

修士論文

ロボットアームを用いた上肢運動療法支援に

関する研究

-肩外転・内転運動における

筋出力の精度に基づいた筋疲労モデル-



指導教員 加藤 典彦 准教授

平成 23 年度

三重大学 大学院 工学研究科 博士前期課程
機械工学専攻 メカトロニクス研究室

410M124

坪井 達哉

目次

第1章	緒言	1
1-1	本研究の背景	1
1-2	本研究の目的	1
1-3	本論文の概要	3
第2章	運動療法訓練	4
2-1	運動療法訓練とは	4
2-2	運動の種類	4
2-3	本研究で行う運動訓練	5
2-4	本研究での訓練部位及び訓練動作	5
第3章	実験装置	6
3-1	システム概要	6
3-2	ロボットアーム	7
3-2-1	ロボットアーム	7
3-2-2	ロボットアームコントローラ	9
3-2-3	制御プログラム	10
3-3	ハンド	10
3-4	力・トルクセンサ	11
3-5	視覚提示システム	12
3-6	実験概要	13
第4章	筋疲労モデルの妥当性評価	15
4-1	筋疲労評価方法と筋疲労モデル	15
4-2	妥当性評価実験	18
4-2-1	実験方法	18
4-2-2	実験結果	18

4-2-3 考察	18
4-3 プログラム変更	20
4-4 変更したプログラムによる筋疲労再実験	20
4-4-1 実験方法	20
4-4-2 実験結果	20
4-4-3 考察	20
4-4 提案手法	25
4-5 視覚提示システムの修正	28
第5章 筋疲労度と終了往復回数の推定	29
5-1 筋疲労度評価方法	29
5-2 推定のための条件	29
5-3 推定結果	30
5-4 考察	30
第6章 結言	37
謝辞	
参考文献	

第1章 緒言

1-1 本研究の背景

近年、リハビリテーションの現場においてはこれまで主な対象であった運動器疾患の患者以外にも、呼吸器や脳血管疾患の患者もリハビリテーションを行う対象となってきている。さらに、何らかの障害が生じてからの治療としてではなく、障害予防の為にリハビリテーションを行うといったこともなされている。これにより、リハビリテーションを必要とする患者の数が増えてきている。一般的に、リハビリテーションは患者 1 人に対して療法士 1 人がついて行っている。これらのことから、療法士 1 人に対する患者の数が多くなることによる療法士への負担増加と、リハビリテーションの質の低下が懸念されている。そこでロボット技術や計測技術の発展に伴い、この技術を医療・福祉分野へ導入することが期待されるようになっている[1][2]。また、平成 22 年 6 月 18 日に「新成長戦略」が閣議決定されたことに伴い公表された「厚生労働分野における新成長戦略について」の中でも「介護機器（福祉用具）振興、生活支援ロボットの実用化」という施策があり、これらの試みの重要性や必要性は今後さらに増していくと考えられる。

1-2 本研究の目的

ロボット技術や計測技術の医療・福祉分野への導入に際して、その機能を有効に活用する手段として、障害者または介護者の動作補助があげられる。ロボット技術や計測技術の動作介助への応用に関する研究は多岐にわたって行われている。障害者の食事[3]や歩行[4]を始めとする日常動作の介助[5]、あるいはリハビリテーション運動訓練の介助[6][7]などがあげられる。これらの研究から様々な器具が作り出され、また実際にリハビリテーションの現場でも用いられている。しかし、これらの器具は操作や準備が、特に多機能で高性能なシステムになるほど煩雑な手順を要し、療法士への負担が増す。このようなシステムは日常的な介助や補助に用いるには現実的ではない。また、リハビリテーションの現場では患者の力の入れ具合や表情から筋疲労度を把握し、それに応じて適切な運動量を決定することが求められている。しかし、これは理学療法士の主観的な判断によるものであり、ある程度の経験を必要とする。従来、定量的な筋疲労評価には、筋電図による周波数解析や、振幅の変化による評価が一般的である[8][9]。本橋ら[10]は、スクワット運動時の表面筋電図から平均パワー周波数(MPF)と整流化平均値(ARV)を求め、筋疲労の増大に伴い MPF は減少し、ARV は増加する傾向にあることを調査した。また、石井ら[11]は、著者らが開発した変位筋音信号センサを用いて上腕二頭筋の筋疲労増大に伴う値の変化を調べた。その結果、筋電図の整流化平均値には大きな変化は認められないが、変位筋音信号の整流化平均値は時間の経過に伴い大きく低下したと述べている。これらの手法を用いて筋疲労度を把握する際にも、器具を使用するために煩雑な手順を必要とする。これに加えて、センサを

装着したままで運動を行うことは患者に精神的ストレスを与える原因となってしまう。

リハビリテーション用器具の取り扱いの煩雑さに対し臼井ら[12]はリハビリテーションの中でも特に運動療法訓練(関節可動域の維持・増大訓練, 筋力増強訓練, 持久力訓練, 協調性運動訓練など[13])をとりあげ, これらの動作を統一的に扱うことを可能とし, かつ訓練前に行う患者の身体データ計測やセンサ・装具等の装着といった療法士の行う作業を可能な限り解消あるいは簡易化できるシステムの開発を行った。そして, ロボットアームおよび力・トルクセンサを用いたシステムにおいて, センサ・装具の装着を行わずに身体データの計測および運動療法訓練の実施を可能とするロボットアームの制御プログラムの開発と評価を行った。また伊藤ら[14]は, 安全性の向上のため運動訓練中のロボットアームと被験者の手との間の接触力に着目し, その値に関して閾値を用いることにより, 安全・注意・危険の3つの領域の設定を行った。また連続的に運動訓練を行ったときの影響についても, 接触力に着目して検討を行い, 適切な領域設定を行った。そして設定した安全領域外での運動訓練を回避するために, 各領域に適したロボットアームの制御プログラムを開発した。しかしこれらのプログラムを用いたシステムでは, 運動療法訓練を行う際に運動中の患者の筋疲労度を把握して適切な運動量を決定することができないという問題があった。

筋電図または筋音図を用いずに筋疲労度を定量的に把握する方法に対し森岡ら[15]は, 肘の屈曲・伸展運動を対象としたシステムにおいて, 前腕の疲労により生じる手首角度の増大を筋疲労評価の指標として用いることを提案した。また鈴木ら[16][17]はシステムの汎用性を生かし, 肩の外転・内転運動を対象としたシステムへと拡張させた。そして筋疲労評価方法として, 患者の筋出力の精度[18]に着目した筋疲労評価を提案し, 肩関節の外転・内転運動においてこれを検証してきた。そしてこれを基にした筋疲労モデルを構築した。しかし, 構築された筋疲労モデルの妥当性の評価は行われていない。

本研究では, Suzuki らが構築した筋疲労モデルの妥当性の評価を行う。また, 妥当性評価の結果を基にして運動訓練中に筋疲労度を把握し適切な運動量の目安を提示するシステムへの改良を行う。

1-3 本論文の概要

本研究は、肩の外転・内転運動療法訓練を対象として、マニピュレータを用いたリハビリテーション支援システムの開発に取り組む。本論文は前任者が構築した筋疲労モデルの妥当性の評価、そして評価結果を基にした新たな筋疲労モデルの構築、および新たな筋疲労モデルを用いた筋疲労度と終了往復回数の推定からなる。

以下に本論文の各章の概要を述べる。

- 2 章： リハビリテーションにおける運動療法訓練の位置付け, 並びに本研究で行う運動訓練, 訓練動作および対象部位の説明.
- 3 章： 本研究において使用する実験装置のシステム構成, 並びにその概要.
- 4 章： 筋疲労モデルの妥当性の評価と新たな筋疲労モデルの構築
- 5 章： 筋疲労度と終了往復回数の推定
- 6 章： まとめ, 本論文の総括.

第2章 運動療法訓練

本章ではリハビリテーションにおける運動療法訓練の位置付け、並びに本研究で行う運動訓練、訓練動作および対象部位について述べる。

2-1 運動療法訓練とは

身体障害に対する治療手段は多種にわたり、リハビリテーション医学の発達に伴い発展してきた。その中でも理学療法は重要な治療手段の1つとしてあげられる(Fig.2.1)。この理学療法とは物理的な手段、すなわち運動、電気、温熱などを用いて治療を行うものである。その中でも運動療法はリハビリテーション医学が発達するにしたがって、中心的な役割を担うようになってきた。

運動療法は治療体操とも呼ばれ、規則的な運動を行うことによって身体各部および全身に対しての筋肉、骨、神経、内分泌系および新陳代謝への生理的効果によって身体の機能の改善を図るものである。

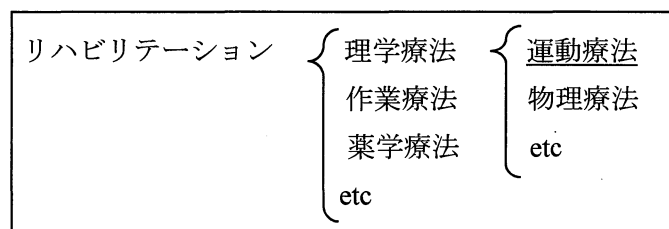


Fig.2.1 リハビリテーションの分類

2-2 運動の種類

今回行う上肢における筋力を回復・維持させるリハビリテーションは、療法士が他動的に被験者の関節を動かす他動運動、被験者に自発的に筋の収縮を行わせながら、療法士あるいは器具の補助によって関節運動を行う自動介助運動、被験者自らに運動を行わせる自動運動、筋力増強訓練としての抵抗運動、と大きく四つに分けられる。

- ①他動運動(passive exercise)
- ②自動介助運動(active assistive exercise)
- ③自動運動(active exercise)
- ④抵抗運動(resistive exercise)

本研究で扱う自動介助運動は、筋の収縮様式から運動を分類すると、関節の動きを伴わない静的収縮と、関節の動きを伴う動的収縮に分けられる。さらに、静的収縮は等尺性収縮に、動的収縮性は等速性収縮と等張性収縮に分類できる。

2-3 本研究で行う運動訓練

今回ロボットアームを用いて運動療法訓練を行うにあたり，その中でも比較的よく用いられている2種の運動訓練を選択した．以下に各運動訓練の概要を述べる．

①等速運動訓練

一定の速度で患部を動かし，訓練部位の筋肉を動かす訓練方法．この訓練は人の手で行うのは非常に困難であるため，通常は専門の器具を用いて行う．訓練では，ロボットアームの動きに患者が従う．

②等張運動訓練

一定の力を加えてくるものに対して押し返すという訓練方法．一定の力で患部に負荷をかけることにより，一定の張力を生じさせる運動である．そのため，自動的に関節は動きを生じる．訓練では，ロボットアームが被験者に一定力の負荷を与える．

2-4 本研究での訓練部位及び訓練動作

今回マニピュレータを用いてリハビリテーション訓練の自動補助を行うにあたり，対象となる訓練部位は，比較的自由度が高い訓練を必要とする部位である事がシステムを評価する上で望ましい．よって本研究では，比較的症例も多く，また訓練に必要とされる自由度も高い肩関節のリハビリテーション訓練を対象にして，マニピュレータを用いて運動療法訓練の補助を行う．

今回対象とする訓練動作は，Fig.2.2 に示される肩の外転・内転運動である．訓練時の体勢は椅子に座った状態とし，身体の固定はなしとする．運動範囲は 30° ～ 90° としている．

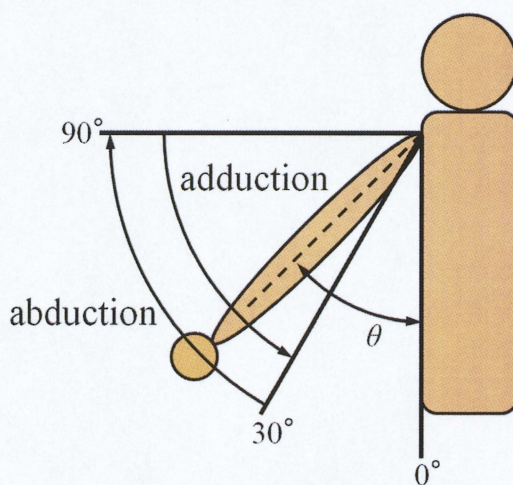


Fig.2.2 訓練動作

第3章 実験装置

本章では本研究において使用する実験装置のシステム構成，並びにその概要について述べる．

3-1 システム概要

実験装置のシステム概観を Fig.3.1 に示す．被験者はロボットアームの先端に取り付けたハンドを把持し，肩関節の外転・内転運動を行う．運動中，ロボットアームの先端に取り付けた力・トルクセンサによって被験者が発揮している力を測定し，その測定データをもとにロボットアームの制御を行う．

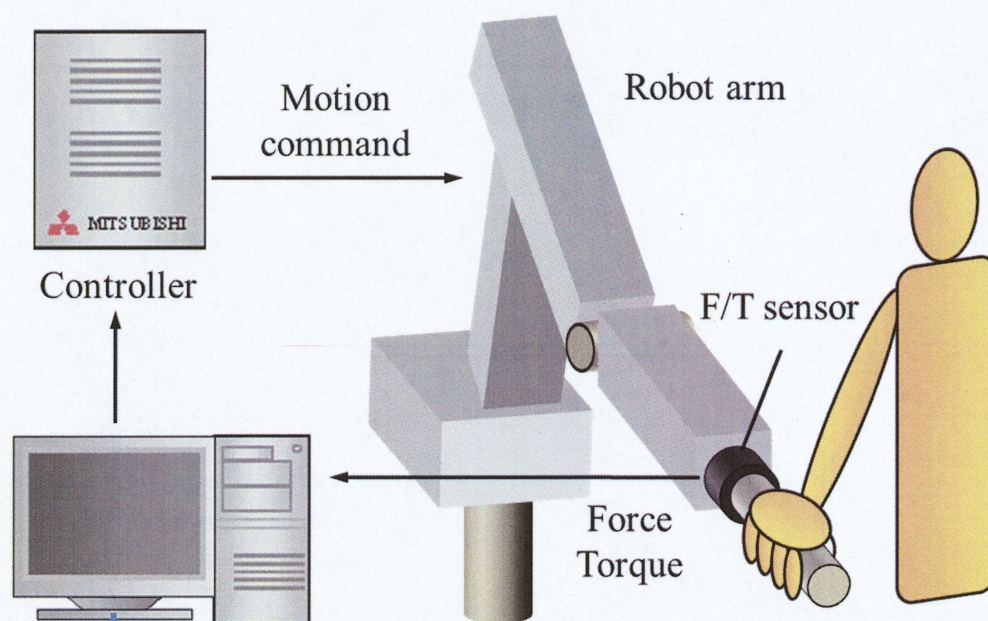


Fig.3.1 システム概要

3-2 ロボットアーム

3-2-1 ロボットアーム

ロボットアームの仕様を Table 3.1 に示す. また, 可動範囲を Fig.3.2 に, ロボットアームとコントローラの外観を Fig.3.3 に示す.

