

修士論文

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



指導教員 加藤 典彦 准教授

平成 22 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

409M126

鈴木 昭弘

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	2
第2章 運動療法訓練	3
2-1 運動療法訓練とは	3
2-2 運動の種類	3
2-3 本研究で行う運動訓練	4
2-4 本研究での訓練部位及び訓練動作	4
第3章 実験装置	5
3-1 システム概要	5
3-2 ロボットアーム	6
3-2-1 ロボットアーム	6
3-2-2 ロボットアームコントローラ	8
3-2-3 制御プログラム	9
3-3 ハンド	9
3-4 力・トルクセンサ	10
3-5 筋電位計	11
3-5-1 メインアンプ	11
3-5-2 プリアンプ	11
3-5-3 ECG 入力コード	11
3-5-4 電極	12
3-6 実験概要	13

第4章 視覚提示システム	15
4-1 システム概要	15
4-2 システムの検証	15
第5章 筋疲労評価	18
5-1 提案手法	18
5-2 実験方法	19
5-3 実験結果	19
5-3-1 運動回数に伴う筋出力の精度の変化	19
5-3-2 運動回数に伴う筋電位の振幅の変化	19
5-3-3 筋電位の振幅と筋出力の精度との相関関係	19
5-4 モデル構築	20
5-4-1 外転	20
5-4-2 内転	20
5-5 設定負荷による $ Fn $ の変化	21
5-5-1 実験方法	21
5-5-2 実験結果	21
5-6 運動角速度による $ Fn $ の変化	21
5-6-1 実験方法	22
5-6-2 実験結果	22
5-7 考察	22
第6章 結言	38

謝辞

参考文献

第1章 緒言

1-1 本研究の背景

近年、医療技術の発達により平均寿命が延び高齢者人口が増加している。高齢になると老化や疾患などにより身体機能が低下するため、身体に障害を抱える人の割合は増加する。そのため、リハビリテーションを必要とする人は増えている。その一方、出生率の低下による若年層人口の減少が社会の高齢化に拍車をかけている。このまま社会の少子高齢化が進行していくと、若年層の減少による介護者の人手不足、高齢層の増加による負担の増大が予想される。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21年12月30日閣議決定の「新成長戦略(基本方針)」の中に、「医療・介護・健康関連産業の成長産業化」、「日本発の革新的な医薬品、医療・介護技術の研究開発推進」という施策があり、経済成長の面からも技術の導入が望まれており、医療・介護ロボット等の研究開発・実用化を促進すると述べられている。機械によって介護者の補助を行うことは、介護者の負担を軽減するための有効な手段であり、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]といった日常動作の介助、あるいはリハビリテーション運動訓練の介助[5][6]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。

そこで、当研究室ではこれまでリハビリテーション、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[7])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[8]。

さらに、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[9]。

これまで当研究室では、肘の屈曲・伸展運動を対象としたシステムの開発に取り組んできた。本研究で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の拡張を目指す。ここでは、患者が適切な運動を行えるようにするために構築した視覚提示システム、そして筋疲労度を把握するための筋疲労評価について述べる。肘関節に比べ、肩関節は自由度が大きいため、適切な運動を行うためにはこれまでモニタに提示した発揮量のみだけでなく、運動肢位を把握できるシステムの構築に取り組んだ。

これまで筋疲労を客観的に評価する方法として、筋電位によるものが広く用いられている。筋疲労に伴う筋電位の変化として、振幅の増大、周波数成分の低周波域へシフトが一般的に知られている[10][11]。しかし筋電位計測には毎回のセンサの着脱を要するため、準備の煩雑さや患者への精神的ストレスを伴う欠点がある。そこで、この課題に対し筋電位を用いずに筋疲労を評価できる方法を提案する。今回は、システムに装着されている力覚センサによって計測される患者の筋出力の値を基に、筋出力の精度を筋疲労評価の指標として用いることを提案する。そして、提案手法を筋電位計測による筋疲労評価と照合、検証する。

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。本論文は利便性の向上を目的とした視覚提示システム、筋疲労度を把握するための筋疲労モデルの構築、およびその評価からなる。

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： 視覚提示システムの構築および実験による有効性の検証。
- 5 章： 筋疲労評価。
- 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．

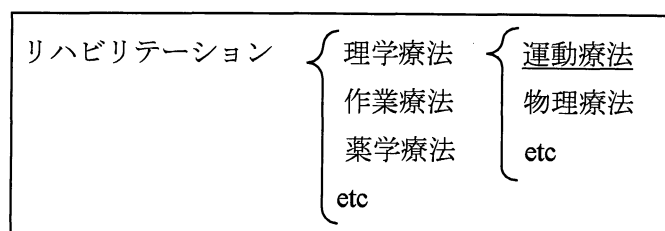


Fig.2.1 リハビリテーションの分類

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等尺運動訓練

停止している物体に対して力を加えるという訓練方法．筋の長さを一定に保った状態，つまり関節角度を一定に保った状態で力を発揮させる運動である．そのため，関節を安定させ不必要な運動を防ぐために用いられる．訓練は，屈曲・伸展運動動作中に訓練角度で関節角度を固定し，力を発揮させて行う．

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肘・前腕部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．

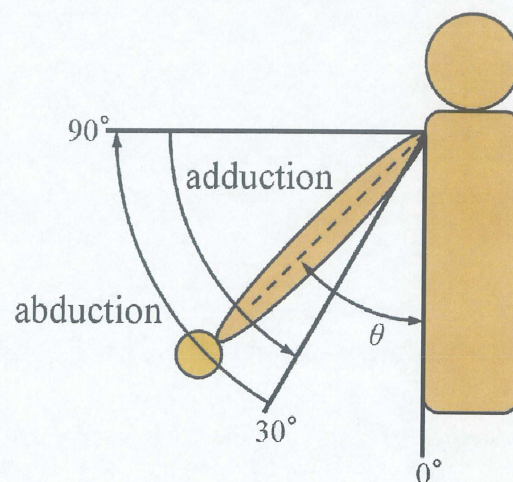


Fig.2.2 訓練動作

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．さらに，被験者に取り付けた筋電位計により筋電位信号を取り込む．実験装置の仕様，詳細については次節以降で述べる．

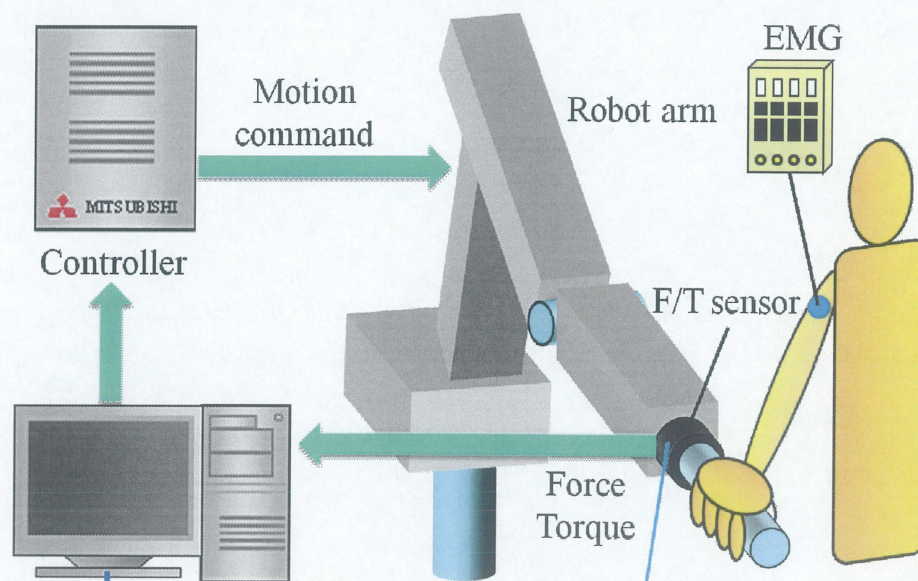


Fig.3.1 システム概要

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)		

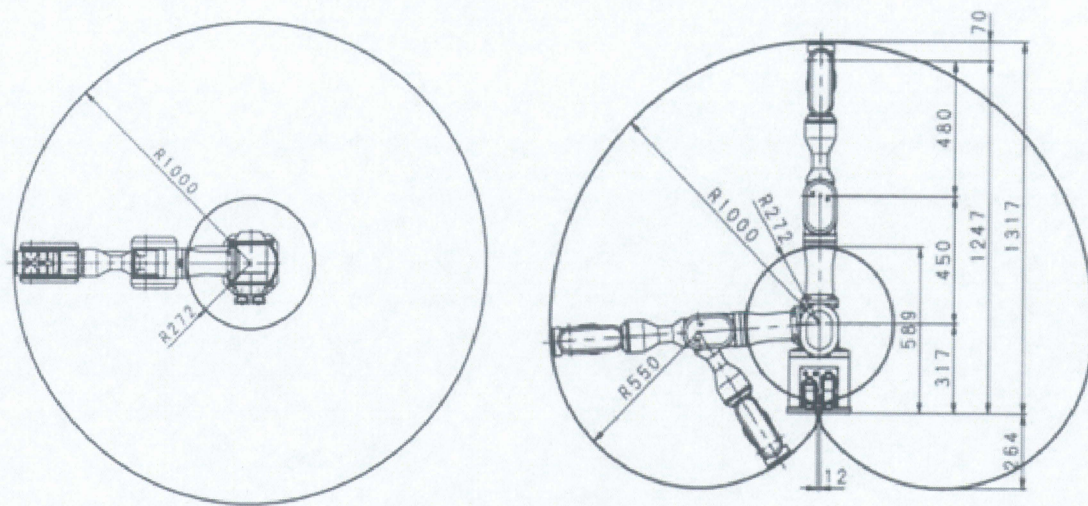


Fig.3.2 アーム可動範囲

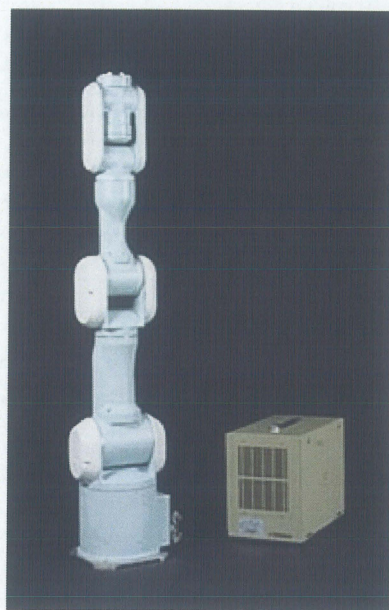


Fig.3.3 アーム外観

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

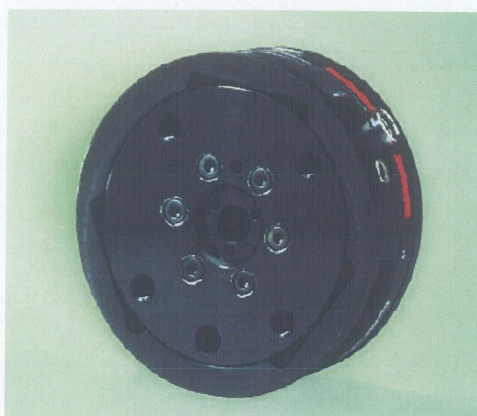


Fig.3.5 力・トルクセンサ外観

3-5 筋電位計

3-5-1 メインアンプ

メインアンプは筋電信号を増幅するための装置である。またフィルタも内蔵しており、ノイズを低減する効果がある。メインアンプの仕様を Table 3.5 に示す。

Table 3.5 メインアンプ仕様

項目	仕様
形式	DPA-250 ダイヤメディカル社製
チャンネル数	4
形状	65mm(W)×120mm(D)×23mm(H)
利得	100 倍
LPF	1 kHz 2 kHz
HPF	0.1[kHz] ～
出力	各チャンネル独立型 抵抗 100Ω 標準電圧±5V

3-5-2 プリアンプ

仕様を Table 3.6 に示す。ダイナミックな運動はノイズがのりやすく、メインアンプまでの過程でノイズがのると出力信号が低電圧であるため、大きく影響してしまう。そのため出力部分からできるだけ近い部分で増幅することは重要であるが、大きいアンプは運動の妨げとなるため、プリアンプを用いて出力部分からできるだけ近いところで増幅する。

Table 3.6 プリアンプ仕様

項目	仕様
形式	DPA-10P ダイヤメディカル社製
形状	22mmΦ×5mm 厚
利得	10 倍

3-5-3 ECG 入力コード

ECG 入力コード(ダイヤメディカル社製)を Fig.3.6 に示す。3-5-4 節に示すディスプレイポータブル電極と 3-5-2 節に示した超小型プリアンプに接続する。

3-5-4 電極

電極を Fig.3.7 に示す。大きさは $\phi 40\text{mm}$ となっている。電極として横河メディカル社製 X線透過型モニタリング電極を用いた。電極にはつまみが付いており ECG 入力コードのクリップで挟めるようになっている。



