の設計において、効率を優先して、使用する機器の機能や、配置ばかりを重視し、実際に作業を行う人間の特性を無視した設計を行えば、作業者の負担が増加して、作業効率の低下を招き、事故が発生する事になる。従って、良い作業環境、つまり作業性の良い環境を設計するためには、そこで作業を行う人間の特性に注意を払う必要がある。

現在、さまざまなデジタルヒューマンモデルが研究開発されており、それらを用いて、人に優しい作業環境や製品の設計が行われるようになってきた。従って、実際の人間の持つ特性をできる限り表現できるデジタルヒューマンモデルがあれば、作業環境における設計や作業性の評価に役立つものと考えられる。本研究では、拮抗二関節筋モデルを用いて、各筋肉の筋力や、姿勢の影響を評価し、筋肉の疲労モデルを用いる事で疲労による影響を評価する事ができるデジタルヒューマンモデルの開発を目指す。

緒 言

現在、さまざまな人間の特性や機能をコンピュータ上に再現するデジタルヒューマンモデルが研究開発されており、それらを利用して人間に優しい作業環境や製品の設計が行われている。しかし、現在利用されているデジタルヒューマンモデルでは、作業者の体格や姿勢から幾何学的に計算できる視野やリーチゾーン（作業領域）、骨格モデルや筋骨格モデルを利用して力学的に計算できる関節力や関節トルク、筋力については推定できるものの、筋肉疲労の影響を考慮した作業性評価を可能とするまでには至っていない。負荷の大小が変化するメリハリのある作業や、負荷が小さくても単調に続く作業など、筋肉の特性や疲労の程度が考慮できないとすれば、正しい作業性の評価が難

しく作業効率の低下や労働災害の発生にもつながりかねない。

こうした問題を解決するためには、人間の身体内における筋肉の働きや特性、疲労の影響などが考慮できるデジタルヒューマンモデルを開発する必要がある。そこで本研究では、生理学の観点から明らかになりつつある筋肉の疲労と筋力の関係をモデル化した筋肉の疲労モデルを取り入れ、2次元上肢モデルを例に、作業時間や作業間隔による筋肉疲労の影響を考慮した作業性評価を可能とするデジタルヒューマンモデルの開発を試みた。

1. 研究方法

以下に研究で使用した装置と解析方法を紹介する。

本研究では、以下の手順で疲労による筋力の低下が予測可能であるという前提で、二関節筋モデルおよび筋肉の疲労モデルの検証を行った。

二関節筋モデルを用いた上腕の拮抗筋（上腕二頭筋と上腕三頭筋）が発生する筋力の推定：筋力と関節力や関節トルクとの関係は、二関節筋モデルで表現する事ができる。従って、上肢の運動解析で求められる関節力および関節トルクから、筋力を推定することができる。二関節筋モデルは多くの筋肉を代表的な3対6筋の実効筋でモデル化しているとはいえ、6筋の筋力を関節力および関節トルクから推定しようとするとな未知数が冗長となり、拘束条件を与えて解かなければならない。そこで、Crowinshieldの最適化手法と、3対6筋の筋電パターンを用いた手法とを検討した。

筋肉の疲労モデルを用いた疲労状態の評価：Liu JZ, Brownらが提案する疲労モデルでは、筋肉を小さなモータユニットの集合とし、そのモータユニットが3種類の状態（待機状態、活性化状態、疲労状態）に変化すると考える。また、待機状態から活性化状態へ、活性化状態から疲労状態へ、疲労状態から回復して活性化状態へと遷移するモ

ータユニットの数（時間当たり）が一定であると考える。そうすると、時間の経過とともに3種類の状態にあるモータユニットの数が増減し、それぞれの状態にあるモータユニットの割合から筋肉の疲労状態や筋肉が発揮することのできる筋力を推定することができる。このモデルを基本に、更に休憩をとることで生じる筋力の回復による出力の変化を推定可能なモデルを作成し、検証を行う。

1. 1 筋力の測定装置

被験者の腕が発揮できる力の方向と大きさ（これを出力分布と呼ぶ）と力の変化を測定するために、三分力計（株式会社 共和電業 LSM-B-SA1）を用いた。この三分力計には被験者が握るグリップを取り付け、被験者の上半身を固定するシートとともにアルミフレームに固定する。三分力計の位置およびシートの位置を調整することで被験者の腕の位置と姿勢を決定することができる。筋力の測定装置の概観を図1に示す。

