

—修士学位論文—

機能別実効筋理論を用いた
動的運動中における筋活動制御手法の提案と
筋力トレーニングへの応用

Proposal of Muscle Activity Control Method
during Dynamic Exercise
Using Functional Effective Muscle Theory
and its Application to Strengthen Training



平成21年度

三重大学大学院 工学研究科
博士前期課程 電気電子工学専攻

村上 洋輔

目次

第1章 緒言	1
1.1 研究の背景	1
1.2 リハビリテーションの実情と問題点	3
1.3 研究の目的	4
1.4 本論文の構成	6
第2章 筋力トレーニングの基礎	7
2.1 筋力トレーニング	7
2.2 筋力トレーニングの原則	8
2.3 筋力トレーニングの種類と負荷強度	9
第3章 機能別実効筋理論	10
3.1 機能別実効筋	10
3.2 出力分布	12
3.3 4点計測法	13
3.4 筋活動パターン	14
3.5 筋骨格モデル	15
第4章 提案する筋活動制御手法	16
4.1 Hill の特性式を用いた出力分布の拡張	16
4.2 出力分布と筋活動パターンによる筋活動制御	18
4.3 下肢運動療法支援マニピュレータへの適用	20
第5章 筋活動制御実験	21
5.1 静的状態における筋出力の推定	21
5.2 EMG 計測による評価	23
第6章 筋活動制御の筋力トレーニングへの応用	24
6.1 筋活動制御を用いたトレーニング負荷強度設定	24

6.2	初動負荷理論の適用	26
6.3	初動負荷トレーニングの実現	28
6.4	トレーニング効果の検証	30
第7章 結言		33
参考文献		35
謝辞		37
研究業績		38

第1章 緒言

1.1 研究の背景

近年，我が国では諸外国に例を見ない早さで人口の高齢化が進んでおり，図 1.1 に示すように，65 歳以上の高齢者の総人口に占める割合は 20 % を超え，2055 年には 40 % を超えると予想されている．その一方で，勤労人口は 1995 年頃をピークに年々減少している．このため，高齢者や障害者の増加に伴い，医療現場で働く医師や理学療法士 (Physical Therapist, 以下 PT) の人数が不足することが予想され，リハビリテーションを必要とする高齢者及び障害者が満足な治療を受けることができないという問題が生じる．このように，手足の麻痺及び筋力低下等の運動器に関する疾患を患う高齢者・障害者の介護，自立の援助が大きな社会問題となっている．

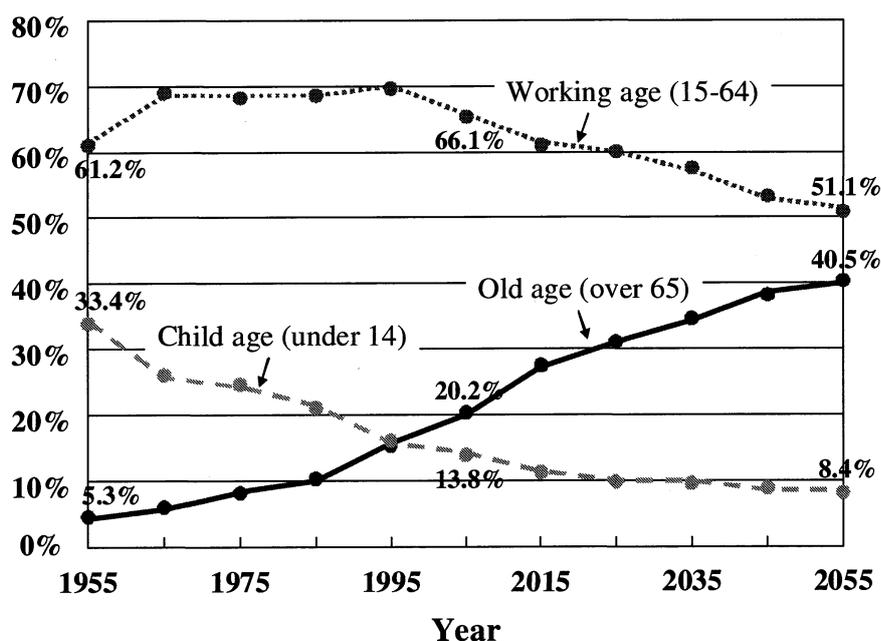


図 1.1: 日本の人口年齢構成^[1]

これまで、上記の問題を解決するために、様々な機器が開発されてきた。術後など麻痺や硬縮で本人が動かさない、または動かすにくい部分を他者が動かし関節可動訓練を実現する機器 (CPM など) や、バイタルが安定した時期において単関節で等速性筋収縮運動を行う機器 (BIODEX 社製 cybex など) などである。これらの機器は、従来 PT が患者の運動に対して支援していた行為を代替するものであり、PT の負担の軽減や人手不足の解消に貢献している。一方で、これらの機器は高額であり、適用できる筋群に制限があるという問題もある。我々研究グループでも、PT では困難な治療効果のある医療行為が可能な機器を開発することを目的とし、図 1.2 に示す下肢運動療法支援マニピュレータの開発を行ってきた^[2]。本マニピュレータでは、リハビリ現場で実際に使用され、成果を上げている関節等速運動機によるトレーニングを多関節運動に適用し、股関節・膝関節に対して同時に等速性筋収縮運動を実現している。等速性筋収縮運動とは、筋肉の急激な収縮を抑えることで強化・治療目的である関節回りの角速度をほぼ一定に保って行うトレーニングのことである。この機器は、将来的には患者に能動的に働きかけ、熟練した PT の手技のティーチングプレイバックによる他動運動や遠隔医療、熟練度の低い PT に対する教育養成機器などへの機能的拡張も可能であると考えられる。

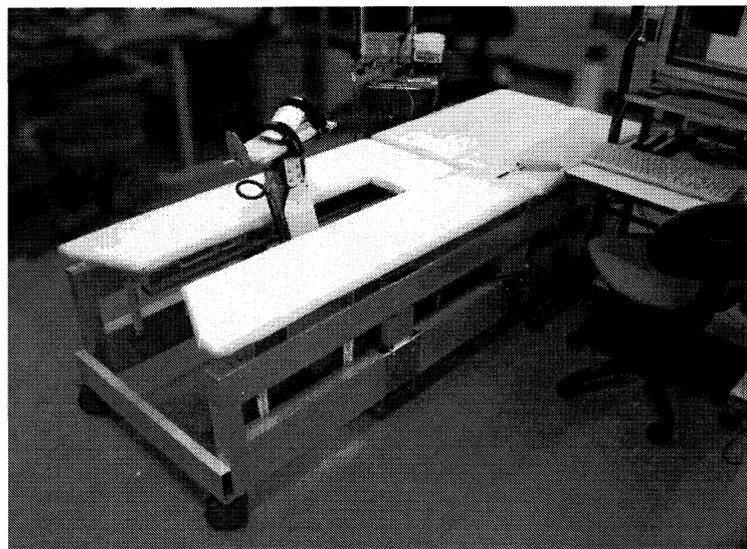


図 1.2: 下肢運動療法支援マニピュレータ

1.2 リハビリテーションの実情と問題点

一般的にリハビリテーションとは、病気や事故等によりケガや障害を負った人に対し、予想される障害を最小限に食い止め、日常復帰が出来るように行う機能回復訓練のことである。リハビリテーションは理学療法、作業療法、言語聴覚療法の大きく三つに分けることができ、中でも理学療法は、運動療法と物理療法から成り、医師の指示を受けたPTのもとで行われる。運動療法は、規則的な運動により身体の麻痺した部分の回復、関節の動きの改善、筋力・持久力の向上を図るものであり、物理療法は、運動療法の前処置として行われることが多く、熱、電気、水などの物理的エネルギーを刺激として用いて痛みの軽減などの治療を行うものである。多くの方がリハビリテーションとして思い浮かべる大抵のものは、この理学療法である。

リハビリテーションは、患者とPTとのコミュニケーションが円滑に行われ、問題に対する共通認識を持ち、PTが計画した効果的かつ無理のない医療計画、あるいは指示に基づいて患者自身が医療活動に積極的に取り組み実行していくことで、はじめて治療効果が得られる医療行為である。しかし実際は、PTと患者の間で専門知識に差があるため、患者がPTの治療計画を正確に理解し実行することは困難である。さらに、PTは自らの経験に基づいて患者の治療を行っており、患者の治療効果がPTの経験に左右されるという問題がある。

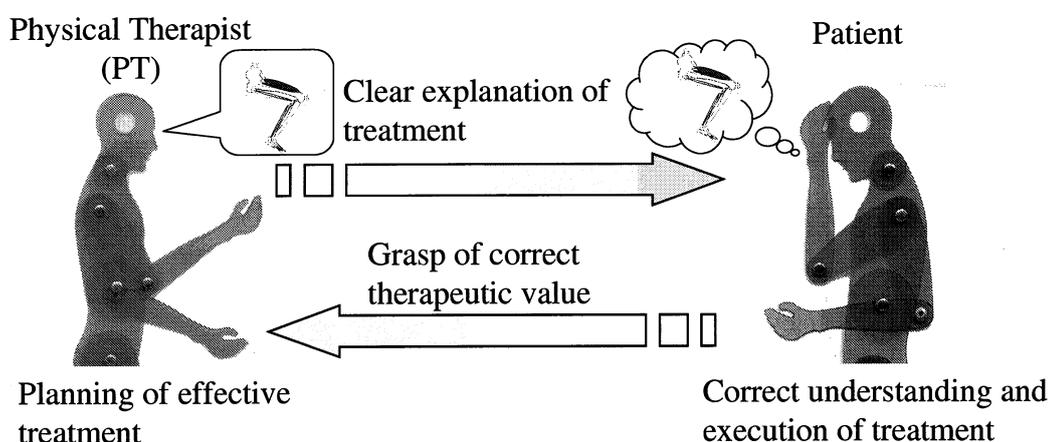


図 1.3: リハビリテーションの理想的治療ループ

1.3 研究の目的

ここで、上記のリハビリテーションにおける問題を解決するため、機器を用いたリハビリテーションシステムが期待される。機器を用いたリハビリテーションを行うことにより、PTの負担を軽減し、かつPTの経験に頼らず均一な治療効果が期待できると考えられるからである。このような治療体系として、近年ではパワーリハビリテーションが注目されている^[3]。パワーリハビリテーションとは、主に要支援・要介護高齢者を対象にマシントレーニングによる動作性能の改善と、活動的な生活への行動変容を目的とし、新しい治療体系として行われているものである。このパワーリハビリテーションは、高齢者のリハビリテーションを必要とする病院や診療所、老人保健施設、通所リハ(デイケア)、さらに特別養護老人ホーム、通所介護(デイサービス)等で近年急速に普及している。この背景として、厚生労働省は2005年に介護保険制度の見直しを行い、介護予防の施策を発表している。介護予防の施策の一つに高齢者の筋力系トレーニングを行うことがあげられており、筋力トレーニングへの取り組みが各地で行われている^{[4][5]}。高齢者が筋力を維持することは、転倒予防、介護予防、さらには高い生活の質(Quality of Life: QOL)を目指して、より充実した健康的な生活を送るためにも重要である。また、高齢者の筋力トレーニングは医療費の抑制にもつながると考えられる。これらのことから、高齢者の筋力トレーニングの普及と実施が我が国の高齢化社会における大きな課題となっている。