Fig.3.6 筋電位計

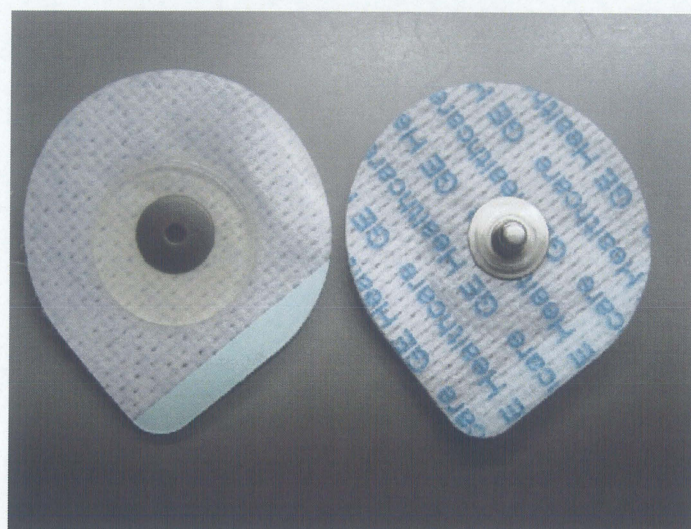


Fig.3.7 電極

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張運動訓練、等尺運動訓練を行う。

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.3.8 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.3.9 に示す。被験者は仰臥位でロボットアームの先端のハンドを把持し、肩関節を中心とした円弧軌道を描くロボットアームに従い各種運動訓練を行う。

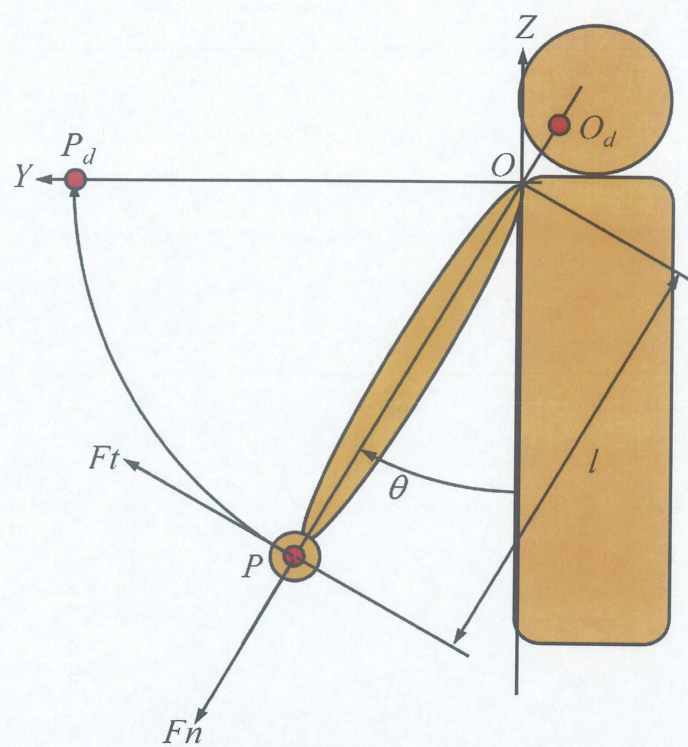


Fig.3.8 実験システムの座標系

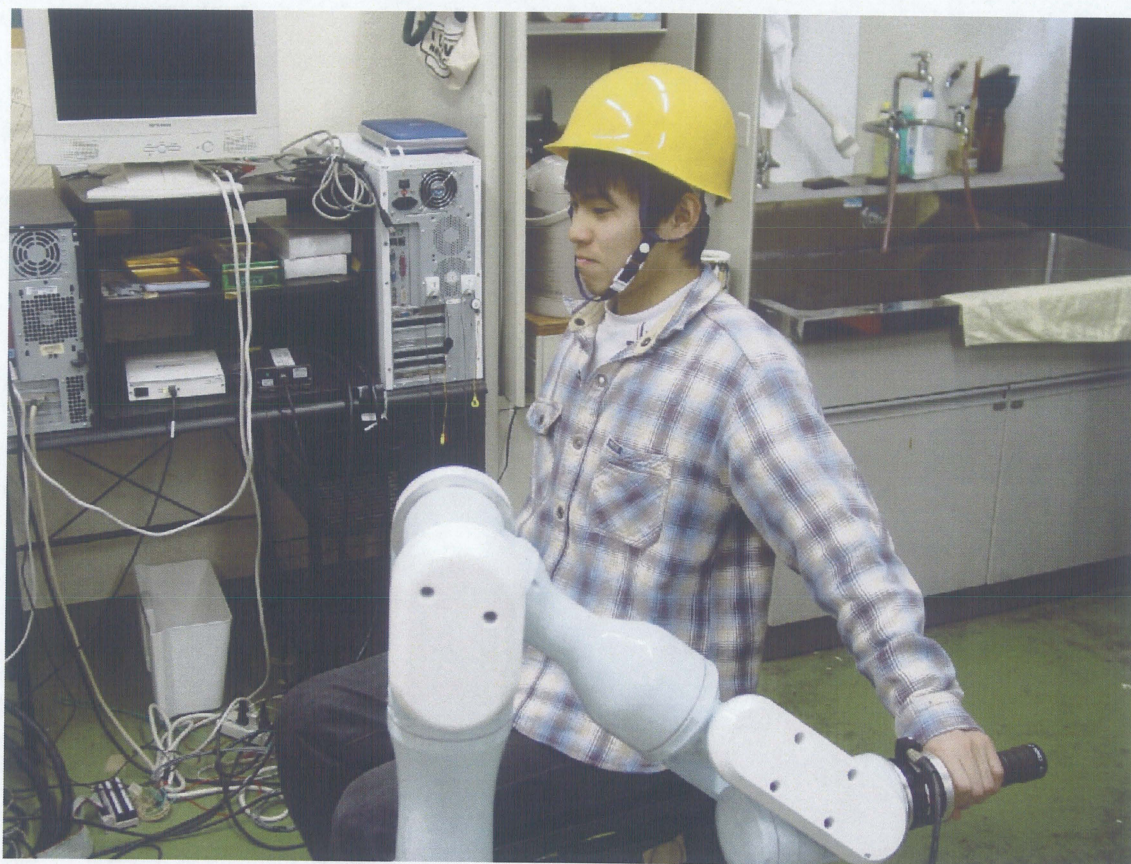


Fig.3.9 実験風景

第4章 視覚提示システム

本章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。これまで訓練対象としてきた肘関節の屈曲・伸展運動では、肘関節の自由度が小さく、また運動中は肘をベッドによって支えられた状態であるため、姿勢が大きく崩れることはなかった。しかし、今回対象としている肩関節は肘関節に比べ自由度が大きいため、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。

4-1 システム概要

Fig.4.1 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。

4-2 システムの検証

構築したシステムの有効性を確認するため、等張運動訓練により検証を行った。被験者(健康者1名)に筋出力のみを提示させた場合と、筋出力と運動肢位の両方を提示した場合の2条件で等張運動訓練を運動角度 30° ～ 90° の範囲で3往復行わせた。Fig.4.2(a)に運動回転中心の軌跡を、(b)に力の発揮方向の精度の検証結果をそれぞれ示す。赤色は筋出力のみを提示したもの、青色は筋出力と運動肢位の両方を提示して運動を行ったものである。検証結果(a)より、本システムを用いることにより運動回転中心の初期位置からの乖離が縮小し、体幹軸の傾きが抑制されたことを確認した。またFig(b)から力の発揮方向が目標方向である接線方向から乖離することにより生じる筋出力の法線方向成分が低減し、発揮方向の精度が向上したことを確認した。これらの結果より、構築した視覚提示システムにより患者の適切な訓練動作の実現を達成できた。

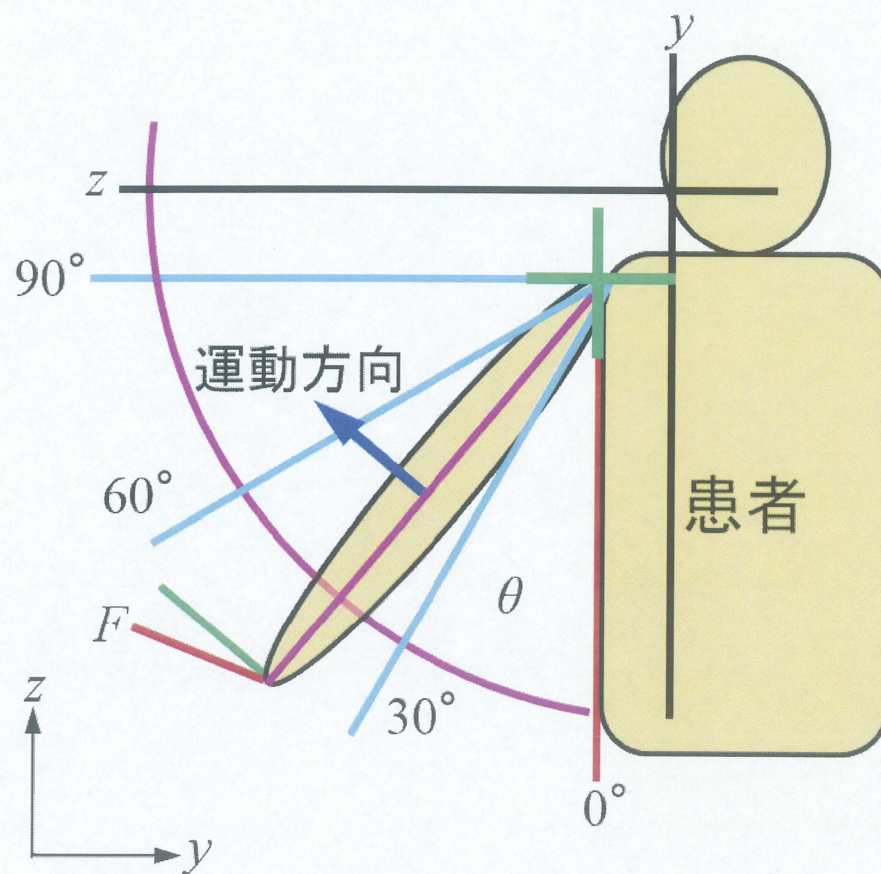
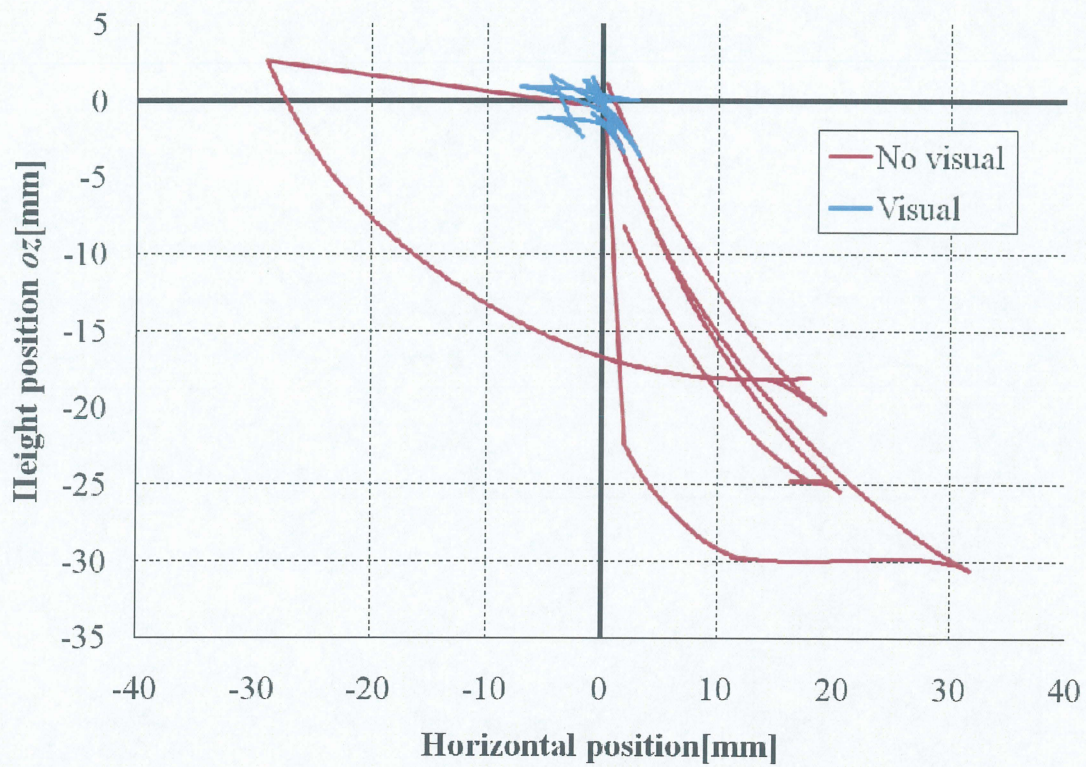
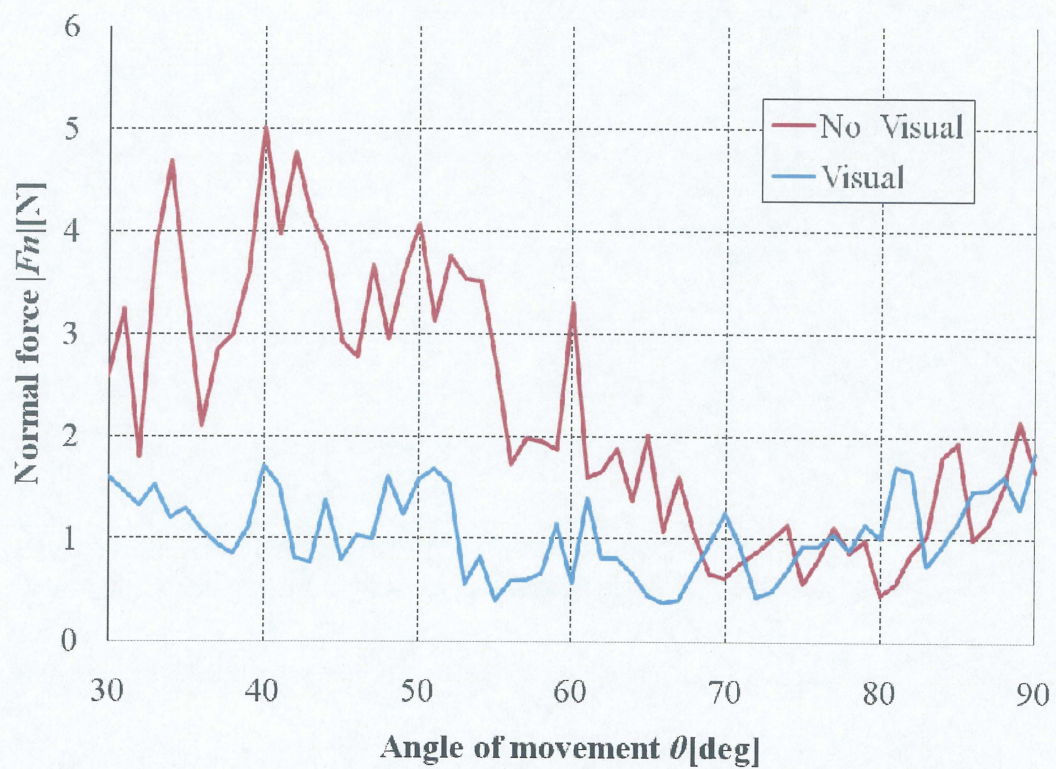