Table 3.1 ロボットアーム仕様

項目	仕様		
名称	三菱重工汎用ロボットアーム本体		
型式	PA10-7C-ARM		
形式	垂直多関節形		
間接数	7		
アーム長	肩リーチ:317mm(ベース面～S2 間) 上腕:450mm(S2～E1 軸間) 下腕:480mm(E1～W1 軸間) 手首リーチ:70mm(W1～メカニカルインタフェース面間)		
可動範囲	Fig.3.2		
関節動作範囲 および 最高動作速度	軸名称	リミット(°)	最高動作速度(°/s)
	S1(回転)	±180	±1
	S2(旋回)	±97	±1
	S3(回転)	±180	±2
	E1(旋回)	±143	±2
	E2(回転)	±270	±2 π
	W1(旋回)	±180	±2 π
	W2(回転)	±270	±2 π
可搬重量	10kg		
駆動方式	AC サーボモータ		
動作温度範囲	0～50℃		
動作湿度範囲	30～90%RH(無結露)		

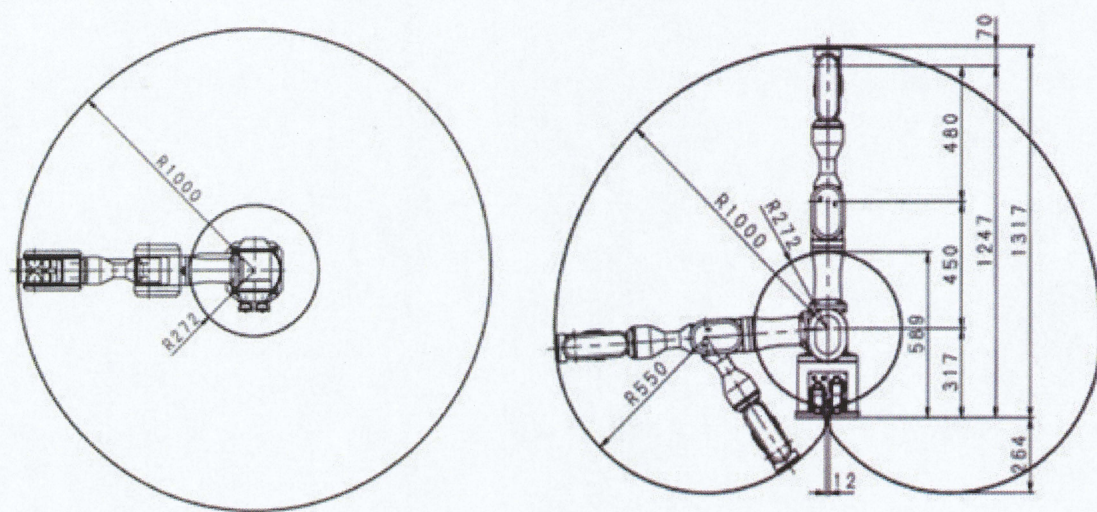


Fig.3.2 アーム可動範囲

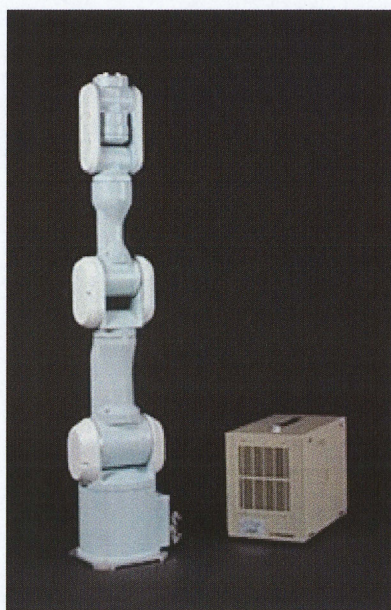


Fig.3.3 アーム外観

3-2-2 ロボットアームコントローラ

コントローラはサーボドライバ内蔵型である。コントローラの仕様を Table 3.2 に、サーボドライバの仕様を Table 3.3 に示す。

Table 3.2 ロボットアームコントローラ仕様

項目	仕様	
型式	PA10-7C-CNT	
駆動方式	後述のサーボドライバ内蔵	
非常停止	非常停止ボックス付属	
環境	動作温度範囲	0℃～40℃
	動作湿度範囲	80%RH 以下(無結露)

Table 3.3 サーボドライバ仕様

項目	仕様
形式・構成	フルデジタルサーボ 7 軸一体型
指令値	速度指令, モータトルク指令 ARCNET 経由入力
制御性能	速度制御:制御範囲フルスケールに対し 1000:1 速度変動率 1%以内(アクチュエータ定格負荷時) 制御機能:速度制御 :400 μ s デジタル PID 電流ループ:100 μ s デジタル PI
表示機能	メカブレーキ ON/OFF 制御電源 ON/OFF 速度制御/トルク制御 モータ電源 ON/OFF エラー表示 位置リミット ON/OFF

3-2-3 制御プログラム

今回の実験では、三菱重工汎用ロボット PA10-7C に付属しているライブラリの「リアル制御」を用いて各運動の制御プログラムを C 言語により作成した。リアル制御とは、制御周期毎にアーム先端の位置・姿勢、または各軸角度を与えることで、その位置・姿勢、または各軸角度に制御することができる制御方法である。今回の実験では、アーム先端の目標位置・姿勢を随時更新することで、各運動を実現する。

3-3 ハンド

被験者が把持するハンドの外観を Fig.3.4 に示す。直径 34mm、長さ 140mm である。ハンドの材質はジュラルミンである。筋電位測定の際、ロボットからの電位がノイズとして信号にのるため、ゴムを巻いて絶縁してある。



Fig.3.4 ハンド外観

3-4 力・トルクセンサ

今回の実験では，被験者が発揮する力の測定に，ビーエルオートテック社製の 6 軸力・トルクセンサを用いた．力・トルクセンサの仕様を Table 3.4 に，外観を Fig.3.5 に示す．

Table 3.4 力・トルクセンサ仕様

項目	仕様		
モデル	Gamma SI-130-10		
定格値	力	Fx Fy [N]	130
		Fz [N]	400
	トルク Tx Ty Tz [Nm]		10
分解能	Fx Fy [N]		1/160
	Fz [N]		1/80
	Tx Ty Tz [Nm]		1/3200
1 軸当たりの最大過負荷	Fx Fy [N]		1000
	Fz [N]		3300
	Tx Ty [Nm]		70
	Tz [Nm]		82

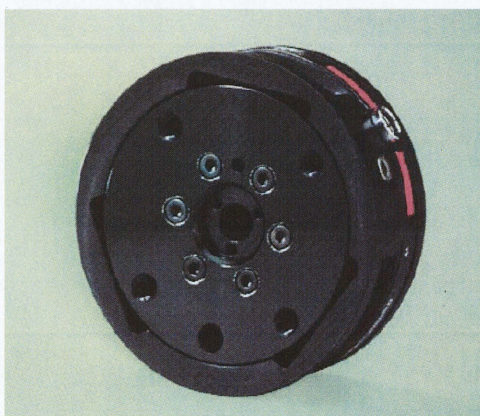


Fig.3.5 力・トルクセンサ外観

3-5 視覚提示システム

ここでは運動中に生じる姿勢の崩れなどの問題を解消し、患者と療法士の両視点から適切な運動を行えているかを確認できるように構築した視覚提示システムについて述べる。今回対象としている肩関節は自由度が大きいいため、患者が力の発揮方向を把握しづらいことや、運動中に関節が固定されていないため、力を発揮する際に体幹軸の傾きなどが患者の無意識下で生じる。これにより訓練対象となる筋の活動レベルの低下が生じる。これらの課題に対し、筋出力のみでなく運動肢位の提示を設け、姿勢の崩れを視覚的に把握することで、患者自身による修正、または療法士が指示することにより適切な運動の実現を目指す。

Fig.3.6 に構築した視覚提示システムを示す。黒の実線の交点は運動回転中心となる肩関節の初期位置を示す。緑色の十字線は運動中の患者の運動回転中心の位置を示しており、初期位置からのずれから患者が体幹軸の傾きを把握し、運動姿勢を修正することができる。緑の十字線から引かれた紫の実線は患者の腕の位置を示しており、その先端に表示されている緑線と赤線はそれぞれ力の目標方向である接線方向と、患者が発揮している力の方向を示している。これにより患者が力の発揮方向のずれを把握することができる。また、緑色の十字線から引かれている 3 本の水色の線は、現在の運動角度、及び運動終了位置を把握できるように表示したものである。

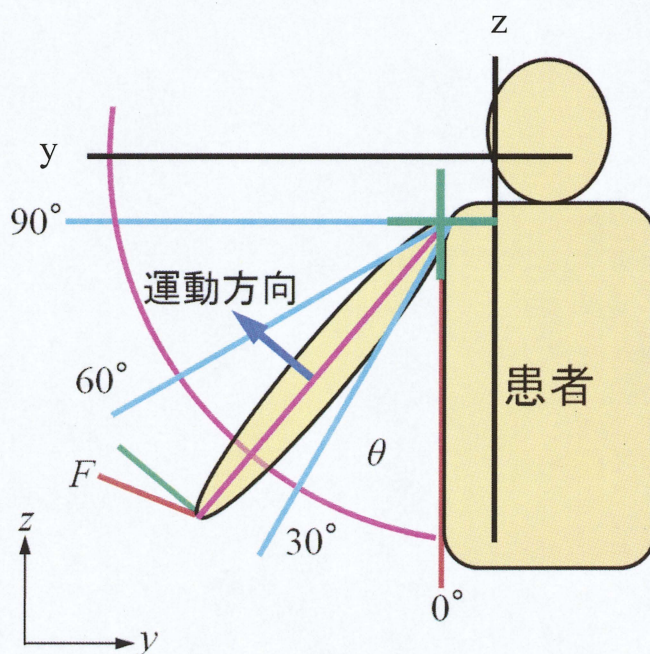


Fig.3.6 視覚提示システム

3-6 実験概要

今回の実験では、肩関節の外転・内転運動を対象としたリハビリテーション訓練を行う。実験は2章で述べた通り、運動療法訓練の中の等速運動訓練、等張運動訓練を行う。

具体的には、肩関節の外転・内転運動に対して行われる前述の運動療法訓練の補助をロボットアームによって行う。実験システムの座標系を Fig.3.7 に示す。図中の記号は以下の通りである。

手先位置： $P(x,y,z)$

目標手先位置： $P_d(x_d, y_d, z_d)$

回転半径（腕長）： l

回転中心（肩関節）： $O(O_x, O_y, O_z)$

肘関節角度： θ

中心がずれた時の回転中心： $O_d(O_{dx}, O_{dy}, O_{dz})$

回転運動軌道に対して接線方向の力： F_t ,

回転運動軌道に対して法線方向の力： F_n ,

ここで、肩関節位置(回転中心)の変化は随時補正が行われるようになっている[8].