筋力トレーニングは、低下した筋力を増強・維持するために行われる。筋力トレーニングを行うにあたっては、目的や条件など多くのことを考慮しなければならないが、中でも特にトレーニング負荷の設定が重要である。一般的に、負荷強度は最大筋力に対する割合として設定し、繰り返し回数によって量を調整する。しかし、対象とする人によって負荷強度に対する最大繰り返し回数が異なることが報告されている^[22]。このため、設定した負荷強度の信頼性が得られないことや、筋力トレーニングの適切な運動回数が分からないという問題がある。また、負荷強度と目的の筋の活動度との関係があいまいであるため、設定した負荷強度により、目的の筋がトレーニングに必要な筋活動を得られているか分からず、一様なトレーニング効果を得ることが難しいと考えられる。このため、筋活動の面から筋力トレーニングを検討することも行われている。筋活動とは、筋の活動状態を表すものであり、筋が収縮する際に発生する活動電位(EMG: Electromyogram)を計測することで評価を行う。特定の筋の筋力を計測することは困難であるが、筋活動は計測が可能であり、評価を行いやすい。この筋活動(EMG)を計測する機器として筋電位計が挙げられるが、被験者の負担を考えると表面

の筋しか計測できないことや、計測に衣服の着脱が必要で手間と煩わしさが伴うという問題がある。このため、筋電位計を用いることなく筋活動を推定し、望みの筋活動を実現する手法が望まれる。

一般的に、関節を動かさない静的状態においては筋出力の増大が筋活動の増大と比例関係にあることが報告されており^[21]、望みの筋活動を実現することはそれほど困難ではない。これまで、静的状態において機器による上肢の姿勢と手先への外力を制御することで、対象の筋に対し望みの筋力を実現する手法などが提案されている^[24]が、筋活動に関しては述べられていない。その一方で、関節を動かす動的状態においては筋活動に関する報告はない。しかし、筋力トレーニングにおいては動的トレーニングの方が静的トレーニングよりもトレーニング効果が大きいことが報告されており^[12]、動的状態において望みの筋活動を実現することは重要であると考えられる。

そこで本研究では、動的運動へと適用可能な筋活動制御手法の提案を行う。筋活動制御を行うにあたり、熊本らによる 3 対 6 筋の機能別実効筋と呼ばれる筋骨格モデルを用いる^[6]。このモデルと筋活動パターンを用いることで、静的状態において各筋に対する任意の筋活動を実現する出力方向が示されている^[7]。また、ヒトが出せる最大力の大きさと方向を表す六角形を出力分布と定義し、ある姿勢における出力分布を基に姿勢が変化した時の出力分布を推定する方法が提案されている^[8]。しかし、これまで提案されている出力分布は静的状態におけるものであり、動的運動に用いることができない。したがって、Hill の特性式を用い、筋の動特性を考慮した出力分布へと拡張する。この拡張した出力分布と筋活動パターンを関節等速運動が可能な開発したマニピュレータに適用し、先端力の方向と大きさにより望みの筋活動を実現する。また、この筋活動制御手法を筋力トレーニングへと応用し、筋活動に基づくトレーニング負荷強度の設定を行う。さらに、トレーニング負荷の設定に有効な理論として知られる初動負荷理論を適用し、効果的な筋力トレーニングの実現を図る。

1.4 本論文の構成

本論文の構成は以下のとおりである。まず、第 2 章では、本研究で扱う筋力トレーニングの基礎について述べる。次に、第 3 章では、提案する筋活動制御手法に用いる機能別実効筋理論について述べる。また、第 4 章では、提案する筋活動制御手法について述べる。さらに、第 5 章では、提案手法の有効性を確認するための実験を行う。そして、第 6 章では、提案手法を筋力トレーニングへと応用する。最後に、第 7 章では、結論として本研究成果のまとめと今後の課題について述べる。

第2章 筋力トレーニングの基礎

2.1 筋力トレーニング

筋力とは、筋が抵抗に打ち勝って発揮する張力のことをいう。一般的には、最大張力を筋力(最大筋力)という。筋力は、その状態によって静的筋力(static strength)あるいは等尺性筋力(isometric strength)と動的筋力(dynamic strength)に分けられる。後者はさらに等張性筋力(isotonic strength)と等速性筋力(isokinetic strength)に分けられる。

筋力トレーニングは、低下した筋力を増強、維持するために行われ、訓練される筋の筋力により、他動運動、自動介助運動、自動運動、抵抗運動の四つに分けられる。他動運動は、PTが患者の関節を他動的に動かすものである。自動介助運動は、患者が随意的に筋収縮を行い、PTがその運動を介助し、ゆっくり関節運動を行うものであり、筋力の増加に従い、介助量を減らしていく。自動運動は、重力に抗して随意収縮を行うものであり、抵抗運動は、意図的に与えた抵抗に抗するよう随意収縮を行うものである。抵抗運動には、方法として以下に示すものがある。

- 等張性筋収縮運動：一定の負荷で筋が短縮・伸張する収縮運動
- 等尺性筋収縮運動：関節を動かさず(筋の長さを変えず)行う収縮運動
- 等速性筋収縮運動：筋の収縮速度が一定の収縮運動

筋力トレーニングにおいては、等速性筋収縮運動が最も有効であるといわれる^[12]が、PTの補助では達成が困難であり、1.1節で示したような専用の機器が必要である。

2.2 筋力トレーニングの原則

筋力トレーニングを行う際には、考慮しなければならない重要な原則がある^{[13][23]}。これらの原則に従うことで効果的な筋力トレーニングが実現可能となる。

- 過負荷の原則
負荷強度が通常用いているものより強くなければ、身体の適応性を利用して筋力の向上を期待することができない。
- 特異性の原則
ある種の能力は、同類の運動を用いたトレーニングによって効果的に高められる。
- 漸進性の原則
用いる負荷強度は段階的に増加させるべきであり、急激に増加させてはいけない。
- 反復性の原則
トレーニングは継続的に繰り返し行ってこそ、初めて目に見える効果が期待できる。
- 自覚性の原則
トレーニングを行う目的を正確に理解することで、十分な効果が期待できる。
- 個別性の原則
年齢、性別、運動歴などを考慮し、個人差に応じたトレーニングでなければならない。
- 全面性の原則
体力は様々な要素で構成されており、可能な限り全ての体力要素を高めるトレーニングを実施すべきである。

この中でも、過負荷の原則は最も一般的であり、トレーニング負荷強度の決定において重要な原則である。

2.3 筋力トレーニングの種類と負荷強度

筋力トレーニングの種類は、目的別に筋肥大，筋力向上，パワー向上，スピード向上の大きく 4 つに分けられる。また，目的が変わればトレーニングに必要な負荷強度は異なる^[14]。

- 筋肥大

筋肥大とは，筋肉の量を増やすことを目的とするトレーニングであり，スポーツや日常動作に必要な筋肉の量を得ることが課題となる。筋肥大に有効とされる負荷強度は，最大負荷の 70～80 パーセント以上である。

- 筋力向上

筋力向上とは，特定の部位の筋出力を高めることを目的とするトレーニングである。筋力向上に有効とされる負荷強度は，最大負荷の 70～80 パーセント以上である。

- パワー向上

パワーは短時間で大きな力を発揮する能力のことであり，パワー向上は，この能力を高めることを目的とするトレーニングである。パワー向上に有効とされる負荷強度は，最大負荷の 30～60 パーセント程度である。

- スピード向上

スピード向上とは，瞬発性や敏捷性の能力向上を目的とするトレーニングである。スピード向上に有効とされる負荷強度は，最大負荷の 0～30 パーセント程度である。

第3章 機能別実効筋理論

3.1 機能別実効筋

これまで、複雑で冗長であるとされてきた四肢の筋群を、四肢の見かけ上の2関節2自由度の2次元的な運動に対して、各関節に独立に作用する2対の拮抗一関節筋と、両関節に同時に作用する1対の拮抗二関節筋の3対6筋を図3.1に示す機能別実効筋 (Functional Effective Muscle : FEM) と定義する^[6]。ここで、リンクは基底部 (体幹), 第1リンク l_1 (上腕あるいは大腿), 第2リンク l_2 (前腕あるいは下腿) からなり, 関節 J1, J2 を6つの筋によって駆動する。関節 J1 および J2 の単関節筋である機能別実効筋が, それぞれ e_1 と f_1 , e_2 と f_2 , 両関節に作用する二関節筋が e_3 と f_3 である。また, θ_1 , θ_2 はそれぞれ関節 J1, J2 の関節角度であり, θ_3 は先端 J3 と関節 J1, J2 を結んだ線分のなす角度である。