Fig.4.1 視覚提示システム



(a)運動回転中心の軌跡



(b)力の発揮方向の精度

Fig.4.2 検証結果

第5章 筋疲労評価

本章では患者の筋疲労度を把握するための筋疲労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。また前任者は肘の屈曲・伸展運動において、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が、この手法は肩の外転・内転運動において適用できないことが実験結果から確認された。そこで新たな手法として、今回は運動単位に着目した生体メカニズムをもとに、筋出力の精度による筋疲労モデルの構築を試みる。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)[12][13]。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[14][15]。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、筋出力の精度による筋疲労評価方法を提案し、筋電位による筋疲労評価方法と比較検証し、筋疲労モデルの妥当性を検証する。

5-1 提案手法

Fig.5.1に今回提案する筋疲労評価の提案手法を示す。本研究で提案する筋疲労評価では、筋出力を発揮方向と発揮量の二つの観点から筋疲労に伴う筋出力の精度を検証する。Fig.5.1中の F_r で示される被験者の筋出力を、肩関節を中心とする法線方向成分 F_n と接線方向成分 F_t に分解する。本システムでは、Fig.5.1中の F_g で示すように、接線方向のみに指定した値の力を発揮する運動を目標としている。筋出力の発揮方向の精度については、目標となる接線方向から乖離することにより生じる筋出力の法線方向成分 $|F_n|$ の増減により検証する。そして、筋出力の発揮量の精度については、目標値からの差 $|F_g - F_t|$ の増減により検証する。測定データを運動角度 1° 毎にBIN平均処理し、運動範囲の $30\sim 90^\circ$ の合計値を1

往復毎に算出し、運動回数に伴う変化を調査した。

5-2 実験方法

被験者は健常者 7 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。

比較する筋電位データを、外転運動遂行に関係している三角筋前部、中央部、後部、僧帽筋の中央部、そして内転運動遂行に関係している大胸筋の表面筋電位をサンプリング周波数 1000Hz で測定した。Fig.5.2 に測定箇所を示す。

5-3 実験結果

5-3-1 運動回数に伴う筋出力の精度の変化

Fig.5.3 に 1 被験者の外転、内転運動時の運動回数に伴う法線方向成分 $|Fn|$ の変化を、Fig.5.4 に接線方向成分の目標値からの差 $|Fg-Ft|$ を 5 往復毎の移動平均値で示す。(a)に外転運動、(b)に内転運動の結果を示す。運動回数に伴い、法線方向成分 $|Fn|$ には比較的安定した増加傾向が確認された。接線方向成分 $|Fg-Ft|$ については一様な増加傾向がみられなかった。運動回数に伴う法線方向成分 $|Fn|$ の増加傾向は全被験者に見られたが、接線方向成分 $|Fg-Ft|$ の増加傾向を示した者は少なかった。

5-3-2 運動回数に伴う筋電位の振幅の変化

Fig.5.5 に 1 被験者の各筋の筋電位の振幅 E を MVC 測定時の振幅 E_{\max} によって除し、相対値化した値を運動回数ごとに示す。運動回数に伴う各筋の筋活動レベルの増大から筋疲労を確認した。

5-3-3 筋電位の振幅と筋出力の精度との相関関係

Fig.5.6 に 1 被験者の各筋の筋電位の振幅と筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ との相関関係を示す。(a)に三角筋中央部、(b)に大胸筋の結果を示す。グラフの横軸は測定した筋電位の振幅の最初の 3 往復の平均値を基準値 0 とし、最後の 3 往復の平均値を 100 として相対値化した値である。縦軸は筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ を、最初の 3 往復の平均値との差で表したものである。筋電位の振幅の増大に伴い、法線方向成分 $|Fn|$ の増大を認めた。Table.5 に全被験者の各筋の筋電位の振幅と、筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ との相関係数を平均値±標準偏差で示す。この結果より、筋電位の振幅と力の発揮方向の精度に強い相関を確認した。このことから、筋疲労と力の発揮方向の精度に相関があると考えられる。

5-4 モデル構築

前節の実験結果より，力の発揮方向の精度の低下により増大する $|Fn|$ と筋電位の振幅の増大に強い相関があることを確認した．ここでは実験結果から，個人差を考慮し，筋疲労度を定量的に把握できるモデルを構築する．

5-4-1 外転

まず筋電位の振幅と筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ との相関係数が大きいことから，筋疲労の増大に伴い筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ が線形に増大するものとみなす．Fig.5.7 に $|Fn|$ の最初の3往復の平均値をとりその時を疲労度0とし，最後の3往復の平均値をとりその時を疲労度100として，それらを線形に結んだものを示す．Fig.5.8に全被験者の各 $|Fn|$ を運動開始時の $|Fn|$ によって除し，無次元化したものの平均値を示す．また図中の縦棒は標準偏差を表す．このモデルにより運動中に計測される $|Fn|$ から，外転の筋疲労度を推定することができる．

5-4-2 内転

5-3-2で示した筋電位の測定結果より，外転運動時に活動する三角筋の値に比べ，内転運動時に活動する大胸筋は比較的小さい値を示した．また，被験者による運動限界の判断は主に外転運動時であったことから，内転運動時に活動する筋の筋疲労度が最大に達していないと考えられる．このことから，外転運動時に活動する筋と，内転運動時に活動する筋とでは筋持久力に差があることを考慮しモデルを構築する必要がある．そこで，等尺運動により筋持久力の差を調査した．設定負荷30%MVCの下で，運動角度を一定(60deg)に保ったまま発揮量が設定負荷に満たなくなるまで運動を行わせた．

Fig.5.9に実験結果を示す．この実験結果と，先の等張運動の実験によって得られた法線方向成分 $|Fn|$ の値からモデルを構築する．まず，外転のモデル構築と同様に，筋疲労の増大に伴い $|Fn|$ が線形に増大するものとする．そして等尺運動による実験結果より，等張運動時の外転運動の疲労が最大に達した時の内転運動の疲労度 $M_{adduction}$ を，最大値を100として表すと，

$$M_{adduction} = \frac{T_{abduction}}{T_{adduction}} \times 100 \quad (1)$$

$T_{abduction}$: 外転運動の運動限界時間

$T_{adduction}$: 内転運動の運動限界時間

となる．

そして次式により内転の疲労が最大に達した時($M_{adduction} = 100$)の $|Fn|$ の予測値 Fn_p を算出する．

$$Fn_p = \frac{Fn_{end} - Fn_{start}}{M_{adduction}} \times 100 + Fn_{start} \quad (2)$$

Fn_{start} :運動開始時の $|Fn|$

Fn_{end} :外転の疲労が最大に達した時の $|Fn|$

Fn_p :内転の疲労が最大に達した時の $|Fn|$ の予測値

(2)式に(1)式を代入し、以下の式が得られる。

$$Fn_p = (Fn_{end} - Fn_{start}) \times \frac{T_{adduction}}{T_{abduction}} + Fn_{start} \quad (3)$$

Fig.5.10 に(3)式を用いて算出した Fn_p と最初の 3 往復の平均値 $|Fn|$ を線形に結んだものを示す。Fig.5.11 外転の筋疲労モデルの構築方法と同様に運動開始時の $|Fn|$ によって除し、無次元化したものを平均値と標準偏差で示す。このモデルにより運動中に計測される $|Fn|$ から、内転の筋疲労度を推定することができる。

5-5 設定負荷による $|Fn|$ の変化

前節までは、設定負荷 30%MVC における筋疲労モデルを構築した。本節では、異なる設定負荷においても適用できるよう、構築した筋疲労モデルの拡張を目指す。ここでは、異なる設定負荷における筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ の変化を調査する。

5-5-1 実験方法

等尺運動により検証する。20%MVC、30%MVC、40%MVC の設定負荷のもと、運動角度を一定(60deg)に保ったまま、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目標値と、目標方向にできる限り追従するように力を発揮するよう指示した。

5-5-2 実験結果

Fig.5.12 に 1 被験者の各設定負荷における筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ の運動時間に伴う変化を設定負荷ごとに示す。(a)に外転運動、(b)に内転運動の結果を示す。グラフの横軸は、設定負荷以上の力を発揮してから 3s 後の $|Fn|$ を、筋が疲労していない状態(筋疲労度 0)の値とし、筋出力が設定負荷に満たなくなった時点の $|Fn|$ を筋疲労限界(筋疲労度 100)として運動時間を相対値化して示したものである。設定負荷が大きいほど筋疲労度 0 における $|Fn|$ は大きい値を示した。筋疲労度の増大に伴い、 $|Fn|$ は設定負荷によらずほぼ同じ値に収束する傾向が全被験者についてみられた。

5-6 運動角速度による $|Fn|$ の変化

本節では、異なる運動角速度における筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ の変化を調査し、異なる運動角速度に適用できるモデルへの拡張を目指す。

5-6-1 実験方法

設定負荷 30%MVC の下で、被験者 3 名に運動角速度 4deg/s, 12deg/s の 2 条件で運動を行わせた。測定データの処理は 5-1 の提案手法にて述べたものと同様である。

5-6-2 実験結果

・外転

Fig.5.13(a)に 1 被験者の各運動角速度における運動開始時と終了時の $|Fn|$ を線形に結んだものを、(b)に運動開始時の値を基準値としたものを示す。 $|Fn|$ の値にわずかな変化がみられるが、筋疲労に伴う $|Fn|$ の増加傾向はほぼ同じ結果となった。この傾向は、全被験者についてみられた。