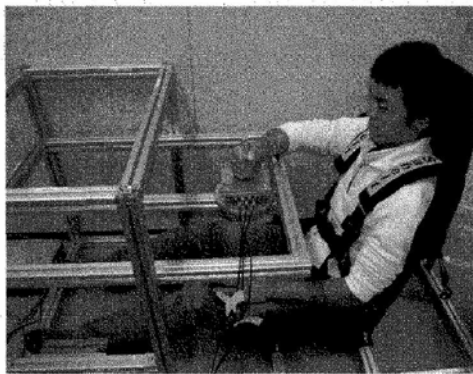


図1 Muscle power measuring equipment

1. 2 先端出力分布および最大筋力推定

腕の先端における出力分布（腕が発揮できる力の方向と大きさ）および各筋肉の最大筋力の推定には二関節筋モデルを用いる。二関節筋とは、二つの関節をまたいで付着している筋の事で、二つの関節を同時に駆動する筋である。この筋肉の存在が人間特有の制御機能特性、出力機能特性の発現に貢献している事が分かっている¹⁾。よって、

この筋肉の働きを無視している従来のモデルに二関節筋の働きを取り入れる事で、人間の出力特性を備えたモデルを作成する事ができる。また、二関節筋が関わる屈伸運動平面内の運動に関与する筋あるいは筋束を実効筋として扱う。図2にモデル化した人間の上肢ジョイントリンクモデルを示す。この二関節筋を含む3対6筋の実効筋により構成される二関節リンクモデルの系先端において、全方位にわたって最大出力を発揮させたときの出力分布は図3に示すような六角形となる。また、この六角形の形状には6筋の幾何学的な位置関係が反映されており、各辺の長さは3対6筋それぞれの最大筋力によって変化し、角度は腕の姿勢によって変化する。こうした幾何学的な筋肉の特性を利用することで先端出力分布から各筋肉の最大筋力を推定することができる。本研究では、先端出力分布六角形の形状を決定するために必要な4方向への最大出力を測定し、そこから幾何学的に六角形を描画する4点計測法という手法を用いて先端出力分布および最大筋力の推定を行った。

