

複写可

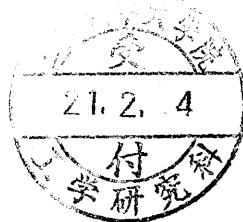
拮抗筋張力推定のための
筋粘弾性モデルと協調制御モデルを用いた
筋張力推定手法

平成 20 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

藤井 厚志



目 次

第 1 章 緒 言

- 1.1 研究背景と目的
- 1.2 筋疲労最小化理論の問題点
- 1.3 本論分における筋張力推定の適用範囲
- 1.4 論文構成

第 2 章 筋疲労最小化理論に基づいた最適化手法

- 2.1 従来の筋張力推定の流れ
- 2.2 下肢剛体リンクモデル
- 2.3 人体下肢関節トルクの算出
- 2.4 筋骨格モデル
- 2.5 筋疲労最小化理論に基づいた最適化手法

第 3 章 筋粘弾性モデルと協調制御モデルを用いた筋張力推定手法

- 3.1 拮抗筋張力推定のための提案
- 3.2 筋粘弾性モデル
- 3.3 協調制御モデル
- 3.4 筋群別トルク算出
- 3.5 筋粘弾性係数の算出
- 3.6 関節粘弾性同定
- 3.7 筋群別筋張力推定手法

第 4 章 提案手法評価

- 4.1 下肢 1 リンク単関節運動時との対応
- 4.2 二関節運動シミュレーション
- 4.3 筋群トルクの和と差による関節トルク算出

第 5 章 結 言

第1章 緒言

1.1 研究背景と目的

病気や事故などにより怪我を負った人に対して、予想される障害を最小限に食い止め、日常復帰ができるように行う機能回復訓練のことをリハビリテーションと呼ぶ。リハビリテーションは理学療法、作業療法、言語療法の大きく三つに分けることができる。

理学療法は運動療法と物理療法に大別され、医師の指示を受けた理学療法士(Physical Therapist, 以下PT)と呼ばれる指導者のもとで行われる。運動療法は、規則的な運動により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、光線、水、力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。私たちが一般的に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。

また、作業療法とは社会生活をするうえで、患者が必要とする、あるいは目標とする機能を作業を通して獲得したり、障害の程度を和らげるために行われる療法である。ここでいう障害とは広義のもので機能障害から、能力障害、さらには社会的不利も含まれる。その結果、患者は日常生活動作の自立にとどまらず、社会的・心理的適応能力の改善もはかれる[1]。

一方、言語療法とは、失語症や構音障害などの患者に対して行われる療法である。

ここからは理学療法に焦点を当てて述べていく。

理学療法は、PTと患者のコミュニケーションが円滑に行われ、かつ治療活動の成果に対して両者共通の目標を持ち、さらに患者の治療に対する意欲が十分に高いことで、治療効果の向上や回復時間の短縮につながる。しかし、PTによって経験差・知識差が異なり、どういった運動が効果的かを経験的に判断していることや、患者の医学知識が医師やPTに比べて乏しいため、治療計画が十分に理解できないこと、また、治療成果が患者自身で分からず意欲が出ないこと、これらから前述したような治療成果の向上や回復時間の短縮は望めないといったことがリハビリテーションの現場では問題とされている。

さらに、少子高齢化社会の影響により、医師・PTの人数は治療を必要とする患者の人数に対して相対的に減少しているため、PT一人が受け持つ患者数が増え、治療効率が落ちることが問題となっている。

こういった問題点をふまえ、近年注目されているのが、患者自身の生体情報を外部に抽出し、それを患者にフィードバックすることでより効果的な治療が得られるバイオフィー

ドバック療法である。この治療法により、客観的かつ定量的な患者の体内情報を得ることで、PTによる知識差を埋め、その情報を分かりやすい画像などの情報として提示することで患者は治療計画・成果を確認でき、治療に対する意欲が向上する、といったことが期待される。いくつか例を挙げると、発汗量をフィードバックすることで発汗を抑制したり、血圧計により自身の血圧を知ることで高血圧をコントロールすること、さらには括約筋の筋活動をフィードバックし高齢者の便失禁を防ぐ例などがあり、最後の例では他の治療法との組み合わせで八割の患者の症状が改善するという。

また、医師・PTの人数不足には、PTの作業を補う、あるいは患者一人でも使用できるような機器を開発することで解消することを考える。つまり、バイオフィードバック療法が行える機器を開発することで、リハビリテーション現場における問題を解消できる期待が持てる。

これらのことから、我々研究グループはバイオフィードバック療法を行える人体下肢に対するリハビリテーション支援機器を開発してきた。

ここで取得する生体内情報として、筋活動を選択する。これは、人の身体能力の回復及び向上が、筋力の回復及び筋肉の使用法の改善によってもたらされることを考慮すると筋活動が望ましいと考えられるためである。筋活動を捉える手段として、筋肉が収縮するときに発生する電気的な信号を筋電位計(Electromyograph, 以下EMG)という測定器具を用いて取得する筋電図が挙げられる。このEMGを用いたバイオフィードバック療法としては、脳卒中後などの片麻痺患者に対して筋緊張の軽減や筋力増強、自動関節可動域の改善などに適用されている[2]。しかし、このEMGは使用の際に多数の表面電極を患者の皮膚に貼り付けなければならない、そのために衣服の着脱も要し、手間と煩わしさを伴うため効率が悪く、かえって患者の治療意欲を低下させてしまうといった問題点がある。

そこで、筋が収縮するときに発生する力である筋張力を計算により算出することができれば、患者へ負担をかけずに生体情報である筋活動を取得できるといったことが期待される。筋張力の算出は、最適化計算により行うが、従来の筋疲労最小化理論に基づいたCrowninshieldらの最適化手法等では後述する拮抗筋という筋の張力が推定できないという問題が存在した。このことは、バイオフィードバック療法をEMGセンサレスで行うことを目的とした際、正確さに欠ける情報を患者にフィードバックすることになり、バイオフィードバック療法の効果が危ぶまれるばかりか、拮抗筋の力が働いているにもかかわらず、患者が働いていないと誤学習する恐れもある。

この問題は、平面での関節運動を考えた際、関節ごとに一つの関節トルクしか取得できないのが原因の一因である。そこで本研究では、筋を筋群として分類し、それらの筋群が発する収縮力により生じるトルクを算出し、それらのトルクを制約に利用し筋群ごとに設定した最適化問題を解くことで関節運動時の拮抗筋張力を推定する手法を提案する。また、人体関節運動は歩行やリーチング動作など複数の関節が同時に駆動するものがほとんどで

あることから，本研究は上肢または下肢の単関節あるいは二関節平面運動時において筋活動を患者に提示するバイオフィードバック療法のため，EMGセンサレスで拮抗筋を含めた運動中の筋の筋張力を推定することを研究目的とする。

1.2 筋疲労最小化理論に基づいた最適手法の問題点

一つの関節に対し、その関節を駆動する筋は複数存在するため、筋張力を算出するには最適化計算を行う必要がある。ここで、一般的な筋張力推定手法である筋疲労最小化理論に基づいた最適化問題について簡単に説明する。筋疲労最小化理論とは、「それぞれの筋は、疲労が最も小さくなるように力を分担しあって関節トルクを作る」というものであり、筋疲労に相当する目的関数を筋張力の非負条件などの制約のもと最小にするときの力を筋張力として推定する手法である。我々の研究グループでは筋張力推定にこの手法を用いており、以下従来手法と呼ぶ。しかし、この従来手法では拮抗筋の筋張力が推定できないという問題点がある。

骨格筋において伸筋・屈筋は骨格に対して対になって存在するため、関節の伸展・屈曲に関わる筋は屈伸運動中、筋収縮によって運動を起こす主動筋と、関節動作に対して主動筋と逆の働きをし、運動の速さ強度を調節する拮抗筋に役割が分かれる。膝関節の屈伸運動を例にとった主動筋・拮抗筋の関係は図1.2.1のようになる。

ここで図1.2.2に示すような膝関節伸展運動を考えてみる。例えば、筋が10という力を発し、他に力が働いていないときの関節トルクを10とする。つまり、関節のモーメントアームが関節角度の変化によらず一定で、ここではそのモーメントアームが1であるとする。図1.2.2では大腿部表側が主動筋、裏側が拮抗筋として働くのだが、図1.2.2(a)では主動筋のみが10という力を発している場合、図1.2.2(b)では主動筋が30という力を発しかつ拮抗筋が20という力を発して働いている。どちらの場合も関節を駆動する力は10であり、生じる関節トルクは10となる。

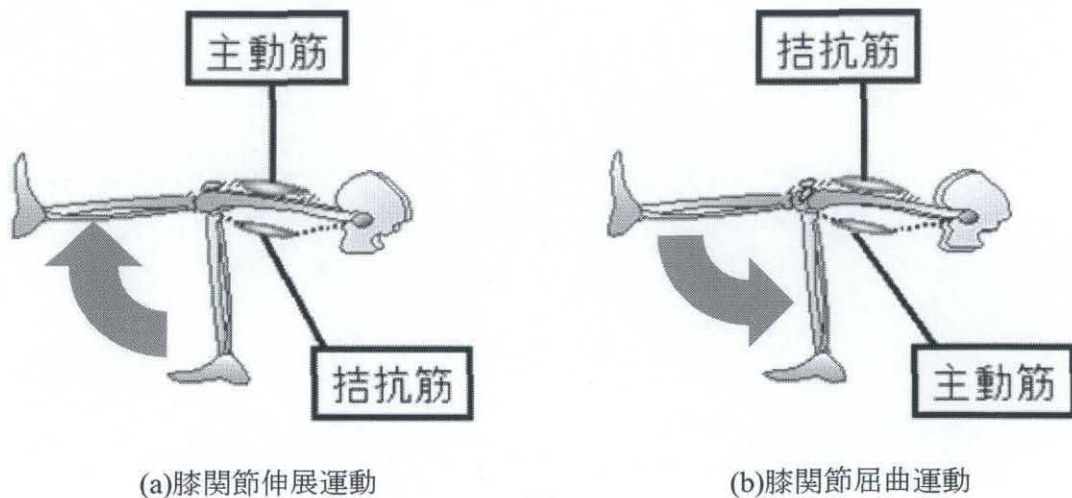


図1.2.1 主動筋と拮抗筋

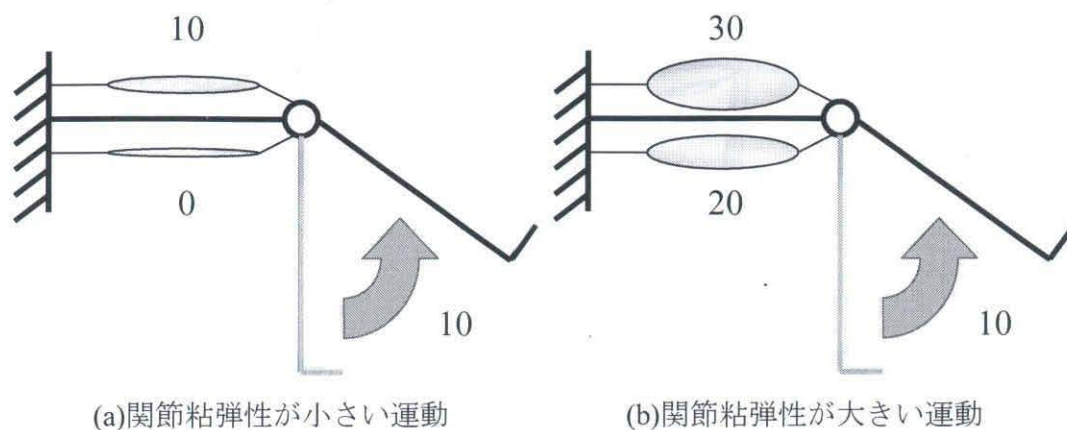


図1.2.2 膝関節伸展運動例

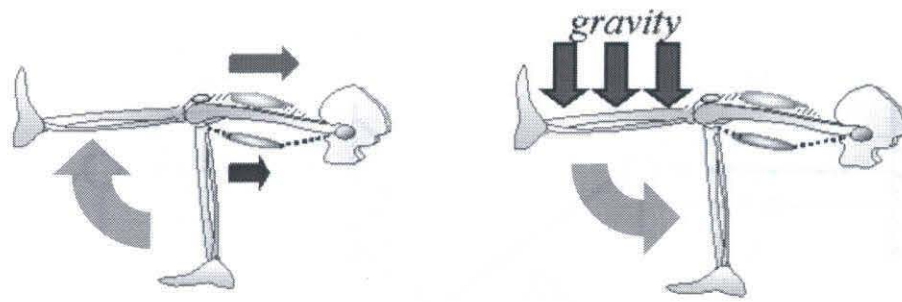
この例では、筋活動は主動筋・拮抗筋ともに異なっているにもかかわらず取得する関節トルクが同じため、従来手法では筋活動の小さい図1.2.2(a)の場合が推定されてしまうことになる。

わかりやすい例として、図1.2.3のような膝関節屈伸運動時の従来手法による筋張力推定結果を図1.2.4に示す。図1.2.3の運動は膝関節伸展は自らの筋の力で行い、膝関節屈曲は大腿部表側の筋を働かせ、重力に抗しつつ行うものである。この運動は常に大腿部表側の筋が主動筋として活動し、裏側の筋は拮抗筋としての役割として活動するため、拮抗筋の推定結果を検証するのに役立つものである。また、図1.2.4の推定結果は推定波形とEMG計で測定した波形を比較し筋活動を評価している。一般的に、EMGと筋張力の間にはほぼ比例関係が成立するが比例定数は被験者や筋群によって異なるため、ここではEMG波形と推定波形の山と谷を比較し、筋活動を評価している。中間広筋及び半膜様筋は身体内部に位置し、表面電極では計測できないのでEMG波形は掲載していない。

図1.2.4を見ると、大腿部表側の筋の外側広筋、内側広筋、大腿直筋はEMG波形と相関のとれた良い結果が得られているのに対し、裏側の筋の半腱様筋、大腿二頭筋はEMG波形が活動を示しているのにも関わらず、推定されていないことがわかる。