実験風景を Fig.3.8 に示す。被験者は椅子に座った状態でロボットアーム先端のハンドを把持し、肩関節を中心とした円弧軌道上を動くロボットアームに従い各種運動訓練を行う。

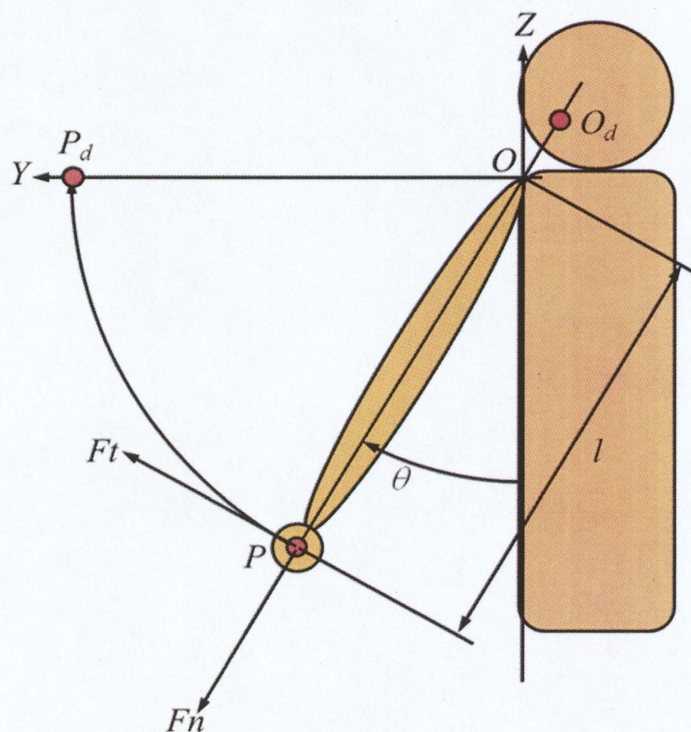


Fig.3.7 実験システムの座標系

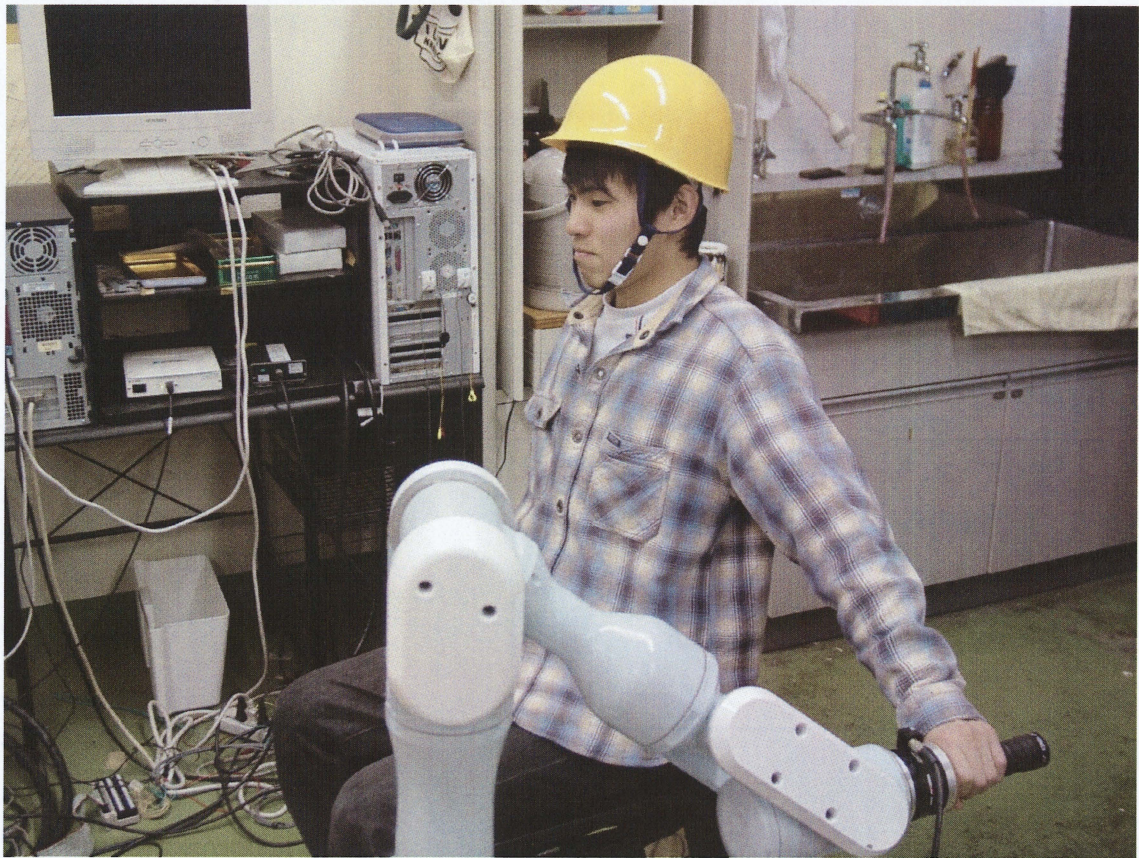


Fig.3.8 実験風景

第4章 筋疲労モデルの妥当性評価

本章では患者の筋疲労度を把握するために鈴木らが提案した筋疲労評価方法[17]と、それを基にした筋疲労モデルの妥当性評価について述べる。リハビリテーションでは患者の筋疲労度を把握し、それに応じて適切な支援が求められる。健常者の場合、筋疲労が最大に達すると、力の発揮量が設定負荷に満たなくなる。しかしリハビリ患者の場合、このような判断では無理な運動によって筋肉の断裂などを起こす危険性がある。そのため、患者の筋疲労が最大に達したかの判断だけでなく、患者の筋疲労度を随時把握できる筋疲労評価が必要となる。これまで筋疲労を把握する方法として、筋電位による筋疲労評価が多く報告されている。しかし、この評価方法は毎回のセンサの着脱を要するため、準備の煩雑さやセンサを装着しながらの運動は、患者への精神的ストレスを伴うという欠点がある。そこで新たな手法として、鈴木ら[17]は運動単位に着目した生体メカニズムをもとに、筋出力の発揮方向の精度による筋疲労モデルを構築した。運動単位とは、1本の運動ニューロンと、それに支配される筋線維の集団のことを指す。そして、1運動単位当りの筋線維数を表す比を“神経支配比”と呼び、神経支配比が小さいほど微細な運動が可能となる。各々の運動単位における出力の制御は、神経インパルスによって調節される。中枢では「どの運動単位をどれだけの頻度で収縮されるか」という制御を行うことになるが、発揮筋力を増大させる際にはサイズ(神経支配比)の小さい運動単位から順番に動員されるという考えがある(サイズの原理)[18]。低負荷における運動においては、比較的神経支配比の小さい筋繊維が動員される。そして運動の持続に伴い、筋が疲労し発揮筋力が低下すると、徐々に神経支配比の大きい筋繊維を動員することによって力を保とうとする[19][20]。このことから、低負荷における持続的な運動においては、筋疲労の蓄積に伴い力の精度が徐々に低下することが考えられる。本章では、筋出力の発揮方向の精度による筋疲労評価方法を基にした筋疲労モデルの妥当性を評価し、そこからさらに汎用性を持たせたものに改善していく。

4-1 筋疲労評価方法と筋疲労モデル

Fig.4.1 に鈴木らが提案した筋疲労評価方法を示す。この筋疲労評価方法では、肩関節の外転・内転運動を行う際、Fig.4.1 中の F_g で示すように、接線方向にのみ指定した値だけ力を発揮する運動を目標としている。しかし、運動回数の増加に伴い接線方向へ力を発揮することが困難となり、力の発揮方向にずれが生じるようになる。そこで、発揮力の目標方向からのずれにより生じる筋出力の法線方向成分 $|F_n|$ の増減に着目し、運動範囲である肩関節角度 $30 \sim 90^\circ$ の合計値を1往復毎に算出し5往復毎の移動平均値をとった。その結果、運動回数の増加に伴い $|F_n|$ が単調増加していくことが分かった。これを基に、それぞれの $|F_n|$ の値を最初の値 $|F_{n_{start}}|$ で除することにより個人差を低減し、運動回数の増加に伴う $|F_n|/|F_{n_{start}}|$ の値の増減によって筋疲労を評価する。

次に、Fig.4.2 に先ほど述べた筋疲労評価方法を基に構築した筋疲労モデルを示す。グラ

フの縦軸は $|Fn|/|Fn_{start}|$ を表している。横軸は筋疲労度を表しており、最初の5往復の平均値を疲労度0とし、最後の5往復の平均値を疲労度100としている。またグラフ右側の縦棒は誤差範囲を表す。

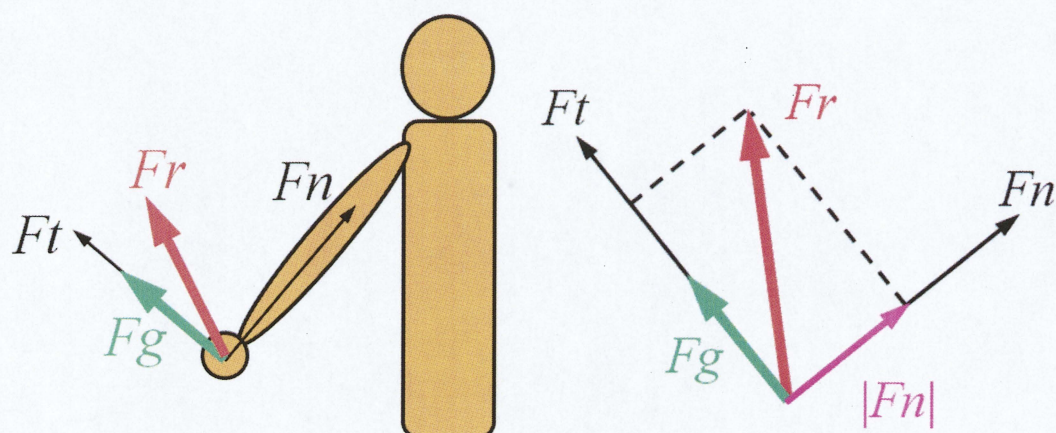
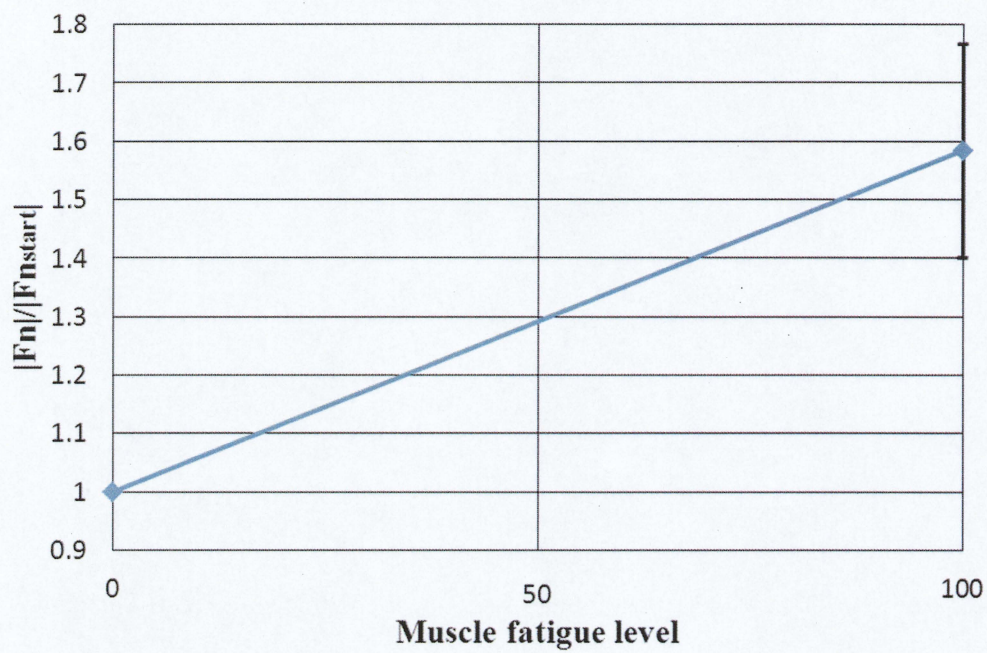
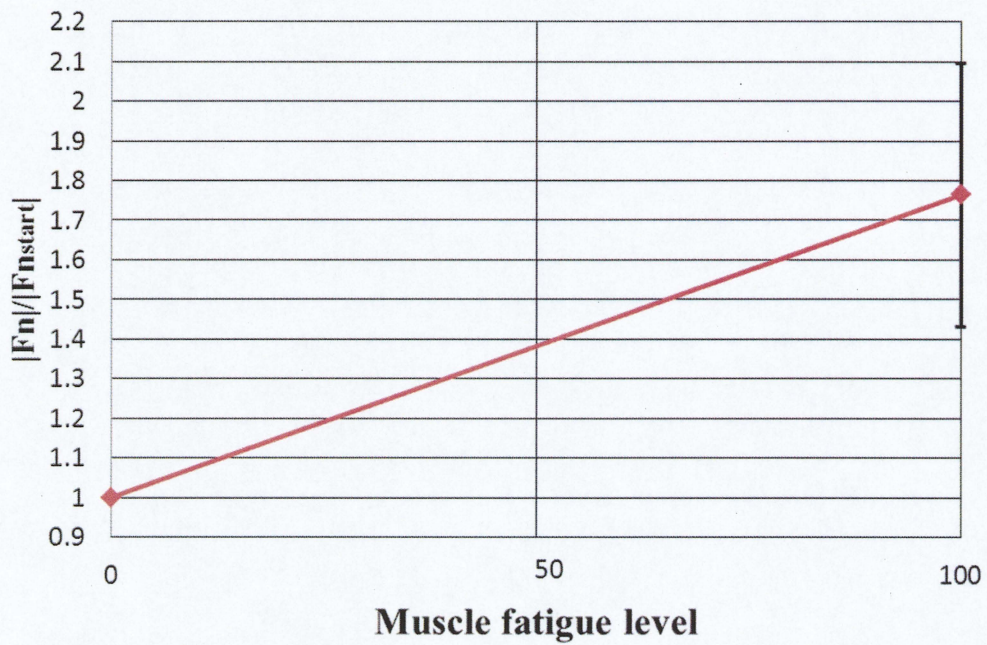


Fig.4.1 筋疲労評価方法



(a)外転時の筋疲労モデル



(b)内転時の筋疲労モデル

Fig.4.2 鈴木らによる筋疲労モデル

4-2 妥当性評価実験

4-2-1 実験方法

今回はモデル構築時とは別の被験者で、モデル構築時と同じ実験条件で筋疲労評価を行い、モデルと比較することによりモデルの妥当性を検討した。

被験者はモデル構築時の被験者とは別の被験者3名とし、 $30\sim 90^\circ$ の角度範囲で運動を実施した。設定負荷は、運動角度 60° で等尺性収縮を最大努力で3秒間行った際の筋出力(以下MVC)の30%とした。運動角速度を一定(8deg/s)のもとで、筋出力の発揮量が設定負荷に満たなくなるまで運動を行わせた。被験者には、モニタに表示された接線方向の筋出力の目標値と目標軌道にできる限り追従するように運動を行わせた。