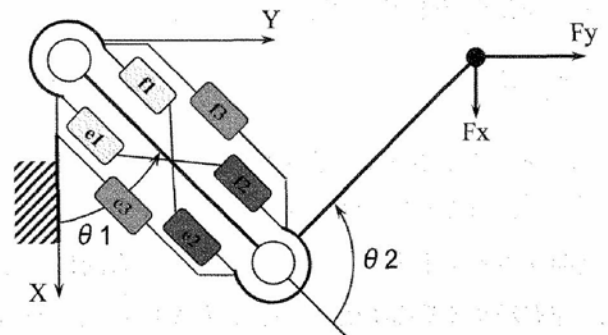


図2 Joint link model with bi-articular muscle

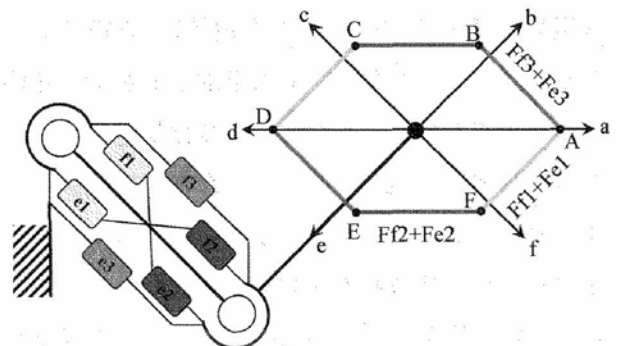


図3 Output force distribution at the tip of arm

1. 3 筋力推定の計算

二関節筋モデルを用いる事で、各筋肉が発生する筋力と系先端における出力の関係が得られるが、最大出力を発揮していない場合には各筋肉の活動の割合を知ることができない。また、系先端において、ある大きさの筋力を発揮した際に各筋肉がそれぞれ、どのような大きさの筋力を発生しているのかを外部から直接計測して知る事はできない。そこで、外部から測定可能なデータから各筋肉が発揮している筋力を推定計算する必要がある。外部から測定したデータから求める事ができるのは各関節に作用している関節力と関節トルクである。そこで関節トルクから各筋肉の筋力を推定計算すれば良いのだが、モデルに存在する筋肉の数は、非常に単純化されている二関節筋モデルでさえも6つ存在し、冗長性があるために筋力の組み合わせを一意に決める事ができない。このため、筋力の組み合わせを決定するために、いくつかの筋力推定計算方法が存在する。市販の運動解析ソフトでは、評価関数を設定し、それを最小、又は最大とするような最適化計算の手法が主に用いられている。本研究では、筋力の最適化計算においてよく用いられる Crowninshield の最適化手法と拮抗二関節筋モデルの特徴である筋電パターンを用いた筋力推定計算とを比較することとした。

1. 3. 1 Crowninshield の最適化手法

Crowninshield の最適化手法では最適化式として以下の式を用いる。

$$u(f) = \sum_{j=1}^n \left(\frac{f_j}{A_j} \right)^2 \quad (1)$$

ここで、 A_j は筋肉 j の平均断面積、 $u(f)$ は評価関数、 $u(f)$ はモデル中に存在している筋肉の数である。この手法では評価関数 $u(f)$ を最小となるように計算し、最適化を行う。評価関数 $u(f)$ を最小化する際の二次計画問題は Scilab の線形二次計画法ライブラリを使用して解いた。

1. 3. 2 筋電パターンを用いる手法

二関節筋モデルの先端において全方向に最大出力を発揮した際の3対6筋のそれぞれの筋電パターンは図4に示すようになる。この筋電パターン

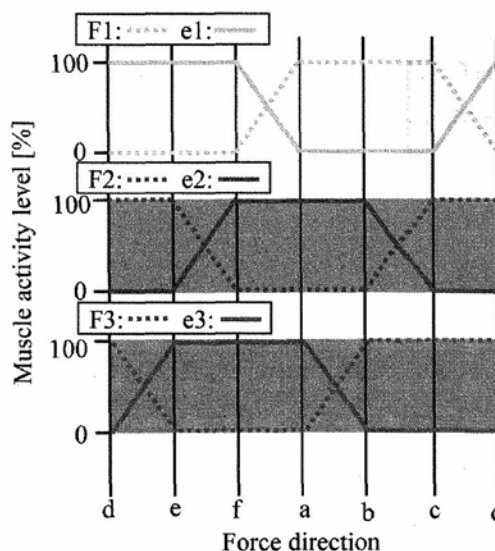


図4 Force direction and muscle activity level

を見ると、各方向に対して最大出力を発揮した場合に、各筋肉がどのように働いているか知ることができる。よって、この筋電パターンに従って筋力の配分が行われると仮定すると以下の様に各筋肉が発揮している筋力を求めることができる。

$$\begin{aligned} (\text{各筋肉が発揮している筋力}) &= (\text{各筋肉の最大筋力}) \times \\ & (\text{ある方向における筋活動レベル}) \times (\text{出力} \div \text{最大出力}) \end{aligned} \quad (2)$$

1. 4 筋肉の疲労モデル

本研究では筋肉の疲労モデルを考える際に Jing Z. Liu²⁾ らによって考案されたモデルを参考にした。このモデルでは生物物理学的なメカニズムに基づいて、筋肉の活性化、疲労、回復の過程をモデル化する。図5において、 M_0 はある作業において関連している筋、または筋群に存在するモーターユニットの数を示している。また、 M_A は出力を発揮するために活性化しているユニットの数、 M_F は活性化の後に疲労状態となったユニットの数、 M_{uc} は活性化する前や回復した後の待機状態

にあるユニットの数を示している。これら3つのユニット数は全て時間関数である。初期状態 ($t=0$) の時、全てのユニットは待機状態にある。従って、その際の各ユニットの数は以下のようになる。

$$\begin{aligned} M_A &= 0 \\ M_F &= 0 \\ M_{uc} &= M_0 \end{aligned} \quad (3)$$