・内転

Fig.5.14 に結果を示す。内転については、全被験者に共通する傾向がみられなかった。

5-7 考察

本章では、発揮量と発揮方向の二つの観点から筋出力の精度に基づいた筋疲労評価方法を提案した。実験により提案手法を検証した結果、筋疲労の増大と力の発揮方向の精度の低下に強い相関がみられた。力の発揮方向の精度の低下による筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ の増加傾向は、比較的安定した結果を示した。一方で、発揮量の精度の低下による $|Fg-F|$ については単調な増加傾向がみられない、もしくはほとんど確認できない結果を示した。筋疲労の増大に伴い運動単位の大きい筋繊維が動員されたことで、力の発揮方向の低下による筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ のみが増加傾向を示したことに對し、発揮量の精度の低下による $|Fg-F|$ が増加傾向を示さなかった原因は、本リハビリシステムの設定条件によるものと考えられる。本システムによる等張運動では、患者が設定負荷以上の力を発揮することが、アームが運動方向へ動くための条件となる。そのため筋疲労の増大に伴い、力の精度を保つことが困難となった場合、アームが運動方向へ動く条件を満たすため、発揮量の精度が発揮方向の精度よりも優先されることになる。したがって、発揮方向の精度の低下が、発揮量の精度の低下に比べ顕著に表れたものと考えられる。

異なる設定負荷における等尺運動では、設定負荷が大きいほど運動開始時の筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ は大きい値を示した。これはより発揮筋力を増大させるためにサイズ(神経支配比)の大きい筋繊維が動員されたため、負荷の増大に伴い筋出力の精度が低下したものと考えられる。また筋疲労度の増大に伴い法線方向成分 $|Fn|$ は設定負荷によらず、ほぼ同じ値に収束する傾向がみられた。この結果より、異なる設定負荷における筋疲労モデルは、設定負荷 30%MVC の等張運動によって得られた運動限界時の $|Fn|$ を各設定負荷の運動開始時の $|Fn|$ によって除した値と $1(=Fn_{\text{start}}/Fn_{\text{star}})$ を線形に結ぶことにより構築することができる (Fig.5.14, 5.15 参照)。

異なる運動角速度における等張運動では、外転については角速度によって運動開始時と

運動限界時の $|Fn|$ の値は若干異なるが、筋疲労に伴う増加傾向はほぼ同じ結果となった。この結果から、外転における力の発揮方向の精度は角速度に依存しないと言える。よって、運動開始時と運動終了時の $|Fn|$ を同じ値だけ増減することによって筋疲労のモデルを構築することができる。内転については、本実験では全被験者における共通の傾向がみられなかった。今後、実験を重ね調査する必要がある。

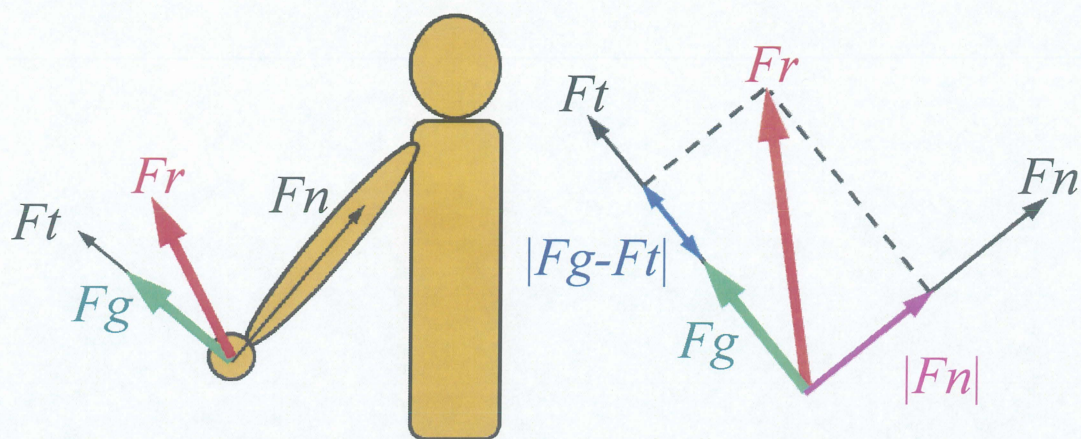


Fig.5.1 提案手法

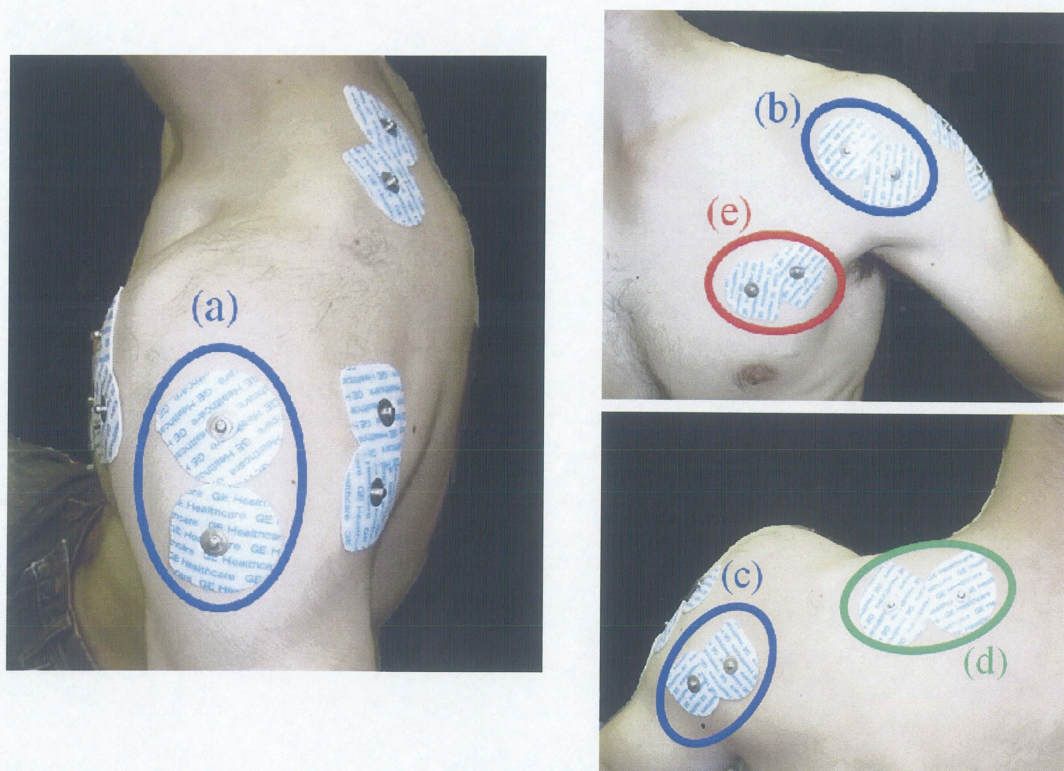
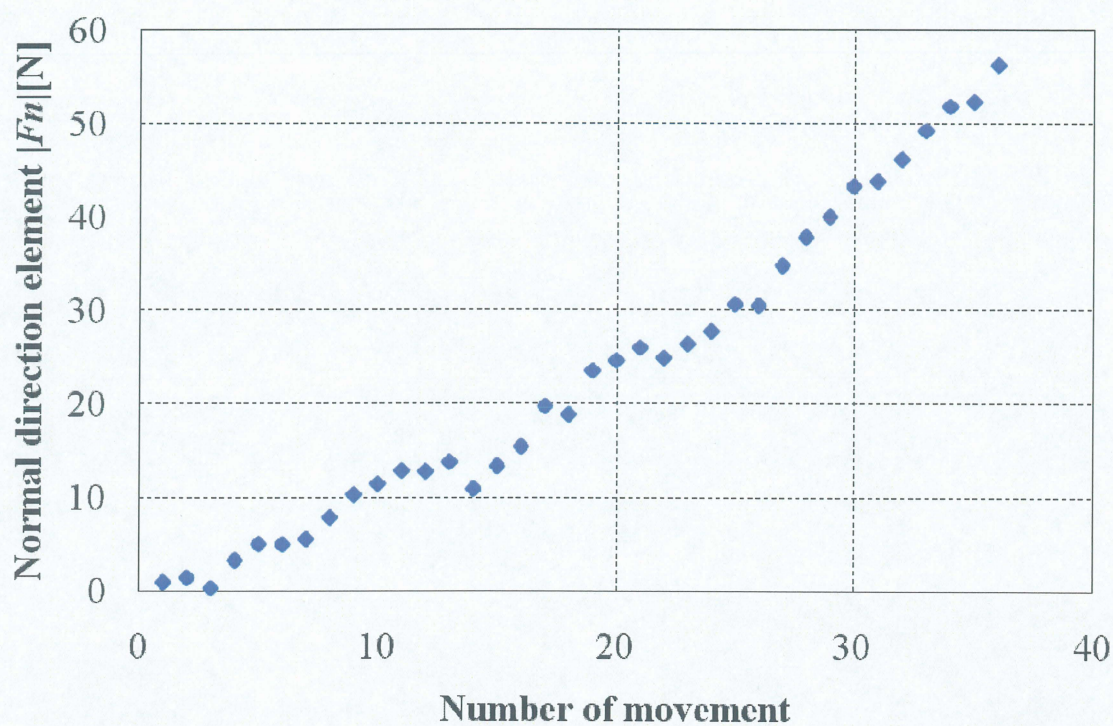
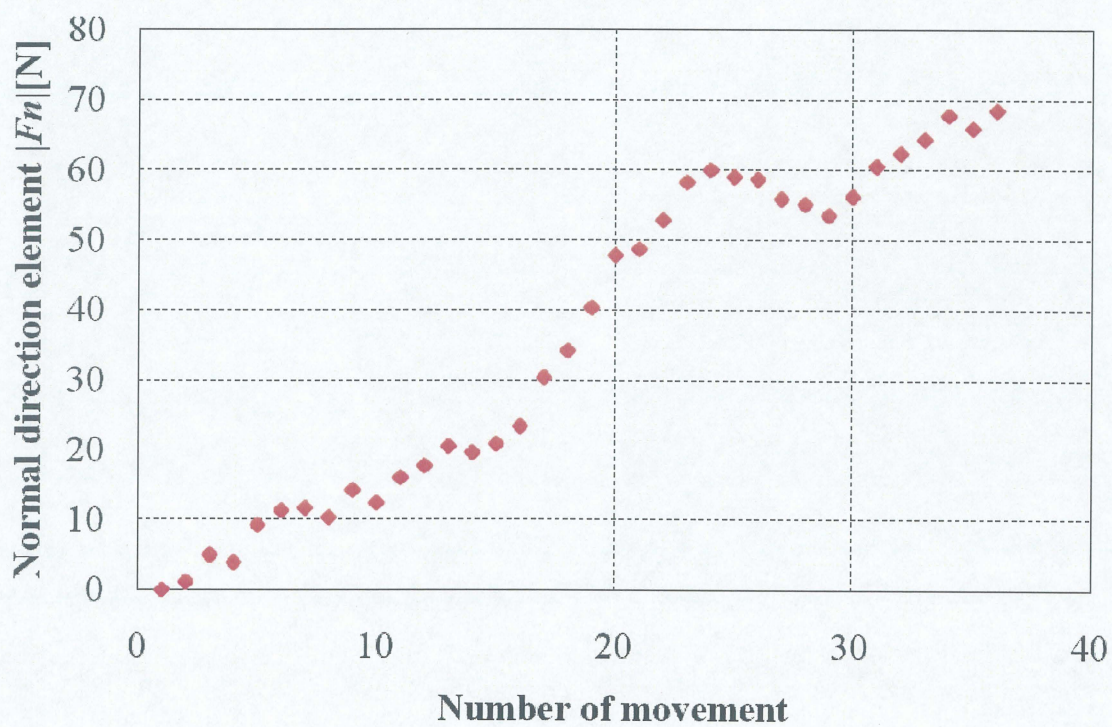