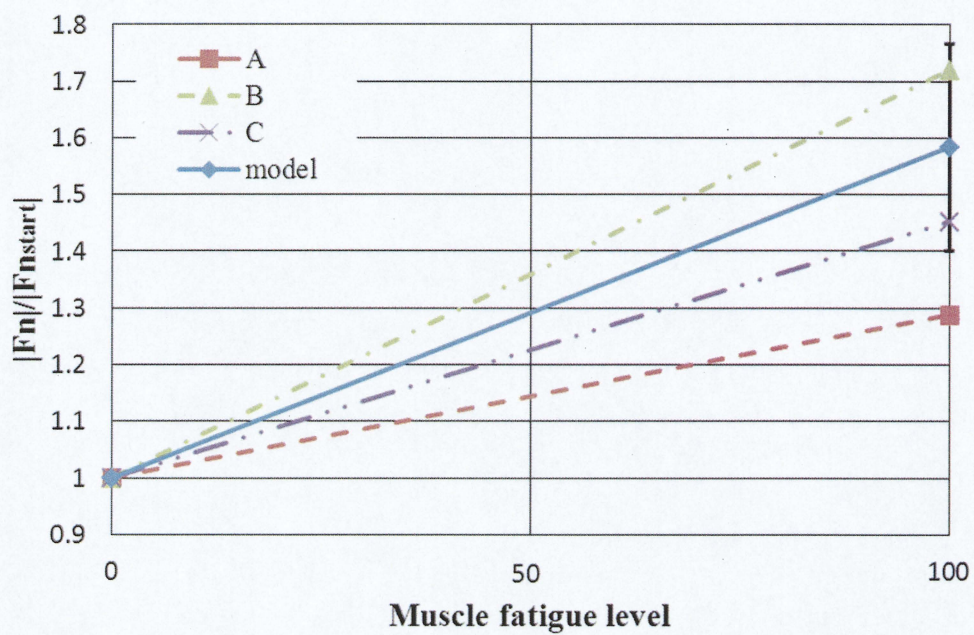
4-2-2 実験結果

Fig.4.3 に実験結果とモデルを比較したグラフを示す。全ての被験者において、モデルと同様に筋疲労度の増大に伴う $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増大を確認した。また、外転時においてはモデルの誤差範囲内に入る結果となった。しかし、内転時ではモデルを大きく下回る結果となった。

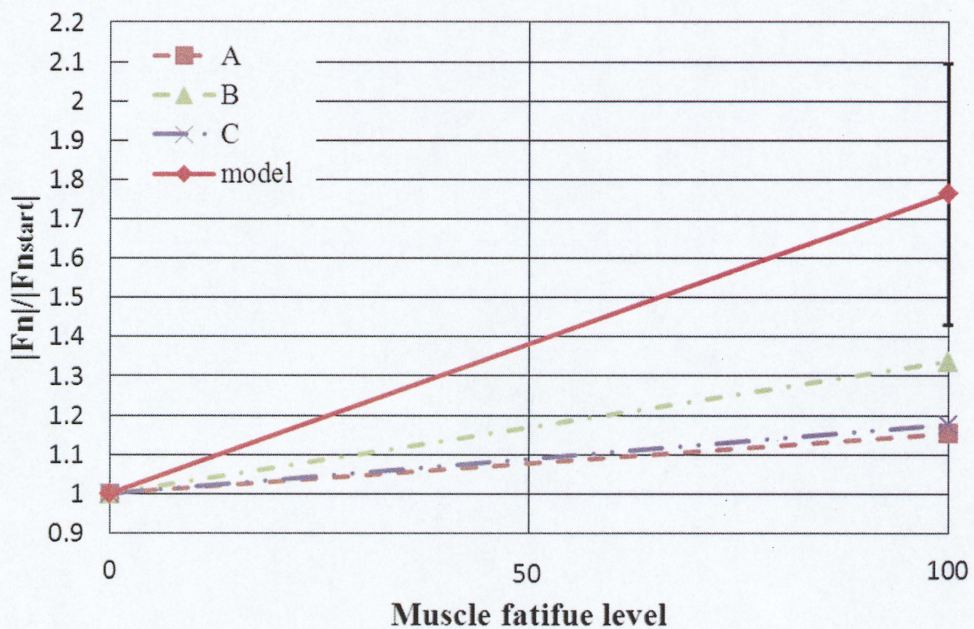
4-2-3 考察

外転時においては3人中2人が、構築した筋疲労モデルの誤差範囲内に入る結果となった。しかし、筋疲労モデルの有用性を考えるとばらつきが大きいと言える。また、個人によって筋疲労度の増大に従う $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値の変化に差があるので、個人差をさらに考慮した筋疲労モデルを構築する必要があると考えられる。

内転時については、実験内容が外転運動と内転運動を交互に繰り返し行うというものであり、全ての被験者において設定負荷を維持できないと判断したのが外転時であった。つまり、内転運動時に活動する筋がまだ疲労していない状態で運動が終了したため、モデルを大きく下回る結果になったと考えられる。この点については、内転運動のみを繰り返す実験を行い、筋疲労モデルと比較していく必要がある。



(a)外転時



(b)内転時

Fig.4.3 筋疲労モデルとの比較

4-3 プログラム変更

妥当性評価実験の結果を受け、ロボットアームの制御プログラムの変更を行った。これまでは筋疲労実験を行う際に往路である外転運動時と復路である内転運動時の両方に負荷を与えていたが、それぞれの運動時に活動する筋の持久力の違いを考慮し、往路または復路のどちらかのみに等張運動による負荷を与え、負荷がない時は等速運動による受動的な運動を行うように変更した。これ以降、外転時に等張運動を行い、内転時に等速運動を行う運動を外転運動と呼び、逆に外転時に等速運動を行い、内転時に等張運動を行う運動を内転運動と呼ぶこととする。

4-4 変更したプログラムによる筋疲労再実験

4-4-1 実験方法

プログラムの変更によって、運動回数の増加に伴う $|Fn|/|Fn_{start}|$ の変化に違いがあるかどうかを見るため、筋疲労実験を再度行った。被験者は5名とし、実験回数は1人あたり外転・内転運動をそれぞれ3回ずつ行った。その他の実験条件はモデル構築時と同様である。

4-4-2 実験結果

Fig.4.4 に全被験者の外転・内転運動それぞれ全3回実験を行ったうちの1回分のデータをまとめたものを示す。グラフの縦軸は $|Fn|/|Fn_{start}|$ であり、横軸は運動回数を各実験での全運動回数で相対値化したものである。グラフより、外転・内転運動の両方において運動回数の増加に伴う $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増加を確認した。

4-4-3 考察

今回取得したデータにおいて $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増加傾向に Fig.4.5, Fig.4.6 のような3つのパターンが見られた。パターン1では運動回数の増加に伴い $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値が徐々に増加していった。パターン2では全運動回数の80%を越えてから急激に値が増加した。パターン3では大きな値の増加と減少が見られた。これらの結果を基に、筋疲労を推定するための新たな筋疲労モデルを提案する。

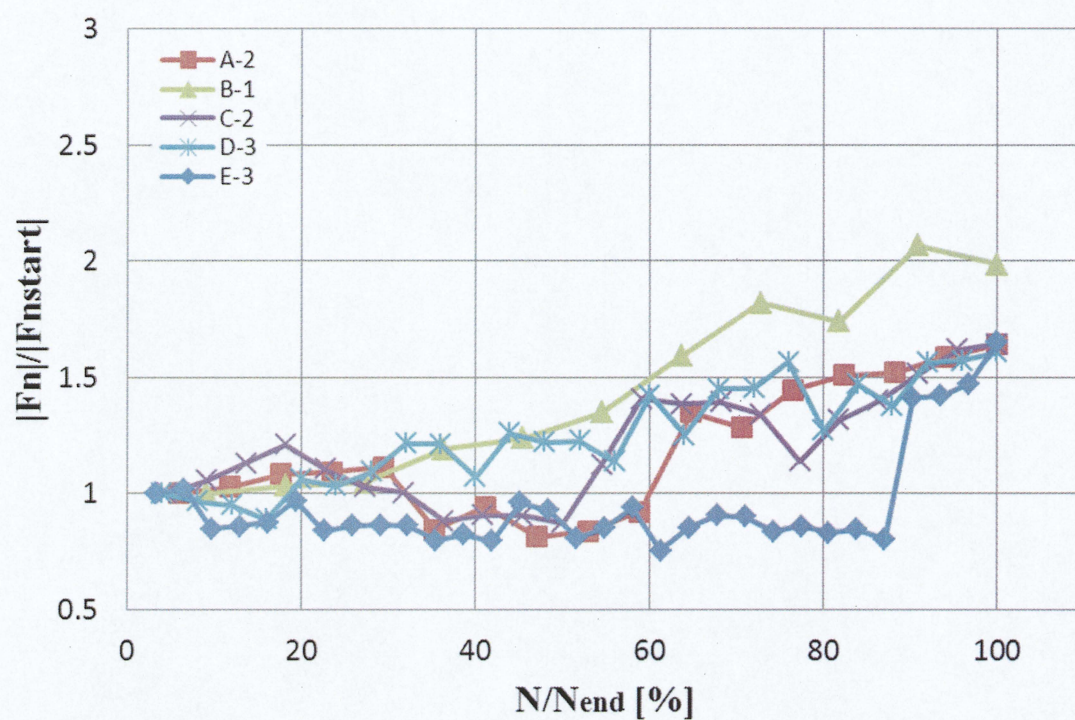
$|Fn|/|Fn_{start}|$ の値の変化が3パターンに分かれたことに関して、サイズの原理[18]を用いて説明する。パターン1では運動回数が増加するに従って徐々に神経支配比の大きい筋繊維が導入されていったと考えられる。次にパターン2では、値が大きく変化した時点で神経支配比の大きい筋繊維が多く導入されたのではないかと考えられる。そしてパターン3では運動を行う中で早い段階から神経支配比の大きい筋繊維が導入されたことで安定しなくなったのではないかと考えられる。また、被験者別に見た $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増加傾向のパターンを Table4.1, Table4.2 に示す。被験者によってパターンに偏りが見られることから、人によって $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増加傾向が違うのではないかと考えられる。

Table4.1 被験者ごとに見た筋疲労モデルのパターン（外転時）

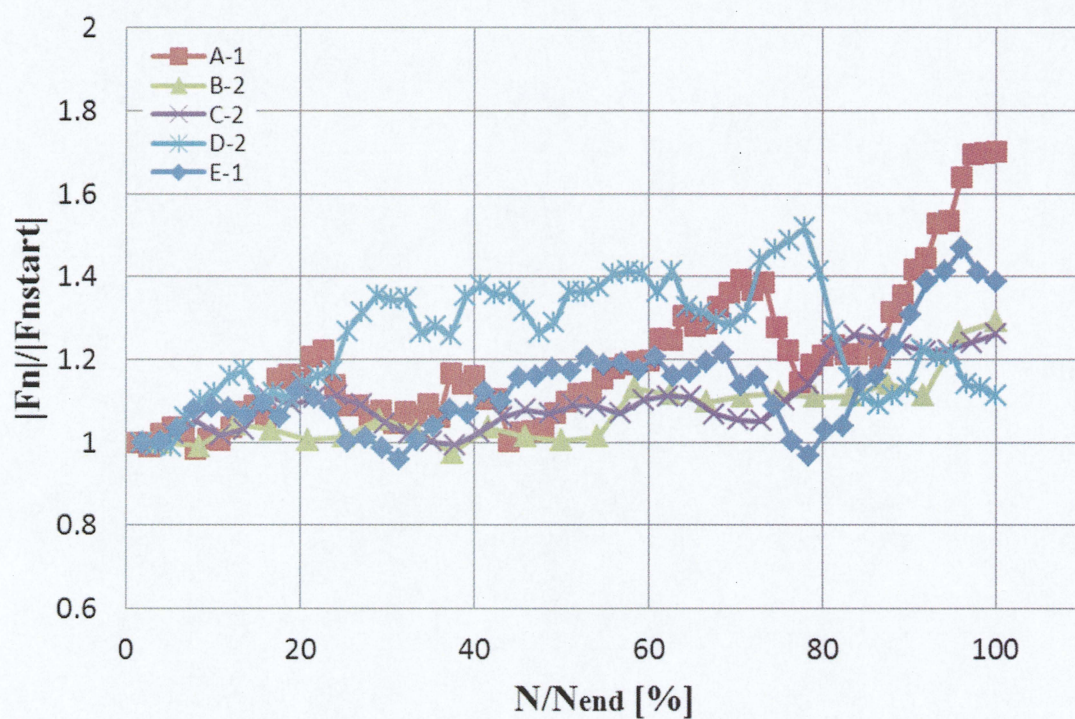
実験回数	1 回目	2 回目	3 回目
A	3	1	2
B	1	1	2
C	1	3	1
D	3	3	1
E	1	3	2