このモデルにおいて、ユニットに対して与えられる刺激、すなわち脳からの指令は筋肉を活性化させ、筋力を生じさせるものであり、図5において B として示されている。この B は待機状態のユニットが刺激され活性化状態となる割合を表している。また、筋肉の反応特性に関係している2つの現象のパラメータが導入されている。筋肉の疲労による影響を表す疲労ファクター F 、および回復による影響を表す回復ファクター R である。 F は活性化状態のユニットが疲労状態へと移る割合、 R は疲労状態にあるユニットが疲労から回復する割合をそれぞれ表している。つまり、 F の値が大きければ大きいほど筋肉は早く疲労し、 R の値が大きければ大きいほど早く回復する。マクロな視点から見ると、脳からの指令 B がユニットを活性化状態にさせ、疲労効果 F が活性化状態のユニットを疲労状態にし、そして回復効果 R が疲労ユニットを再び活性化可能な状態へと回復させるという様に対応している。図5における矢印は B 、 F 、 R それぞれの作用する方向を示している。 B 、 F 、

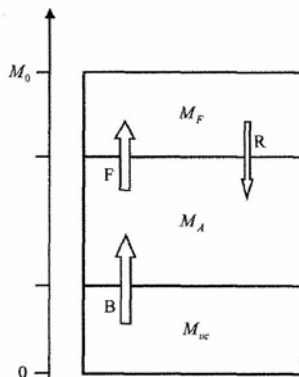


図5 Dynamical relationships among three groups of muscle motor units

R は実験データから決定することができ、このパラメータから被験者の筋肉の特性を知ることができる。また、このモデルに休憩による回復や、既に疲労した状態から出力を発揮するといった要素を加えることで、休憩を挟んで出力した場合の出力の変化を推定することができる。

2. 結果および考察

今回行った実験では全て次の被験者を対象とした。被験者のデータを表1に示す。

表1 Data of subject

	Sex	Age	Body height(cm)	weight (kg)
Subject 1	male	22	175	68
Subject 2	male	22	186	60

2. 1 四点計測法を用いた最大筋力推定

先に述べたように先端出力分布六角形を幾何学的に描画する四点計測法を用いて被験者の最大筋力推定を行った。被験者には、上腕の姿勢は図2における θ_1 を 45° 、 θ_2 を 90° として、先端出力分布六角形の描画に必要な四方向に対して最大出力を発揮してもらった。測定結果から描画した先端出力分布六角形を図6に示す。また、この先端出力分布六角形から求められた各筋肉の最大筋力のデータを表2に示す。このように被験者の各

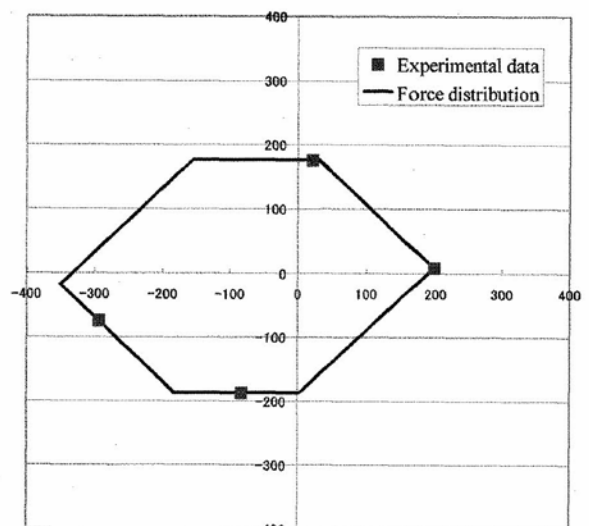


図6 Output force distribution

表2 Estimation data of muscle force (subject 1)

Muscle	Force(N)
F_{f1}	130.8
F_{e1}	145.8
F_{f2}	162.8
F_{e2}	22.1
F_{f3}	118.8
F_{e3}	118.8

筋肉の最大筋力を知ることによって姿勢に応じて出力の出しやすい方向や出しにくい方向といったものを推定することができる。

2. 2 筋力推定計算

先に述べた、二つの筋力推定手法について、実際にサンプルデータを対象として筋力推定計算を行い、その筋力推定結果を比較する。また、筋電パターンを用いた手法では、事前に各筋肉の筋電パターンが分かっている3対6筋の二関節筋モデルを用いる事とするので、Crowninshieldの最適化手法についても同様に3対6筋のモデルを用いる。推定計算の対象とする最大筋力のサンプルデータには、表3に示す被験者2の筋力データを用いた。表3に与えた筋力において、上肢先端に発