Fig.5.2 筋電位測定箇所

(a)三角筋中央部 (b)三角筋前部 (c)三角筋後部 (d)僧帽筋 (e)大胸筋

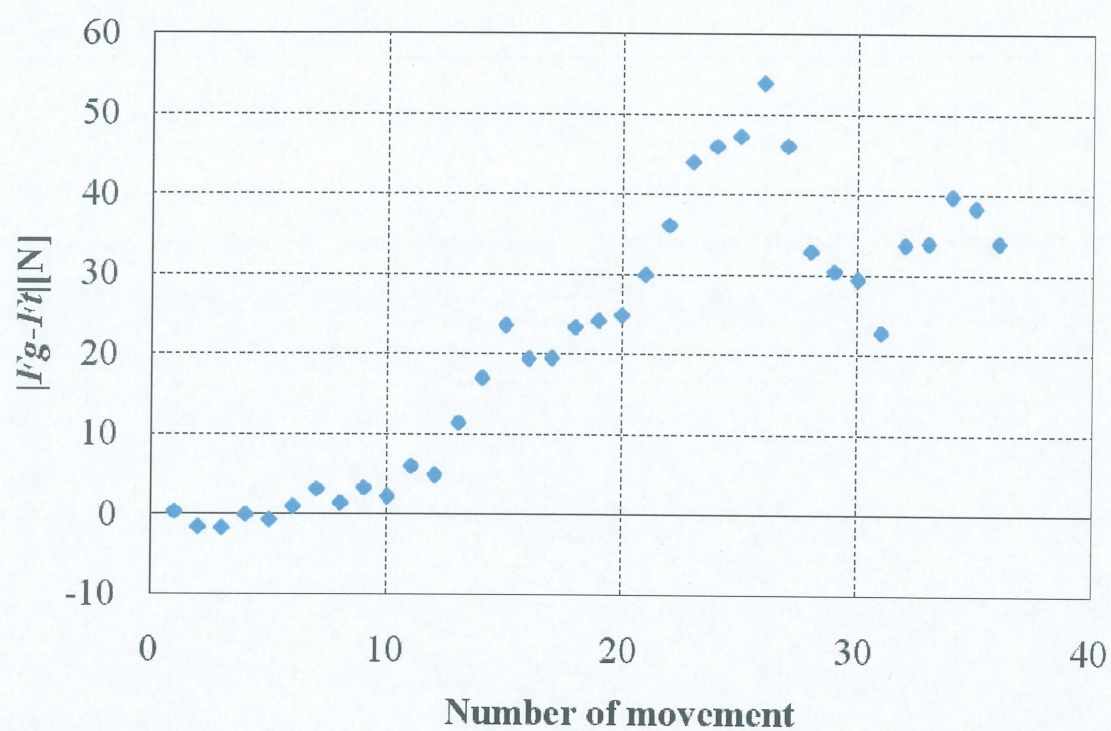


(a)外転



(b)内転

Fig.5.3 運動回数に伴う法線方向成分 $|F_n|$ の変化



(a)外転



(b)内転

Fig.5.4 運動回数に伴う接線方向成分 $|F_g - F_t|$ の変化

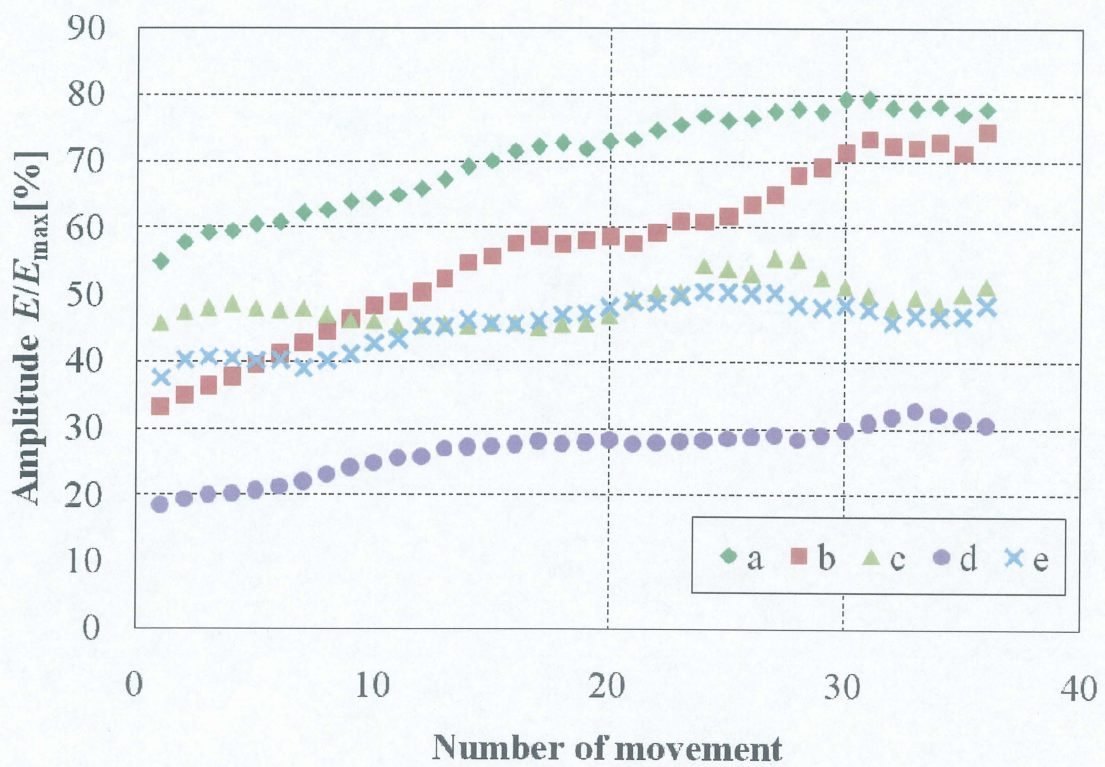
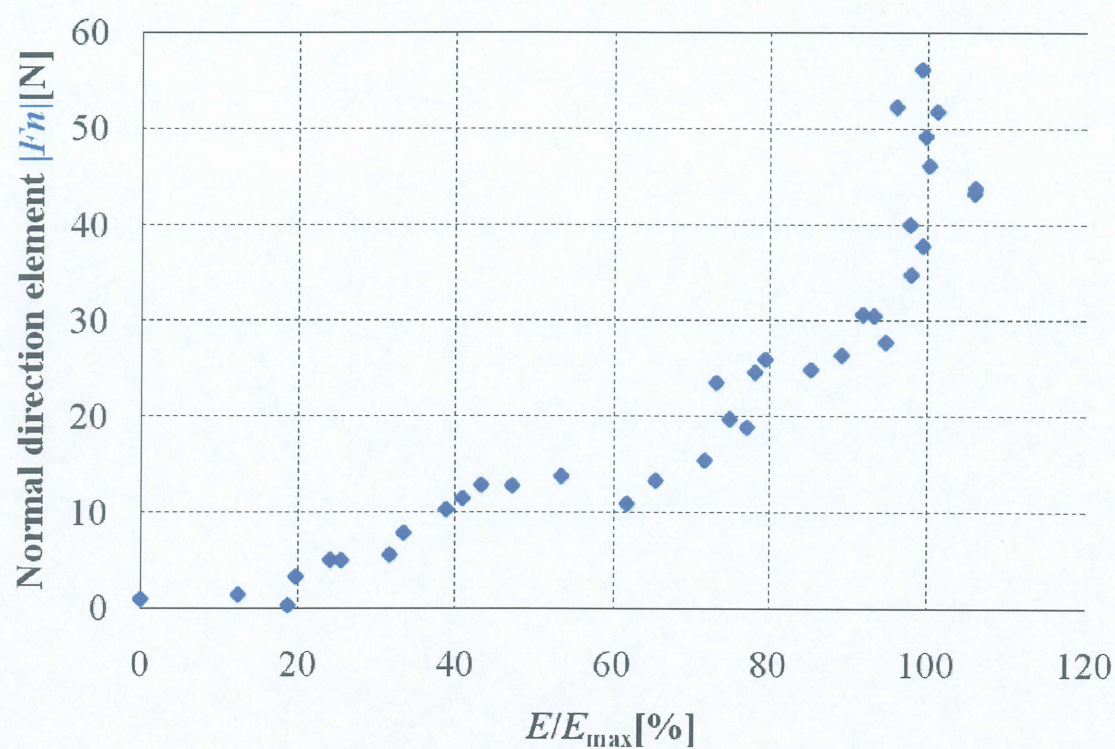
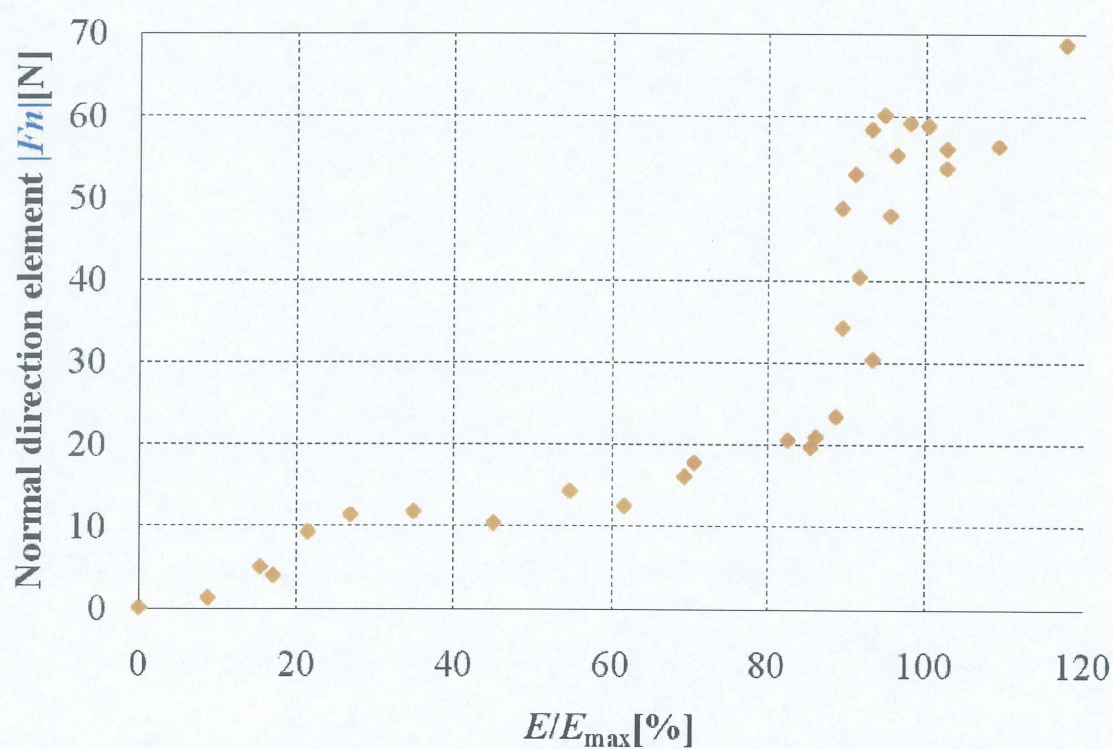


Fig.5.5 運動回数に伴う筋電位の振幅の変化

a.三角筋中央部 b.三角筋前部 c.三角筋後部 d.僧帽筋 e.大胸筋



(a)三角筋中央部



(b)大胸筋

Fig.5.6 筋電位の振幅と筋出力の精度との相関関係

Table.5 全被験者の各筋の筋電位の振幅と筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ との相関係数

			平均値±標準偏差
外転	三角筋	中央部	0.910±0.046
		前部	0.929±0.032
		後部	0.846±0.064
		僧帽筋	0.890±0.049
内転		大胸筋	0.830±0.084