Table4.2 被験者ごとに見た筋疲労モデルのパターン（内転時）

実験回数	1 回目	2 回目	3 回目
A	2	1	1
B	1	1	1
C	1	1	1
D	2	3	1
E	2	3	3



(a)外転時



(b)内転時

Fig.4.4 運動回数の増加に伴う $|F_n|/|F_{nstart}|$ の変化

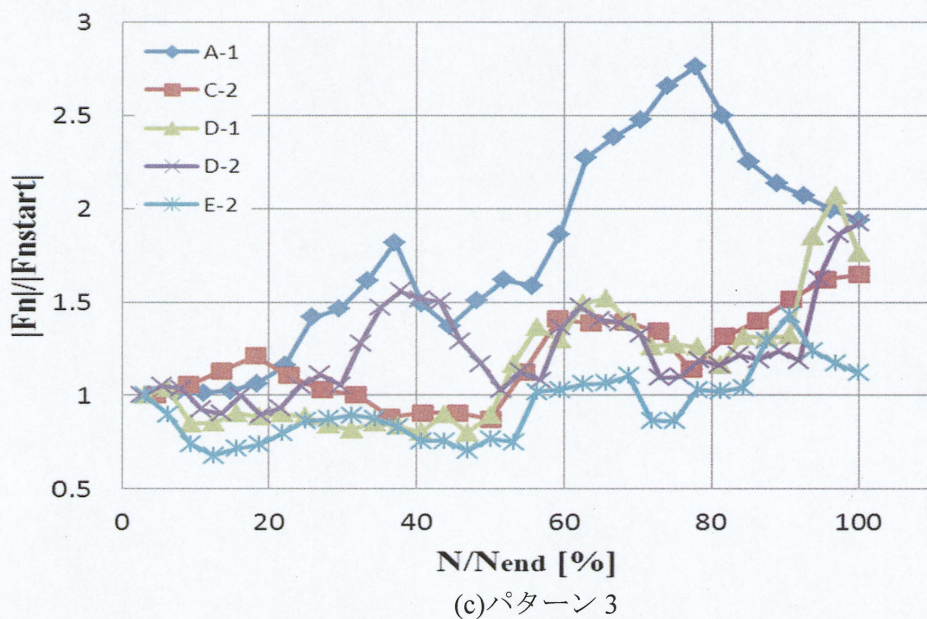
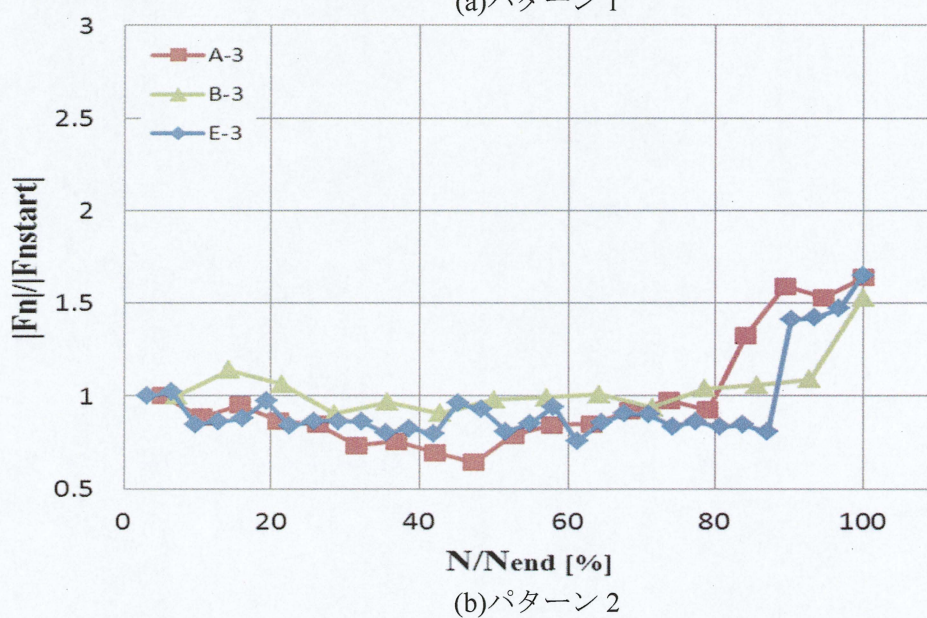
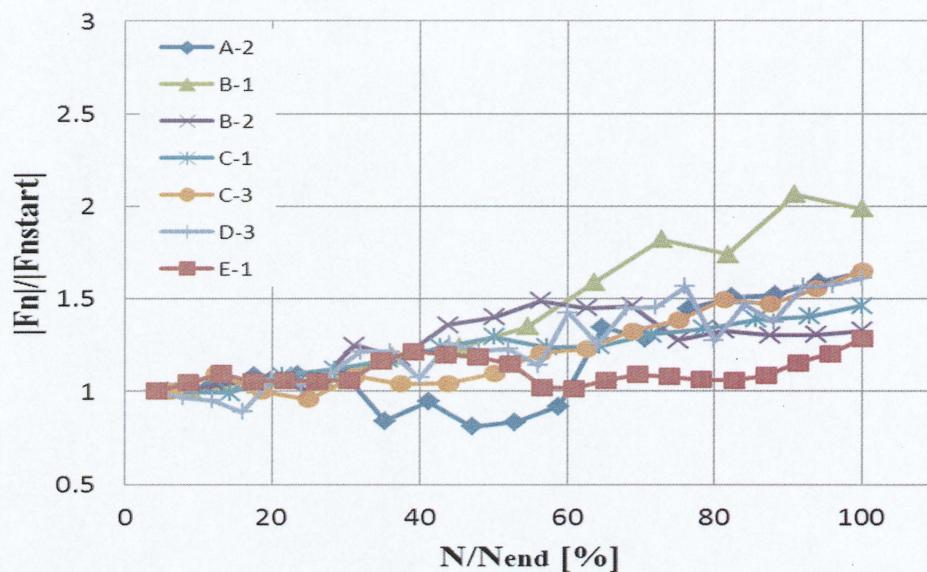


Fig.4.5 $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増加傾向のパターン(外転時)

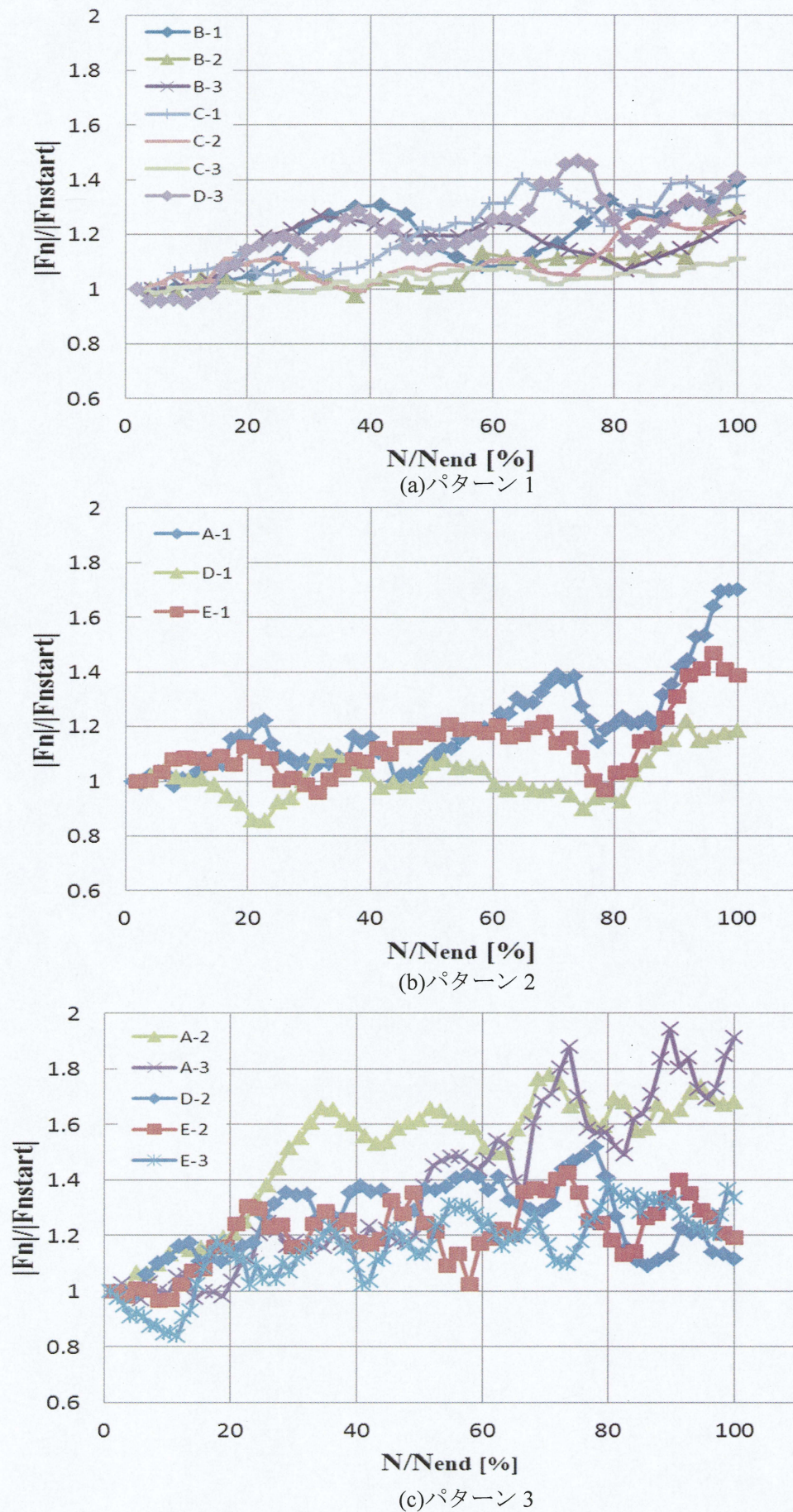


Fig.4.6 $|Fn|/|Fn_{start}|$ の増加傾向のパターン(内転時)

4-4 提案手法

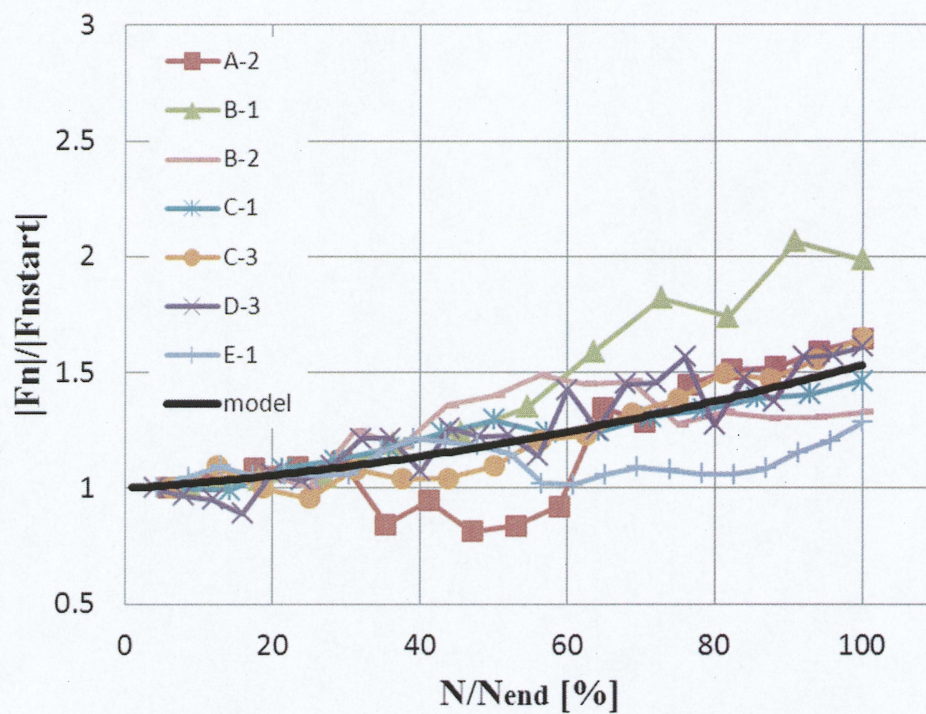
本研究で提案するのは、先ほど挙げた運動回数の増加に伴う $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値の変化における各パターンで最小二乗法による 2 次近似式を算出し、それを元に筋疲労度を推定する筋疲労モデルを構築する方法である。筋疲労モデルの構築方法として、1 データごとに近似式を求め、各パターンでそれらの平均をとった式をそのパターンの筋疲労モデルとする。これにより、運動中のある地点までの値の推移からそれ以降の値の変化を予測することで、筋疲労度の推定を行うことが可能となる。なお、パターン 3 については近似式を算出せず、パターン 1, 2 より値が大きく外れた場合にパターン 3 であると判別するようにした。提案した手法で構築した外転時のパターン 1, パターン 2 の筋疲労モデルをそれぞれ式(1), 式(2)に、内転時の筋疲労モデルを式(3), 式(4)に示す。ここで、筋疲労評価の指標として用いている $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値は最初の値で相対値化されているので、全ての式の切片は 1 とした。また、実験結果と筋疲労モデルを重ね合わせたグラフを Fig.4.7, Fig.4.8 に示す。