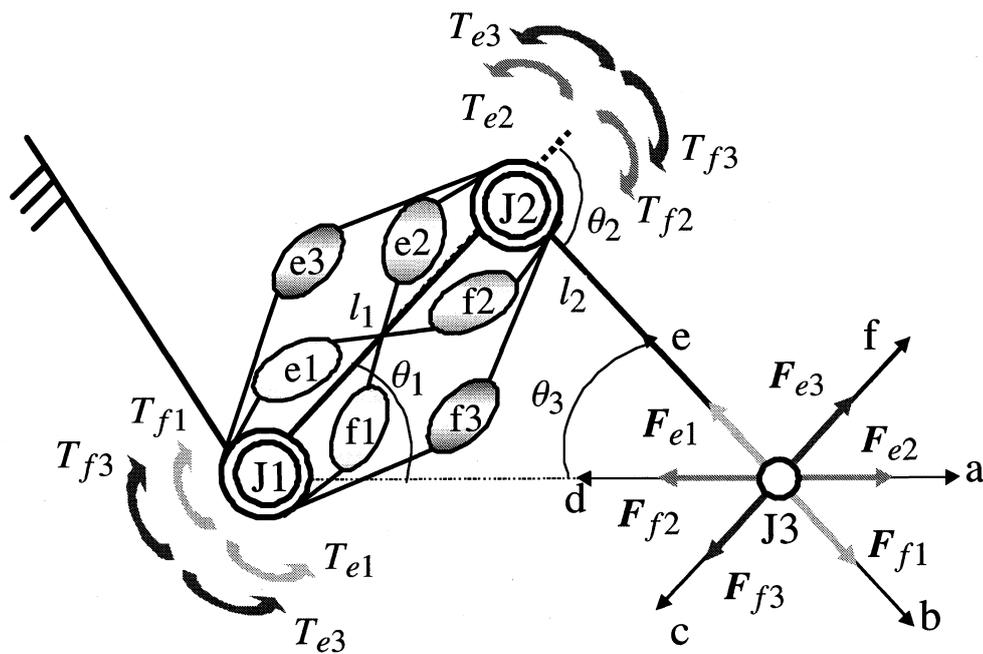


図 3.1: 機能別実効筋 (3 対 6 筋)

F_{e1} , F_{f1} , F_{e2} , F_{f2} , F_{e3} , F_{f3} は先端 J3 での各機能別実効筋による出力であり、その出力方向はそれぞれ以下のようなになる。

- F_{e1} , F_{f1} : 関節 J2 と先端 J3 を結ぶ be の方向
- F_{e2} , F_{f2} : 関節 J1 と先端 J3 を結ぶ ad の方向
- F_{e3} , F_{f3} : 関節 J1 と関節 J2 を結ぶ cf の方向

さらに, T_{e1} , T_{f1} , T_{e2} , T_{f2} , T_{e3} , T_{f3} は先端での各筋出力によって関節 J1, J2 で発揮される関節トルクであり, 機能別実効筋力 (Functional Effective Muscle Strength : FEMS) と呼ばれる. これら機能別実効筋力と先端での各筋出力との関係はそれぞれ以下のようなになる.

$$\begin{aligned}
 F_{e1} &= \frac{T_{e1}}{l_1 \sin \theta_2} & F_{f1} &= \frac{T_{f1}}{l_1 \sin \theta_2} \\
 F_{e2} &= \frac{T_{e2}}{l_2 \sin \theta_3} & F_{f2} &= \frac{T_{f2}}{l_2 \sin \theta_3} \\
 F_{e3} &= \frac{T_{e3}}{l_2 \sin \theta_2} & F_{f3} &= \frac{T_{f3}}{l_2 \sin \theta_2}
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

また, 姿勢が変化すると, それに伴い先端の各筋出力は変化する. つまり, 姿勢が角 θ_2 , θ_3 から角 θ'_2 , θ'_3 へ変化することで, 姿勢変化後の各筋出力は次式となる^[8].

$$\begin{aligned}
 F'_{e1} &= \frac{F_{e1} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} & F'_{f1} &= \frac{F_{f1} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} \\
 F'_{e2} &= \frac{F_{e2} \sin \theta_3}{\sin \theta'_3} & F'_{f2} &= \frac{F_{f2} \sin \theta_3}{\sin \theta'_3} \\
 F'_{e3} &= \frac{F_{e3} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} & F'_{f3} &= \frac{F_{f3} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2}
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

3.2 出力分布

図 3.2 に示すように、先端における各筋の出力を足し合わせることで得られる A-F の六角形を出力分布と定義する^[6]。出力分布とは、ヒトが出力できる力の大きさと方向を表すものであり、出力分布の各辺は以下ようになる。

$$\begin{aligned}
 F_{e1} + F_{f1} &= AF = CD, & AF // CD // be \\
 F_{e2} + F_{f2} &= EF = BC, & EF // BC // ad \\
 F_{e3} + F_{f3} &= DE = AB, & DE // AB // cf
 \end{aligned}
 \tag{3.3}$$

ここで、出力 F_{e1} と F_{f1} の比が与えられれば、

$$F_{f1} = AU \tag{3.4}$$

として、点 U を定めることができる。これより、

$$F_{e2} = SU, \quad F_{e3} = TU \tag{3.5}$$

として、出力 F_{e2} , F_{e3} を求めることができる。同様にして、 F_{e1} , F_{f2} , F_{f3} を求めることができる。このように、1 対の筋出力比が与えられれば、出力分布より、すべての筋出力を推定することができる。本論文では、この 1 対の筋出力比を生理学的筋断面積^[15] から F_{f3} と F_{e3} の比を 100 : 45 として、各筋出力の推定を行う。

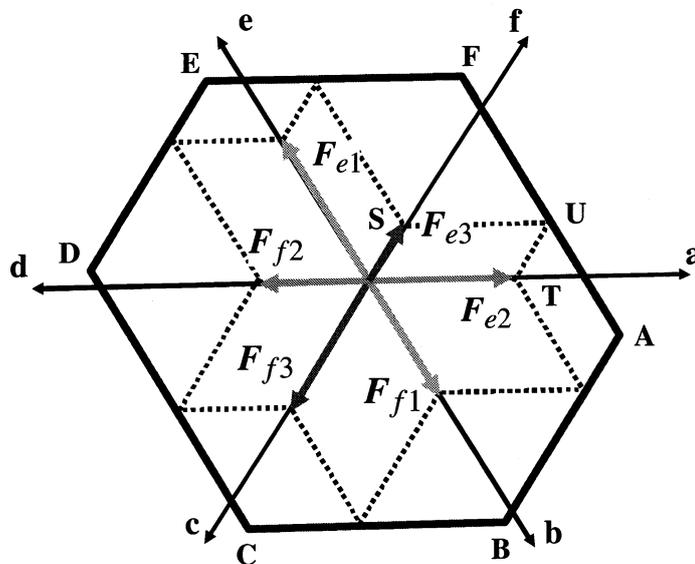


図 3.2: 出力分布

3.3 4点計測法

図3.2に示す出力分布は、4点計測法^[9]と呼ばれる測定法を用いて測定される。この測定法は、計測点を極力少なくして被験者の負担を軽減することを目的として考案された方法である。原則的には、2次元平面の前方 F_1 、後方 F_2 、上方 F_3 、下方 F_4 の4点を等尺的、最大努力で力を発揮して出力を計測する。また、図3.2の特徴を利用し、以下の手順で出力分布を推定する。

Step1 F_1 をA点とし、A点を通り第1リンク及び第2リンクに平行な線を引く。

Step2 F_3 、 F_4 を通り、関節J1と先端J3を結ぶ線に平行な線を引く。

Step3 F_2 が六角形のCDあるいはDEの直線上にくるように、かつ(3.3)式の関係を満たすように直線を引き、それぞれの交点を求める。

この測定法は下肢を固定して行うものであり、得られる出力分布はあくまで静的状態におけるものである。また、この測定法により得られる出力分布には、最大10パーセント程度の誤差が存在する。

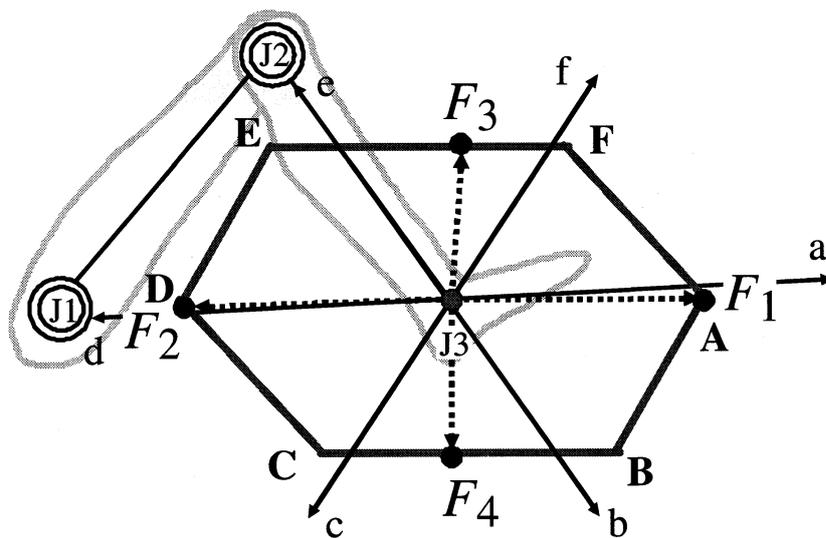


図 3.3: 4点計測法

3.4 筋活動パターン

これまで、最大出力時において各筋に対する任意の活動度を実現する出力方向が示されており、これを筋活動パターンと呼ぶ^[6]。この筋活動パターンを図3.4に示す。筋活動パターンは、任意の姿勢において等尺的にあらゆる方向に最大力を発揮することにより得られる。図中の実線は理想的な協調活動パターンであり、a~fは図3.1に示す筋骨格モデルの先端での方向を表す。例えば、拮抗する筋f1と筋e1において、d方向からf方向の間への出力では筋f1の活動度が0パーセント、筋e1の活動度が100パーセントであるのに対し、a方向からc方向の間への出力では筋f1の活動度が100パーセント、筋e1の活動度が0パーセントであることを示している。これは他の拮抗する2組の筋に対しても同様である。この活動パターンは、出力が小さくなるほど個人差が大きくなりばらつきが見られる^[18]。