実際の筋活動を考えてみると、重力などの外力の影響下でゆっくり腕・脚を下げたり、ダンベルを持ち上げる重量上げにおいて、頭上まで上げたダンベルをゆっくり下ろす際に拮抗筋は働く。つまり日常生活動作でも拮抗筋は働く。また、リハビリテーションを必要とするような患者は、痛めたり、神経麻痺などで働かない筋の代わりに他の筋が強調的に働いたり、運動を制限するため拮抗筋が健常者に比べ過度に働くことが考えられる。

このため、バイオフィードバック療法に用いる情報として拮抗筋の活動が得られないのは正確な体内情報が得られないために大きな問題であるといえる。



(a)膝関節伸展時

(b)膝関節屈曲時

図1.2.3 筋張力推定検証運動

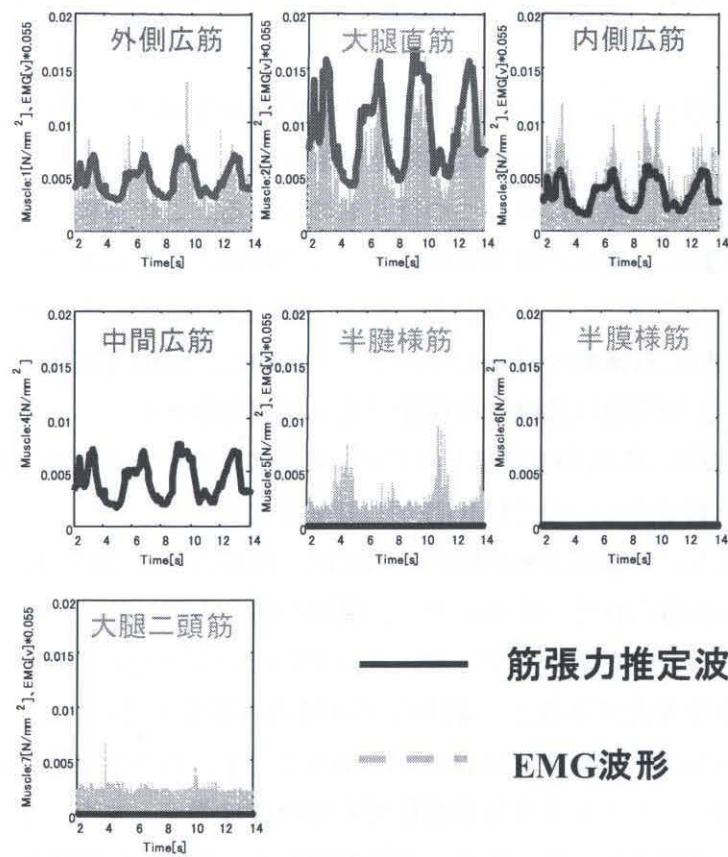


図1.2.4 筋疲労最小化理論に基づいた筋張力推定手法による筋張力推定結果

1.3 本論文における筋張力推定の適用範囲

1.1節で述べたように、医師・PTの人数不足や作業を補うのに、運動療法を支援する機器の開発が期待されている。下肢に対する機器の例を挙げれば、図1.3.1(a)に示すCPM(Continuous Passive Motion)や図1.3.1(b)に示すような下肢運動療法装置などがある。

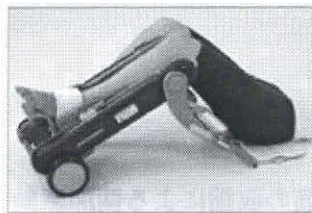
これらの機器の共通した特徴は、他動運動(Passive exercise)を行うといった点である。他動運動とは、患者が自身の力ではなく他の力により動かされることにより行う運動である。つまりこれらの機器は従来PTが患者の運動に対して支援していた行為を代替するものであり、PTの負担の軽減化に貢献している。また、図1.3.1(b)の機器は自宅での使用を考えたシリーズもあり、PTや医師の人数不足を補うメリットもある。

一方で、運動療法には他動運動と対照的な患者が自身の力で運動を行う自動運動(active exercise)と呼ばれる運動がある。他動運動、自動運動ともに筋を活動させることによる筋力の回復を目的の一つとしている。

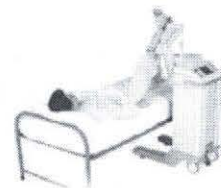
また、筋活動、つまり筋収縮には以下のようなものがある。

- 1 等尺性筋収縮(isometric muscular contraction)：関節を動かさない筋収縮
- 2 等張性筋収縮(isotonic muscular contraction)：筋にかかる負荷が一定の場合の収縮
- 3 等速性筋収縮(isokinetic muscular contraction)：筋収縮速度が一定の場合の収縮

筋力増強訓練においては、等速性筋収縮が最も有効であるといわれるが、PTの補助では達成困難な筋収縮でもある[1]。この人の補助では困難な運動を、膝関節に限定してではあるが行い、同時に関節トルクを測定できる機器として図1.3.2に示すような多用途筋機能評価運動装置がある。しかしこのような単関節駆動の機構では、十分に筋力強化が見込めない筋がある。というのも、ヒトの骨格筋には図1.3.3に示すように一つの関節のみに作用する単関節筋の他に隣り合った二つの関節に跨って付着し、収縮することで両関節を同時に駆動する二関節筋が存在するためである。



(a) CPM(Continuous Passive Motion)
(日立製作所製)



(b) 下肢運動療法装置(安川電機製)

図1.3.1 下肢に対する運動療法支援機器

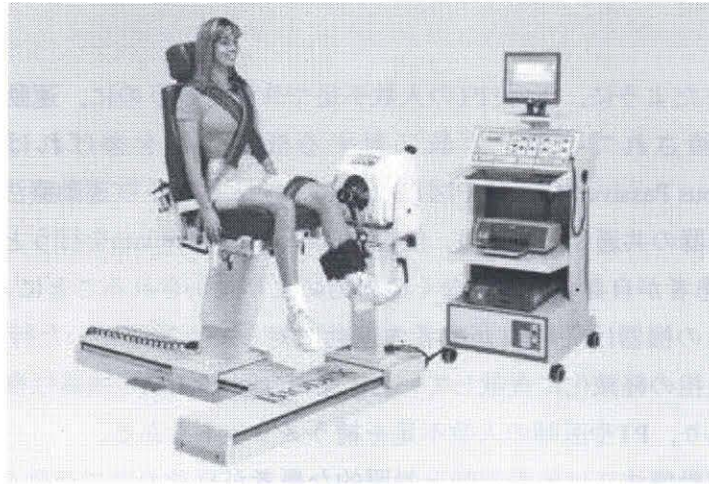


図1.3.2 多用途筋機能評価運動装置(BIODEX製)

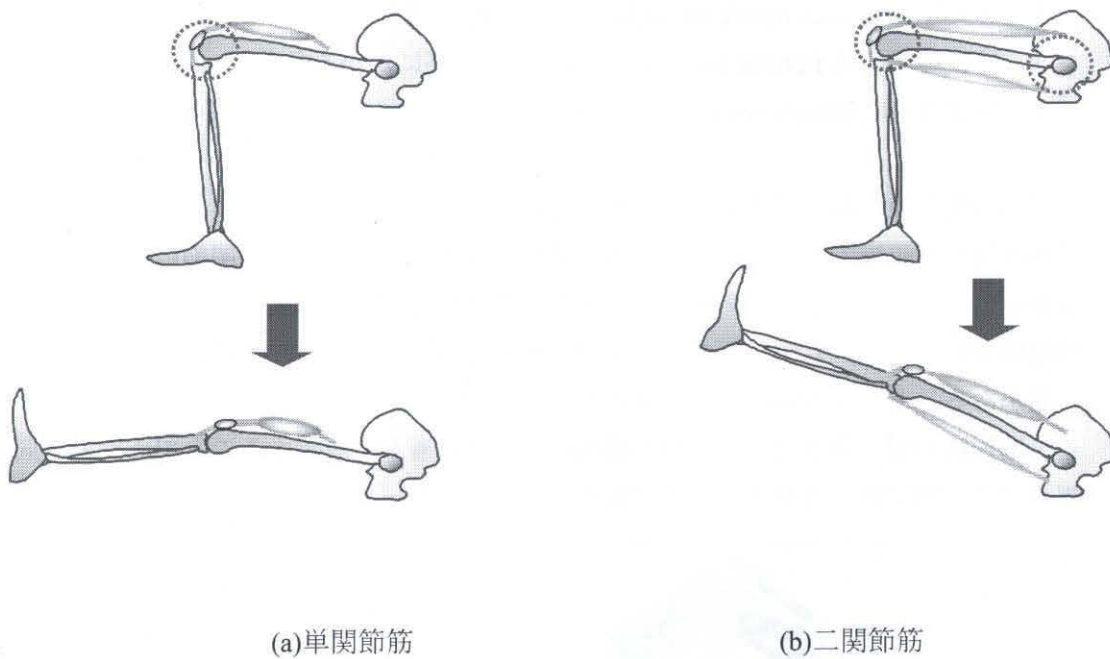


図1.3.3 単関節筋と二関節筋の収縮による関節駆動

この二関節筋は、解剖学的には古くから周知の筋で、哺乳類から両生類・昆虫に至るまで極めて普遍的に存在し、両端の関節の単関節筋群と共に協調的に働く。そして、この協

調活動によってヒトや動物特有の四肢先端における出力制御・剛性制御・軌道制御が行われ、複雑な運動も効率良く実現されることが理論的、実験的に分かってきている。

このような二関節筋がヒトの大腿部にも膝関節と股関節の両関節に跨って存在することや大腿部のみならず骨盤部の筋も同時に鍛えることを考慮すると、膝関節のみを動かすよりも膝関節・股関節の両方を同時に動かしたほうがより効果的かつ効率的なトレーニングが行えるのではないかと考えられる。そのため、前節で述べたバイオフィードバック療法を実行可能かつ膝関節・股関節に対して同時に等速運動を実現することのできるロボットマニピュレータをリハビリ支援機器として開発してきた(図1.3.4参照)。そして、アクチュエータを装備することで、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が可能なものを想定し、この機器を開発してきた。

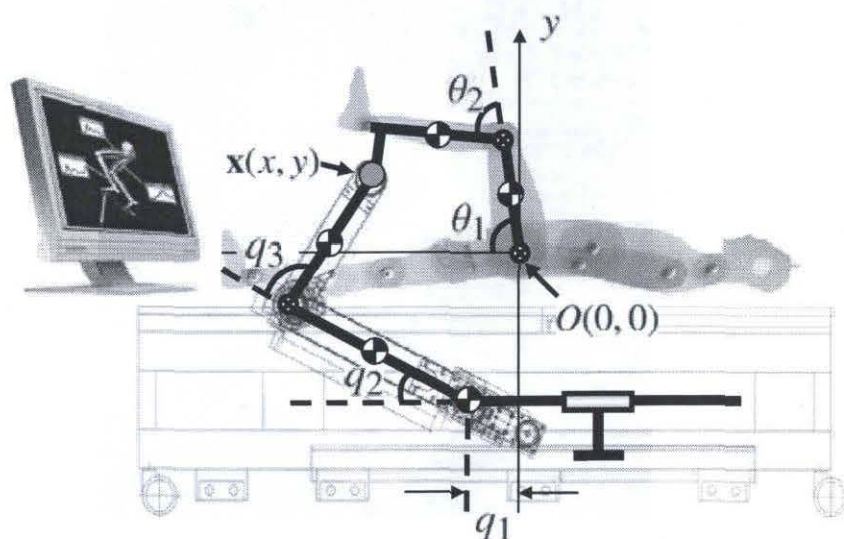


図1.3.4 人体下肢に対するバイオフィードバックリハビリ支援マニピュレータ

本研究においてはこういったリハビリテーション支援機器を用い、1.2節での問題を解消する筋張力推定手法を提案する。主要要件は以下となる。

- 本研究における筋張力推定は平面での上肢あるいは下肢の運動を想定しており、回旋などの運動を扱わない。
- 力センサやエンコーダ等から関節トルク及び人体関節角度を取得できる。
- 提案手法において人体関節粘弾性同定が必要となるため、上肢あるいは下肢に対して高周波振動を与えることができる。

これらの要件は、我々の開発した図1.3.4の機器だけでなく、仕様にもよるが図1.3.2のBIODEXや図1.3.5に示すようなマニピュランダムのような様々な機器で満たされる。

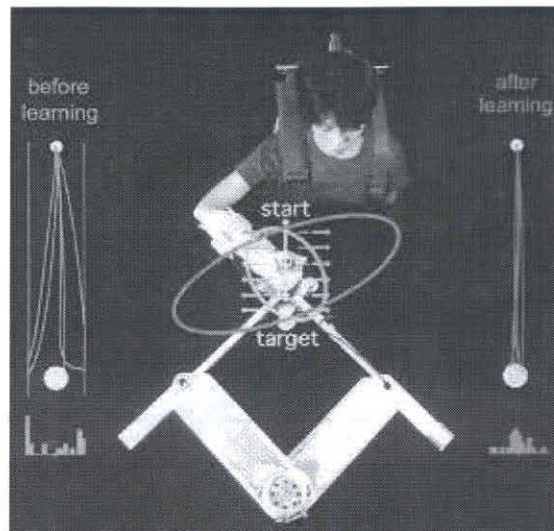


図1.3.5 平行リンク空気磁気浮上型マニピュランダム
(国際電気通信基礎技術研究所・神戸製鋼製)

1.4 論文構成

本論文は全5章で構成されており、各章の内容は以下の通りである。

第2章 筋疲労最小化理論に基づいた筋張力推定手法

一般的な筋張力推定手法である、筋張力推定手法に関して説明する。この手法には1.2節で述べた問題点があるが、第3章で述べる提案手法と同じ点もあるため、比較として先に示す。

第3章 筋粘弾性モデルと協調制御モデルを用いた筋張力推定手法

従来の筋張力推定手法の問題点を改善する手法として、筋を粘弾性をもったモデル、筋骨格を単関節筋と二関節筋の特性を反映した協調制御モデルとして扱い、これらの特性から筋群ごとに発生するトルクを算出し、筋群別に最適化する手法を提案し、この手法に関して述べる。