$$y_{ab,1}(x) = 3.1 \times 10^{-5}x^2 + 2.2 \times 10^{-3}x + 1 \quad (1)$$

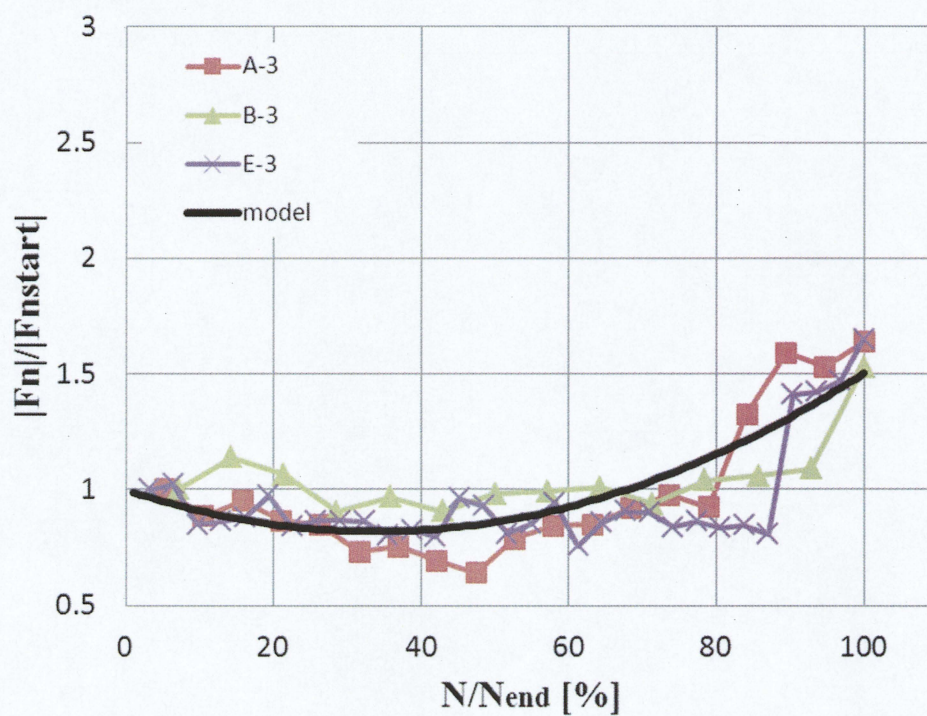
$$y_{ab,2}(x) = 1.6 \times 10^{-4}x^2 - 1.1 \times 10^{-2}x + 1 \quad (2)$$

$$y_{ad,1}(x) = -7.3 \times 10^{-6}x^2 + 3.2 \times 10^{-3}x + 1 \quad (3)$$

$$y_{ad,2}(x) = 7.5 \times 10^{-5}x^2 - 2.8 \times 10^{-3}x + 1 \quad (4)$$

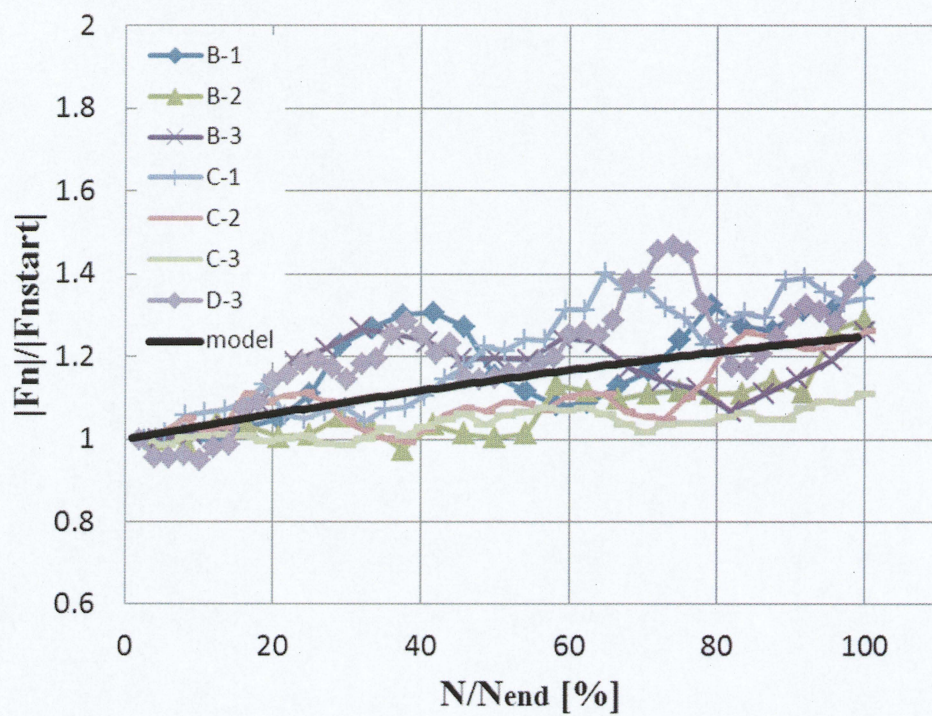


(a) パターン 1

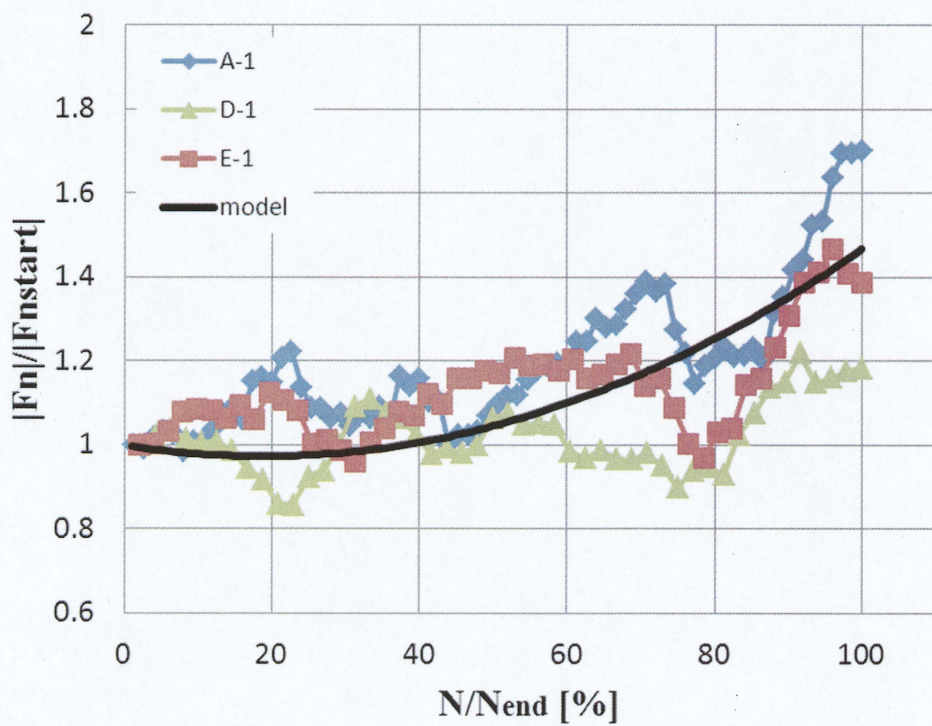


(b) パターン 2

Fig.4.7 外転運動時の実験結果と筋疲労モデルの比較



(a) パターン 1

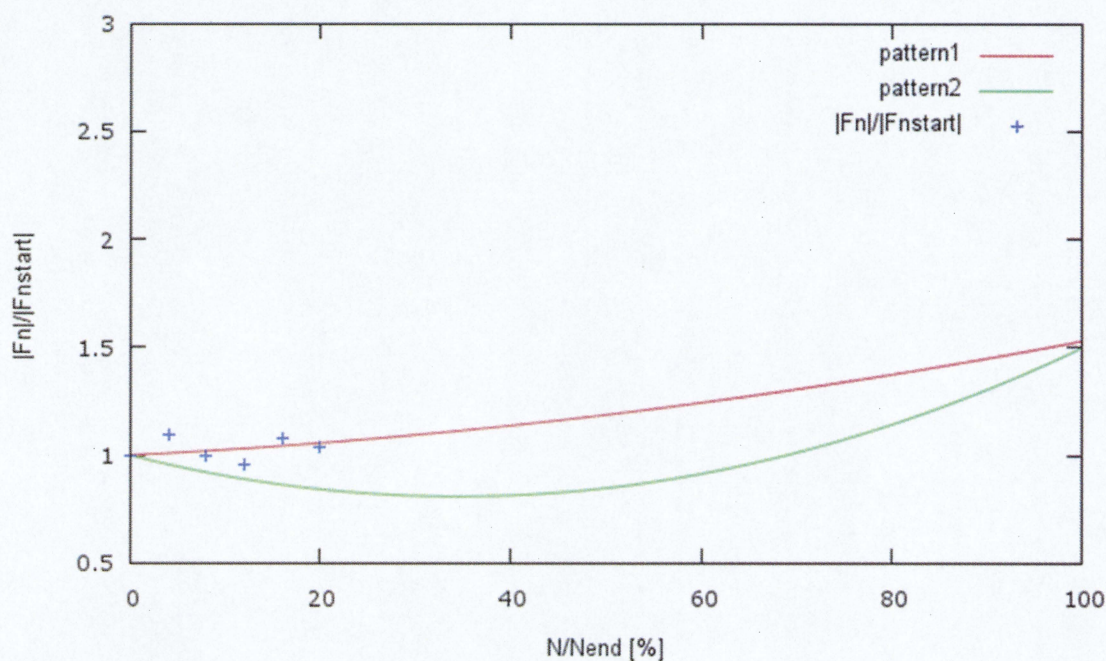


(b)パターン 2

Fig.4.8 内転運動時の実験結果と筋疲労モデルの比較

4-5 視覚提示システムの修正

提案した筋疲労モデルを用いて実験中にリアルタイムで筋疲労度の把握ができるようにするために、視覚提示システムの変更を行った。これまで表示していたものに加えて、提案した筋疲労モデルと運動中の $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値を1往復ごとにプロットするグラフを追加した。そのグラフを Fig.4.9 に示す。グラフの横軸は現在の往復回数を予測終了回数で相対値化した値であり、縦軸は $|Fn|/|Fn_{start}|$ である。グラフに描かれたパターン1から2までの線は、今回提案した筋疲労モデルを示しており、十字でプロットされた点は1往復ごとの $|Fn|/|Fn_{start}|$ の合計値を5往復ごとに移動平均をとった値である。 $|Fn|/|Fn_{start}|$ のプロットは運動の5往復目以降、1往復終わるごとにプロットされていくようになっている。



筋疲労モデルと $|Fn|/|Fn_{start}|$

Fig.4.9 視覚提示システム

第5章 筋疲労度と終了往復回数の推定

提案した筋疲労モデルが実際の筋疲労に対して妥当なものであるかどうかを見るために、数値解析ソフト MATLAB を用いてオフラインで筋疲労度と終了往復回数の推定を行う。

5-1 筋疲労度評価方法

運動中の $|Fn|/|Fn_{start}|$ の推移から筋疲労度と終了往復回数の推定を行うために以下の評価関数を用いる。

$$J(k, m) = \sum_{i=1}^N \left\{ y_{ab,k} \left(\frac{i}{m} \times 100 \right) - Fn'(i) \right\}^2 \quad (5)$$

上式は外転時の筋疲労度を評価するための評価関数である。 $y_{ab,k}$ は4.4節で得られた外転時の筋疲労モデルであり、内転時は $y_{ab,k}$ が $y_{ad,k}$ に変わるのみとなる。ここで N はデータ数、 m は予測データ数、 $Fn'(i)$ は i 番目の $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値とする。予測データ数 m とは、筋疲労実験を行うにあたって往復運動を何回行うことができるか予測したおよその数値である。また、筋疲労実験を行う前に初期値 m_0 を与えておく必要がある。

評価方法として、運動が1往復終わるごとに上式の予測データ数 m を現在のデータ数 N から初期予測値 m_0 まで増加させながらデータ番号 i を m に対して相対値化させた値の時の筋疲労モデルの各パターンの値と $Fn'(i)$ の誤差を2乗したものをデータ数だけ足し合わせた合計値を求め、それらの値が最も小さくなる時の筋疲労モデルのパターンと予測データ数 m を採用することとする。なお、パターン3の判別方法として、パターン3は値の増減を繰り返すという特徴から、筋疲労モデルの各パターンの値と $Fn'(i)$ の誤差を2乗した値が外転時は閾値1を、内転時は閾値1.1を超えた時はパターン3であるとする。閾値の値はFig.4.7, Fig.4.8のグラフの分散からそれぞれ求めた。また、パターン3と判別された際の予測データ数 m は安全面を考慮して、パターン1またはパターン2の筋疲労モデルから判別された値を採用する。

5-2 推定のための条件

筋疲労度と終了往復回数の推定に用いるデータは、パターン分けされた筋疲労モデル構築時とは別の筋疲労実験データを4人分用いる。それらのデータをFig.5.1に示す。予測データ数 m の初期値は50とした。これらの条件を用いてMATLAB上で筋疲労度評価アルゴリズムを適用する。筋疲労モデルの妥当性の評価方法として、評価関数から推定される筋疲労モデルのパターンと予測データ数 m を実際のものと比較する。

筋疲労モデルが妥当なものであるかどうかの判別方法として、実際のリハビリテーションは患者が疲れ切るまでではなく、ある程度の余力が残る状態で患部に無理な運動をさせないように行っている点から、データ番号が全データ数の6割の値になった時の予測データ数 m が実際の全データ数に対してどれだけの誤差があったかという点と、事前にパター