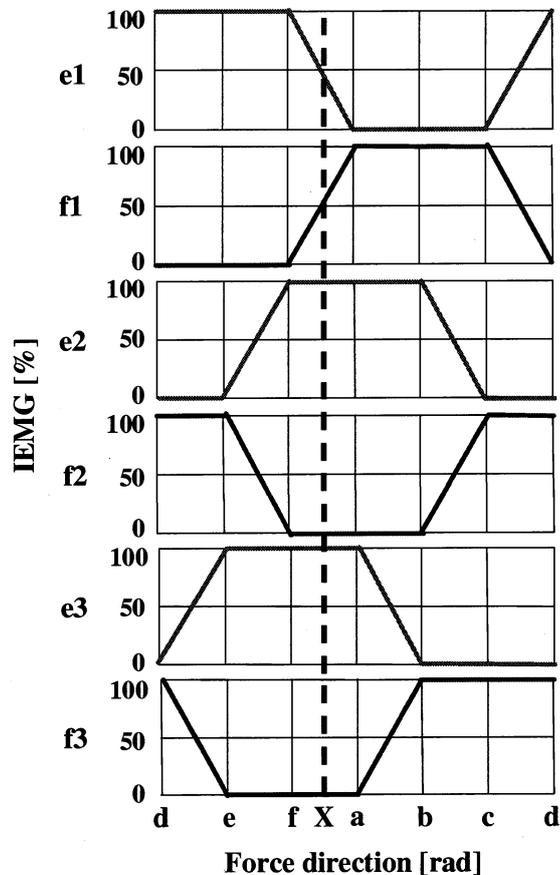


図 3.4: 筋活動パターン

3.5 筋骨格モデル

図 3.1 に示す筋骨格モデルと、本研究で扱う下肢大腿部・骨盤部における筋肉の対応を以下に示す^[7].

表 3.1: 大腿部・骨盤部の筋肉

FEM	Muscle No.	Muscle Name	
e	1	9	M.psoas major
		10	M.iliacus
	2	1	M.vastus lateralis
		3	M.vastus medialis
		4	M.vastus intermedius
	3	2	M.rectus femoris
f	1	11	M.gluteus maximus
	2	5	M.biceps femoris short head
	3	6	M.semitendinosus
		7	M.semimembranosus
		8	M.biceps femoris

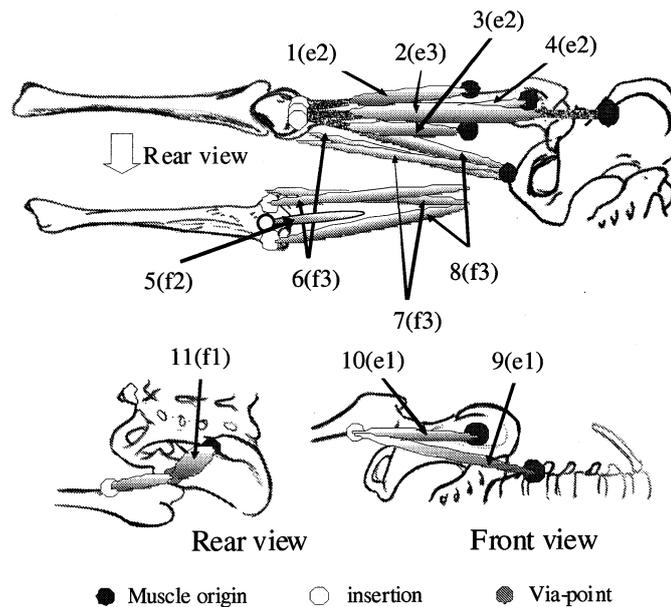


図 3.5: 下肢筋骨格モデル

第4章 提案する筋活動制御手法

本章では、提案する筋活動制御手法について述べる。提案する筋活動制御手法では、前章で述べた出力分布と筋活動パターンを用いる。しかし、前章で述べた測定法から得られる出力分布はあくまで静的状態における出力分布であると考えられ、動的運動に用いることができない。そこで、Hillの特性式を利用し、筋の動特性を考慮した出力分布へと拡張を行う。この拡張した出力分布と筋活動パターンを基に、被験者の先端力の方向と大きさによって目的の筋に対する望みの筋活動を実現する。

4.1 Hillの特性式を用いた出力分布の拡張

静的状態における出力分布に対し、Hillの特性式^[16]を用いることで、筋の動特性を考慮した出力分布へと拡張を行う。

筋には図4.1に示すような筋力と収縮速度の関係曲線がある。これを式を用いて表

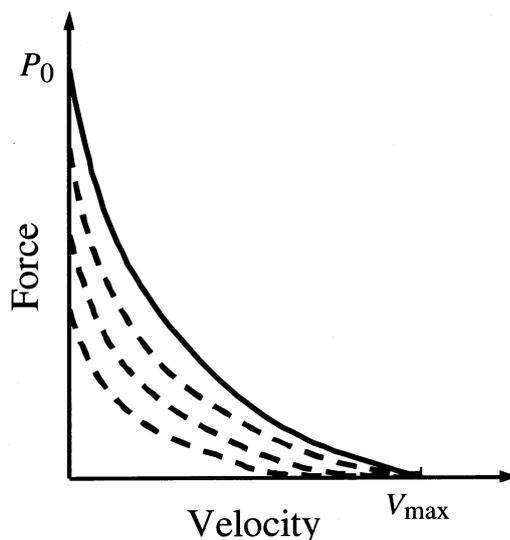


図 4.1: 筋力-速度関係曲線

すと

$$(P + a)(V + b) = b(P_0 + a) = \text{const} \quad (4.1)$$

となり、この式を Hill の特性式と呼ぶ。ここで、 P は筋の出力、 V は筋の収縮速度、 P_0 は静的状態における筋の最大力、 a は熱定数、 b はエネルギー遊離定数である。(4.1) 式を変形すると、次式となる。

$$P = \frac{bP_0 - aV}{V + b} \quad (4.2)$$

4 点計測法により求めた出力分布から推定した各筋出力は、静的状態における各筋の最大出力を表す。つまり、(3.2) 式は姿勢の変化を考慮した静的状態における各筋の最大出力を表す。この (3.2) 式を (4.2) 式の P_0 に代入すると次式となり、筋の動特性を考慮した各筋出力を表す。

$$\begin{aligned} P_{e1} &= \frac{bF'_{e1} - aV_{e1}}{V_{e1} + b} & P_{f1} &= \frac{bF'_{f1} - aV_{f1}}{V_{f1} + b} \\ P_{e2} &= \frac{bF'_{e2} - aV_{e2}}{V_{e2} + b} & P_{f2} &= \frac{bF'_{f2} - aV_{f2}}{V_{f2} + b} \\ P_{e3} &= \frac{bF'_{e3} - aV_{e3}}{V_{e3} + b} & P_{f3} &= \frac{bF'_{f3} - aV_{f3}}{V_{f3} + b} \end{aligned} \quad (4.3)$$

ここで、収縮速度 V は各筋ごとに以下の式より決定する。

$$\begin{bmatrix} V_{e1} \\ V_{f1} \\ V_{e2} \\ V_{f2} \\ V_{e3} \\ V_{f3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r & 0 \\ r & 0 \\ 0 & r \\ 0 & r \\ r & r \\ r & r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$ は関節角速度であり、 r はモーメントアームである。本論文では、熱定数は 13.21[kg]、エネルギー遊離定数は 1.95[m/s]、モーメントアームは 0.05[m] を用いる^{[16][17]}。(4.3) 式の各筋出力を姿勢・速度の変化にともない推定し、足し合わせることによって、筋の動特性を考慮した出力分布を構成する。

4.2 出力分布と筋活動パターンによる筋活動制御

Hill の特性式により筋の動特性を考慮した出力分布と図 3.4 に示した筋活動パターンを用いて、先端力の大きさと方向による筋活動制御手法について述べる。

図 4.2 に示すように、ある X 方向に対する先端力ベクトルを f とし、 f を延長し、筋の動特性を考慮した出力分布との交点までのベクトルを \bar{F} とすると、この時の筋活動度は筋活動パターンにより得られる X 方向における活動割合 α_{xi} を用いて次式となる。

$$\alpha_i = \alpha_{xi} \cdot \frac{f}{\bar{F}} \quad (4.5)$$

ここで、 i は筋 e1, f1, e2, f2, e3, f3 を表す。例えば、図 4.2 の X 方向へ先端力を発揮したとすると、各筋の活動度は以下のようなになる。

$$\begin{aligned} \alpha_{e1} &= \frac{f}{2 \cdot \bar{F}} & \alpha_{f1} &= \frac{f}{2 \cdot \bar{F}} \\ \alpha_{e2} &= \frac{f}{\bar{F}} & \alpha_{f2} &= 0 \\ \alpha_{e3} &= \frac{f}{\bar{F}} & \alpha_{f3} &= 0 \end{aligned} \quad (4.6)$$

(4.5) 式を基に、望みの筋活動の実現を図る。例えば、筋 e3 を 50 パーセント活動させることが目的であれば、図 4.2 に示すように筋 e3 が 100 パーセント活動する e-a 方向に筋の動特性を考慮した出力分布の 50 パーセントの先端力を発揮すれば良い。また同様に、複数の筋を同時に制御することも可能である。例えば、筋 e3 と筋 e2 を同