第4章 提案手法評価

第3章で説明した手法のシミュレーションや実験などによる提案手法の理論評価に関して報告する。

第5章 結言

本研究成果のまとめと課題について説明する。

第2章 筋疲労最小化理論に基づいた筋張力推定手法

2.1 従来の筋張力推定手法の流れ

図2.1.1に従来の筋張力推定の流れを示す。従来の筋張力推定は人体関節トルクや筋長等を算出・取得し、各筋に配分変換するというものである。しかし、関節トルクから筋張力を算出しようとした場合、人体の関節は一般的に複数個の筋によって駆動されているため、筋張力を未知数として扱うと、与えられる方程式の数より未知数のほうが多くなり、解が一意に定まらない。よって、適切な最適化問題を設定し、それを解くことで解を求めることになる。

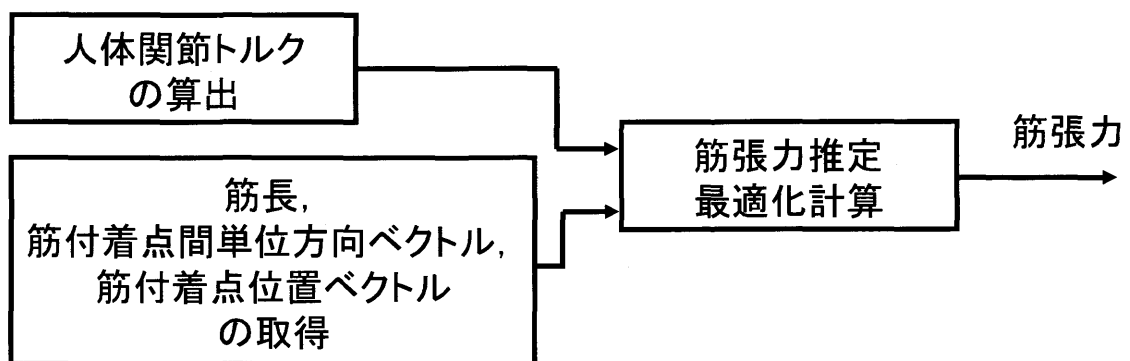


図2.1.1 筋張力推定の流れ

2.2 下肢剛体リンクモデル

図2.1.1における関節トルクは剛体リンクモデルを用い、逆動力学により算出する。このモデルは身体を近似的に剛体とみなせる範囲にまで細分化し、細分化した体節を剛体とみなし、各体節は機械的なジョイントで結合しているとみなしたものである。ここでは、我々の開発している機器が膝関節・股関節の筋に対して収縮運動を行わせる機器であるため、身体運動面として矢状面(図2.2.1(a)参照)に垂直な一軸周りの回転を考えた2リンクの二次元下肢剛体リンクモデル(図2.2.2参照)について説明するが、下肢だけでなく上肢の矢状面での運動にも対応できることを補足しておく。ここで、足関節は90度固定であり、股関節は屈伸運動だけでなく回旋なども行う6自由度を持った関節であるが矢状面に垂直な1自由度関節であり、下肢は $x-y$ 平面内で運動するものとする。

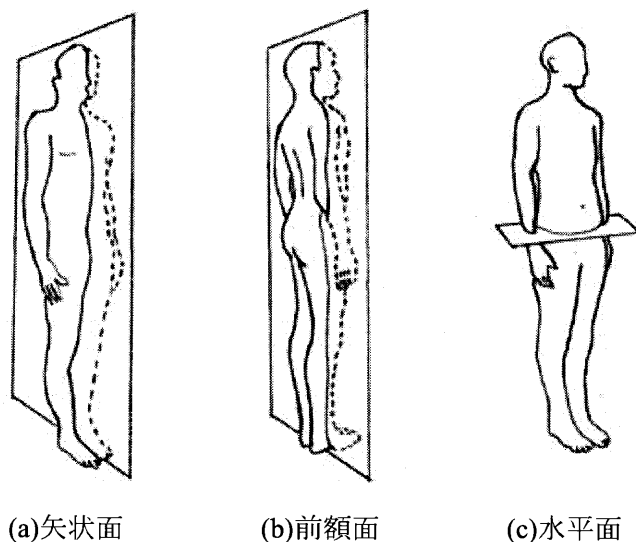


図2.2.1 身体運動面

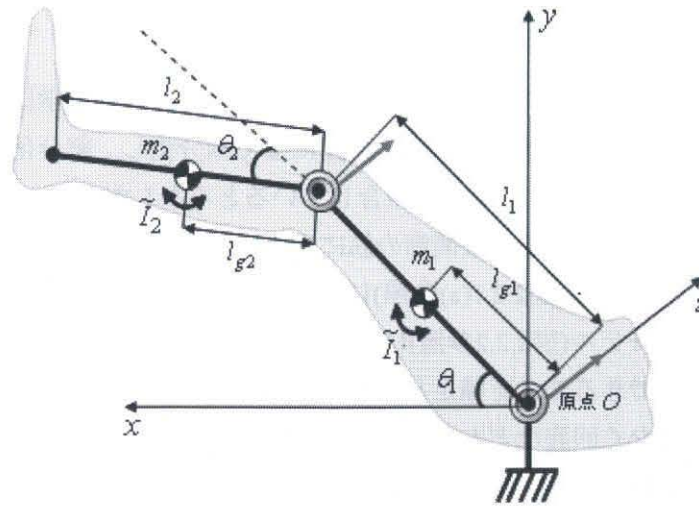


図2.2.2 下肢剛体リンクモデル

図2.2.2において，股関節角度及び膝関節角度を θ_1 ， θ_2 ，リンクの長さを股関節から膝関節に向かって順に l_1 ， l_2 ，各リンクの関節から質量中心までの距離を l_{g1} ， l_{g2} ，各リンク質量を m_1 ， m_2 ，質量中心周りの慣性モーメントを \tilde{I}_1 ， \tilde{I}_2 とし，これら各種パラメータはPierrynowskiらによって報告されている重回帰式[3]によって算出できる。

2.3 人体下肢関節トルクの算出

次に，股関節トルク T_1 ，膝関節トルク T_2 の導出を考える。

パラメータ値の定まった剛体リンクモデルに対して，動的な関節トルク $\tau_L = (\tau_{L1}, \tau_{L2})^T$ をラグランジュ法を用いた逆動力学により導出する。ラグランジュ方程式を(2.3.1)式に示す。

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = 0, (i=1,2) \quad (2.3.1)$$

ここで， i はリンク番号であり，リンク1, 2の運動エネルギー及び位置エネルギーを K_i ， P_i とすると

$$L = K_1 + K_2 - (P_1 + P_2) \quad (2.3.2)$$

である。

まず，重力加速度を \hat{g} と表したとき，リンク1についての運動エネルギー K_1 および位置エネルギー P_1 を求めると(2.3.3), (2.3.4)式のようにになる。

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 l_{g1}^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \tilde{I}_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (2.3.3)$$

$$P_1 = m_1 \hat{g} l_{g1} S_1 \quad (2.3.4)$$

他方，リンク2の運動エネルギー K_2 は，

$$A = l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + l_{g2}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2l_1 l_{g2} C_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \quad (2.3.5)$$

とおくと，

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 A + \frac{1}{2} \tilde{I}_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \quad (2.3.6)$$

となり、位置エネルギー P_2 は

$$P_2 = m_2 \hat{g} (l_1 S_1 + l_{g2} S_{12}) \quad (2.3.7)$$

となる。(2.3.3), (2.3.4)式及び(2.3.6), (2.3.7)式を(2.3.2)式の関係をもえ(2.3.1)式に代入することで、股関節が発生するトルク τ_{L1} は

$$\begin{aligned} \tau_{L1} &= [m_1 l_{g1}^2 + \tilde{I}_1 + m_2 (l_1^2 + l_{g2}^2 + 2l_1 l_{g2} C_2) + \tilde{I}_2] \ddot{\theta}_1 \\ &\quad + [m_2 (l_{g2}^2 + l_1 l_{g2} C_2) + \tilde{I}_2] \ddot{\theta}_2 - m_2 l_1 l_{g2} S_2 (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) \\ &\quad + m_1 \hat{g} l_{g1} C_1 + m_2 \hat{g} (l_1 C_1 + l_{g2} C_{12}) \\ &= [\tilde{I}_1 + \tilde{I}_2 + m_1 l_{g1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_{g2}^2) + 2m_2 l_1 l_{g2} C_2] \ddot{\theta}_1 \\ &\quad + [\tilde{I}_2 + m_2 l_{g2}^2 + m_2 l_1 l_{g2} C_2] \ddot{\theta}_2 - 2m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 S_2 - m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_2^2 S_2 \\ &\quad + (m_1 \hat{g} l_{g1} + m_2 \hat{g} l_1) C_1 + m_2 \hat{g} l_{g2} C_{12} \\ &= [M_1 + 2RC_2] \ddot{\theta}_1 + [M_2 + RC_2] \ddot{\theta}_2 - 2R\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 S_2 - R\dot{\theta}_2^2 S_2 + G_1 C_1 + G_2 C_{12} \end{aligned} \quad (2.3.8)$$

となり、膝関節が発生するトルク τ_{L2} は

$$\begin{aligned} \tau_{L2} &= [m_2 (l_{g2}^2 + l_1 l_{g2} C_2) + \tilde{I}_2] \ddot{\theta}_1 + (m_2 l_{g2}^2 + \tilde{I}_2) \ddot{\theta}_2 + m_2 l_1 l_{g2} S_2 \dot{\theta}_1^2 + m_2 \hat{g} l_{g2} C_{12} \\ &= [\tilde{I}_2 + m_2 l_{g2}^2 + m_2 l_1 l_{g2} C_2] \ddot{\theta}_1 + (\tilde{I}_2 + m_2 l_{g2}^2) \ddot{\theta}_2 + m_2 l_1 l_{g2} S_2 \dot{\theta}_1^2 + m_2 \hat{g} l_{g2} C_{12} \\ &= (M_2 + RC_2) \ddot{\theta}_1 + (\tilde{I}_2 + M_2) \ddot{\theta}_2 + RS_2 \dot{\theta}_1^2 + G_2 C_{12} \end{aligned} \quad (2.3.9)$$

となる。ただし、

$$M_1 = \tilde{I}_1 + \tilde{I}_2 + m_1 l_{g1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_{g2}^2) \quad (2.3.10)$$

$$M_2 = \tilde{I}_2 + m_2 l_{g2}^2 \quad (2.3.11)$$

$$G_1 = m_1 \hat{g} l_{g1} + m_2 \hat{g} l_1 \quad (2.3.12)$$

$$G_2 = m_2 \hat{g} l_{g2} \quad (2.3.13)$$

$$R = m_2 l_1 l_{g2} \quad (2.3.14)$$

とされている。これら(2.3.10)～(2.3.14)式の値は重回帰式や同定などにより算出できるものである。

しかし、このトルクには下肢先端にかかる外乱力を考慮していない。これについては力センサから取得できるとして、 $\mathbf{f} = (F_x, F_y)^T$ とすると、これを関節トルクに変換したものである $\boldsymbol{\tau}_{dis} = (\tau_{dis1}, \tau_{dis2})^T$ と先端外力 \mathbf{f} の間に(2.3.15)式の関係が成り立つ。

$$\boldsymbol{\tau}_{dis} = \mathbf{J}_H(\boldsymbol{\theta})^T \mathbf{f} \quad (2.3.15)$$

ここで、 $\mathbf{J}_H(\boldsymbol{\theta})$ は下肢剛体リンクモデルのヤコビ行列であり、次式となる。

$$\mathbf{J}_H(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} -l_1 S_1 - l_2 S_{12} & -l_2 S_{12} \\ l_1 C_1 + l_2 C_{12} & l_2 C_{12} \end{bmatrix} \quad (2.3.16)$$

ただし、 $S_1 = \sin(\theta_1), C_1 = \cos(\theta_1), S_{12} = \sin(\theta_1 + \theta_2), C_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$ である。

以上より、股・膝関節に発生している関節トルクは

$$T_i = \tau_{Li} + \tau_{disi} \quad (i=1,2) \quad (2.3.19)$$

となり、行列を用いて表現すると、

$$\mathbf{T} = \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) + \boldsymbol{\tau}_{dis} \quad (2.3.20)$$

となる。ただし、

$$\begin{aligned} \mathbf{T} &= [T_1, T_2]^T, \quad \boldsymbol{\theta} = [\theta_1, \theta_2]^T, \\ \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta}) &= \begin{bmatrix} M_1 + 2RC_2 & M_2 + RC_2 \\ M_2 + RC_2 & M_2 \end{bmatrix}, \end{aligned}$$

$$\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \begin{bmatrix} -2R\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2S_2 - R\dot{\theta}_2^2S_2 \\ R\dot{\theta}_1^2S_2 \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} G_1C_1 + G_2C_{12} \\ G_2C_{12} \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{\tau}_{dis} = \mathbf{J}_H(\boldsymbol{\theta})^T \mathbf{f}$$

であり、 \mathbf{M} は慣性行列、 \mathbf{C} はコリオリ・遠心力ベクトル、 \mathbf{G} は重力項ベクトルである。

2.4 筋骨格モデル

図2.1.1における各筋の筋長や筋付着点間を結ぶ線上の単位方向ベクトル、関節中心を始点とした筋付着点の位置ベクトルは人体関節角度に応じて時々刻々と変化する値であり、これらを取得するには、推定の対象となる筋肉を選択し、筋骨格モデルを構築しなければならない。

一例ではあるが、我々は人体下肢股関節・膝関節の屈曲・伸展に関する運動を研究対象としているため、これらの運動に関わりの深い大腿部周りの単関節筋及び二関節筋として選んだ筋を図2.4.1に示す。

具体的には、単関節筋として膝関節伸展に関与する大腿部表側の外側広筋(Muscle:1, M. vastus lateralis), 内側広筋(Muscle:3, M. vastus medialis), 中間広筋(Muscle:4, M. vastus intermedius), 股関節屈曲に関与する骨盤部表側の大腰筋(Muscle:8, M. psoas major), 腸骨筋(Muscle:9, M. iliacus), 股関節伸展に関与する骨盤部裏側の大臀筋(Muscle:10, M. gluteus maximus)を選択し、膝関節と股関節に跨る二関節筋として膝関節伸展・股関節屈曲に関与する大腿部表側の大腿直筋(Muscle:2, M. rectus femoris), 膝関節屈曲・股関節伸展に関与する大腿部裏側の半腱様筋(Muscle:5, M. semitendinosus), 半膜様筋(Muscle:6, M. semimembranosus), 大腿二頭筋(Muscle:7, M. biceps femoris)の計10本をモデル化した。また、図2.4.1に示すように、それぞれの筋肉は起始点と停止点を結ぶ直線上にあるとし、直線で結べない大臀筋については経由点を設けた。なお、起始点および経由点、停止点は解剖図[4]を参考にし、各体節長で正規化して定めた。これより、それぞれの座標系を図2.1.2に示した基準座標系へと変換し、付着点間に距離の公式を適用することにより各筋長が算出され、付着点同士の座標の差をその距離で割れば付着点間の単位方向ベクトルが得られる。

