

— 修士論文 —

筋肉の協調特性を生かす FES(機能的電気刺激)
を用いた歩行支援に関する研究

Research on Walking Support Technology using
FES (Functional Electrical Stimulation)
based on Muscles' Cooperation

指導教員： 堀 洋一 教授

東京大学大学院工学系研究科電気工学専攻

学籍番号 26367 福井 龍

2005年1月

内容梗概

本研究では FES(機能的電気刺激) を歩行支援に用いる場合の問題である筋疲労を筋肉の協調特性を生かすことで解決し、効率的な力の発生を可能とした。脚先に力を発生させるためには複数の筋肉の協調が必要となる。本研究ではこの協調特性により、脚先発生力と各筋肉に要求される出力の関係を明確にした。つぎに脚先発生力の方向を調節できる歩行モデルを作成し、この協調特性に基づき、最も効率のよい歩行パターンを見出した。また、FES による歩行実験を行い、本モデルの有効性を実証している。尚、FES には刺激を与えたくない筋肉にも刺激がもれるという一般的な問題があるが、筋肉の協調特性を考慮した非干渉化法を開発し、正確な力の発生に近づけている。

目次

第1章	序論	1
1.1	本論文の背景	1
1.1.1	わが国の肢体不自由者の増加	1
1.1.2	未来を見据えた福祉制御工学	3
1.2	本研究の目的	3
1.3	本論文の構成	3
第2章	FES(機能的電気刺激)について	4
2.1	FESとは	4
2.2	FESの歴史	6
第3章	モーションキャプチャを用いて作成した歩行モデル	8
3.1	歩行モデル	8
3.1.1	歩行時における足先に必要な力	8
3.1.2	歩行時の関節角度の近似	9
3.1.3	作業点にかかる力と対応するトルク	9
3.1.4	歩行に必要な関節のトルク	10
3.2	筋張力が各関節に与えるトルク	10
3.3	各筋肉に必要な張力の例	12
第4章	筋の協調特性を考慮した最適な歩行モデル	13
4.1	はじめに	13
4.2	筋肉の出力と足先に発揮する出力の関係	13
4.2.1	各筋肉の出力と足先に発揮する出力	13
4.2.2	脚先の出力方向と筋肉の出力分布	14
4.2.3	脚先の出力方向と最大出力の関係	18
4.3	脚先の力の向きを調整できる歩行モデル	18
4.4	歩行中に各筋肉に必要な張力	21
第5章	電気刺激と脚の出力の関係の実験	25
5.1	各筋肉に与える電気刺激と力の方向	25
5.1.1	実験準備	25
5.1.2	実験結果	26
5.2	目的の筋肉と他の筋肉への電気刺激の影響力	31

5.3	脚先にある力を与えるための電気刺激の非干渉化	35
第6章	歩行実験による検討	39
6.1	実験準備	39
6.2	実験	41
6.2.1	通常の歩行の測定	41
6.2.2	FESによるアシストされた人の歩行の測定	42
第7章	結言	50
7.1	本研究のまとめ	50
7.2	今後に残された課題と可能性	51
付録A	電気刺激回路の作成	54
参考文献		57

第1章 序論

1.1 本論文の背景

1.1.1 わが国の肢体不自由者の増加

現在、日本は将来に渡りさらに進展するであろう深刻な高齢者社会を迎えている(図 1.1)。そして、わが国における身体障害者の数は参考文献 [1] によれば、およそ 324 万 8 千人にまで及んでいる。その中でも、交通事故などで脊髄を痛め、身体の一部が自由に動かせなくなる人が毎年日本に 8 千人という形で増加を続けている。参考文献 [2] によると、四肢の不自由者は 150 万人以上で身体障害者の中で第 1 位を占め(表 1.1)、足腰が不自由なお年寄りを含めれば数字はさらに膨らむ。こうした社会状況下の中で、近年高齢者や障害者が住み良いバリアフリーな町作りが訴えられてきている。しかし公共施設で十分な援助が達成されているとは言えず、高齢者や障害者の自由な移動が妨げられているケースがまだまだ多い。

さらに図 1.1 を見ても分かる通り、少子高齢化の進む日本では肢体不自由者への支援は年々困難になってきており、医療福祉への工学的な技術の導入は必要不可欠とされるようになってきている。