ン分けした結果と推定によって判別されたパターンと一致しているかどうかという点で評価する。

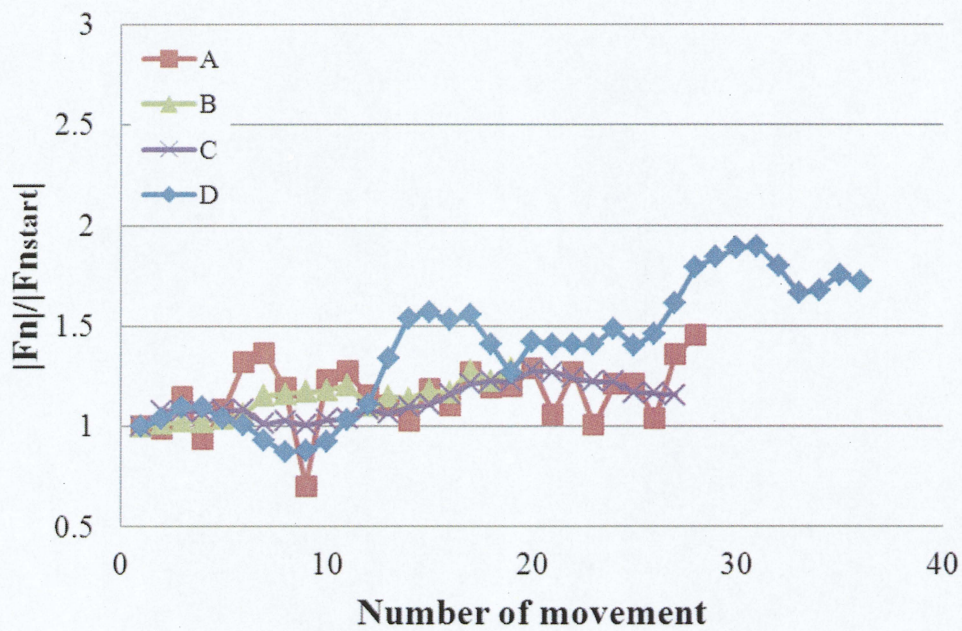
5-3 推定結果

推定結果を Table.5.1, Table5.2 に示す。また、各被験者における予測データ数 m の推移と実際のデータ数の変化を Fig.5.2, Fig.5.3 に示す。グラフの縦軸が予測データ数 m であり、横軸がデータ番号である。グラフ内の太い縦線は実際のデータ数の 6 割の値を示している。なお、データ数が少ない間は予測データ数のばらつきが大きいため、10 番目のデータから載せている。結果を見ると、外転時、内転時ともに 4 データ中 2 データの予測データ数 m の誤差の割合が 15%以下となった。また、パターンの判別に関して外転時は全てのデータで一致し、内転時は 4 データ中 2 データが一致した。

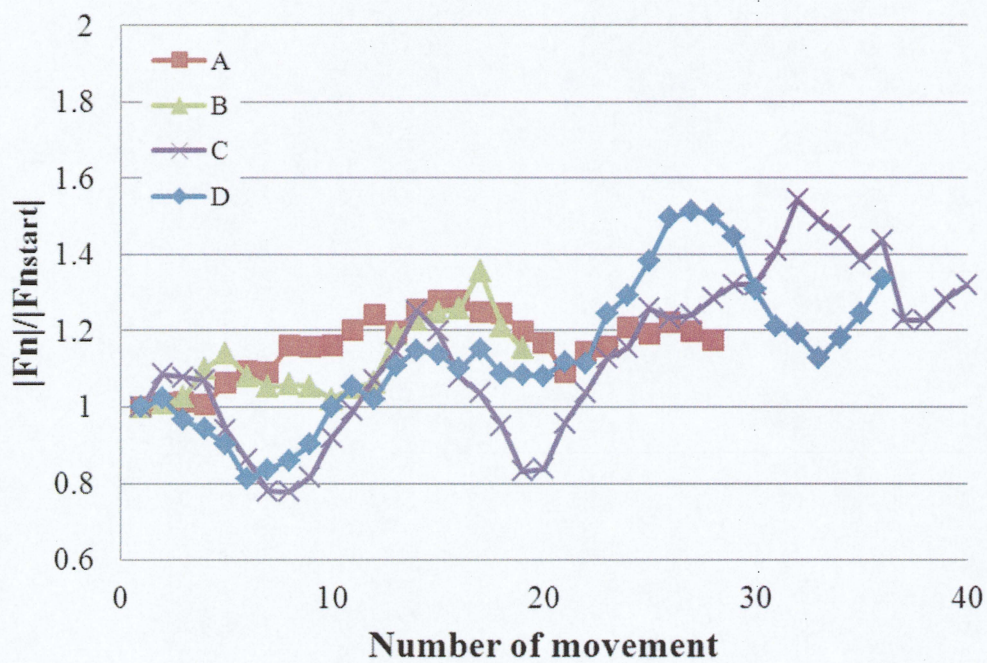
5-4 考察

予測データ数の推定について、外転時の被験者 C と内転時の被験者 B のデータでは m の値が非常に大きくなり、外転時の被験者 D と内転時の被験者 A のデータでは m の値が小さくなった。これは m の初期値に問題があると考えられる。 m の値が大きくなってしまった場合では、初期値を大きくしすぎると、 m の値が大きい時の方が筋疲労モデルとの誤差が小さくなることから、予測データ数が大きくなってしまったと考えられる。また、 m の値が小さくなってしまった場合では、データ数の予測ができておらず、途中から現在のデータ数が予測値であるという判断をしてしまっている。

疲労モデルのパターン推定については、外転時は良好な結果が得られたので、今回提案した筋疲労モデルと評価関数は筋疲労度を推定するための指標として有用であると言える。これに対し内転時はパターン 3 のデータをそれぞれ別のパターンであると判別してしまっている。この点については今後適切な閾値を決定する必要がある。



(a)外転



(b)内転

Fig.5.1 推定に用いたデータ

Table 5.1 外転時の予測結果

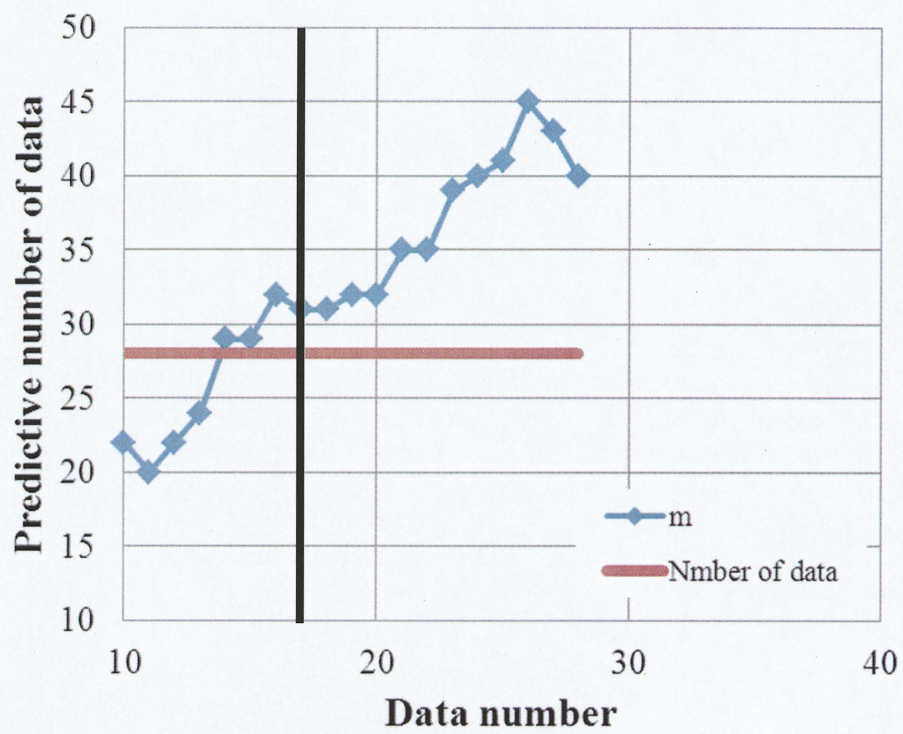
被験者	全データ数	6割の時の m	実際のデータ数との誤差	誤差の割合[%]
A	28	31	3	11
B	19	20	1	5
C	27	46	19	70
D	36	22	-14	-39

被験者	実際のパターン	予測パターン
A	1	1
B	1	1
C	1	1
D	3	3

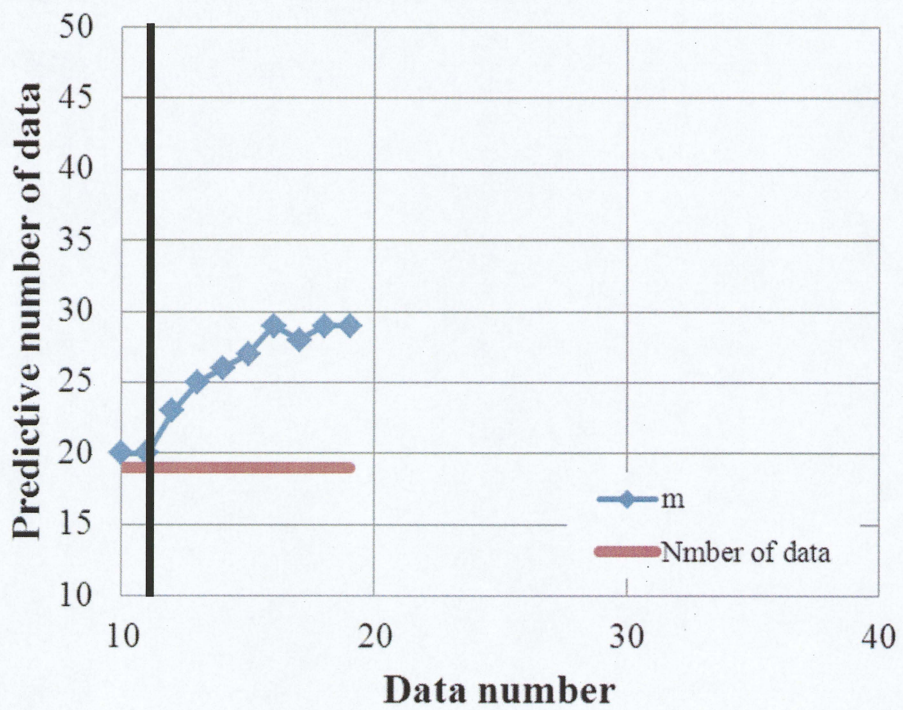
Table 5.2 内転時の予測結果

被験者	全データ数	6割の時の m	実際のデータ数との誤差	誤差の割合[%]
A	28	17	-11	-39
B	19	40	21	111
C	40	43	3	8
D	36	31	-5	-14

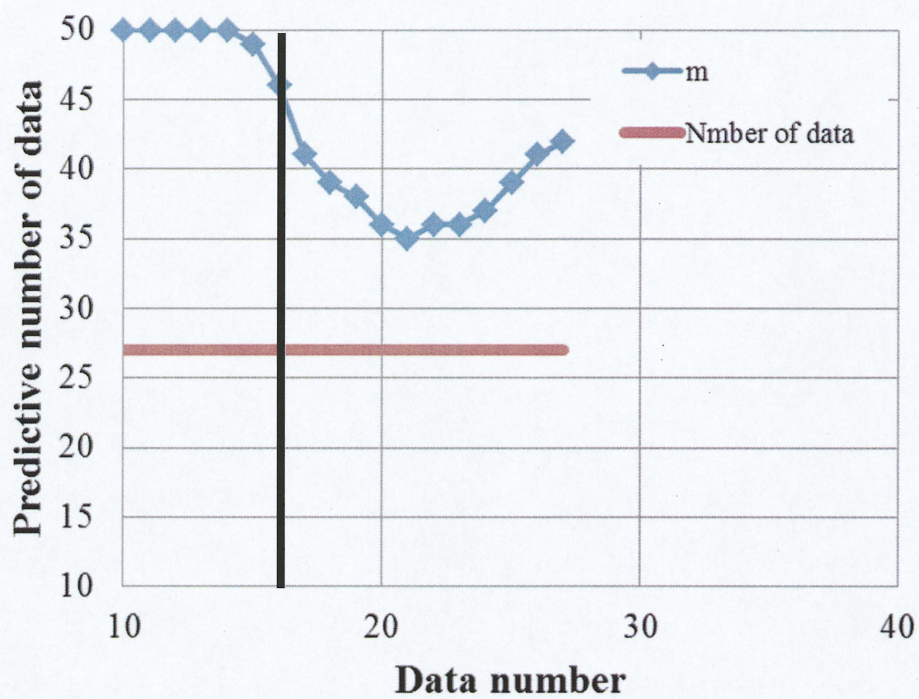
被験者	実際のパターン	予測パターン
A	1	1
B	1	1
C	3	2
D	3	1