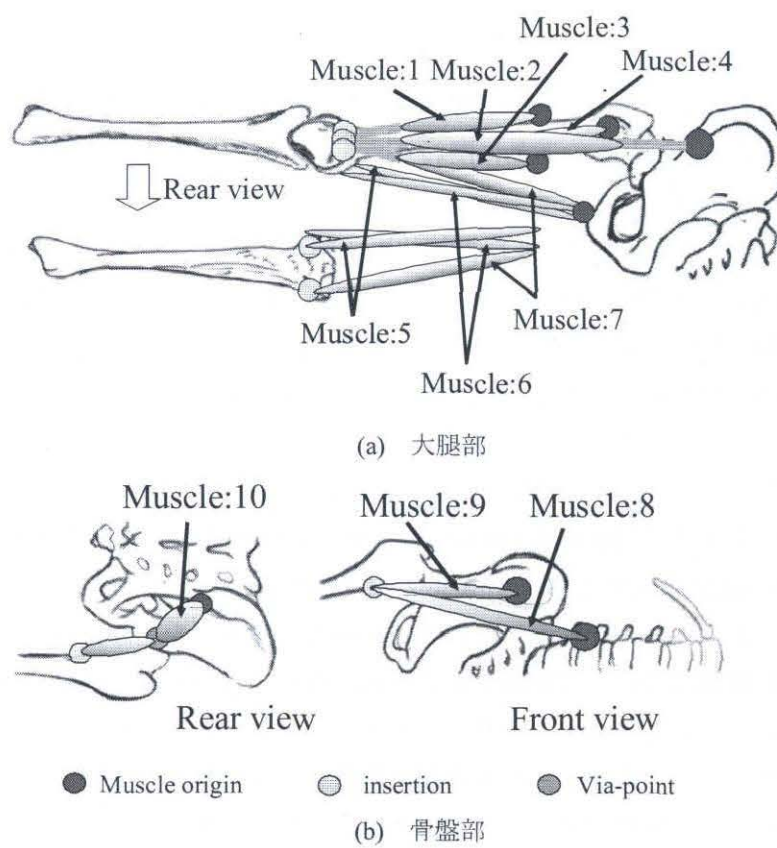


図2.4.1 下肢筋骨格モデル

2.5 筋疲労最小化理論に基づいた最適化手法

一般的に用いられる筋張力推定手法として、Crowninshieldらが提案した筋疲労最小化理論に基づいた最適化手法[5]がある。この理論は1.2節で述べたように、それぞれの筋は、疲労が最も小さくなるように力を分担しあって関節トルクを作るというものである。

これは、図2.5.1(a)に示した、材料工学分野において物体の疲労試験を評価するS-N曲線を人体の筋肉に適用させたものとして考えられる。 F_m (m は筋番号であり、図2.4.1における番号が対応)を筋張力、 A_m を筋の平均断面積、筋が力 F_m をそのまま発揮し続けられる時間を筋持続時間 t_m と定義すると、筋応力(F_m/A_m)と筋持続時間 t_m の間にある関係は図2.5.1(b)のようになる。この図は、筋応力が小さいところでは筋持続時間が長く筋が疲れにくいことを、逆に筋応力が大きいところでは筋持続時間が短く筋が疲れやすいことを意味する。よって、筋疲労を小さくするということは筋持続時間 t_m を大きくする、すなわち、その逆数 $1/t_m$ を小さくするということになる。よって、関節を動かす全ての筋の $1/t_m$ を加え合わせた(2.5.1)式を目的関数として、それが最小値をとるときが各筋が疲労を最も小さくするようにうまく力を分担し合っている状態であるとして最適化問題を解くのがCrowninshieldらの手法である。この最適化問題の制約条件としては、筋張力の非負条件である(2.5.2)式と各筋の筋張力のモーメントの和が関節トルクに等しくなるというつり合いを表す(2.5.3)式が与えられる。

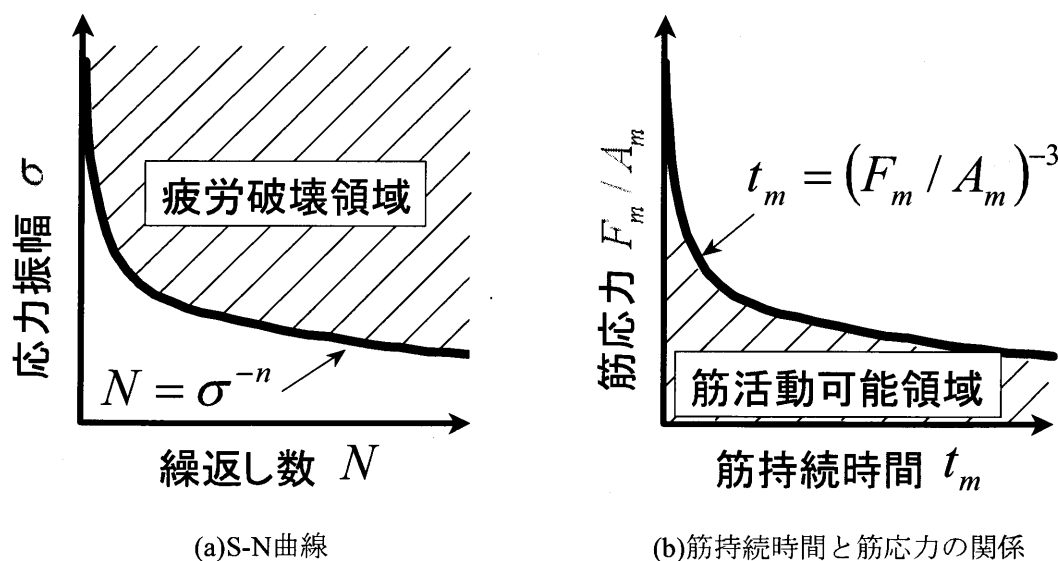


図2.5.1 疲労特性曲線

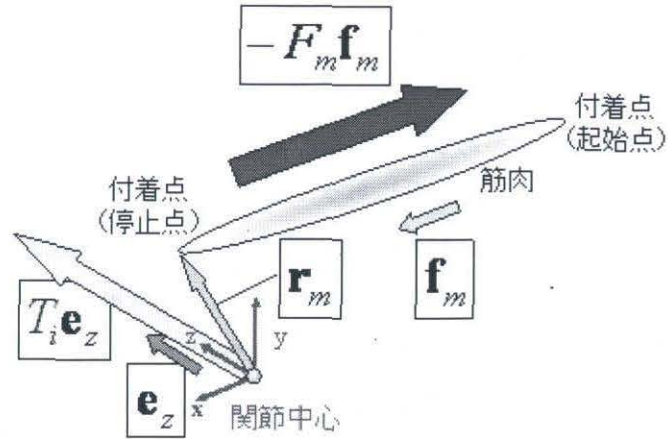


図 2.5.2 関節周りの力のつり合い関係

$$I = \frac{1}{\sum_m t_m} = \frac{1}{\sum_m (F_m / A_m)^{-3}} \quad (2.5.1)$$

→ minimize I

$$F_m \geq 0 \quad (2.5.2)$$

$$T_i e_z = \sum_m [\mathbf{r}_m \times (-F_m \mathbf{f}_m)] \quad (2.5.3)$$

ここで、図2.5.2に示すように、 T_i (i は関節番号)は関節トルク、 \mathbf{e}_z は関節回転軸方向の単位ベクトル、 \mathbf{r}_m は関節中心を始点としたときの筋停止点の位置ベクトル、 \mathbf{f}_m は筋肉の起始点から停止点を見たときの単位方向ベクトルである。なお、我々は筋の平均断面積 A_m について解剖図[4]を参考に決定した。

また、2.4節のように筋を選択したならば、筋番号 $m=1,2,\dots,10$ である。

第3章 筋粘弾性モデルと 協調制御モデルを用いた 筋張力推定手法

3.1 拮抗筋張力推定のための提案

筋疲労最小化理論に基づいた筋張力推定手法における問題点は1.2節で述べた通りだが、この問題を解決するのに筋群ごとに最適化問題を設定する手法を提案する。

具体的には、拮抗筋が働いているのであれば拮抗筋の収縮によって生じるトルクが存在するはずであるが、従来の筋張力推定は関節レベルでしか関節トルクを判断していないために問題が生じていると考えられる。よって、各筋群が発するトルクを算出し、それらのトルクを用いて筋群ごとに最適化計算を行うことで、運動中に筋群が主動筋であれ拮抗筋であれ筋張力を推定することが可能となる。各筋群が発するトルクの算出には、筋の粘弾性及び関節の粘弾性を利用することで導出する。この提案手法は図2.1.1に対し、図3.1.1の様な流れで行う。

次節から、この手法について焦点となる各筋群が発するトルクの算出を中心として、詳細に説明していく。なお、筋長などを取得するために筋骨格モデルを作るプロセスや関節トルクの算出は2.2～2.4節と同様のため、この章では割愛する。

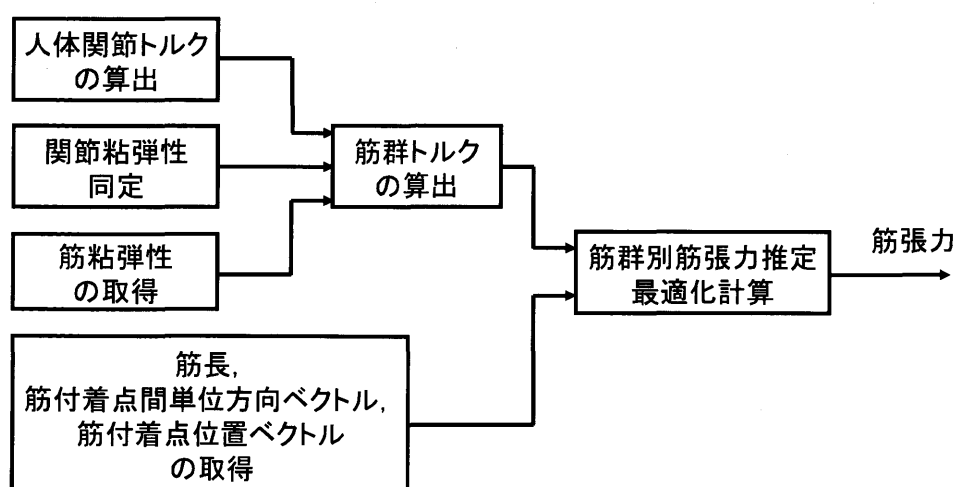


図3.1.1 提案手法による筋張力推定の流れ

3.2 筋粘弾性モデル

一般に、伸筋・屈筋の筋肉をともに弛緩させれば関節は柔らかくなり（インピーダンスが小さい）、逆に、同時に収縮させて関節を硬くすることもできる（インピーダンスが大きい）。一方、伸筋・屈筋の収縮力の差が関節の駆動トルクになる。このことは同じ駆動トルクを得ながら、筋の収縮レベルを変えることで関節まわりの粘弾性特性を自由に調節できることを意味する。これら筋収縮の力学的特性は、図3.2.1に示すように、マクロ的には張力-長さ曲線、力-速度曲線という二つの基本関係で表されることがよく知られている[6]。以上のことから、筋収縮特性をモデル化することを考える。

筋張力 F が筋活動レベル α ($0 \leq \alpha \leq 1$: 最大随意収縮時の筋活動レベルで規格化) に比例すると仮定すると、

$$F = \alpha \cdot g(L, V) \quad (3.2.1)$$

と書くことができる。ここで、 $g(L, V)$ は図3.2.1の最大活動レベル時の関係を表す非線形関数で、 L は筋長、 V は短縮速度を表す。

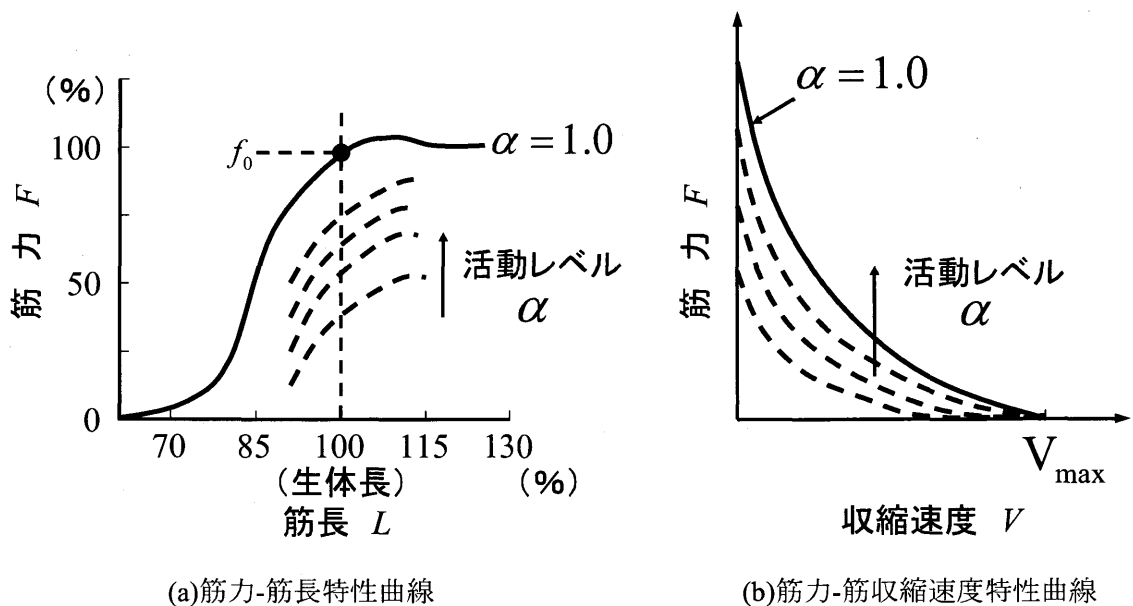


図3.2.1 筋の特性曲線

つぎに、筋力 F が α と $g(L, V)$ との積で表されるという非線形性のみに注目し、 $g(L, V)$ を線形化する。 $g(L, V)$ を生体長 $L = l_0$ 、速度 $V = 0$ のまわりでテーラー展開し、二次項以上を無視すると、(3.2.2)式となる。

$$\begin{aligned} g(L, V) &\cong g(l_0, 0) + \left. \frac{\partial g}{\partial L} \right|_{\substack{L=l_0 \\ V=0}} (L - l_0) + \left. \frac{\partial g}{\partial V} \right|_{\substack{L=l_0 \\ V=0}} V \\ &= f_0 - k_0 x - d_0 \dot{x} \end{aligned} \quad (3.2.2)$$