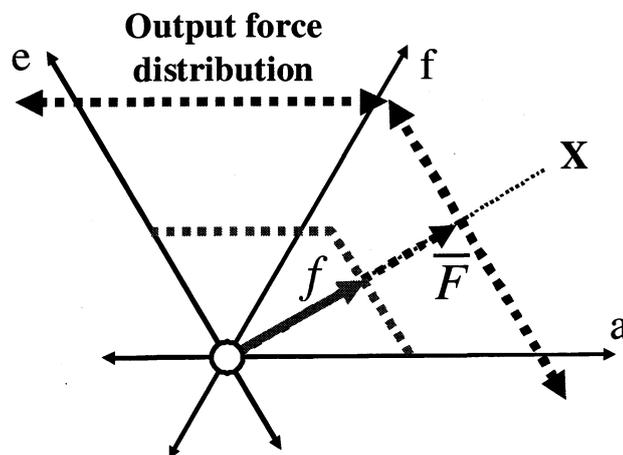


図 4.2: 出力分布に対する先端力

時に 50 パーセント活動させることが目的であれば，筋 e3 と筋 e2 が共に 100 パーセント活動する f-a 方向に筋の動特性を考慮した出力分布の 50 パーセントの先端力を発揮すれば良い。

このように，筋活動パターンにより目的の筋が 100 パーセント活動する方向へ，また目的の筋が複数であれば 100 パーセントの活動方向が重なる方向へ，筋の動特性を考慮した出力分布に対する目的の活動度に応じた大きさの先端力を発揮することで望みの筋活動の実現を行う。

4.3 下肢運動療法支援マニピュレータへの適用

4.2 節で述べた筋活動制御手法を図 1.2 に示す我々の研究グループが開発した下肢運動療法支援マニピュレータへと適用し，筋活動制御システムを構築する．関節等速運動が可能なマニピュレータを用いることにより，運動中の慣性力による影響は比較的小さく抑えることができる．また，マニピュレータが下肢を支えることにより，下肢の重力による影響を抑え，計算により先端力から取り除いている．計算に必要な下肢の姿勢や関節角速度は，マニピュレータの関節のエンコーダから運動学により得ており，運動中の被験者の先端力は，マニピュレータ先端に設置した力センサから得る．

提案する筋活動制御手法では，マニピュレータから得た下肢の姿勢や速度情報を基に，Hill の特性式を用いて出力分布の更新を行う．そして，図 4.3 に示すように更新した出力分布に対する目的の活動度に応じた大きさの力を閾値として設定し，マニピュレータの動作の切り替えに用いる．先端力が閾値以上ではマニピュレータが動作し，目的の筋活動が得られる．また，先端力が閾値以下ではマニピュレータが静止し，目的の筋活動が得られない．つまり，望みの筋活動を実現するためには目的の筋が 100 パーセント活動する方向へ閾値以上の先端力を発揮し，マニピュレータを動作させれば良い．

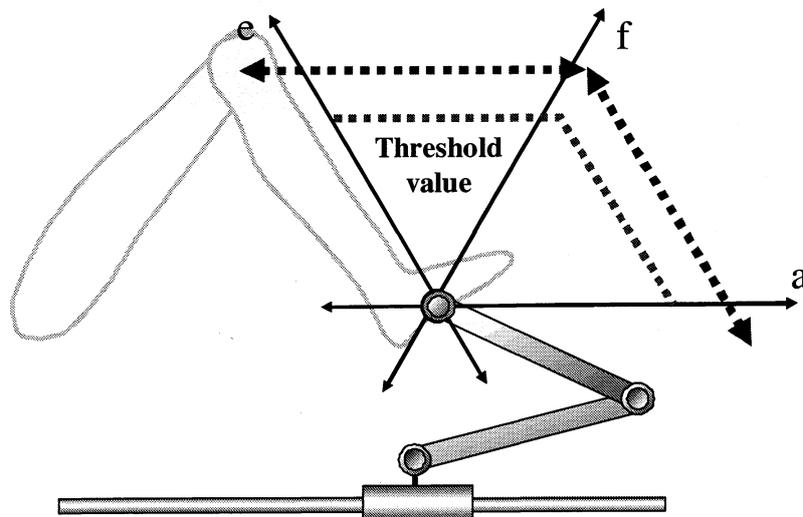


図 4.3: 筋活動制御システム

第5章 筋活動制御実験

本章では、提案する筋活動制御手法の有効性を検証するための実験を行う。まず、筋活動制御を行うための準備として3.3節で述べた4点計測法を用いて、ある姿勢における出力分布の測定と各筋出力の推定を行う。次に、4章で述べた筋活動制御手法の有効性を確認するため、先端力の大きさによるEMG計測実験を行う。

5.1 静的状態における筋出力の推定

筋の動特性を考慮した出力分布を構成するための準備として、ある姿勢での静的状態における各筋出力が必要となる。そこで、3.3節で述べた4点計測法を用いて静的状態における出力分布の測定を行い、測定した出力分布から各筋出力の推定を行う。被験者は24歳の健常男性(身長167[cm], 体重70[kg])であり、表5.1の実験条件で行う。測定には、図5.1に示す開発したマニピュレータを用いる。4点の測定値を表5.2に示し、測定した出力分布を図5.2に示す。また、測定した出力分布から推定した静的状態における各筋出力を表5.3に示す。

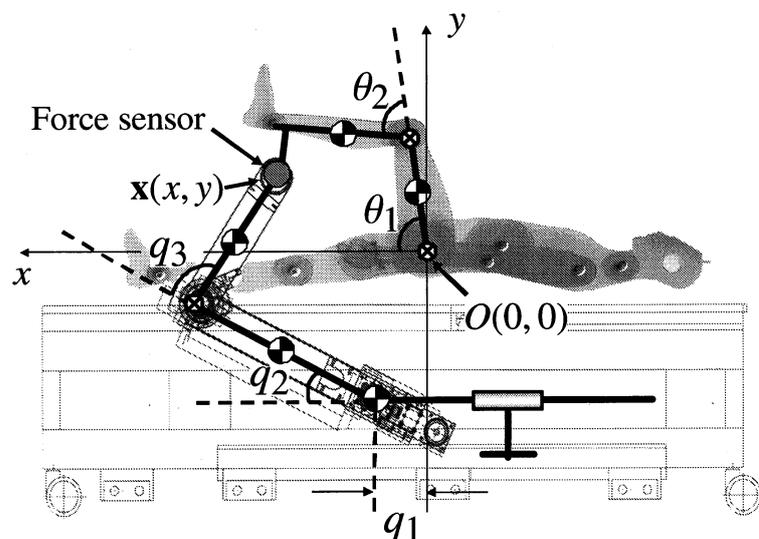


図 5.1: 実験装置

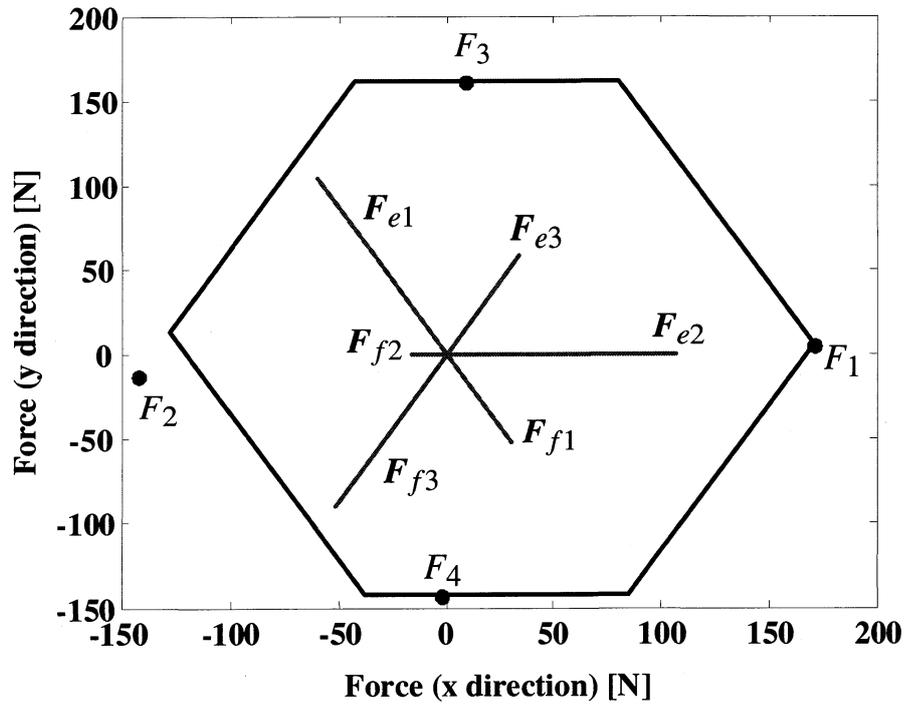


図 5.2: 出力分布の測定結果

表 5.1: 4 点計測法の実験条件

l_1	l_2	θ_1	θ_2
0.40[m]	0.40[m]	1.05[rad]	2.09[rad]

表 5.2: 4 点測定結果

Measurement point	F_1	F_2	F_3	F_4
Magnitude [N]	170.3	143.6	161.7	141.9
Direction [rad]	0.03	-3.05	1.52	-1.59

表 5.3: 各筋出力の推定結果

Force of muscles	F_{f1}	F_{f2}	F_{f3}	F_{e1}	F_{e2}	F_{e3}
Magnitude [N]	59.9	16.5	103.9	119.8	106.9	66.7
Direction [rad]	-1.05	3.14	-2.09	2.09	0.00	1.05

5.2 EMG計測による評価

4章で述べた筋活動制御手法の有効性を確認するため、先端力の大きさによるEMG計測実験を行う。マニピュレータによる等速運動中において、目的の筋が100パーセント活動する方向に目的の活動度に応じた先端力を発揮し、目的の筋のEMG計測を行う。被験者は24歳の健常男性、EMG計測を行う筋として表3.1より大腿直筋(筋e3)と外側広筋(筋e2)を選択する。これらの筋は、他の筋に比べ下肢の表面近くにあり、計測が容易なため選択する。各筋の目標活動度を80, 60, 40, 20パーセントとし、筋の動特性を考慮した出力分布の80, 60, 40, 20パーセントの先端力を発揮した時のEMGを計測する。そして、各筋が100パーセント活動する方向へ最大努力で先端力を発揮した時のEMG計測値に対する活動度を求める。運動速度は関節角速度 $0.1[\text{rad/s}]$ とし、出力分布の更新には5.3に示す静的状態における各筋出力を用いる。EMG計測は各筋とも5回ずつ行い、平均活動度と目標活動度からの最大誤差の評価を行う。