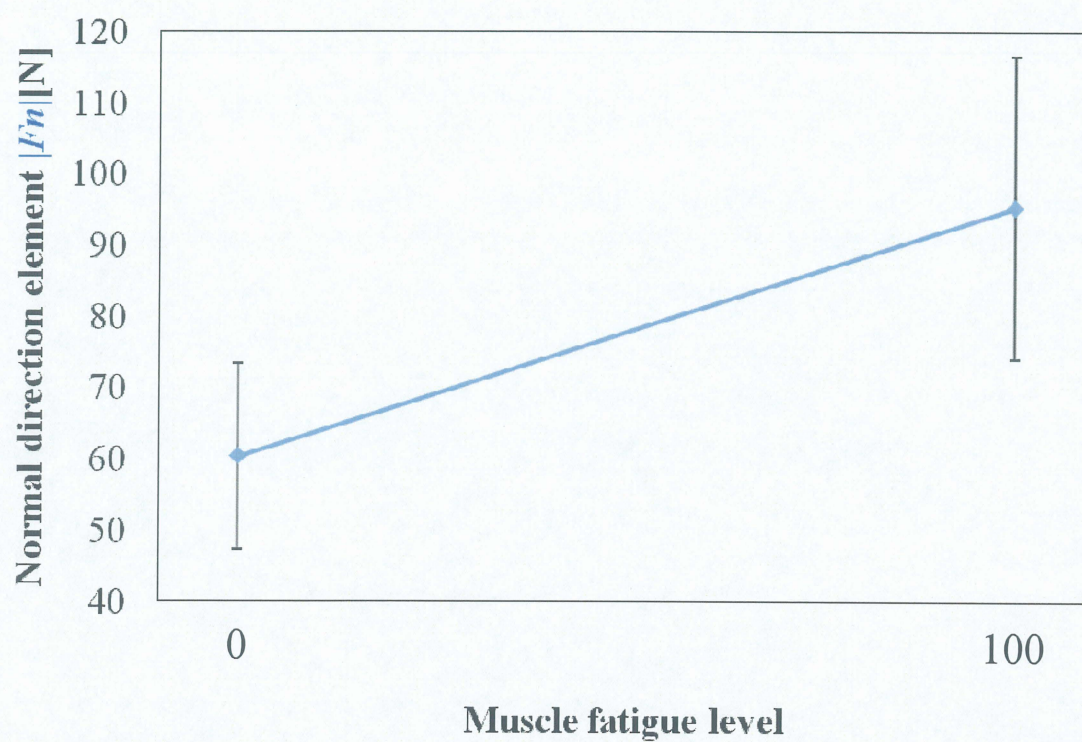


Fig.5.7 外転の $|F_{n_{start}}|$ と $|F_{n_{end}}|$

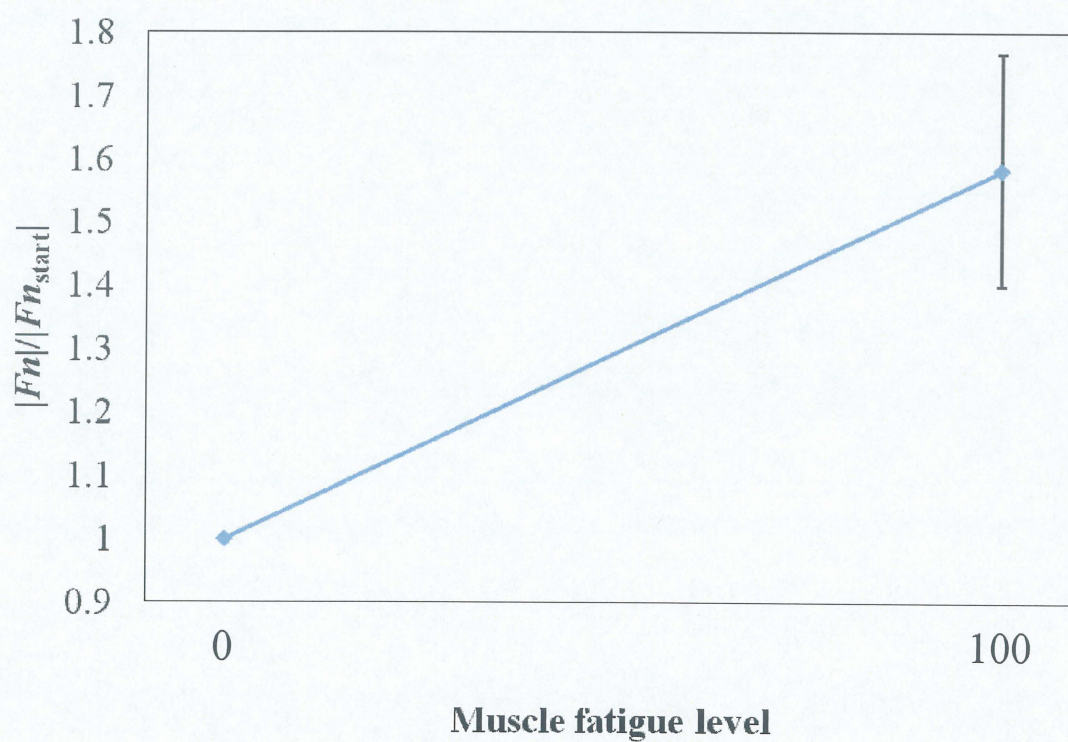


Fig.5.8 外転の筋疲労モデル

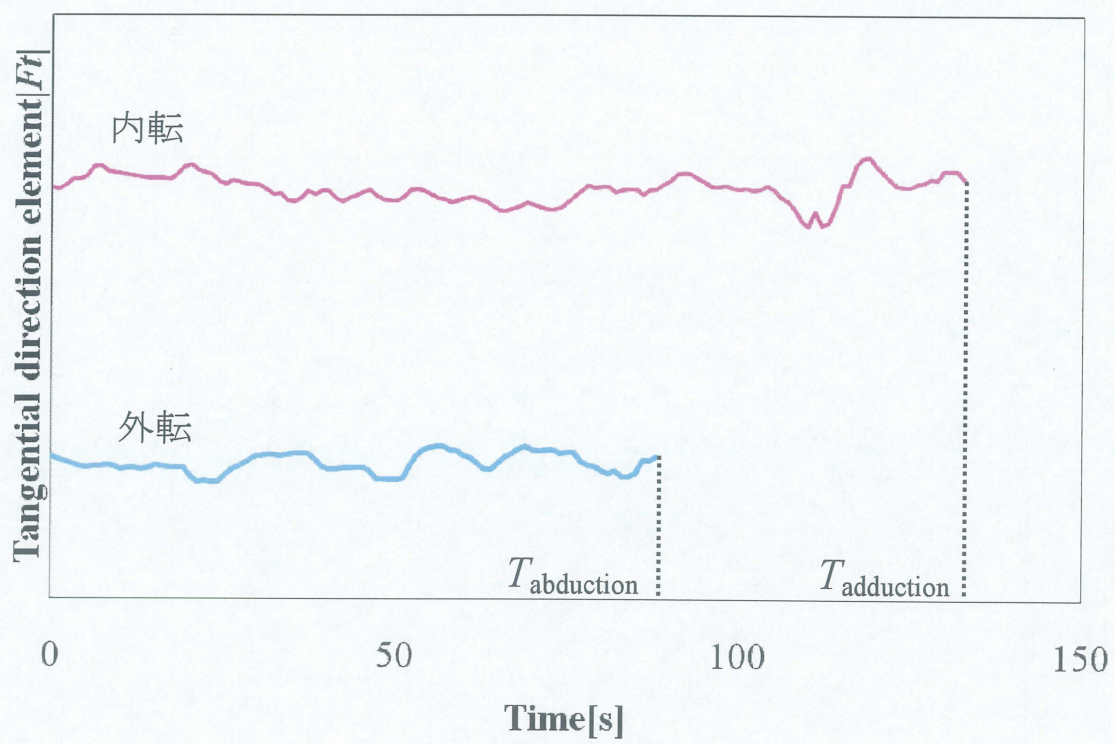


Fig.5.9 筋持久力の実験結果

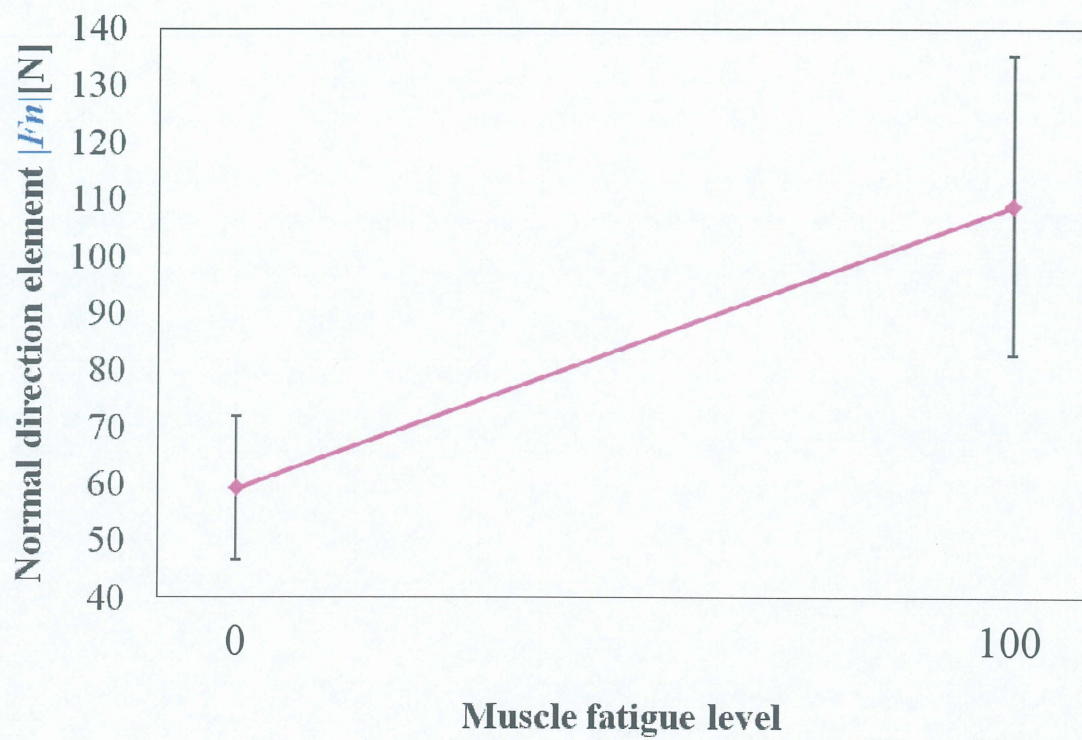


Fig.5.10 予測値 F_{n_p}

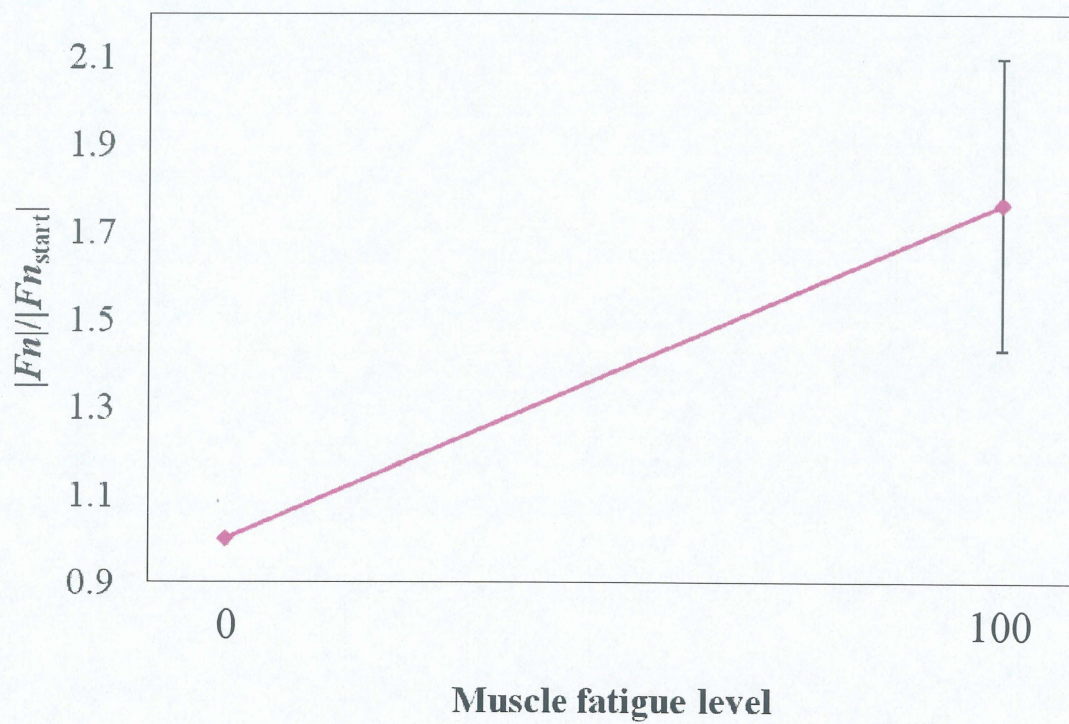
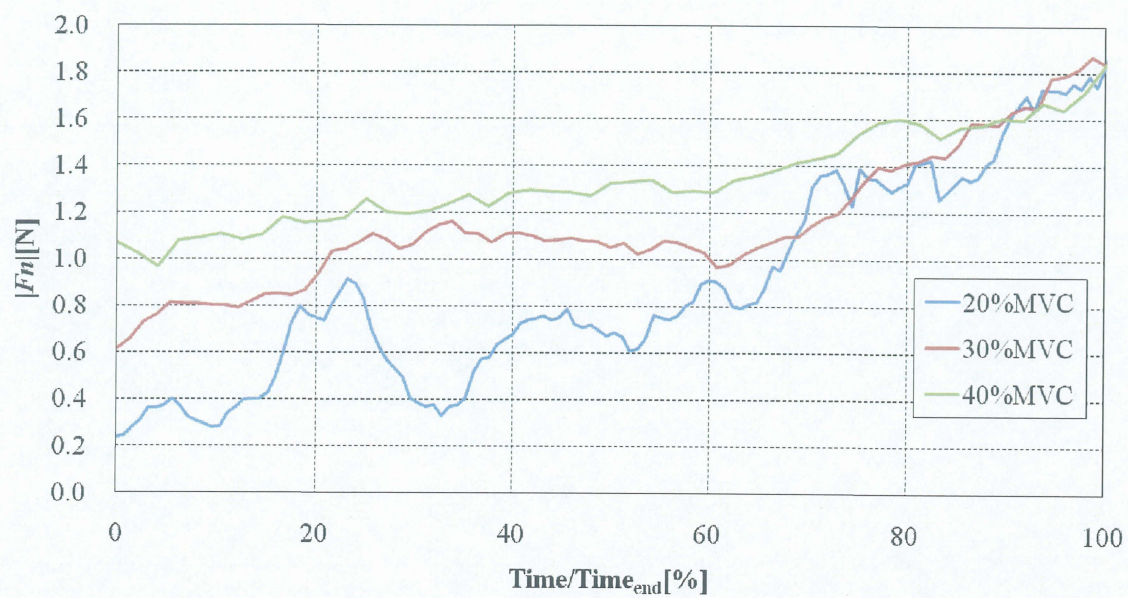
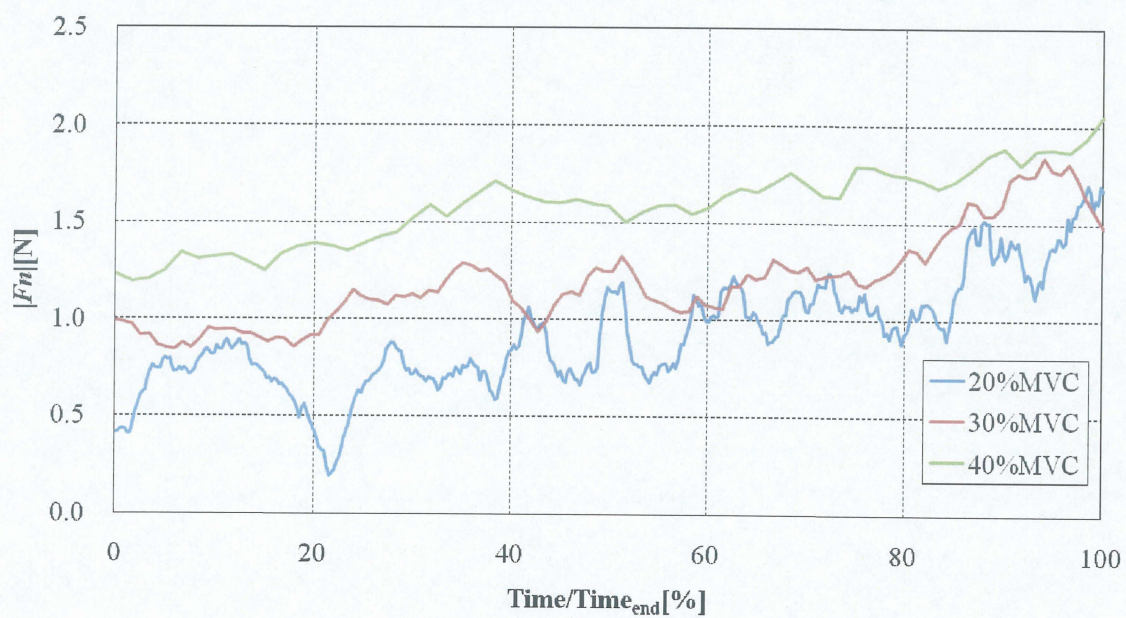