ここで、 f_0 は生体長における等尺性収縮時の最大張力、 $x = l_0 - L$ は筋長（ $x = 0$ のとき生体長で、短縮方向を正とする）、 $\dot{x} = -V$ は短縮速度、 k_0 、 d_0 は正の定数である。すなわち、図3.2.1を直線近似したことになる。(3.2.1)式、(3.2.2)式より $u = \alpha \cdot f_0$ とおくと、(3.2.3)式となる。

$$\begin{aligned} F &= \alpha \cdot (f_0 - k_0 x - d_0 \dot{x}) \\ &= u - k' u x - d' u \dot{x} \end{aligned} \quad (3.2.3)$$

このように、筋力 F は筋収縮力 u から筋の粘弾性による力を差し引いた値として表すことができる。また、(3.2.3)式においては、第二項、第三項に筋収縮力 u が含まれており、非線形性を有していることが分かる[6]。

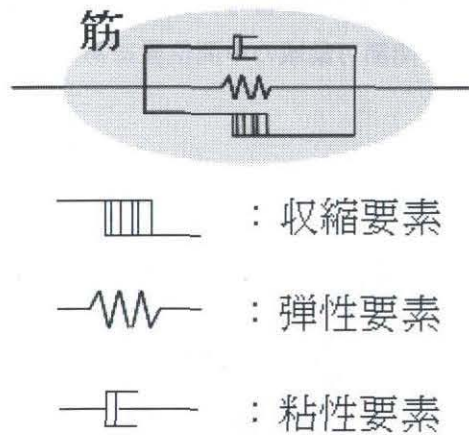


図3.2.2 筋の粘弾性モデル

3.3 協調制御モデル

筋骨格モデルについては，図3.3.1に示す協調制御モデル[7]を用いる。このモデルは上肢・下肢において考えられるモデルである。

協調制御モデルは，骨格に対して対になって存在している筋を単関節筋と二関節筋の筋群としてまとめて考えるモデルである。図3.2.3において筋群 e_1 ， f_1 が関節J1を駆動する単関節筋，筋群 e_2 ， f_2 が関節J2を駆動する単関節筋，筋群 e_3 ， f_3 が関節J1・関節J2に跨って付着し，両関節を同時に駆動する二関節筋であり， e の筋群と f の筋群はリンクを挟み対になって存在している。また，関節J1・J2の角度は θ_1 ， θ_2 とし，手首や足首にあたる先端関節は固定とし，考慮しない。

このとき，各筋群の筋収縮量は，関節角度の変化によらずモーメントアームが r で一定とすると次式となる。

$$\begin{pmatrix} x_{e1} \\ x_{f1} \\ x_{e2} \\ x_{f2} \\ x_{e3} \\ x_{f3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r & 0 \\ -r & 0 \\ 0 & r \\ 0 & -r \\ r & r \\ -r & -r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta_1 - \theta_{1d} \\ \theta_2 - \theta_{2d} \end{pmatrix} \quad (3.3.1)$$

ここで，各関節の弾性中心 θ_{id} (i は関節番号，関節J1が1，関節J2が2)は筋長が生体長 l_0 となるとき関節角度であり，関節可動域の中間位置にあるときにほぼ等しい[14]。

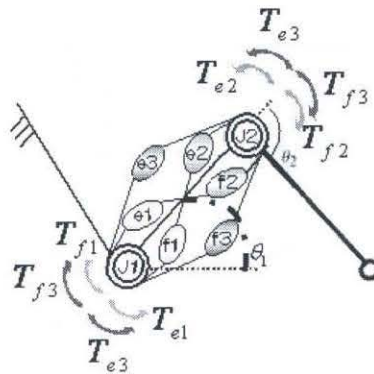


図3.3.1 3対6筋協調制御モデル

3.4 筋群別トルク算出

図3.3.1より，それぞれの筋群が発するトルクを T_{e1} ， T_{f1} ， T_{e2} ， T_{f2} ， T_{e3} ， T_{f3} としたとき，(3.2.3)式に(3.3.1)式を代入した力 F の式から $T=rF$ より，各筋群が発するトルクは，次式で表される。

$$T_{e1} = r\{u_{e1} - k_{e1}u_{e1}(\theta_1 - \theta_{1d}) - d_{e1}u_{e1}\dot{\theta}_1\} \quad (3.4.1)$$

$$T_{f1} = r\{u_{f1} + k_{f1}u_{f1}(\theta_1 - \theta_{1d}) + d_{f1}u_{f1}\dot{\theta}_1\} \quad (3.4.2)$$

$$T_{e2} = r\{u_{e2} - k_{e2}u_{e2}(\theta_2 - \theta_{2d}) - d_{e2}u_{e2}\dot{\theta}_2\} \quad (3.4.3)$$

$$T_{f2} = r\{u_{f2} + k_{f2}u_{f2}(\theta_2 - \theta_{2d}) + d_{f2}u_{f2}\dot{\theta}_2\} \quad (3.4.4)$$

$$T_{e3} = r[u_{e3} - k_{e3}u_{e3}\{(\theta_1 - \theta_{1d}) + (\theta_2 - \theta_{2d})\} - d_{e3}u_{e3}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)] \quad (3.4.5)$$

$$T_{f3} = r[u_{f3} + k_{f3}u_{f3}\{(\theta_1 - \theta_{1d}) + (\theta_2 - \theta_{2d})\} + d_{f3}u_{f3}(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)] \quad (3.4.6)$$

ただし， $k_s = rk'_s$ ， $d_s = rd'_s$ (s は筋群番号であり， $s=e1, f1, e2, f2, e3, f3$)である。

(3.4.1)～(3.4.6)式のように筋群別トルクは定式化できるが，筋収縮力である u や筋の粘弾性係数 d ， k といった値が未知のため，これらの値を知る必要がある。そこで，これらの値を求めるのに関節トルクと関節粘弾性を利用する。

図3.3.1における(3.4.1)～(3.4.6)式のトルクと図3.3.2における関節レベルでの股関節トルク T_1 ，膝関節トルク T_2 の関係を考えると，(3.4.7)，(3.4.8)式となる。

$$T_1 = T_{e1} + T_{e3} - (T_{f1} + T_{f3}) \quad (3.4.7)$$

$$T_2 = T_{e2} + T_{e3} - (T_{f2} + T_{f3}) \quad (3.4.8)$$

また， T_1 ， T_2 は関節角度を $\theta = [\theta_1, \theta_2]^T$ ，関節弾性中心を $\theta_d = [\theta_{1d}, \theta_{2d}]^T$ ，関節粘弾性を

\mathbf{K} , \mathbf{D} , 筋の収縮力によって生じるトルクを $\boldsymbol{\tau}$ とすると, (3.4.9)式の関係を持つ。

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix} = \boldsymbol{\tau} - \mathbf{K}(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_d) - \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.4.9)$$

ここで, $\boldsymbol{\tau}$, \mathbf{K} , \mathbf{D} の各要素を以下の様におく。

$$\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} \tau_{J1} \\ \tau_{J2} \end{bmatrix} \quad (3.4.10)$$

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} \\ K_{21} & K_{22} \end{bmatrix} \quad (3.4.11)$$

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} \\ D_{21} & D_{22} \end{bmatrix} \quad (3.4.12)$$

ここで(3.4.11), (3.4.12)式の各要素の添え字1, 2はそれぞれ関節J1, J2の要素を表し, 11, 22は関節J1及び関節J2がもつ単関節要素, 12は関節J2が関節J1に及ぼす, 21は関節J1が関節J2に及ぼす二関節要素である。

これらの関係から各筋収縮力を定式化する。まず, (3.4.7), (3.4.8)式に(3.4.1)~(3.4.6)式を代入すると, 以下の式が得られる。

$$\begin{aligned} T_1 = & r(u_{e1} + u_{f1} + u_{e3} + u_{f3}) \\ & - r(k_{e1}u_{e1} + k_{f1}u_{f1} + k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3})(\theta_1 - \theta_{1d}) - r(k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3})(\theta_2 - \theta_{2d}) \\ & - r(d_{e1}u_{e1} + d_{f1}u_{f1} + d_{e3}u_{e3} + d_{f3}u_{f3})\dot{\theta}_1 - r(k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3})\dot{\theta}_2 \end{aligned} \quad (3.4.13)$$

$$\begin{aligned} T_2 = & r(u_{e2} + u_{f2} + u_{e3} + u_{f3}) \\ & - r(k_{e2}u_{e2} + k_{f2}u_{f2} + k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3})(\theta_2 - \theta_{2d}) - r(k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3})(\theta_1 - \theta_{1d}) \\ & - r(d_{e2}u_{e2} + d_{f2}u_{f2} + d_{e3}u_{e3} + d_{f3}u_{f3})\dot{\theta}_2 - r(k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3})\dot{\theta}_1 \end{aligned} \quad (3.4.14)$$

次に、(3.4.9)式に(3.4.10)～(3.4.12)式を代入すると(3.4.15)式となる。

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_{J1} \\ \tau_{J2} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} \\ K_{21} & K_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 - \theta_{1d} \\ \theta_2 - \theta_{2d} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} \\ D_{21} & D_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (3.4.15)$$

(3.4.13), (3.4.14)式を(3.4.15)式と比較することで以下の関係が見出せる。

$$\tau_{J1} = r(u_{e1} - u_{f1} + u_{e3} - u_{f3}) \quad (3.4.16)$$

$$\tau_{J2} = r(u_{e2} - u_{f2} + u_{e3} - u_{f3}) \quad (3.4.17)$$

$$K_{11} = r(k_{e1}u_{e1} + k_{f1}u_{f1} + k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3}) \quad (3.4.18)$$

$$K_{22} = r(k_{e2}u_{e2} + k_{f2}u_{f2} + k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3}) \quad (3.4.19)$$

$$K_{12} = K_{21} = r(k_{e3}u_{e3} + k_{f3}u_{f3}) \quad (3.4.20)$$

$$D_{11} = r(d_{e1}u_{e1} + d_{f1}u_{f1} + d_{e3}u_{e3} + d_{f3}u_{f3}) \quad (3.4.21)$$

$$D_{22} = r(d_{e2}u_{e2} + d_{f2}u_{f2} + d_{e3}u_{e3} + d_{f3}u_{f3}) \quad (3.4.22)$$

$$D_{12} = D_{21} = r(d_{e3}u_{e3} + d_{f3}u_{f3}) \quad (3.4.23)$$

ここで、(3.4.20), (3.4.23)式に含まれる筋収縮力が u_{e3} , u_{f3} のみであるため、両式を連立し、 u_{e3} , u_{f3} を定式化したものを(3.4.24), (3.4.25)式に示す。

$$u_{e3} = \frac{d_{f3}K_{12} - k_{f3}D_{12}}{r(d_{f3}k_{e3} - k_{e3}k_{f3})} \quad (3.4.24)$$

$$u_{f3} = \frac{d_{e3}K_{12} - k_{e3}D_{12}}{r(d_{e3}k_{f3} - k_{f3}k_{e3})} \quad (3.4.25)$$

u_{e3} , u_{f3} を他の筋収縮力を含まない形で定式化できたので, (3.4.16), (3.4.18)式から u_{e1} , u_{f1} を, (3.4.17), (3.4.19)式から u_{e2} , u_{f2} を定式化すると, 以下の様になる。

$$u_{e1} = \frac{\{k_{f1}\tau_{J1} + K_{11} - r(k_{f1} + k_{e3})u_{e3} + r(k_{f1} - k_{f3})u_{f3}\}}{r(k_{e1} - k_{f1})} \quad (3.4.26)$$

$$u_{f1} = \frac{\{-k_{f1}\tau_{J1} + K_{11} + r(k_{e1} - k_{e3})u_{e3} - r(k_{e1} + k_{f3})u_{f3}\}}{r(k_{e1} + k_{f1})} \quad (3.4.27)$$

$$u_{e2} = \frac{\{k_{f2}\tau_{J2} + K_{22} - r(k_{f2} + k_{e3})u_{e3} + r(k_{f2} - k_{f3})u_{f3}\}}{r(k_{e2} - k_{f2})} \quad (3.4.28)$$

$$u_{f2} = \frac{\{-k_{f2}\tau_{J2} + K_{22} + r(k_{e2} - k_{e3})u_{e3} - r(k_{e2} + k_{f3})u_{f3}\}}{r(k_{e2} + k_{f2})} \quad (3.4.29)$$

このように, 未知パラメータである各筋群の筋収縮力を他の筋収縮力を用いずに定式化できた。

次に各々の式に含まれている未知パラメータである各筋群の粘弾性係数 k , d 及び関節粘弾性 \mathbf{K} , \mathbf{D} , 収縮力によるトルク $\boldsymbol{\tau}$ を知る必要がある。

よって, 次に各筋群の弾性係数及び粘性係数の算出について考える。

3.5 筋粘弾性係数の算出

ここでは筋群e1を例として筋の粘弾性係数の算出について述べる。

筋群e1がn本の筋から成るとすると、そのn本の筋による筋力の和が筋群e1によって生じる筋力であることから、(3.5.1)式が成り立つ。

$$F_{e1} = F_{e11} + F_{e12} + \dots + F_{e1n} \quad (3.5.1)$$

(3.5.1)式において添え字e11, e12, e13は筋群e1に含まれる筋の筋番号を示す。よって、筋群e1の筋力 F_{e1} によって生じるトルク T_{e1} は(3.2.3)式, (3.5.1)式から、(3.5.2)式となる。