EMG計測結果を表5.4に示す。表5.4の(a)は、大腿直筋と外側広筋の5回の平均活動度を表し、表5.4の(b)は、大腿直筋と外側広筋の目標活動度からの最大誤差を表す。表5.4の(a)より、大腿直筋、外側広筋ともに ± 5 パーセント以内の誤差で目標の筋活動を実現できていることが確認できる。また、表5.4の(b)より、大腿直筋、外側広筋ともに目標筋活動との最大誤差が10パーセント以内に収まっていることが確認でき、この結果は4点計測法による出力分布の測定誤差の範囲内である。以上より、提案する筋活動制御手法の有効性が確認できる。

表 5.4: EMG 計測の結果

(a) 平均活動度 (5回)

Target muscle activity [%]	20	40	60	80
Rectus femoris muscle (e3) [%]	21.4	35.9	59.5	82.7
Vastus lateralis muscle (e2) [%]	23.5	43.8	61.6	78.6

(b) 目標活動度からの最大誤差 (5回)

Target muscle activity [%]	20	40	60	80
Rectus femoris muscle (e3) [%]	± 2.8	± 7.3	± 4.5	± 6.2
Vastus lateralis muscle (e2) [%]	± 7.7	± 7.4	± 9.1	± 9.1

第6章 筋活動制御の筋力トレーニングへの応用

本章では、提案する筋活動制御手法を筋力トレーニングにおける負荷設定へと応用する。さらに、より効果的な筋力トレーニングを実現するため、負荷の設定に有効な理論として知られる初動負荷理論を適用する。

6.1 筋活動制御を用いたトレーニング負荷強度設定

筋力トレーニングでは、目的の筋に対して適切な負荷強度をかけることが重要である。各筋をトレーニングする場合の負荷強度は、2.2節で述べた過負荷の原則に基づいて決定する。過負荷の原則とは、筋力トレーニングには普段用いている以上の負荷強度が必要であるというものであり、これは2.3節で述べたように、筋力トレーニングの目的によって決定される。例えば、筋力向上を目的とするならば、最大負荷の70~80パーセント以上の負荷強度が必要となる。これを参考に、本研究では目的の筋に対し、

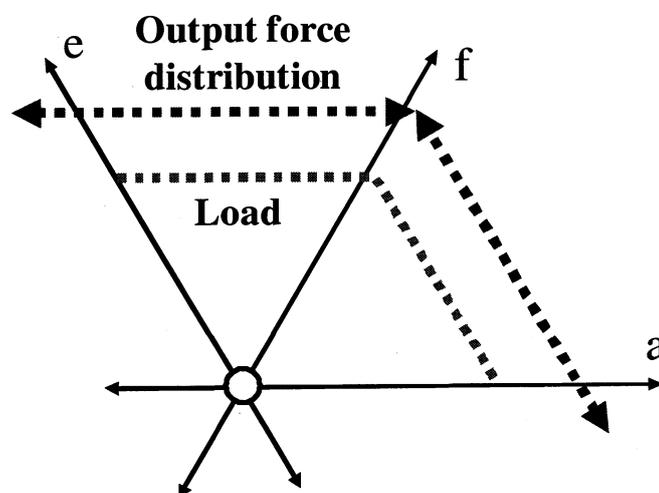


図 6.1: 筋 e3 のトレーニング負荷

80 パーセント以上の筋活動を実現するトレーニングを目指す。そこで、前章で述べた提案する筋活動制御手法を筋力トレーニングに用いることで、目的の筋に対し、トレーニングに必要な筋活動を実現する負荷強度を設定する。

筋 e3 のトレーニングを行うのであれば、図 6.1 に示すように 4.3 節で述べた閾値を負荷強度として考え、筋 e3 が 100 パーセント活動する e-a 方向に、筋の動特性を考慮した出力分布の 80 パーセントを負荷強度として設定する。また、4.2 節で述べたように、複数の筋を同時にトレーニングする場合も同様である。そして、被験者が設定した負荷強度以上の先端力を発揮することにより、マニピュレータが動作し、目的の筋活動を実現するトレーニングが行える。ここで、被験者に余計な負担をかけず、効率の良いトレーニングを行うため、他の方向への負荷強度は 0 とする。

筋の動特性を考慮した出力分布は姿勢や速度の変化に応じて更新するため、同時に負荷強度も更新される。よって、目的の筋に対し常に必要な筋活動を実現し、姿勢や速度の変化に応じたトレーニングが可能となる。

6.2 初動負荷理論の適用

一般的なウェイトトレーニングやチューブトレーニングなどの筋力トレーニングは、動作の初動時から終わりまで出力状態であったり、動作の終盤に出力が高まったりする。このような負荷形態を終動負荷という。しかし、この終動負荷を用いたトレーニングは、筋肉の硬直を招き、動き作りの妨げになる。我々が日々の生活やスポーツ時に行う「走る・飛ぶ・投げる」といった動作において、終盤まで出力をするということはほとんど無く、最大に力を生み出す手前にはリラックス状態(弛緩)があり、それから主体となる筋肉が引き伸ばされ(伸長)、重心の移動とともにタイミング良く縮む(短縮)という過程がリズムカルに行われる。この日常動作に近い動作を考慮したトレーニング理論が初動負荷理論^{[19][20]}である。この理論を用いたトレーニングは、動作の初動時にだけ力を要し、後は慣性に沿って脱力していくため、動作内に筋肉が弛緩した状態があり、血流は阻害されず、疲労しにくいという特徴がある。この特徴により、初動負荷理論によるトレーニングは終動負荷によるトレーニングよりも効果的であることが報告されている^[19]。

初動負荷トレーニングは、図 6.2 に示す負荷強度に基づき行う。初動負荷トレーニングは、運動前半において筋に対し必要な負荷強度をかけた高出力の運動を行い、運動後半はなるべく脱力することが重要である。そこで、図 6.2 に示すように、運動前半では高出力となるよう前節で示した負荷強度を設定し、運動後半では脱力できるよう負荷強度を減少させる。

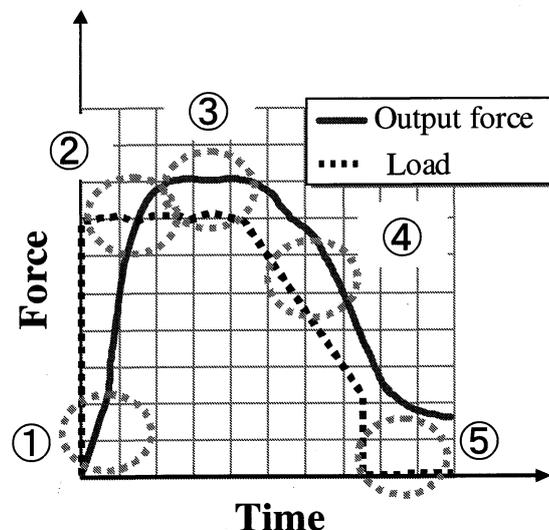


図 6.2: 初動負荷トレーニング

被験者は、以下に示す一連の往復運動を繰り返し行う。

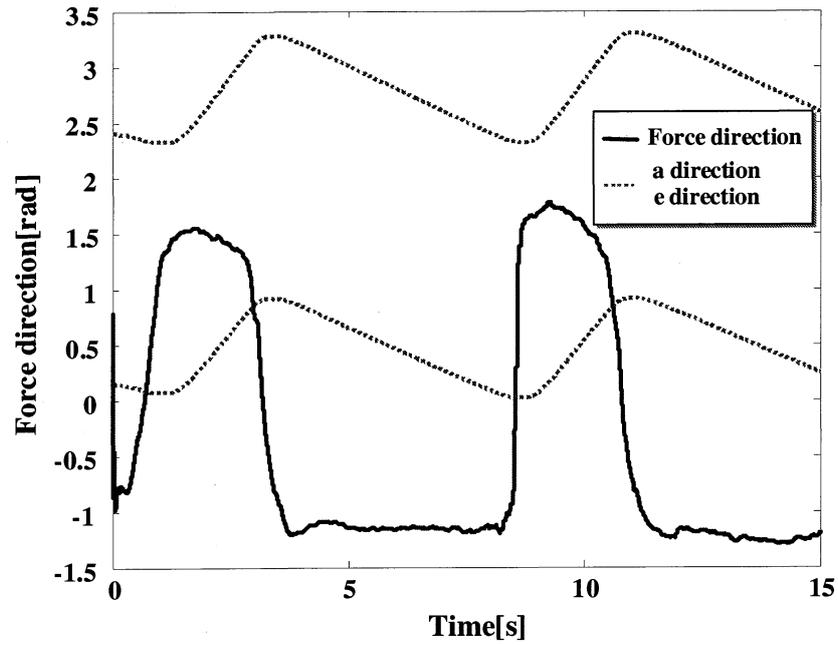
- ① 目的の筋が100パーセント活動する方向へ先端力を発揮することで、筋の動特性を考慮した出力分布に基づく負荷強度が設定される。先端力が負荷強度を超えるまではマニピュレータが静止する。
- ② 先端力が設定負荷強度を超えるとマニピュレータが動作し、目的の筋に対して目的の筋活動が得られる。
- ③ 運動前半の高出力を維持できるように、高い負荷強度を保つ時間を設ける。
- ④ 先端力が設定負荷強度を超えてから一定時間経過すると、脱力できるよう負荷強度を減少させる。