Fig.5.11 内転の筋疲労モデル

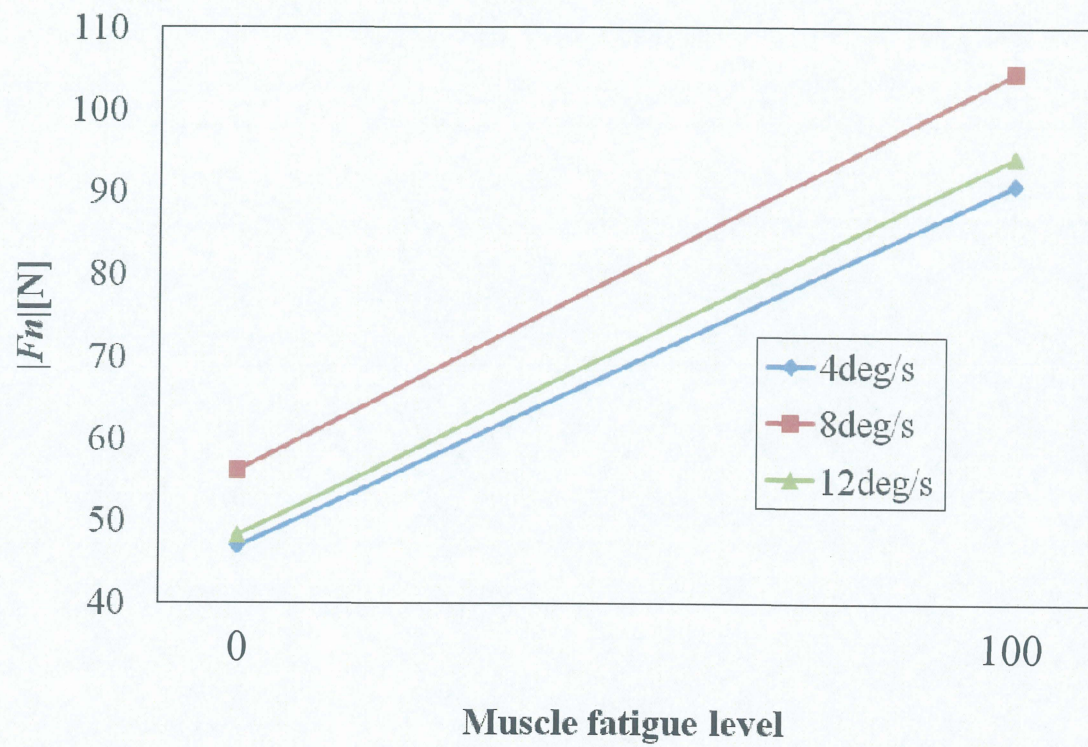


(a)外転

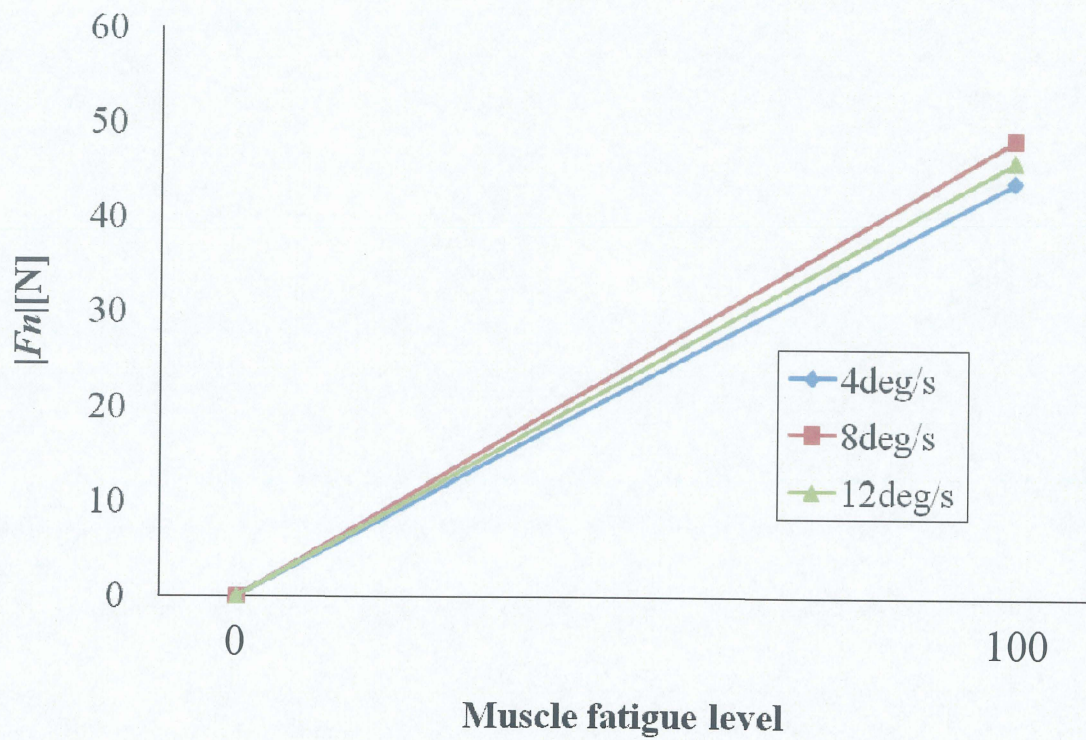


(b)内転

Fig.5.12 異なる設定負荷による $|F_n|$ の変化

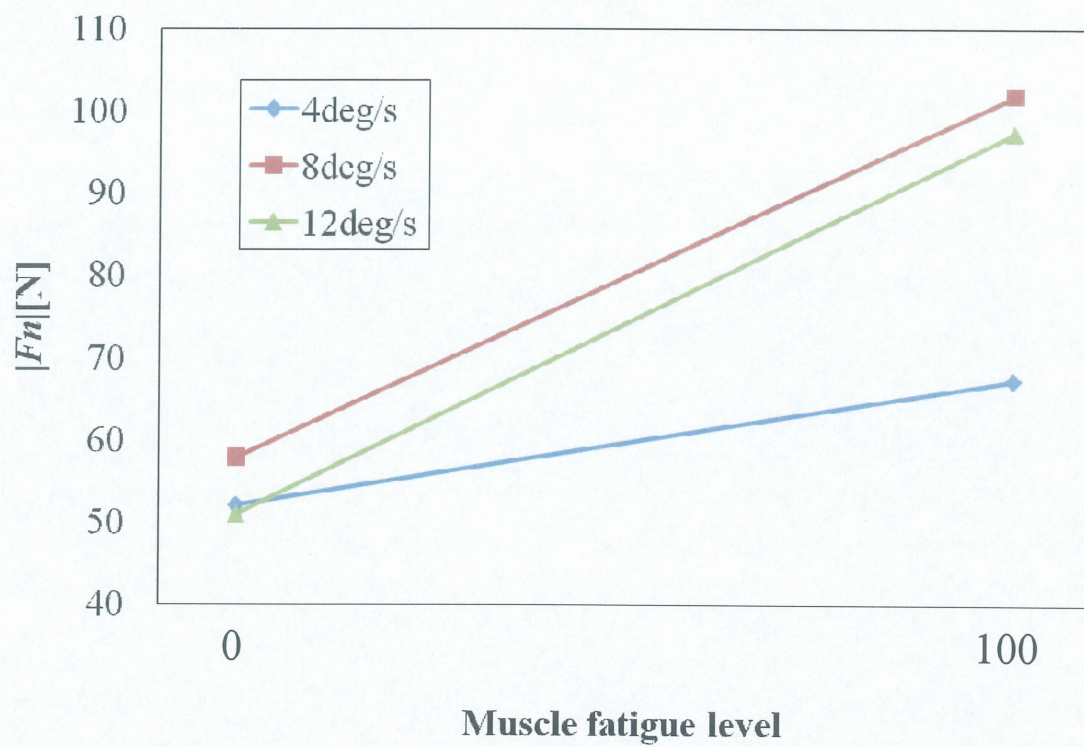


(a) $|F_n|$ の変化

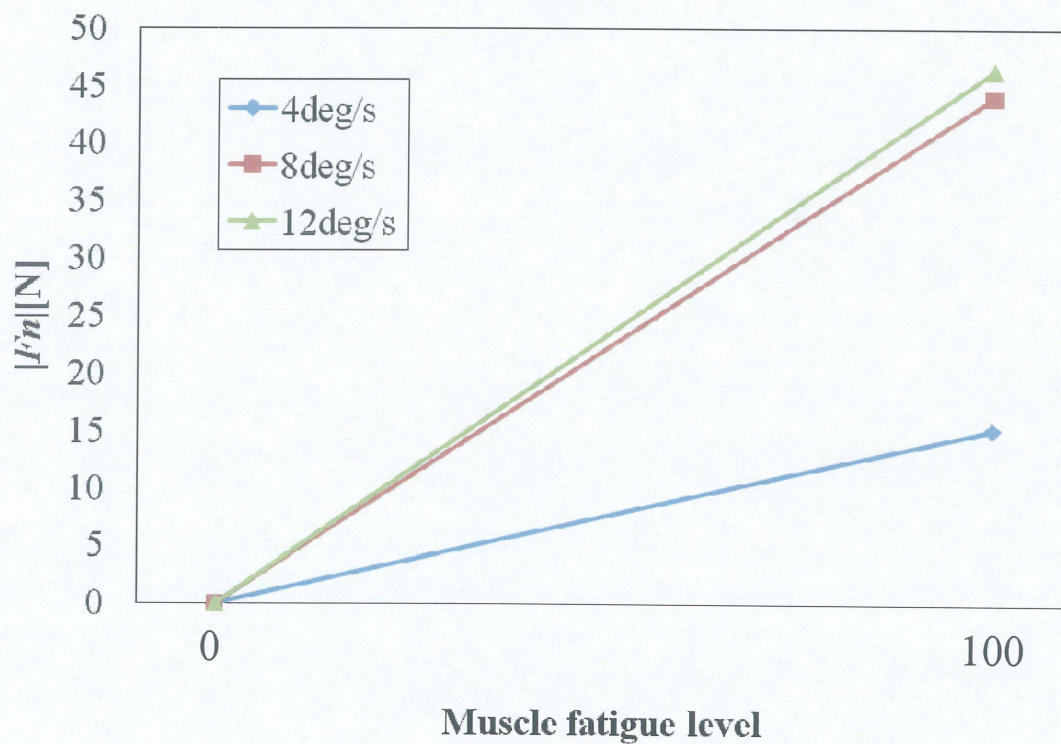


(b) $|F_n|$ の増加傾向

Fig.5.13 各運動角速度における外転運動時の $|F_n|$

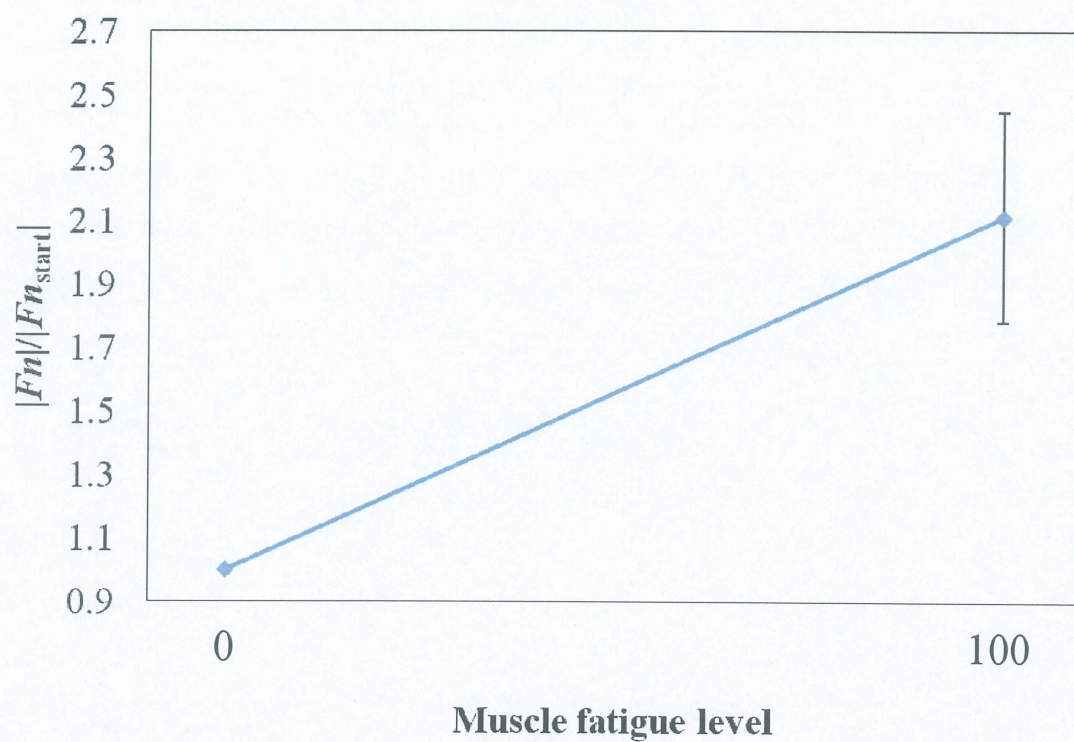


(a) $|F_n|$ の変化

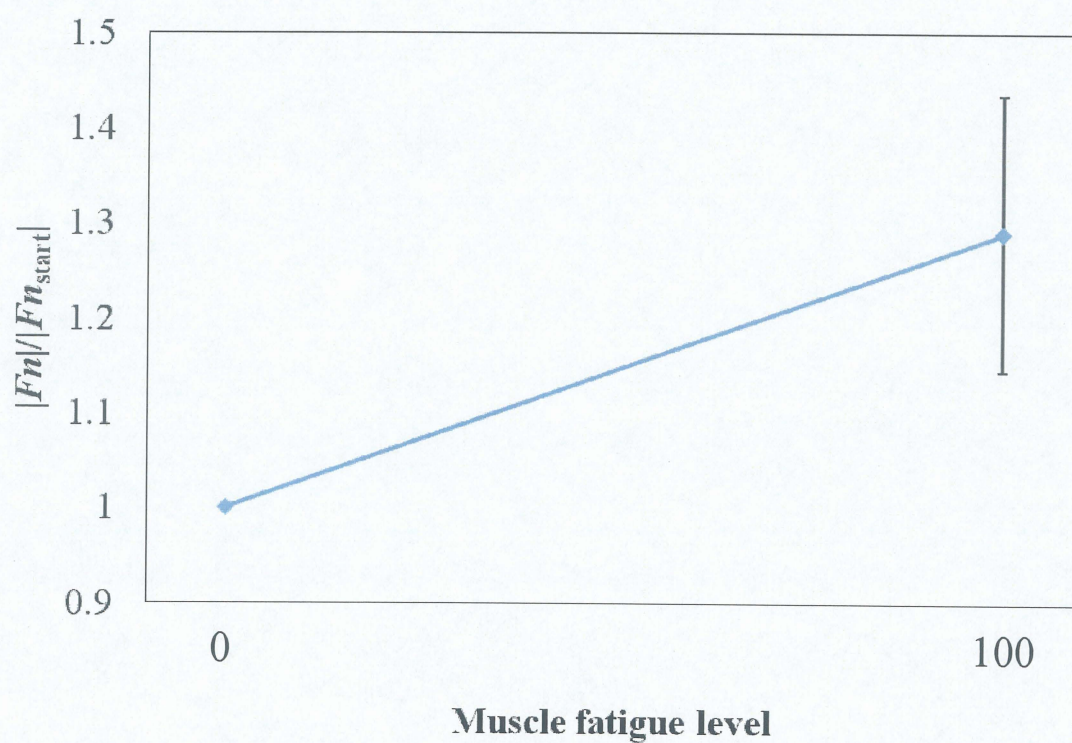


(b) $|F_n|$ の増加傾向

Fig.5.16 各運動角速度における内転運動時の $|F_n|$

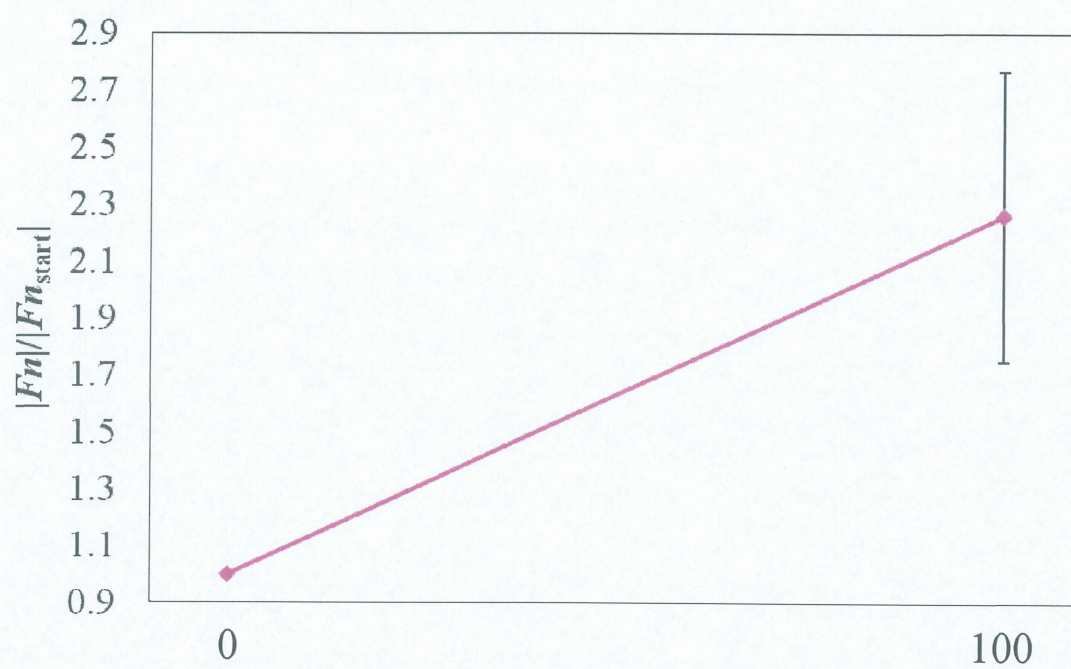


(a) 20%MVC



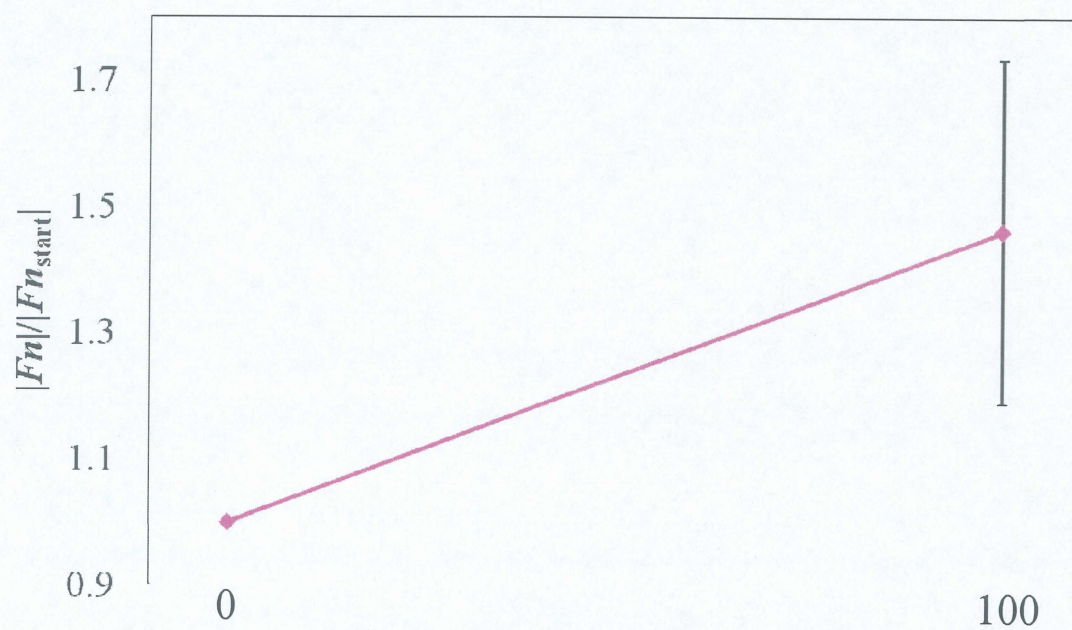
(b) 40%MVC

Fig.5.16 各設定負荷における筋疲労モデル:外転



Muscle fatigue level

(a) 20%MVC



Muscle fatigue level

(b) 40%MVC

Fig.5.16 各設定負荷における筋疲労モデル:内転

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、利便性と筋疲労評価に焦点を置いた。利便性については、運動肢位を把握できる視覚提示システムを構築し、等張運動実験によるシステムの有効性を検証・評価した。筋疲労評価については、毎回のセンサの着脱を要する筋電位計測による評価の代替案として、筋出力の精度を筋疲労の指標に用いることを提案した。本研究では提案手法を実験において筋電位の解析結果と照合し妥当性を検証した。

視覚提示

- ◆ 視覚提示システムを構築したことで患者の適切な訓練動作の実現を達成

筋疲労モデル

- ◆ 運動回数に伴い力の発揮方向の精度が低下することを確認した。
- ◆ 筋電位の解析結果と筋出力の精度を照合し、筋電位の振幅の増大と、力の発揮方向の精度が低下することにより生じる筋出力の法線方向成分 $|Fn|$ の増大に強い相関を確認した。