移動に関する補助技術は様々な形で提案がなされてきた。多いものは義足による歩行補助の技術を下半身不随者の歩行のリハビリ等に用いてきたり、電動車椅子による移動補助などの技術も市販されている。他に歩行補助として、FES(機能的電気刺激)による歩行支援の研究も 40 年以上も研究されてきた。「移動の自由」と共に、人としての誇りを支える先端技術は不可欠なものであり、この機能的電気刺激の技術はその必要性に応えるものとして、近年本格的に研究がなされてきている [3]

単位：(千)人						
	視覚障害者	聴覚・言語障害者	肢体不自由者	内部障害者	合計	総人口
種類別人口	301	346	1749	849	3245	126926
障害者内の割合(%)	9.3	10.7	53.9	26.2	100.0	
総人口における割合(%)	0.237	0.273	1.378	0.669		

表 1.1: 肢体不自由者の原因別割合

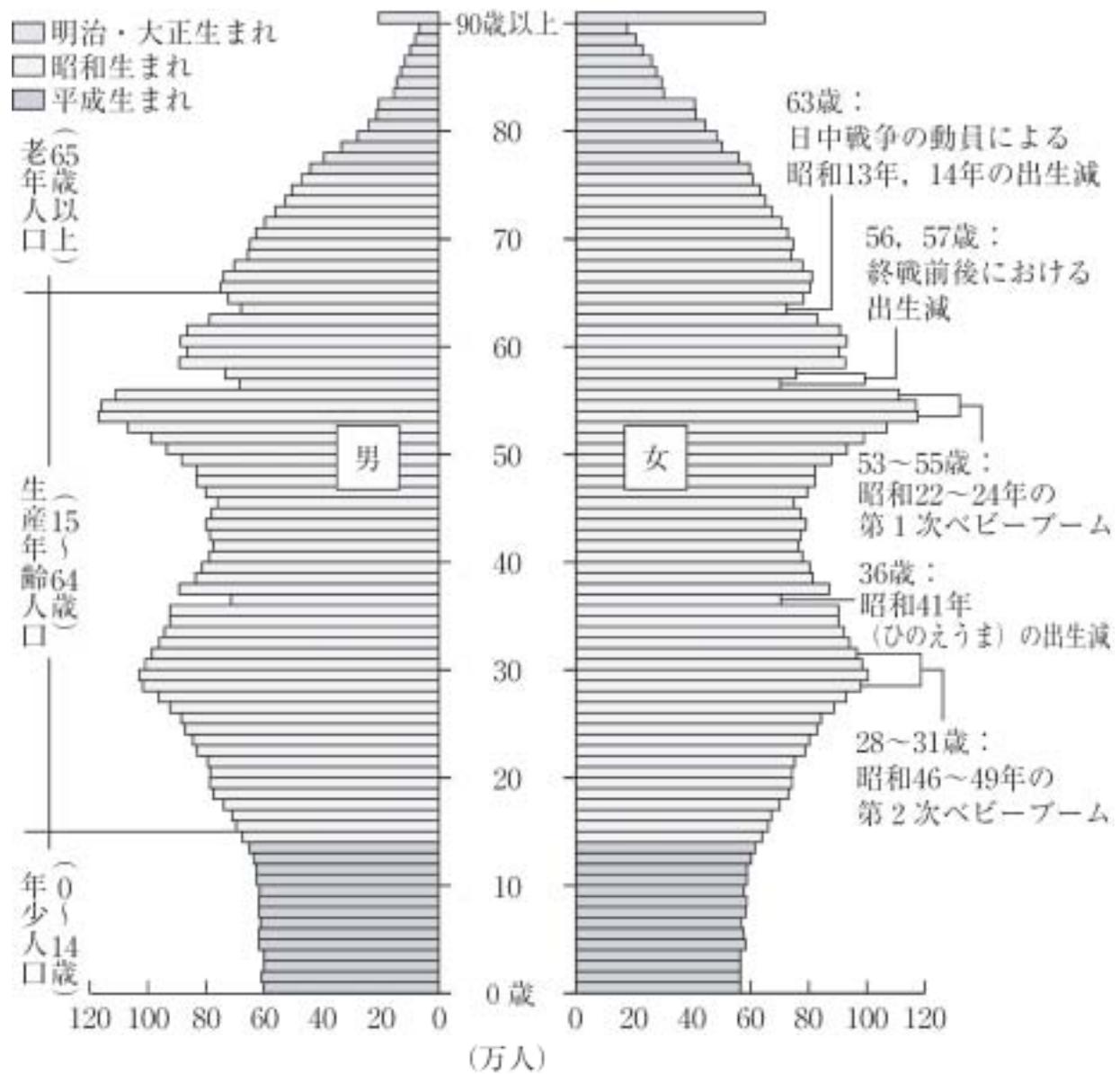


図 1.1: わが国の人口構成図

1.1.2 未来を見据えた福祉制御工学

さらに少子高齢化が進むであろう未来を見据え、我々は計測、制御の技術を基に、高齢者や身体障害者の生活、行動を支援することを目的とした福祉制御工学という分野を提唱している。支援を必要としている人たちへの工学的な援助技術は、使いやすく安全性が高いこと、そして安価で省電力という、いわゆる使用に際しての精神的なハードルが低くなることが前提となる。そしてさらには、身体障害者達の健常な体の部分をなるべく生かした、自立を促す技術であることも重要となってくる。そこで、この福祉制御工学は、これらの条件を優先的に考え、使用者にとって使用が容易な技術の実現に向けて、これまで様々な提案を行ってきた。

本研究では、この福祉制御工学の理念に基づいて、これまで世界でなされてきた機能的電気刺激を用いた歩行支援に関する研究を整理し、問題点を見出し、機能的電気刺激による歩行支援の実現に向けた新しい手法を提案する。

1.2 本研究の目的