また、戻り動作では目的の筋が活動しないため、設定する負荷強度は0とする(⑤)。

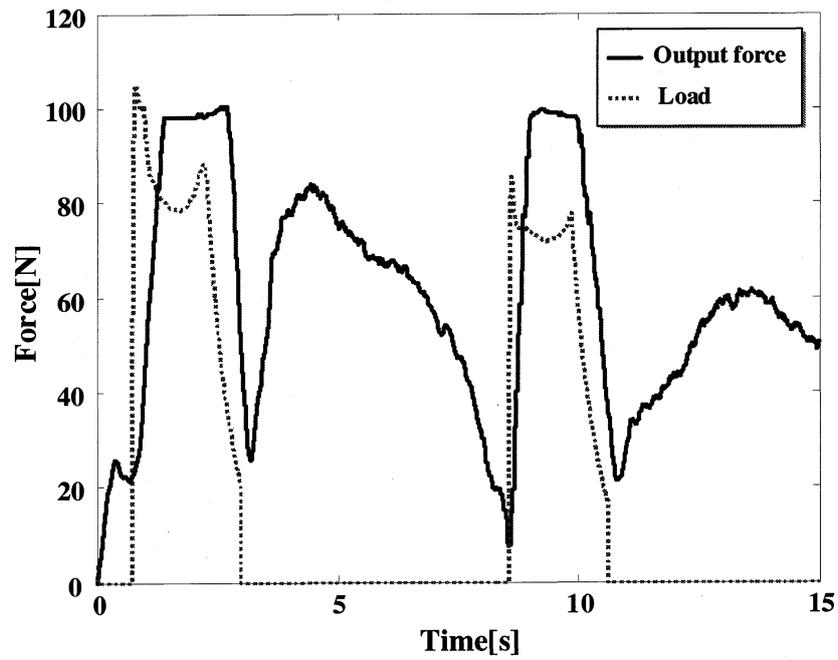
6.3 初動負荷トレーニングの実現

前節で述べた筋活動制御手法と初動負荷理論を適用したトレーニングを実現する。実験条件として、被験者は 24 歳の健常男性であり、大腿直筋 (筋 e3) のトレーニングを想定する。トレーニングは大腿直筋の筋力向上を目的とし、80 パーセントの筋活動を実現する負荷強度を用いる。また、被験者の出力が設定負荷強度を超えてから 1 秒が経過すると負荷強度を減少させ、負荷強度の減少率は被験者の脱力に応じて決定した。被験者は、自ら力を発揮することでマニピュレータを動作させ、設定負荷に対する抵抗運動を繰り返し行う。本実験では、先端力の方向に応じた負荷強度の設定が行えるかの確認と、先端力が負荷強度を超えた時、設定した時間で負荷強度が減少するかの確認を行う。これらが達成出来ていれば、前節で述べた初動負荷トレーニングが実現できていると考えられる。

実験結果を図 6.3 に示す。図 (a) の実線は運動中の被験者の先端力の方向を表し、点線はトレーニング対象である大腿直筋が 100 パーセント活動する e-a 方向を表す。また、図 (b) の実線は運動中の被験者の先端力の大きさを表し、点線は設定された負荷強度を表す。図 (a) より、被験者の先端力の方向が大腿直筋が 100 パーセント活動する a 方向と e 方向の間にある時、図 (b) において筋の動特性を考慮した出力分布に基づく負荷強度が設定されていることが確認できる。一方で、被験者の先端力の方向が a 方向と e 方向の間以外では、負荷強度が 0 となっていることも確認できる。また、図 (b) より、被験者の先端力の大きさが設定負荷を超えてから 1 秒後に負荷強度が減少していることが確認できる。以上より、前節で述べた初動負荷トレーニングが実現できていることが確認できる。



(a) 先端力の方向



(b) 先端力の大きさと負荷強度

図 6.3: 実験結果

6.4 トレーニング効果の検証

6.2 節で述べた初動負荷トレーニングを行い、トレーニング効果を検証する。トレーニング条件として、被験者は日常激しい運動を行っていない 24 歳の健常男性、トレーニングを行う筋は大腿直筋 (筋 e3) とする。トレーニングは大腿直筋の筋力向上を目的とし、90 パーセントの筋活動を実現する負荷強度を用いて行う。トレーニングは関節角速度 $0.1[\text{rad/s}]$ で行い、被験者の先端力が設定負荷強度を超えて 1 秒後に負荷強度を減少させる。トレーニング内容は、6.2 節で述べたマニピュレータによる往復運動を 1 回とし、連続で続けることができる回数 (10~15 回) を 1 セットとする。これを、1 日 3 セット、週 3 日、9 週間実施する。なお、4 週間に 1 度、5.1 節で述べた実験を行い、トレーニング負荷の再設定を行う。

トレーニング効果を検証するため、表 5.1 の条件においてトレーニング前後の出力分布の測定を行い、比較を行う。表 6.1 にトレーニング前後の 4 点計測値を示し、図 6.4 にトレーニング前後の出力分布を示す。また、トレーニング前後の出力分布を基に、大腿直筋が最も活動する e-a 方向とほとんど活動しない b-d 方向の平均出力増加率を表 6.2 に示す。図 6.4 と表 6.2 より、トレーニングを行った大腿直筋が最も活動する e-a 方向への出力が大きく増加している。一方で、大腿直筋がほとんど活動しない b-d 方向への出力はあまり増加していない。また、3.2 節で示した方法を用いてトレーニング前後の出力分布から大腿直筋 (筋 e3) の筋出力増加率を求めると、47 パーセントとなる。以上より、大腿直筋へのトレーニング効果が確認できる。

表 6.1: 4 点測定結果

(a) トレーニング前

Measurement point	F_1	F_2	F_3	F_4
Magnitude [N]	131.8	134.2	130.1	128.4
Direction [rad]	-0.05	-3.06	1.54	-1.56

(b) トレーニング後

Measurement point	F_1	F_2	F_3	F_4
Magnitude [N]	170.3	143.6	161.7	141.9
Direction [rad]	0.03	-3.06	1.52	-1.59

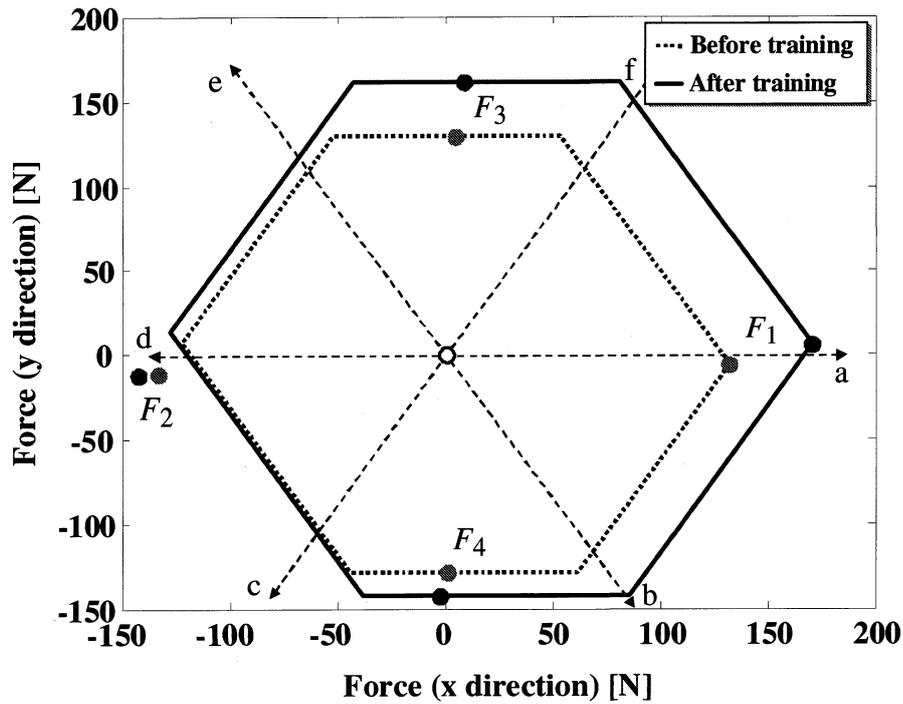


図 6.4: トレーニング結果 (出力分布)

表 6.2: 平均出力増加率

Direction	e-a direction	b-d direction
Increasing rate[%]	27.6	6.4

今回実施したトレーニングによる効果を一般的なトレーニング機器を用いた場合と比較を行う。比較を行うトレーニング機器は、図 6.5 に示すレッグエクステンションである。レッグエクステンションは、主に大腿直筋 (筋 e3) を含む大腿四頭筋群のトレーニングに用いられる。しかし、身近にレッグエクステンションがないため、本研究では、参考文献^[8]に示されているレッグエクステンションによるトレーニング結果と比較を行う。参考文献に示されているレッグエクステンションによるトレーニングは、22～24 歳の健常男性 4 名が最大負荷の 90 パーセントの負荷強度で連続で続けることができる回数 (6 回) を 1 セットとし、1 日 3 セット、週 3 日、9 週間実施したものである。ここで、レッグエクステンションにおける 1 セットあたりの運動回数が今回実施したトレーニングの運動回数 (10～15 回) よりも少ないのは、レッグエクステンションの負荷形態が終動負荷であるのに対し、実施したトレーニングの負荷形態が初動負荷であり、運動後半において負荷強度を減少させているため疲労が減少し、回数が増加するた

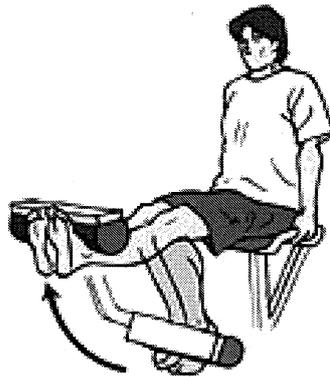


図 6.5: レッグエクステンション

表 6.3: 筋出力増加率 (大腿直筋)

Leg extension	Executed training
20~40[%]	47[%]

めであると考えられる。レッグエクステンションによるトレーニング効果を今回実施したトレーニングと同様に、大腿直筋 (筋 e3) の筋出力増加率で評価を行う。表 6.3 に、それぞれのトレーニングによる大腿直筋の筋出力増加率を示す。今回実施したトレーニングによる増加率は 47 パーセント、レッグエクステンションによる増加率が 4 人で 20~40 パーセントである。以上より、今回実施したトレーニングはレッグエクステンションよりもトレーニング効果が認められる。この理由として、初動負荷理論を適用したことによる効果が大きいと考えられるが、提案した筋活動制御手法により、目的の筋に対する筋活動が確実に得られたことによる効果も少なからず貢献していると考えられる。