- ◆ 外転:等張運動実験によって得られた $|Fn|$ より筋疲労を定量的に推定できるモデルを構築した。
- ◆ 内転:等張運動実験によって得られた $|Fn|$ と、等尺運動実験によって検証した筋持久力の違いを考慮し、筋疲労を定量的に推定できる筋疲労モデルを構築した。

筋疲労モデルの拡張

- ・異なる負荷:等尺運動実験により検証
 - ◆ 設定負荷が大きいほど運動開始時の $|Fn|$ が増大することを確認した。
 - ◆ 設定負荷によらず、筋疲労の増大に伴い同じ値に収束することを確認した。
- ・異なる運動角速度:
 - ◆ 外転: $|Fn|$ の値は運動角速度により値がわずかに変化するが、 $|Fn|$ の運動開始時と運動終了時の差はほぼ同じ結果となった。
 - ◆ 内転:全被験者に共通した傾向がみられなかった。

全体を通して

- ◆ 視覚提示システムの構築により利便性の向上を実現した。
- ◆ 筋出力の精度を指標に用いた筋疲労モデルを構築した。
- ◆ 異なる角速度に適用できるモデルへの拡張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”，機械学会論文集，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. 岡島，田中，内田，木村，富田，千野，榊：“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
6. 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
7. 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
8. 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
9. 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
10. 佐藤，森，千葉：“随意収縮および電気刺激による筋疲労後の筋電図学的解析”，山形保健医療研究，第9号，2006
11. 永田，横山，島，福江：“運動時の表面筋電位スペクトルと筋疲労”，富山県国際伝統医学センター：日本機械学会 [No.06-35]，2006
12. 古屋：疲労
13. 青木，佐藤，村岡：“スポーツ生理学”，2005
14. 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
15. 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