(3.5.1)式において添え字e1j(j=1,2,...,n)は筋群e1に含まれる筋の筋番号を示す。よって、筋群e1の筋力 F_{e1} によって生じるトルク T_{e1} は(3.2.3)式, (3.5.1)式から、(3.5.2)式となる。

$$\begin{aligned} T_{e1} = & r(u_{e11} + u_{e12} + \dots + u_{e1n}) \\ & - r(k_{e11}u_{e11} + k_{e12}u_{e12} + \dots + k_{e1n}u_{e1n})(\theta_1 - \theta_{1d}) \\ & - r(d_{e11}u_{e11} + d_{e12}u_{e12} + \dots + d_{e1n}u_{e1n})\dot{\theta}_1 \end{aligned} \quad (3.5.2)$$

一方、それぞれの筋の発生力は近似的に筋の断面積に比例する[5]ことから、次式が成り立つ。

$$u_{e1j} = \frac{A_{e1j}}{A_{e1}} u_{e1} \quad (j=1,2,\dots,n) \quad (3.5.3)$$

ただし、

$$\begin{aligned} A_{e1} &= A_{e11} + A_{e12} + \dots + A_{e1n} = \sum_{j=1}^n A_{e1j} \\ u_{e1} &= u_{e11} + u_{e12} + \dots + u_{e1n} = \sum_{j=1}^n u_{e1j} \end{aligned}$$

であり、 A_{e1j} は筋e1jが示す筋の断面積を表す。よって、(3.5.3)式を(3.5.2)式に代入すると、

(3.5.4)式のようになる。

$$T_{e1} = ru_{e1} - r \left(\sum_{j=1}^n \frac{A_{e1j}}{A_{e1}} k_{e1j} \right) u_{e1} (\theta_1 - \theta_{1d}) - r \left(\sum_{j=1}^n \frac{A_{e1j}}{A_{e1}} d_{e1j} \right) u_{e1} \dot{\theta}_1 \quad (3.5.4)$$

したがって(3.4.1)式と(3.5.4)式の弾性係数部分を比較することで弾性係数 k_{e1} は以下の式で求めることができる。

$$\begin{aligned} k_{e1} &= \sum_{j=1}^n \frac{A_{e1j}}{A_{e1}} k_{e1j} \\ &= \frac{A_{e11}}{A_{e1}} k_{e11} + \frac{A_{e12}}{A_{e1}} k_{e12} + \dots + \frac{A_{e1n}}{A_{e1}} k_{e1n} \end{aligned} \quad (3.5.5)$$

(3.5.5)式の各筋の弾性係数 k_{e1j} は、各筋の自然長の値から図3.2.1(a)を直線近似した値((3.2.3)式における k_0)を用いて算出することができる。(3.5.5)式から弾性係数 k_{e1} を求めるのに自然長・断面積の値は解剖図[4]を参考に決定した。

また、この場合の粘性係数は同様に(3.4.1)式と(3.5.4)式の粘性係数部分を比較することで(3.5.6)式となる。

$$\begin{aligned} d_{e1} &= \sum_{j=1}^n \frac{A_{e1j}}{A_{e1}} d_{e1j} \\ &= \frac{A_{e11}}{A_{e1}} d_{e11} + \frac{A_{e12}}{A_{e1}} d_{e12} + \dots + \frac{A_{e1n}}{A_{e1}} d_{e1n} \end{aligned} \quad (3.5.6)$$

(3.5.6)式の各筋の弾性係数 d_{e1j} は、各筋の最大収縮速度の値から図3.2.1(b)を直線近似した値((3.2.3)式における d_0)を用いて算出することができる。(3.5.6)式から粘性係数 d_{e1} を求めるのに収縮速度・断面積の値は文献[15]及び解剖図[4]を参考に決定した。

同様の方法で、他の筋群の粘弾性係数を求めることができる。

以上から筋群の粘弾性係数は、各筋の粘弾性係数と断面積比の積の総和で算出できる。

3.6 関節粘弾性同定

次に、関節の粘弾性同定について述べる。

人体関節トルクに関して、(2.3.20)式と(3.4.9)式から、以下のようにおける。

$$\mathbf{T} = \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) + \boldsymbol{\tau}_{dis} = \boldsymbol{\tau} - \mathbf{K}(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_d) - \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.6.1)$$

慣性項 \mathbf{M} ，コリオリ・遠心力項 \mathbf{C} ，重力項 \mathbf{G} は重回帰式[3]やパラメータ同定[8]などで算出可能であり，外乱トルク $\boldsymbol{\tau}_{dis}$ は力センサから，関節角度 $\boldsymbol{\theta}$ はエンコーダから取得可能なため，これらをまとめて(3.6.2)式のようにおく。

$$\hat{\boldsymbol{\tau}}_{dis} = \mathbf{K}(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}_d) + \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\theta}} - \boldsymbol{\tau} \quad (3.6.2)$$

ただし，

$$\hat{\boldsymbol{\tau}}_{in} = \begin{bmatrix} \tau_{in1} \\ \tau_{in2} \end{bmatrix} = -(\boldsymbol{\tau}_{dis} + \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}))$$

である。(3.6.2)式の微小変化 $\delta\hat{\boldsymbol{\tau}}_{dis}$ は次式となる。

$$\delta\hat{\boldsymbol{\tau}}_{in} = \mathbf{K}\delta\boldsymbol{\theta} + \mathbf{D}\delta\dot{\boldsymbol{\theta}} - \frac{\partial\boldsymbol{\tau}}{\partial\mathbf{u}}\delta\mathbf{u} \quad (3.6.3)$$

ここで，関節粘弾性推定を行うために擬似ランダム摂動を連続的に与え，また運動成分が摂動に比べ変化が遅い，言い換えれば低い周波数成分しか持たない状況を考える。すると， $(\partial\boldsymbol{\tau}/\partial\mathbf{u})\delta\mathbf{u}$ の成分は高域通過フィルタにより除去でき， $\hat{\boldsymbol{\tau}}_{in}$ ， $\delta\boldsymbol{\theta}$ ， $\delta\dot{\boldsymbol{\theta}}$ の摂動成分を主に含む信号を取り出すことができる[9]。これらの信号を用いて，粘弾性パラメータの推定を行うことが可能である。ここで，人体の関節粘弾性は運動中に時々刻々と変化する値であるため，オンラインでの推定を必要とする。摂動を与えたのち高域通過フィルタに通したトルク τ_{in1}^f ， τ_{in2}^f ，角度 θ_1^f ， θ_2^f ，角速度 $\dot{\theta}_1^f$ ， $\dot{\theta}_2^f$ を

$$\mathbf{U}_1(k) = [K_{11}(k) \quad K_{12}(k) \quad D_{11}(k) \quad D_{12}(k)],$$

$$\mathbf{U}_2(k) = [K_{21}(k) \quad K_{22}(k) \quad D_{21}(k) \quad D_{22}(k)],$$

$$y_1(k) = \tau_{in1}, \quad y_2(k) = \tau_{in2}, \quad \varphi(k) = [\theta_1 \quad \theta_2 \quad \dot{\theta}_1 \quad \dot{\theta}_2]$$

とする。

オンライン推定アルゴリズムとして、(3.6.4)～(3.6.6)式に示す逐次最小二乗法[10]を用いる。

$$\hat{\mathbf{U}}_i(k) = \hat{\mathbf{U}}_i(k-1) + \frac{\mathbf{P}_i(k-1)\varphi(k)}{\lambda + \varphi^T(k)\mathbf{P}_i(k-1)\varphi(k)} \varepsilon_i(k) \quad (i=1,2) \quad (3.6.4)$$

$$\varepsilon_i(k) = y_i(k) - \varphi^T(k)\hat{\mathbf{U}}_i(k-1) \quad (i=1,2) \quad (3.6.5)$$

$$\mathbf{P}_i(k) = \frac{1}{\lambda} \left\{ \mathbf{P}_i(k-1) - \frac{\mathbf{P}_i(k-1)\varphi(k)\varphi^T(k)\mathbf{P}_i(k-1)}{\lambda + \varphi^T(k)\mathbf{P}_i(k-1)\varphi(k)} \right\} \quad (i=1,2) \quad (3.6.6)$$

(3.6.4), (3.6.5)式に含まれる λ は忘却係数を表す。

以上により、関節粘弾性の同定を行うことができる。

また、関節粘弾性が同定可能であるため、収縮力によるトルク τ は(3.6.1)式より、

$$\tau = \mathbf{M}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + \mathbf{G}(\theta) + \tau_{dis} + \mathbf{K}(\theta - \theta_d) + \mathbf{D}\dot{\theta} \quad (3.6.7)$$

により算出できる。

3.7 筋群別筋張力推定

3.5節では筋粘弾性が, 3.6節では関節粘弾性及び筋収縮力によるトルクが算出できることを示した。よって, 3.4節の(3.4.24)～(3.4.29)式から筋収縮力が算出可能になり, (3.4.1)～(3.4.6)式の筋群ごとのトルクを算出可能になった。

提案手法における筋張力推定はこれらのトルクを用い, 2.5節の筋疲労最小化理論と組み合わせるものである。つまり, “各筋は疲労が最小になるようにうまく力を分担し合って関節レベルでの関節トルクを作る”という従来手法に対し, “各筋は疲労が最小になるようにうまく力を分担し合って筋群ごとの関節トルクを作る”ことになる。

式は以下のようになる。

$$I_s = \frac{1}{\sum_m t_m} = \frac{1}{\sum_m (F_m / A_m)^{-3}} \quad (3.7.1)$$

$$\rightarrow \text{minimize } I_s$$

$$F_m \geq 0 \quad (3.7.2)$$

$$T_s \mathbf{e}_z = \sum_m [\mathbf{r}_m \times (-F_m \mathbf{f}_m)] \quad (3.7.3)$$

これらの式において各パラメータは, 2.5節と同様に T_i (i は関節番号)は関節トルク, \mathbf{e}_z は関節回転軸方向の単位ベクトル, \mathbf{r}_m は関節中心を始点としたときの筋停止点の位置ベクトル, \mathbf{f}_m は筋肉の起始点から停止点を見たときの単位方向ベクトルである。

ただし, 添え字 s は筋群番号を表す。なお, 筋番号が図2.4.1のものであるとき, 筋群番号 $s=e1, f1, e2, f2, e3, f3$ に対する筋番号 m は表3.7.1のようになる。

表3.7.1 筋群番号に対する筋番号

筋群番号 : s	筋番号 : m
e1	8:大腰筋 9:腸骨筋
f1	10:大臀筋
e2	1:外側広筋 3:内側広筋 4:中間広筋
f2	
e3	2:大腿直筋
f3	5:半腱様筋 6:半膜様筋 7:大腿二頭筋

第4章 提案手法評価

4.1 下腿1リンク単関節運動時との対応

股関節を0度で固定し, 膝関節のみ動かす下腿運動時のような1リンク運動時では, 図3.3.1に示した協調制御モデルの代わりに図4.1.1に示す単関節運動モデルを考えることができる。このモデルは股関節固定のため図3.3.1におけるe1, f1の筋群を考えず, e3, f3の二関節筋群を単関節群e2, f2とみなすモデル[11]である。

この場合, 筋群e2, f2のトルクは(3.4.3), (3.4.4)式と変わらないが, 関節レベルでの人体膝関節トルク T_2 は(3.4.8)式ではなく次式となる。

$$T_2 = T_{e2} - T_{f2} \quad (4.1.1)$$

また, 膝関節トルク T_2 は(3.4.9)式のような関節粘弾性が行列形のものではなく, 次の関係を持つ。

$$T_2 = \tau_{J2} - K_{22}(\theta_2 - \theta_{2d}) - D_{22}\dot{\theta}_2 \quad (4.1.2)$$

ここで, K_{22} は膝関節弾性, D_{22} は膝関節粘性であり, τ_{J2} は筋の収縮力によって生じるトルクである。

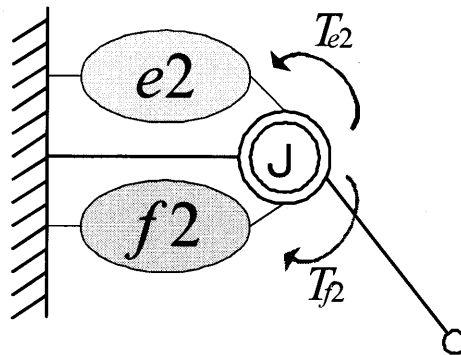


図4.1.1 単関節運動モデル

さて、3.4節と同様に(4.1.1)式に (3.4.3), (3.4.4)式を代入した式と(4.1.2)式とを比較することで、以下の関係が見出せる。

$$\tau_{J2} = r(u_{e2} - u_{f2}) \quad (4.1.3)$$

$$K_{22} = r(k_{e2}u_{e2} + k_{f2}u_{f2}) \quad (4.1.4)$$

$$D_{22} = r(d_{e2}u_{e2} + d_{f2}u_{f2}) \quad (4.1.5)$$

このうち、(4.1.3) , (4.1.4)式を u_{e2} , u_{f2} について解くと(4.1.6), (4.1.7)式となる。

$$u_{e2} = \frac{k_{f2}\tau_{J2} + K_{22}}{r(k_{e2} + k_{f2})} \quad (4.1.6)$$

$$u_{f2} = \frac{-k_{e2}\tau_{J2} + K_{22}}{r(k_{e2} + k_{f2})} \quad (4.1.7)$$

これは、(3.4.28), (3.4.29)式において u_{e3} , u_{f3} に0を代入した式と同じであり、前述のとおり二関節筋群 $e3$, $f3$ を単関節筋群 $e2$, $f2$ としているところと対応できている。また、(4.1.6), (4.1.7)式に含まれる筋粘弾性は3.5節で、関節粘弾性及び筋収縮力によるトルクは3.6節での手法で同様に値を取得できるため、(3.4.3), (3.4.4)式から図4.1.1における筋群 $e2$, $f2$ のトルク T_{e2} , T_{f2} が取得でき、3.7節における筋群別筋張力推定手法により筋張力推定が行える。この際、運動は1.2節で述べた図1.2.3の運動を約15秒間行った。

また、実験条件として、(3.6.4), (3.6.6)式の忘却係数は0.9995とし、同定のための摂動入力としてM系列信号に1~3[Hz]の帯域フィルタを施し、ゲインによって摂動振幅を ± 0.3 [rad]にしたものを与えた。また、信号の摂動成分を取り出す高域通過フィルタはカットオフ周波数1[Hz]かつ2次のものを用いた。このときの2章で述べた筋疲労最小化理論に基づいた手法による推定結果と3章で述べた提案手法による筋群ごとに最適化問題を設定する手法による推定結果、さらに運動中EMG計で取得したEMG波形を図4.1.2に示す。