第7章 結言

高齢化社会の進行に伴い、リハビリ現場や介護施設において高齢者が筋力トレーニングを行う機会が増加しているが、設定するトレーニング負荷強度の信頼性が得られないなどの問題があり、筋活動の面から筋力トレーニングを検討することが行われている。筋活動を計測する機器として筋電位計が挙げられるが、表面の筋しか計測できないことや、計測に手間と煩わしさが伴うという問題がある。

そこで本研究では、筋電位計を用いることなく、目的の筋に対する望みの筋活動を実現するための筋活動制御手法の提案を行った。これまで、3対6筋の機能別実効筋と呼ばれる筋骨格モデルと筋活動パターンを用いることで、静的状態において最大出力時の各筋に対する任意の筋活動を実現する出力方向が示されており、ここにヒトが出せる最大力の大きさと方向を表す出力分布を用いることで各筋に対する任意の筋活動を実現することを考えた。しかし、この出力分布は静的状態におけるものであり、動的運動に用いることができなかった。したがって、筋の動特性を考慮した Hill の特性式を用いることで、静的状態の出力分布を筋の動特性を考慮した出力分布へと拡張し、この拡張した出力分布に対する被験者の先端力の方向と大きさによって、望みの筋活動を実現する手法を提案した。この筋活動制御手法を我々研究グループが開発したマニピュレータへと適用し、筋活動制御システムを構築した。そして、関節等速運動中における EMG 計測実験により、提案手法の有効性が示された。

また、提案した筋活動制御手法を筋力トレーニングにおける負荷強度の設定に利用し、有効なトレーニング理論として知られる初動負荷理論を適用したトレーニングを実現した。9週間にわたるトレーニング実験により、目的の大腿直筋(筋 e3)に対するトレーニング効果が認められ、また一般的な機器であるレッグエクステンションよりもトレーニング効果が確認された。

今後の課題として、以下の点が挙げられる。まず一点目として、提案した筋活動制御手法の精度は出力分布の精度に依存すると考えられる。今回、静的出力分布を測定する際に用いた4点計測法は被験者の負担を軽減することができるが、測定誤差を含んでおり、この測定には正確性が求められる。また、筋の動特性を考慮した出力分布へと拡張を行う際に用いた Hill の特性式における熱定数やエネルギー遊離定数といった

未知定数は、本来個人差があり、個人にあった値を用いることが必要であると考えられる。二点目として、本手法で用いた筋活動パターンは健常者における理想的な活動パターンであり、非健常者や癖のある筋の使い方をする人に対して、この活動パターンが適用できるか確認する必要があると考えられる。三点目として、本研究では提案手法を関節等速運動が可能なマニピュレータに適用したため、慣性や重力の影響は比較的小さく抑えることができたと考えられるが、今後はこれらの影響を考慮した手法へと発展させる必要がある。最後に四点目として、提案手法とそれを用いたトレーニングの有効性を検証するには、より多くの被験者や条件で実験を行う必要があると考えられる。今回の実験では、時間と手間の都合上、1人の被験者で少ない筋に対してのみ実験を行ったが、被験者や適用する筋の数を増やすことで本手法の有効性や適用可能範囲がより明確になると考えられる。

参考文献

- [1] 国立社会保障・人口問題研究所編：日本の将来推計人口ー平成18年12月推計ー
- [2] 橋本 陽介, 久田 高資, 駒田 諭, 平井 淳之：下肢運動療法支援バイオフィードバックマニピュレータの開発；電気学会論文誌D, Vol.128, No.3, pp.321-328(2008)
- [3] 関矢 貴秋, 三浦 望慶：パワーリハビリテーション・マシンによる中・高年者の初期負荷値設定について；仙台大学紀要, Vol.37, No.2, pp.31-38(2006)
- [4] 大久保 信彦, 三浦 研：高負荷筋力増強トレーニングが虚弱高齢者の生活機能と日常生活活動量に及ぼす影響に関する研究；日本建築学会大会学術講演梗概集(2007)
- [5] 堀内 雅弘, 佐々木 浩子：介護老人保健施設におけるパワーリハビリテーションが身体的健康および精神的健康に及ぼす影響；人間福祉研究, No.9, pp.143-156(2006)
- [6] 大島 徹, 藤川 智彦, 熊本 水頼：一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価ー筋力と四肢先端の出力ー；精密工学会誌, Vol.65, No.12(1999)
- [7] 大島 徹, 藤川 智彦, 熊本 水頼：一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による脚の機能別実効筋力評価ー出力分布からの機能別実効筋力の推定ー；精密工学会誌, Vol.67, No.11(2001)
- [8] 大島 徹, 藤川 智彦, 熊本 水頼：一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価ー脚の筋力トレーニングによる出力分布特性の実験的検証ー；精密工学会誌, Vol.71, No.9(2005)
- [9] 大島 徹, 藤川 智彦, 熊本 水頼：一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価ー出力分布の簡便な測定法ー；精密工学会誌, Vol.67, No.6(2001)
- [10] 熊本 水頼：ヒューマノイド工学；東京電機大学出版局(1996)
- [11] 奈良 勲, 熊本 水頼, 内山 靖, 畠 直輝：二関節筋ー運動制御とリハビリテーションー；医学書院(2008)

参考文献

- [12] 千野 直一：現代リハビリテーション医学；金原出版(2004)
- [13] 市橋 則明：筋力トレーニングの基礎知識－筋力に影響する要因と筋力増加のメカニズム－；京都大学医療技術短期大学部紀要別冊，健康人間学，第9号(1997)
- [14] 金久 博昭：筋力トレーニングの科学；理学療法学，第17巻，第3号，pp.229-235(1990)
- [15] Jack M.Winters, Savio L-y.Woo (eds)：Multiple Muscle systems；Springer-Verlag(1990)
- [16] 金子 公有：瞬発的パワーからみた人体筋のダイナミクス；杏林書院(1974)
- [17] 奥山 昇：バイオフィードバックリハビリ支援マニピュレータのための二関節筋を考慮した下肢筋張力推定；平成17年度三重大学修士論文
- [18] 藤川 智彦，大島 徹，熊本 水頼，横井 信安：ヒト上肢における系先端の出力と拮抗筋群の協調活動；日本機械学会論文集(C編)，65巻，632号，pp.1557-1564(1999)
- [19] 小山 裕史：新トレーニング革命－初動負荷理論に基づくトレーニング体系の確立と展開－；講談社(1994)
- [20] 平塚 雅人，堀越 謙伸，小堀 智史，水原 博道，阿波 啓造，白木 万博：初動負荷理論による筋電位を用いたトレーニング機器の開発；日本機械学会第2回福祉工学シンポジウム講演論文集，pp.337-340(2002)
- [21] ゴードン・ロバートソン，グラハム・コールドウェル，ジョセフ・ハミル，ギャリー・カーメン，ソーンダース・ウィトルシー：身体運動のバイオメカニクス研究法；大修館書店(2008)
- [22] 櫻田 淳也，佐伯 徹郎，高松 薫：動的筋力トレーニングにおける負荷設定に関する問題点－負荷の強度と繰り返し回数との関係に着目して－；東京女子体育大学紀要，第33号(1998)
- [23] McDonagh, M.J.N and Davies, C.T.M.: Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads；Eur.J.Applied Physiol, 52, pp.139-155(1984)
- [24] 平澤 功太郎，丁明，栗田 雄一，小笠原 司：姿勢と外力の影響を考慮したピンポイント筋力制御；第27回日本ロボット学会学術講演会講演論文集，AC1C3-03(2009)

謝辞

本論文は、筆者の三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程 電気電子工学専攻在学中における研究活動の成果を纏めたものであります。

本研究の遂行および本論文の作成にあたり、終始丁寧かつ熱心な御指導を賜りました、三重大学教授 平井 淳之 先生、同大学准教授 駒田 諭 先生、同大学准教授 弓場井 一裕 先生に深く感謝いたします。先生方には、研究および学生生活において貴重な御意見を頂きましたことを深く感謝いたします。

また、専門的なご意見を頂きました、三重大学付属病院 スポーツ整形外科 西村 明展 先生には深く感謝いたします。

また、日頃から研究に関する日常業務において御協力頂きました、同大学技術職員 中村 勝 氏に深く感謝いたします。

そして、先生方とともに丁寧な御指導を賜りました、本研究グループ 橋本 陽介 氏、藤井 厚志 氏をはじめとする先輩方、共に研究を遂行し、貴重な経験を頂いた、杉野 貴基 氏、丹羽 弘樹 氏、奥田 雄成 氏に深く感謝いたします。

また、研究室の同期として公私ともにお世話になりました、上村 章仁 氏、宇佐見 秀徳 氏、木下 弘輔 氏、灰屋 和勇 氏らに深く感謝いたします。

さらに、三年間の研究生活を充実したものにしてくれた電機システム研究室の皆様 に深く感謝いたします。

最後に、学生生活を援助し、何一つ不自由なく学生生活を送らせて頂いた家族に心から深く感謝いたします。

研究業績

国際会議

- (1) Y. Murakami, S. Komada and J. Hirai : “ Load Setting on Training Using Theory of Functional Effective Muscles ”, International Conference on Rehabilitation Robotics in Kyoto(CD-ROM), pp.946-949 (2009. 6)

学会発表

- (1) 村上, 駒田, 平井 : 「機能別実効筋理論を用いたトレーニングに関する研究」, 平成 20 年電気学会産業応用部門大会講演論文集 (CD-ROM), Y-93 (2008. 8)
- (2) 村上, 駒田, 平井 : 「機能別実効筋理論を用いたトレーニングにおける負荷設定」, 平成 20 年度 SICE 三重地区計測制御研究講演会講演論文集 (2008. 12)
- (3) 村上, 駒田, 平井 : 「機能別実効筋理論と初動負荷理論に基づく筋力増強トレーニングに関する研究」, 第 10 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会講演論文集 (CD-ROM), pp.396-399 (2009. 12)
- (4) 村上, 駒田, 平井 : 「機能別実効筋理論を用いた動的運動中における筋活動制御手法の提案と筋力トレーニングへの応用」, 産業計測制御研究会論文集, IIC-10-143 (2010. 3 発表予定)