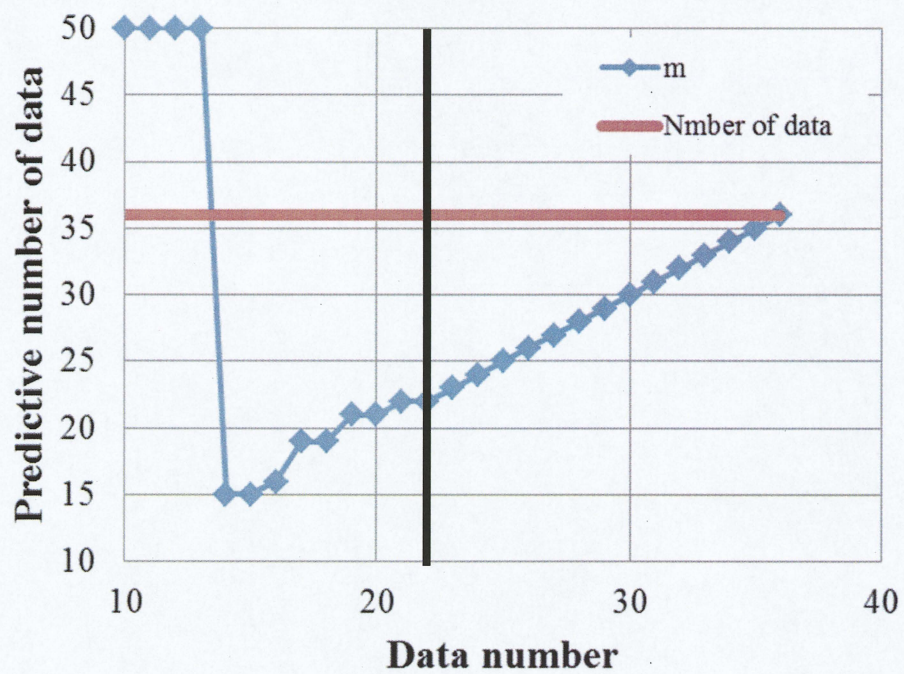
(a)被験者 A



(b)被験者 B

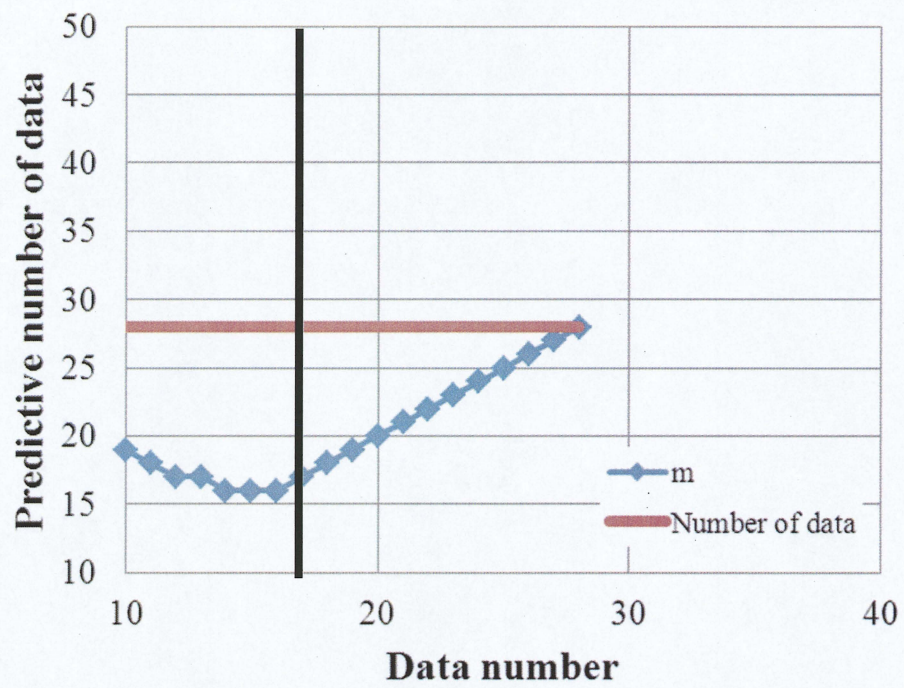


(c)被験者 C

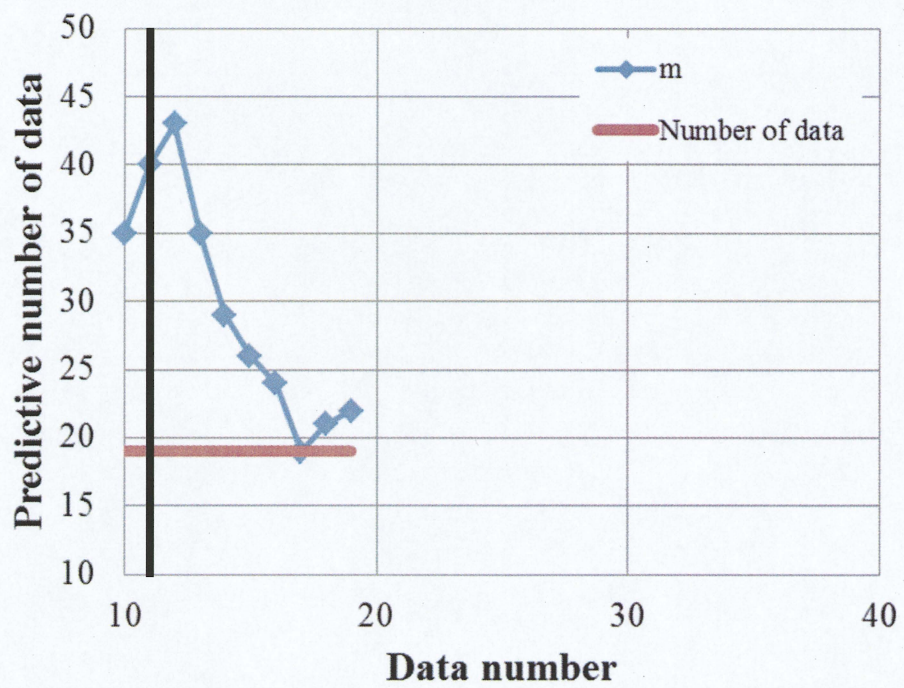


(d)被験者 D

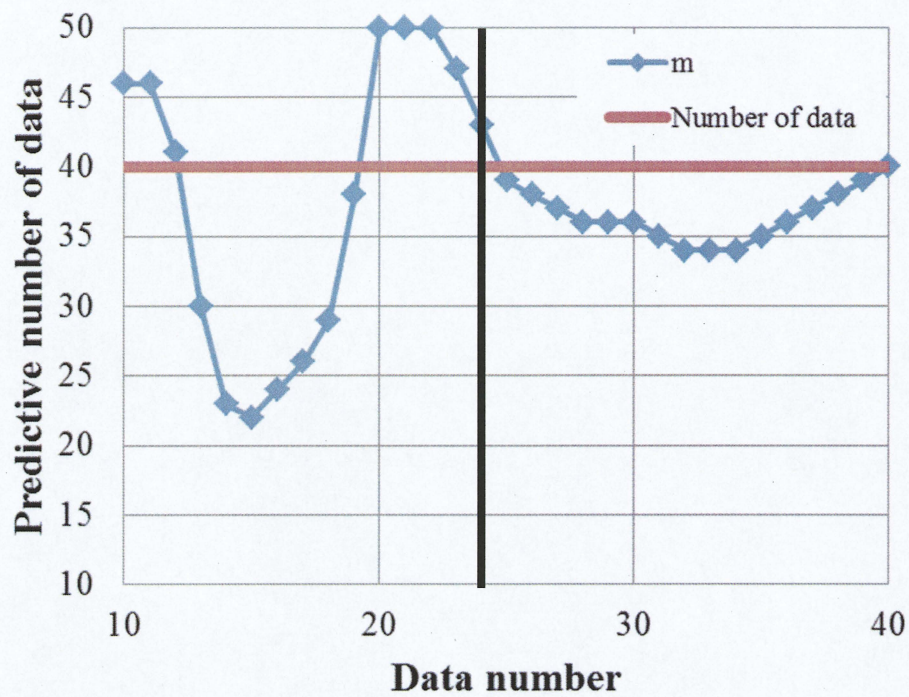
Fig.5.2 予測データ数と実際のデータ数の比較 (外転時)



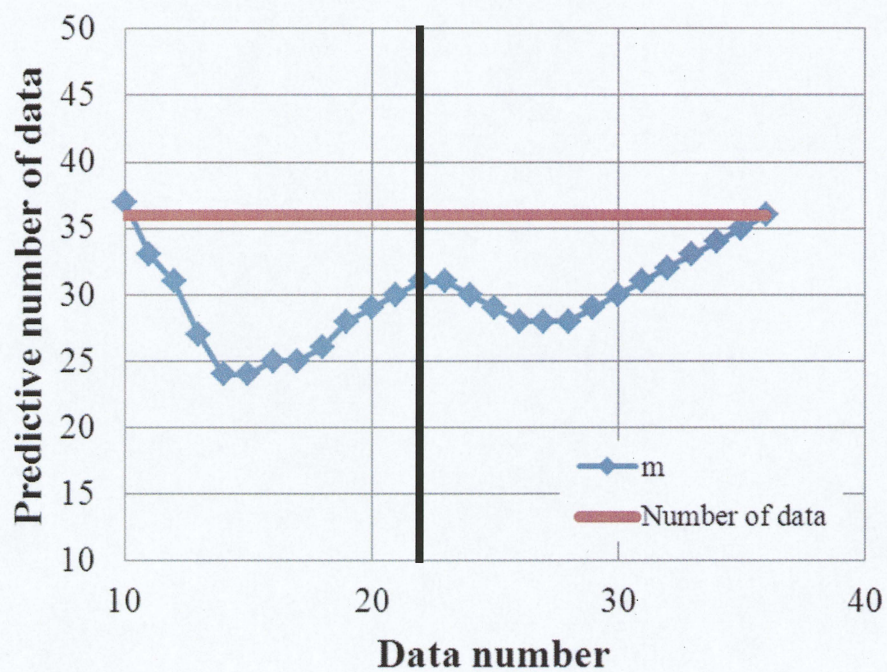
(a)被験者 A



(b)被験者 B



(c)被験者 C



(d)被験者 D

Fig.5.2 予測データ数と実際のデータ数の比較 (内転時)

第6章 結言

本論文では、マニピュレータを用いた肩外転・内転運動におけるリハビリテーション支援システムとして、新たな筋疲労モデルの構築と運動訓練中の患者の筋疲労度を把握するためのシステム構築を行った。

新たな筋疲労モデルの構築

- ◆ 運動回数に伴う発揮力の法線方向成分の変化を 3 パターンに分け、各パターンで近似式を求めることで個人差に対応した筋疲労モデルを新たに構築した。

視覚提示

- ◆ これまでの視覚提示システムに加え、新たに構築した筋疲労モデルと 1 往復ごとの $|Fn|/|Fn_{start}|$ の値をプロットする画面を追加したことで、運動訓練中の筋疲労度の把握が可能となった。

筋疲労度と終了往復回数の推定

- ◆ 評価関数を用いて筋疲労モデルのパターンの判別と予測データ数の推定を行い、筋疲労モデルの妥当性を評価した。

全体を通して

- ◆ 筋疲労モデルと発揮力の法線方向成分の推移から適切な運動量の目安を提示した。
- ◆ 筋疲労モデルの肩外転・内転運動以外の運動への対応が今後の課題となる。

謝辞

本研究を行うにあたり，ご多忙にもかかわらず終始懇切なるご指導を賜った三重大学 加藤典彦准教授に深く御礼申し上げます．ならびに，貴重なご指導をいただいた三重大学 矢野賢一教授，野村由司彦教授，松井博和助教に深く感謝いたします．

研究を行うにあたり数多くの貴重なご助言，ご指導をしていただき，また被験者として実験に協力していただいた三重大学工学部機械工学科メカトロニクス研究室大学院生諸氏，学部生諸氏に深く感謝いたします．

最後に，療法士の視点から貴重なご意見をいただいた鈴鹿医療科学大学 中俣孝昭氏，三重県身体障害者総合福祉センターの関係者の方々，四日市社会保険病院の関係者の方々に深く感謝いたします．

参考文献

1. 藤江：“超高齢・少子化社会生活に支援してくれるロボット・メカトロ機器”，機械学会論文誌，Vol.100，No.944，pp.750-754，1997
2. 酒井，牧，山本：“リハビリ支援ロボットの開発”，愛知県産業技術研究所研究報告，No.6，pp.54-57，2007
3. 石川：“四肢障害者のための食事支援ロボット”，JRSJ，Vol.16，No.3，pp.306-308，1998
4. 藤井，和田：“ユーザの扱いやすさを考慮した電動車椅子制御系の構築”，日本ロボット学会誌，Vol.19，No.6，pp.760-765，2001
5. 木口 量夫，岩見 航也，刈谷 臣吾ほか：“人間肩運動補助用外骨格型ロボットの開発”，機械力学・計測制御講演論文集，No.01-5，pp.310，2001
6. 岡島，田中，内田，木村，富田，千野，榑：“ロボット技術の下肢可動域訓練への応用と効果の検証”，日本リハビリテーション医学会誌，Vol.39，No.2，pp.77-80，2002
7. 坂口，古荘，元田：“ER アクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究”，日本ロボット学会誌，Vol.19，No.5，pp.612-619，2001
8. 八十島 崇，木塚 朝博，向井 直樹ほか：“異なる運動条件による肩外転運動時の筋活動特性”，バイオメカニズム論文集，Vol.17，pp.133-142，2004
9. 八十島 崇，木塚 朝博，埜口 博司：“肩外転運動時の運動肢位と角度変化が肩周囲筋の活動様相に及ぼす影響”，体育科学，52，pp.491～498，2003
10. 本橋 一哉，木竜 徹，千明 剛：“繰り返し運動時での筋疲労評価プロセスの検討”，電子情報通信学会技術研究報告，Vol.106，No.80，pp.41-44，2006
11. 石井 圭，渡辺 彰吾，岡 久雄：“変位筋音図を用いた骨格筋の疲労評価 -高強度等尺性随意収縮を行った場合-”，電子情報通信学会技術研究報告，Vol.108，No.479，pp.41-46，2009
12. 臼井，加藤，野村，松井：“ロボットマニピュレータによる肘関節運動療法支援に関する研究”，日本機械学会論文集，vol.70，No.694，pp.1787-1794，2004
13. 津山，上田，明石，緒方，安藤：“標準リハビリテーション医学 第2版”，医学書院，2000
14. 伊藤，臼井，加藤，野村，松井：“マニピュレータを用いた腕運動療法における安全領域の設定”，東海支部地区講演会講演論文集，vol.2003，pp.172-173，2003
15. 森岡，加藤，野村，松井：“ロボットアームを用いた上肢運動訓練における筋疲労の推定”，三重大学大学院修士論文，2010
16. A.Suzuki, et al:“Construction of the Muscle Fatigue Evaluation Model based on Accuracy of Power”，Artificial Life and Robotics, Vol.16, No.1, pp.82-85, 2011
17. 鈴木，加藤，矢野，松井：“肩外転・内転運動における筋出力の精度に基づいた筋疲労モデルの構築”，三重大学大学院修士論文，2011
18. 青木，佐藤，村岡：“スポーツ生理学”，2005

19. 伊東, 赤滝, 三田, 渡壁, 伊藤, “筋疲労を伴う持続収縮時の筋音図(Mechanomyogram)の時間-周波数解析”, 電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J86-D-II No.1 pp.130-139, 2003
20. 赤星, ”運動単位活動電位の振幅ならびに持続時間に関する基礎的研究” リハビリテーション医学 33 : 167-175, 1996