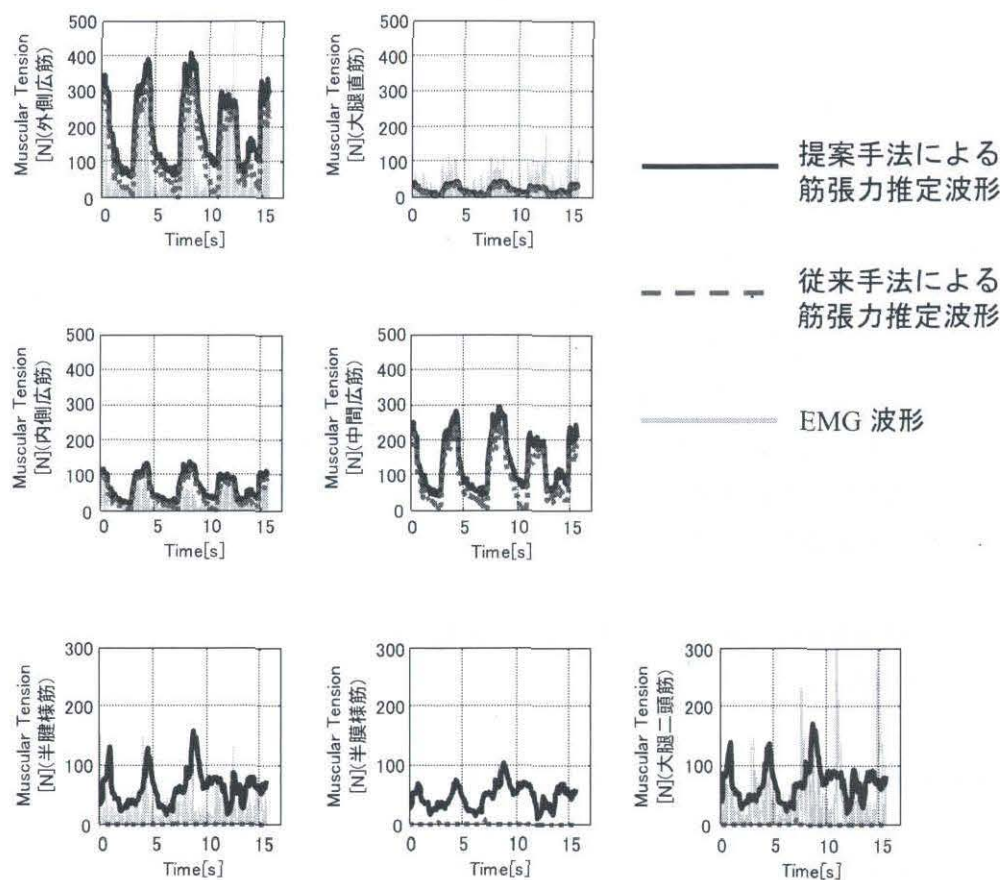


図4.1.2 筋張力推定結果

1.2節における図1.2.4と同様に、図4.1.2の推定結果は筋張力推定波形とEMG計で測定した波形を比較し筋活動を評価しているが、中間広筋及び半膜様筋は身体内部に位置し、表面電極では計測できないのでEMG波形は掲載していない。

筋労最小化理論に基づいた最適化手法に推定でうまく推定できてない半腱様筋、大腿二頭筋の結果に注目すると、提案手法による推定波形はEMG波形で取得した筋活動と相関のとれた結果が得られ、また外側広筋、内側広筋や大腿直筋に関しても問題なく推定されており、従来手法に対してより精度の高い結果が得られたと言える。

また、図1.2.3に示した運動の他に、膝関節屈曲も重力ではなく自らの筋の力で行う通常の屈伸運動を行った場合の推定結果も、従来手法による推定結果に比べ提案手法による推定結果の方がEMG波形との相関が取れており、単関節屈伸運動において提案手法が有効であるといえる[13]。

4.2 二関節運動シミュレーション

単関節運動時の関節粘弾性は(4.1.2)式のように1次元のパラメータであるが，多関節運動時は(3.4.11)，(3.4.12)式のように2行2列のパラメータとなる。

しかし，現状我々の用いるリハビリ支援機器ではマニピュレータの剛性面などで二関節運動時の関節粘弾性同定が困難であるため，シミュレーションにより検討を行った。

運動は図4.2.1に示すリーチング運動を対象とした。なお，身体運動面は図2.1.1(c)の水平面であり，関節屈伸運動に対して重力の影響はないとし，図4.2.1の e ， f と示している側に図3.3.1の e ， f を添え字とする筋群が存在するとする。具体的な運動は， a 点で一秒とどまり，その後3秒間かけて b 点に到り，そして b 点で一秒間とどまるといったものである。ここで関節角度は人のリーチング運動時に広く用いられる躍度最小軌道を用い，(2.3.20)式の慣性項やコリオリ・遠心力項，リンク長などの各パラメータは以下ようになる。

$$M_1 = 0.4507 [kg \cdot m], \quad M_2 = 0.1530 [kg \cdot m], \quad R = 0.1575 [kg \cdot m]$$

$$l_1 = l_2 = 0.3 [m]$$

同定手法は3.6節のものを用い，高周波摂動は一様乱数(-1~1)に帯域フィルタを施した後ゲインで，肩関節には4~16[Hz]， ± 0.09 [rad]，肘関節には8~24[Hz]， ± 0.06 [rad]になるよう調節したものを与えた。また，(3.6.4)，(3.6.6)式における忘却係数 λ は0.97とした。

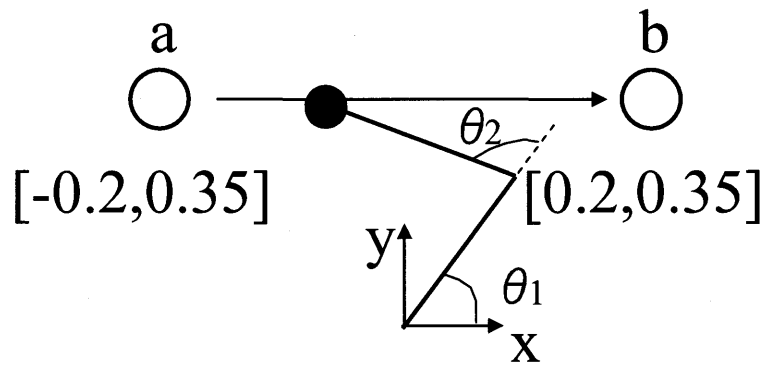


図4.2.1 シミュレーションにおけるリーチング運動

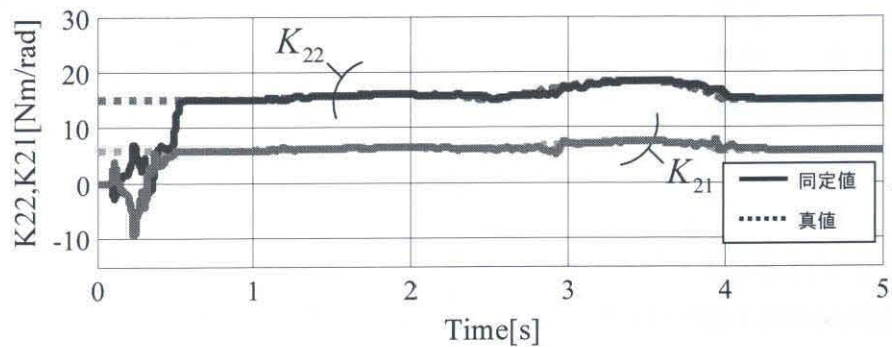
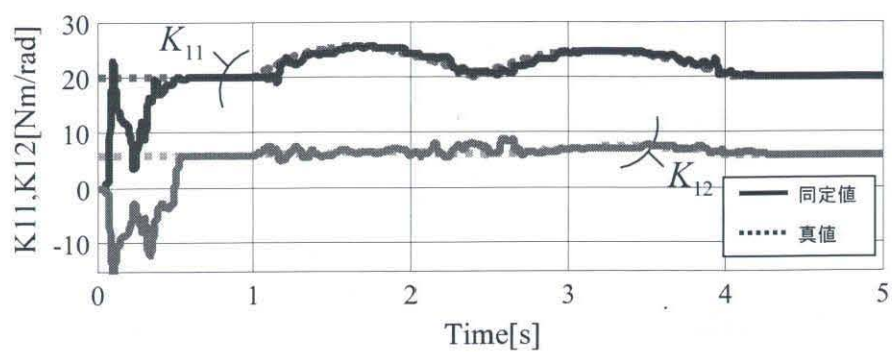
この運動は多関節粘弾性推定・計測研究を行っている五味らの文献[9]を参考にし、関節粘弾性の真値もこの研究を参考に与えた。

図4.2.2に関節粘弾性の同定結果を示す。ここで同定値は実線、真値は点線である。同定結果を見ると収束におよそ0.5秒を要しているものの、同定結果が真値に追従しているのがわかる。

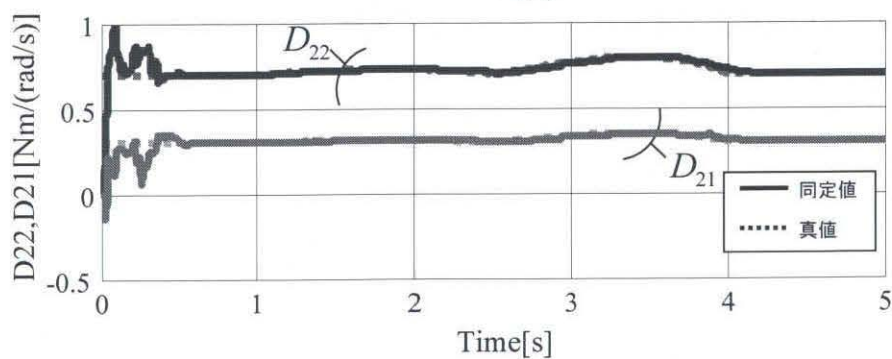
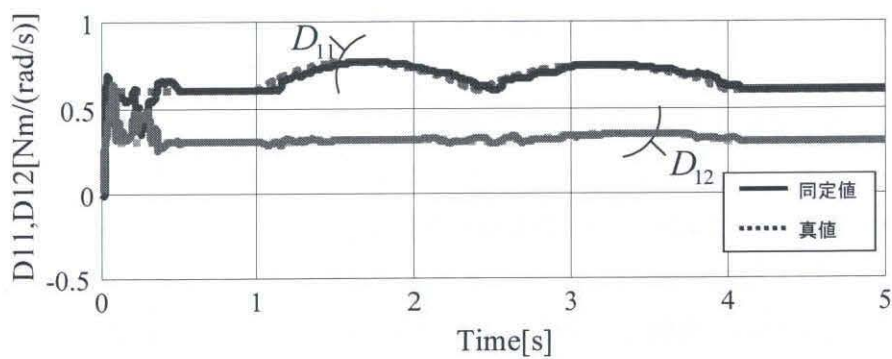
前述の通り、実験による関節粘弾性同定はまだ行えていないため、4.1節のようにEMG波形と提案手法による筋張力推定の結果を比較し、有効性を確認することができない。筋張力推定においてEMG波形と推定波形との比較が推定結果の妥当性を見るのに望ましい手段である。ここから先は、前提として筋を粘弾性モデル、筋骨格を協調制御モデルとして表現した上で筋群ごとの関節トルクを算出する第3章の手法が正当であるという前提のもと考察すると、関節粘弾性が同定できたため、筋張力を算出するには次のことが必要となる。

- 3.5節の手法による筋群の粘弾性算出
- 関節粘弾性と筋群粘弾性を用いた筋収縮力の算出
- 筋群ごとに発する収縮力により生じるトルクの算出
- 筋群ごとに設定した最適化問題を解き、筋張力を推定

これらのことを行う上での問題は、筋群粘弾性や筋収縮力の真値が分からないということである。よってシミュレーションにおいて同定された関節粘弾性や設定した筋群粘弾性を用いて(3.4.24)～(3.4.29)式から筋収縮力を算出しても、今回のシミュレーションでは真値の分かっている関節粘弾性について、真値と同定値の誤差によって生じる変化についての考察しか行えない。実験での関節粘弾性同定が行えれば上記の流れで推定した筋張力とEMG波形との比較ができるため、課題として実験での関節粘弾性同定が挙げられる。



(a) 関節弾性



(b) 関節粘性

図4.2.2 関節粘弾性同定結果

4.3 筋群トルクの和と差による関節トルク算出

ここではシミュレーションにより、関節角度一定で関節を固める運動を想定し、入力として与えた各筋群の収縮力により関節粘弾性を算出する。その値を用い(3.4.24)～(3.4.29)式から算出した筋群収縮力が実際に与えた筋群収縮力を再現できているかの確認と、筋群収縮力を用いて(3.4.1)～(3.4.6)式で表された筋群トルクの和と差による関節トルクである(3.4.7), (3.4.8)式がラグランジュの運動方程式を用いて表される関節トルクである(2.3.20)式と等価であるかの確認を行う。

シミュレーション条件は以下となる。

- 水平面での運動とし、重力の影響及び外力トルクはないものとする。
- 筋群収縮力指令を $u_{e1} = u_{f1}$, $u_{e2} = u_{f2}$, $u_{e3} = u_{f3}$ として図4.3.1に示すものを与える。
- 関節J1角度 $\theta_1 = \pi/4$ [rad], 関節J2角度 $\theta_2 = -\pi/4$ [rad]一定での運動とし、弾性中心は $\theta_{1d} = \pi/4$, $\theta_{2d} = -\pi/4$ とする。

図4.3.1の筋群収縮力が働くときの関節粘弾性は(3.4.18)～(3.4.23)式より図4.3.2となる。また、図4.3.2の関節粘弾性の値を用いて(3.4.24)～(3.4.29)式より求めた筋群収縮力と筋群収縮力指令値の比較波形を図4.3.3に示す。