表3 Sample data for muscle force optimization

Muscle	Force(N)
F_{f1}	148.2
F_{e1}	18.7
F_{f2}	219.2
F_{e2}	16.8
F_{f3}	122.2
F_{e3}	122.2

揮される最大出力分布六角形を描く。その六角形の二方向に対して筋力推定を行う。図7に出力方向を示す。この図7に示されている矢印は最大出力を発揮した際のベクトルであるが、今回はこの最大出力の半分の大きさの出力を発揮した際の各筋肉の筋力を推定した。方向1に対する推定結果を表4に、方向2に対する推定結果を表5に示す。それぞれの表における数値は、各筋肉の最大筋力

デサントスポーツ科学 Vol. 29

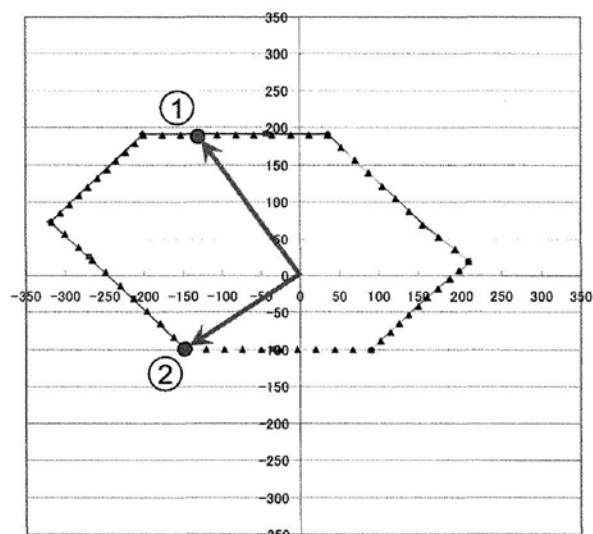


図7 Output force distribution and force direction for muscle power estimation

表4 Estimation results of muscle power at force direction 1

	Optimization using myoelectric pattern (%)	Optimization method by crowninshield (%)
F_{f1}	50.0	47.9
F_{e1}	0	0
F_{f2}	35.0	32.0
F_{e2}	15.0	0
F_{f3}	50.0	51.7
F_{e3}	0	0

表5 Estimation results of muscle power at force direction 2

	Optimization using myoelectric pattern (%)	Optimization method by crowninshield (%)
F_{f1}	0	0
F_{e1}	50.0	12.0
F_{f2}	50.0	54.3
F_{e2}	0	0
F_{f3}	0	0
F_{e3}	50.0	56.0

に対して、出力している筋力の割合 (%) を示している。表4、表5に示した推定計算の結果を見ると、方向1、方向2は共に、主要な筋の筋力は、概ね一致していると言える。しかし、方向1において筋肉 F_{e2} が、筋電パターンによる推定法では15%の筋力を発生しているのに対して、crowninshieldの推定法では筋力を発生していない事になっている。しかし、実際に測定された筋電パターンでは、筋肉 F_{f2} と、それに拮抗した F_{e2} が同時に働いて

いる事が確認されていて、その結果は矛盾している。一般に、最適化手法では評価関数を最小化する、つまり無駄な筋力は発生していないという前提で計算を行っているために、2つの筋肉が拮抗した方向へ力を発揮して力を打ち消すという状況を説明することはできない。こうした結果を見ると、実際の作業設計において、その作業の人への負担を筋肉の疲労などの観点から評価するならば、実際の筋肉の働きが説明できないcrowninshieldの推定法よりも、筋電パターンによる推定法の方が適していると考えられる。しかし、筋電パターンを用いる場合には、事前に各筋肉の筋電パターンが分かっている必要がある。その為、詳細なモデルなど、モデルに存在する筋肉の数が多いために各筋肉の筋電パターンが分からない場合には筋力の割合を推定することができない。いずれの方法にも一長一短があり、解析する運動の種類やモデルの構造によってこれらの方法を使い分けるしかなないと考えられる。