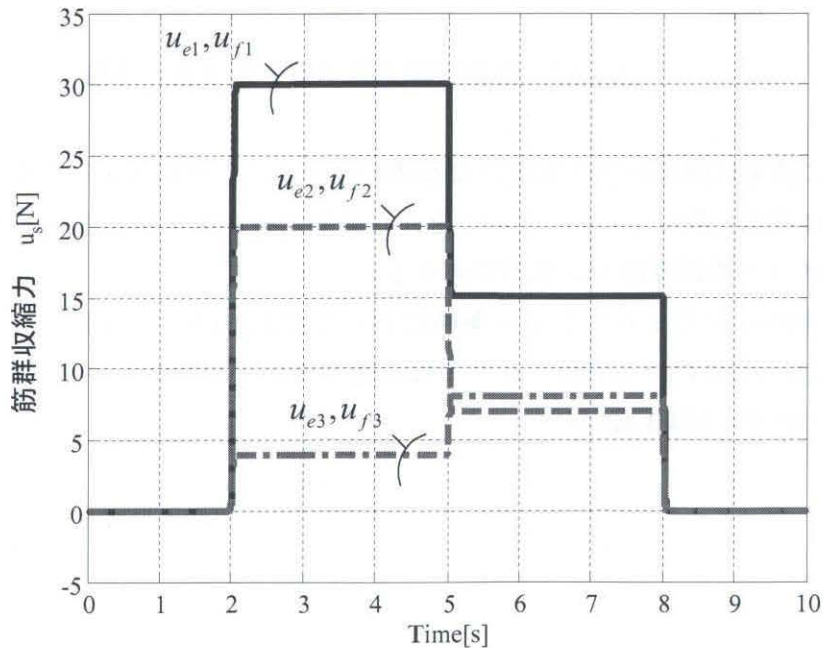


図4.3.1 筋群収縮力指令値

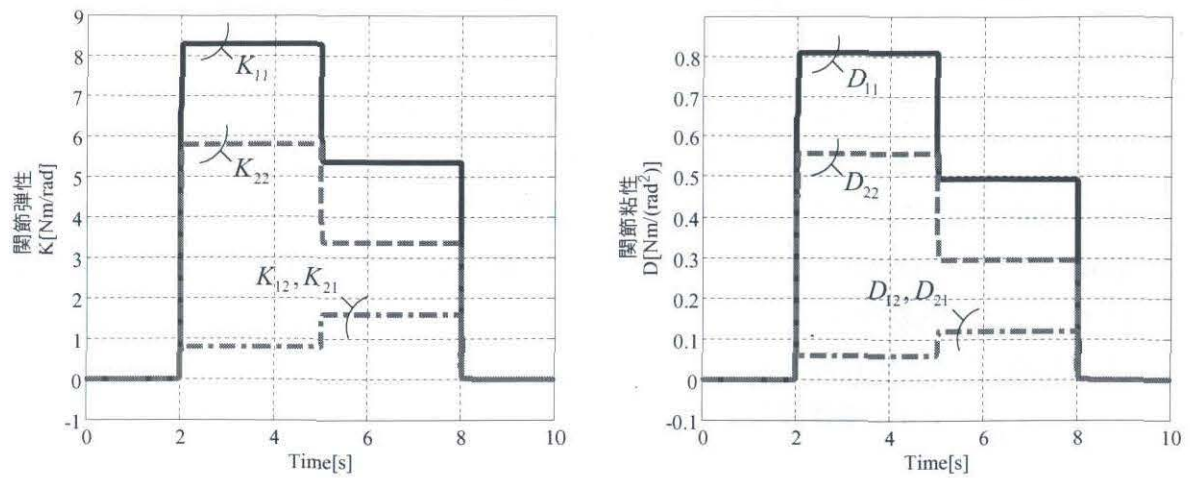


図4.3.2 関節粘弾性参照値

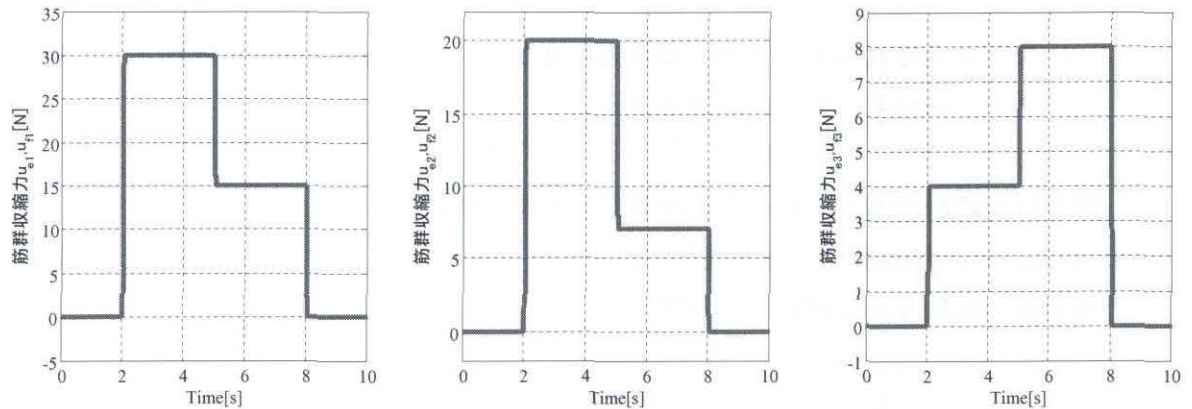


図4.3.3 筋群収縮力算出値と指令値の比較

図4.3.3の結果は関節粘弾性真値となる図4.3.2の値により算出するため、算出値が図4.3.1の指令値にほぼ一致している。このことから真値に近い関節粘弾性が同定できれば(3.4.24)～(3.4.29)式より筋群収縮力が算出できるといえる。

次に、今回のシミュレーション条件において(2.3.20)式から関節トルクは0となるが、(3.4.7), (3.4.8)式における筋群トルクの和と差で算出した関節トルクも0になるか確認を行った。この結果を図4.3.4に示す。

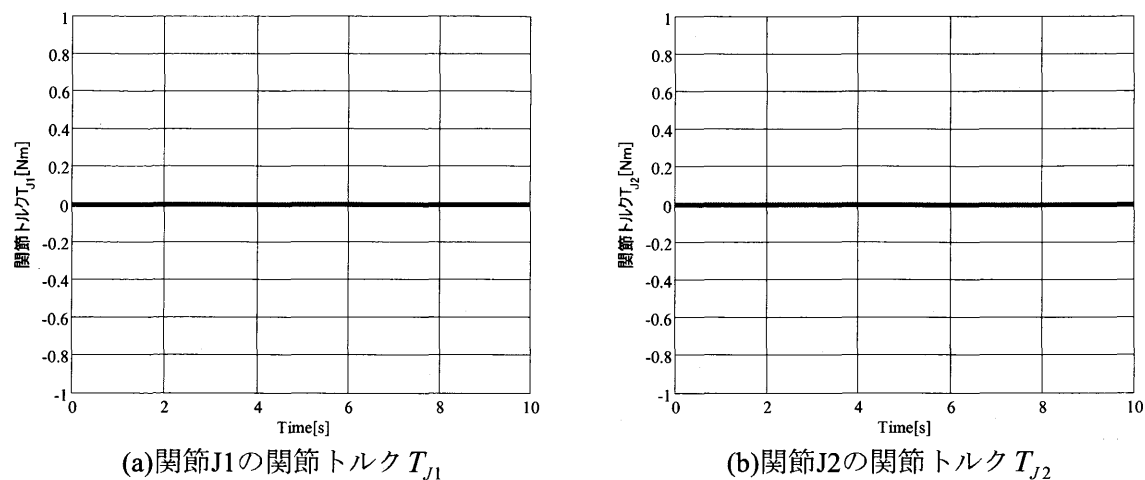


図4.3.4 筋群トルクの和と差で算出した関節トルク

図4.3.4(a), (b)を見ると関節トルク T_{J1} , T_{J2} はともに0を達成していることがわかる。以上から前提として筋を粘弾性モデルと扱えるならば本論文における3.2～3.5節の理論は有効であると考えられる。

ただし、今回は関節角度固定の運動を想定したシミュレーションであったが、今後は屈伸運動を想定したものでこれらを確認していく必要がある。

第5章 結言

筋活動を計算により取得することを目的とした筋張力推定において、一般的に用いられる筋疲労最小化理論に基づいた最適化問題による推定手法では拮抗筋の活動を推定することができなかった。

この問題を解消する手法として平面での上肢あるいは下肢関節運動において、筋を粘弾性モデル、筋骨格を協調制御モデルとしてモデル化し、筋群ごとに発生する収縮力によって生じるトルクを定式化した。また、定式化した式からこれらのトルクを算出するのに必要な筋収縮力も、関節粘弾性が同定から、筋粘弾性が筋の長さなどのパラメータから得られることを利用し定式化した。よって、筋群ごとに発生する筋群トルクを算出し、これらのトルクを制約として筋群ごとに最適化問題を設定することで筋張力を推定する手法を提案した。

この手法を膝関節運動時の屈伸運動を対象に実験を行ったところ、筋張力の推定波形と運動中同時に測定したEMG波形との相関が、筋疲労最小化理論に基づく筋張力推定手法よりも良いものが得られた。よって、単関節運動時は目的である拮抗筋張力を主動筋張力とともに推定できたため、拮抗筋の筋活動をEMGセンサレスでバイオフィードバック療法に利用することができるようになったといえる。

また、二関節運動を想定したシミュレーションを行った。

まず、上肢に見られるようなリーチング運動を想定するシミュレーションにより関節粘弾性同定を確認したところ、性同定結果は良好なものが得られた。しかしシミュレーションでは同定された値を用いて筋収縮力を計算し、筋張力を推定してもEMG波形との比較による評価ができない。

次に、関節を動かさず対になっている筋群の活動を変化させるような運動を想定するシミュレーションを行い、3.2～3.5節に示した理論の妥当性の確認を行った。これに関しては、関節を動かす場合のシミュレーションを作成し、妥当性を考えていく必要がある。

今後の課題

本手法の評価を行うために、実験による関節粘弾性同定を行うことが第一に挙げられる。また、バイオフィードバックに筋張力の推定値を利用した際、推定値の誤差がリハビリテーションの効率にどのように影響を与えるかということや、関節粘弾性を同定するために高周波振動を上肢、あるいは下肢に加える必要があるが、リハビリテーションを必要とす

る患者に対して，こういった振幅・周波数の摂動までなら許容できるのかといったことは工学的観点からは判断できない。よって，今後はPTや医師との協力体制を築いた上で専門家からの意見を取り入れていく必要がある。

研究業績

- [1] A.Fujii, S.Komada, J.Hirai :“A Muscle Tension Estimation Method by using Mechanical Impedance of Human Knee Joint During Training by Manipulator”, Proceedings of 4th IEEE International Conference on Mechatronics, ICM2007, IEEE, pp.1-6, (2007.05)
- [2] 藤井, 駒田, 平井 : 「関節機械インピーダンスを用いた筋張力推定精度向上に関する研究」, 平成 19 年 三重地区計測制御研究講演会講演論文集, pp.B15-1-B15-6, (2007.12)
- [3] 藤井厚志, 駒田諭, 平井淳之 : 「拮抗筋張力推定のための筋骨格粘弾性モデルを用いた筋張力推定手法」, 産業計測制御研究会論文集, 論文番号IIC-09-111, (2009.3 発表予定)

参考文献

- [1] 千野直一：「現代リハビリテーション医学」，金原出版，P.540，1999
- [2] 大田哲生，木村彰男：「バイオフィードバックの臨床応用：リハビリテーション医の立場から(シンポジウム2002：バイオフィードバックの臨床応用)」，日本バイオフィードバック学会，Vol.30，pp.17-22，2002
- [3] Pierrynowski, M.r., Morrison, J.B., Math Biomechanics VIII, pp.1152-1159, 1983
- [4] W.Platzer：「分冊解剖学アトラス 運動器 I」，東京文光堂本郷，1984
- [5] R.D.Crowninshield, R.A.Brand：“A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion”，J.Biomec., Vol.14, No.11, pp.793-801, 1981
- [6] 伊藤宏司，伊藤正美：「生体とロボットにおける運動制御」，計測自動車制御学会，1991
- [7] 熊本水頼：「協調制御モデル-Animal Inspired Technologies-」，精密工学会 生体機構制御・応用技術専門委員会第1回 Workshop，2005.10
- [8] 小林尚登他：「ロボット制御の実際」，コロナ社，2002
- [9] Mingcong Deng, 五味 裕章：「運動中の多関節人腕粘弾性のロバスト推定法」，計測自動車制御学会論文集 Vol.39, No.6, pp.537-543, 2003
- [10] 足立修一：「制御のためのシステム同定」，東京電機大学出版局，1996
- [11] Fujii,Komada,Hirai：“A Muscle Tension Estimation Method by using Mechanical Impedance of Human Knee Joint During Training by Manipulator”，Proceedings of 4th IEEE International Conference on Mechatronics, ICM2007, IEEE, pp.1-6, (2007.05)
- [12] 金子公宥：「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
- [13] 藤井，駒田，平井：「関節機械インピーダンスを用いた筋張力推定精度向上に関する研究」，平成19年 三重地区計測制御研究講演会講演論文集，pp.B15-1-B15-6，2007.12
- [14] 本野由美子 他：「筋の持続的伸張によるH波振幅の変化」，長崎大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of the School of Allied Medical Sciences, Nagasaki University. 1992, 5, p.87-91
- [15] 金子公宥：「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

謝辞

本研究の遂行にあたり、終始丁寧かつ適切な御指導・御鞭撻を賜りました、三重大学教授工学博士 平井 淳之 先生、同大学助教授工学博士 駒田 諭 先生、同大学助手工学博士 弓場井 一裕 先生に深く感謝します。

また、日頃から研究に関する日常業務において御助力頂きました、文部科学技官 中村 勝 氏に深く感謝致します。

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 奥山 昇 氏、小田 尚平 氏、橋本 陽介 氏を初めとする先輩方、議論を重ね、ともに研究を励行してきた村上 洋輔 氏、杉野 貴基 氏を初めとする後輩の皆様に感謝致します。

さらに、同期として研究室配属され、公私ともにお世話になり、良き友人である、片山 周 氏、中村 亮太 氏、三宅 圭二 氏、藪井 将太 氏らの皆様に深く感謝致します。

最後に、学生生活を援助し、自由な学生生活を送らせてくれた両親と、弱輩者の私を支えてくれた全ての方々に感謝致します。

ありがとうございました。