2. 3 筋肉の疲労回復実験

1. 4節で述べた疲労モデルに基づいて筋肉のパラメータを決定することとした。以下に各パラメータと各ユニット割合の関係式を示す。なお、誌面の都合上、途中式については省略する。

$$\frac{M_A(t)}{M_0} = \frac{\gamma}{1+\gamma} + \frac{\beta}{(1+\gamma)(\beta-1-\gamma)} e^{-(1+\gamma)Ft} - \frac{\beta-\gamma}{\beta-1-\gamma} e^{-\beta Ft} \quad (4)$$

$$\frac{M_F(t)}{M_0} = \frac{1}{1+\gamma} - \frac{\beta}{(1+\gamma)(\beta-1-\gamma)} e^{-(1+\gamma)Ft} + \frac{1}{\beta-1-\gamma} e^{-\beta Ft} \quad (5)$$

$$\frac{M_{uc}(t)}{M_0} = e^{-\beta Ft} \quad (6)$$

ここで β および γ は以下のように決定されるパラメータとする。

$$\beta = B/F \quad (7)$$

$$\gamma = R/F \quad (8)$$

β は到達できる最大活性レベルを決定し、 γ は疲労に対しての回復速度を決定する。また、式

(4)に示した活性化ユニットの割合が出力の大きさに比例するので、全てのユニットが活性化した際に出力することができる最大値を U_0 とすると、時刻 t において筋肉に発生する出力 $U(t)$ は以下の式で表される。

$$U(t) = U_0 \cdot \frac{M_A(t)}{M_0} \quad (9)$$

これらの式より理論曲線を描画する。この理論曲線の形状は主に B 、 F 、 γ によって決定される。つまり B 、 F 、 R の3つのパラメータを与えることで理論曲線の形状は決定される。簡単に述べると、出力の立ち上がりや、最高到達値が β に、出力が低下する傾きが F に、疲労した後に出力が定常状態になる際の出力の大きさが γ に依存している。こうした特徴を参考にすることで各パラメータを実験的に決定することができる。各パラメータを決定するために被験者には疲労のために、出力が定常状態になるまで一方向に力を発揮し続けてもらった。その際に測定した出力のデータに式(4)および(9)で表される理論曲線をフィッティングしたものを図8に示す。次に途中で休憩を挟んだ場合の出力の変化を測定した。実験では休憩時間を15秒間で一定として、出力時間を20秒と10秒とした2つの条件で測定を行った。一度目の実験では出力20秒、休憩15秒で測定し、二度目の実験では出力10秒、休憩15秒で測定した。なお、疲労の影響がないように一度目と二度目の実験は別の日に実施した。実験値と図8の実験結果から決定したパラメータを用いて推定した理論値を比較した結果をそれぞれ図9、図10に示す。この結果を見ると、実験値と理論値の間で差が目立つことが分かる。例えば、理論曲線は出力中と休憩中の疲労速度や回復速度を常に一定値として扱っているが、後半にいくほど実験値に比べて出力の推定値が小さくなっていることから、休憩中の回復速度は出力中の回復速度よりも大きな値であると考えられる。また、後半の出力低下の傾きが理論

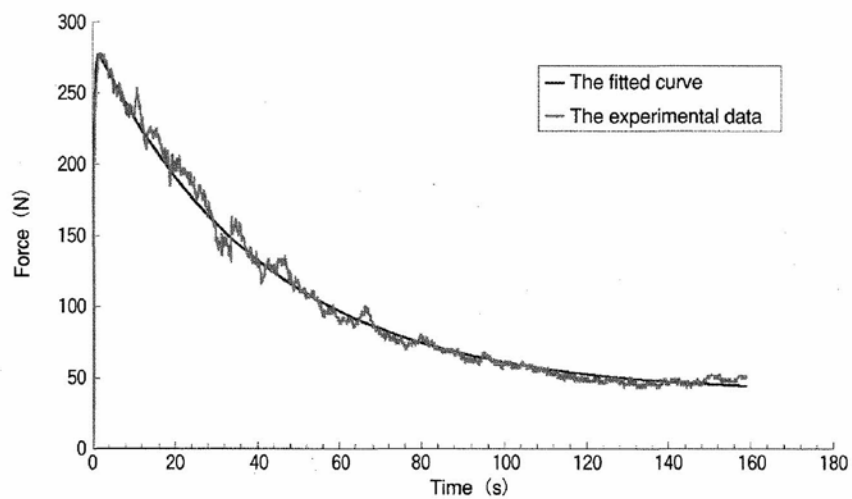


図8 Measured data and fitted curve of muscle force

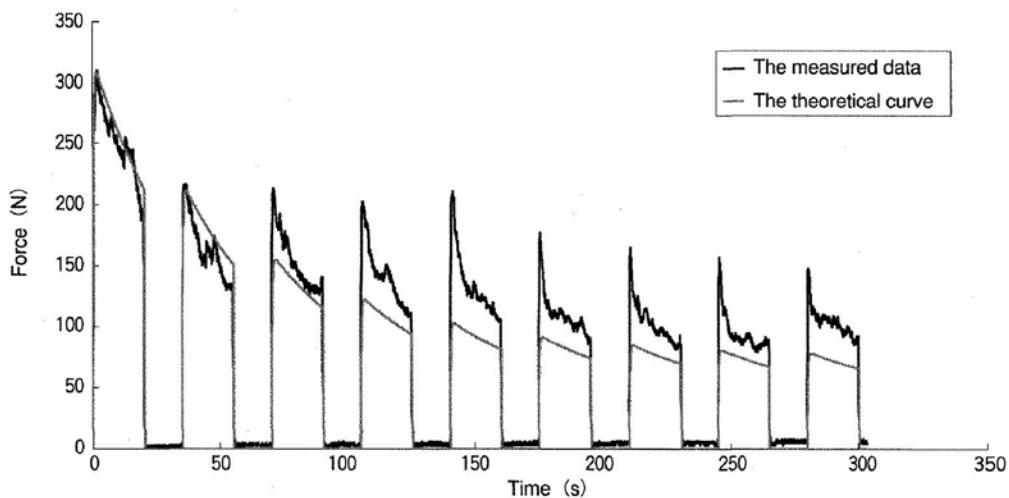


図9 Comparison between measured and theoretical data of the first experiment

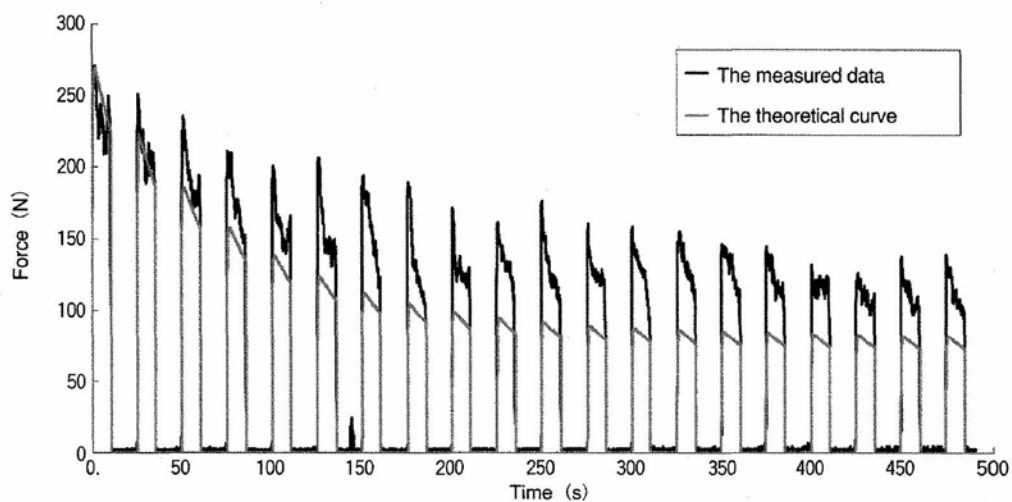


図10 Comparison between measured and theoretical data of the second experiment

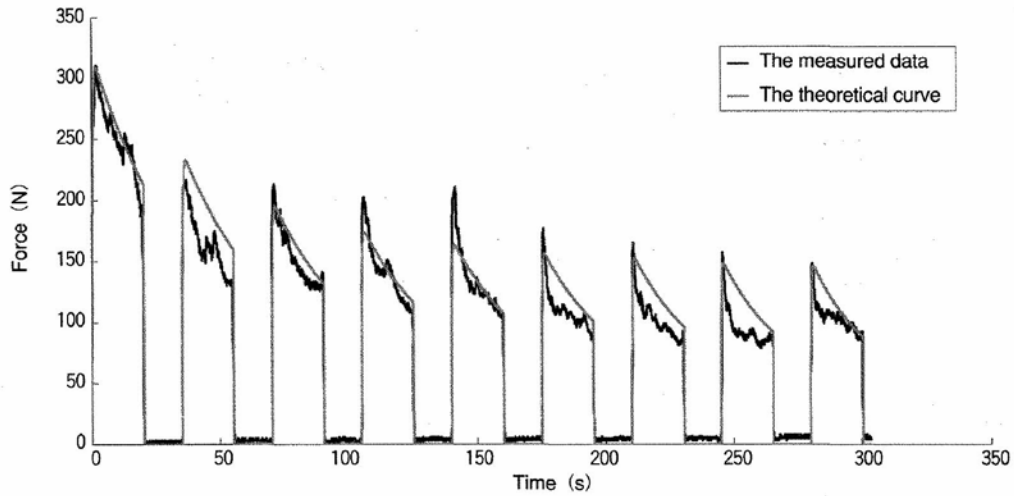


図11 Comparison between measured and modified theoretical data of the first experiment

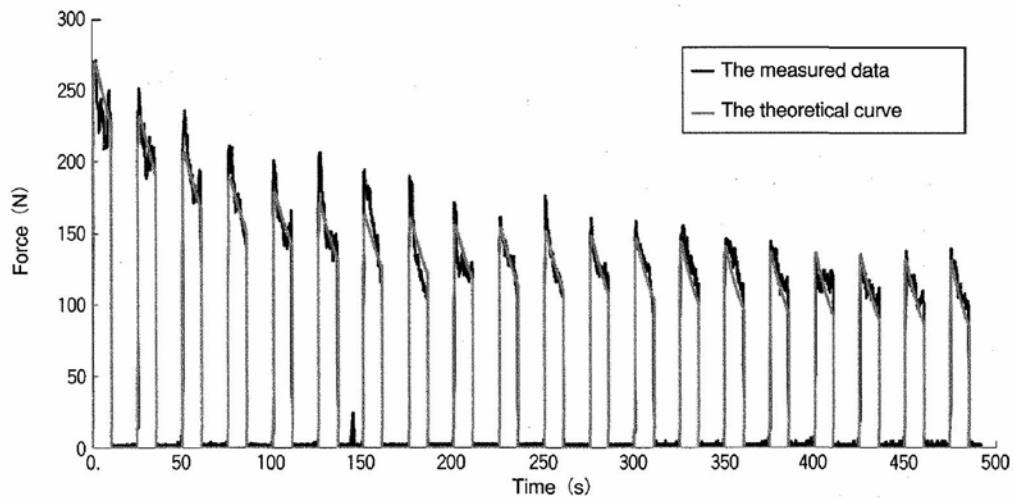


図12 Comparison between measured and modified theoretical data of the second experiment

曲線に比べて実験値の方が大きいことから、疲労速度は後半にいくほど増していると考えられる。こうした傾向を考慮に入れた上で、再度パラメータを実験的に決定し、実験値と理論値の比較を行った。結果は図11および図12に示す通りで、実験値と理論値が近い値を示していることが分かる。今回の疲労実験では一人の被験者に対してのみ実験を行ったため、個人差については判断できないが、この結果を見る限り、Jing Z. Liuらの筋肉疲労モデルで疲労速度や回復速度を疲労とともに修正することで疲労と休憩による出力の変化を推定することが可能であると考えられる。

3. まとめ

本研究では、より人間に近い特性を持った筋骨格モデル開発の基礎段階として、二関節筋を取り入れた上肢モデルを作成し、上肢の姿勢や系先端における出力の大きさ、方向から各筋肉の筋力を推定する手法について述べた。また、筋肉の疲労モデルについて述べ、休憩による回復効果を取り入れたモデルを考案した。今回の実験では、それぞれのモデルの妥当性を確認した。今後、これらのモデルを現在の静的なモデルから動的なモデルへと発展させ、更にモーションキャプチャーなど

と組み合わせることで、実際に作業を行う際の疲労の少ない作業設計や、必要な休憩時間の評価に利用することが可能となると期待される。

謝 辞

本研究の実施にあたり、研究助成を賜りました財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚くお礼を申し上げます。

文 献

- 1) 熊本水頼, 協調制御モデル-Animal Inspired Technologies-. <http://www.air-dawn.net/data/event/workshop20041030/Papers/2-1.pdf>
- 2) Jing Z.Liu et al., "A Dynamical Model of Muscle Activation, Fatigue, and Recovery" *Biophysical Journal*, 82, 2344-2359 (2002)