先述したとおり、今後少子高齢化が進み、労働者一人あたりの身体障害者への援助負担はさらに大きくなると考えられる。先に述べた肢体不自由者の中で三分の一程度の人が事故などにより脊髄を損傷した場合である。この場合、事故後に歩行が困難になることによって、体が衰え、寝たきりになり、これまで全く健常であった他の部分も衰えていくケースが多い。しかし、脊髄を損傷して歩行困難になった人は、脚の筋肉の組織そのものは破壊されておらず、脳が筋肉へ指令を与えるための経路(神経)が切断されている状態である。後述するが、FES(機能的電気刺激)は、使用しなければ衰える一方である脚の筋肉を、脳からの指令の代わりとして外から電気刺激による指令を与えることで、積極的に残された筋肉の機能を使用することを目的とする。そして、なるべくこの電気刺激が精神的ハードルの低い使用し易いもので、楽に歩行が継続できる技術の実現を目指す。

1.3 本論文の構成

本論文では、筋肉の協調特性を考慮したFES歩行のための歩行モデルの提案と実験を行っている。本章では、わが国における福祉技術を必要としている現状と、我々が目指すべき目的を述べた。第2章では、FES(機能的電気刺激)という技術そのものについてと、その歴史について述べる。第3章では、一般に人間の歩行を解析する際によく用いられるモーションチャプチャを用いて歩行モデルを作成し、FES歩行に応用する手法を扱う。第4章では、第3章に用いた手法に加え、人体の筋肉の強調特性を考慮に入れた歩行モデルについて提案し、FES歩行への応用する手法を述べる。第5章では少し話はずれるが、人間の脚の筋肉へ表面電極で電気刺激をする際に発生する電気刺激の漏れを非干渉化するための手法を紹介する。第5章では、第3章と第4章で作成した歩行モデルに基づくFES歩行の実験を行い、両手法の違いを比較検討する。最後に第7章で結言として、本研究のまとめと、問題点や、今後の歩行支援への可能性について述べる。

第2章 FES(機能的電気刺激)について

2.1 FESとは

人間の筋肉は脳からの電気信号を運動神経より受け取り、その刺激で収縮して運動を行う。しかし事故等により脊髄や脳に障害がおり手足などの運動神経に電気信号が行かなくなると手足は麻痺して動かなくなる。しかし運動中枢からの随意的な指令に代わる人工パターンを作成し、直接神経や筋に電気的な刺激を与えることで筋は運動機能を得る。このように人体の再建を目的として、その目的に合わせて作成した電気刺激のパターンを機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation; 以下 FES) と呼ぶ。FES の概念図を図 2.1 に示す。神経の変わりに声などの信号で FES システムを制御して電気刺激を与えている。

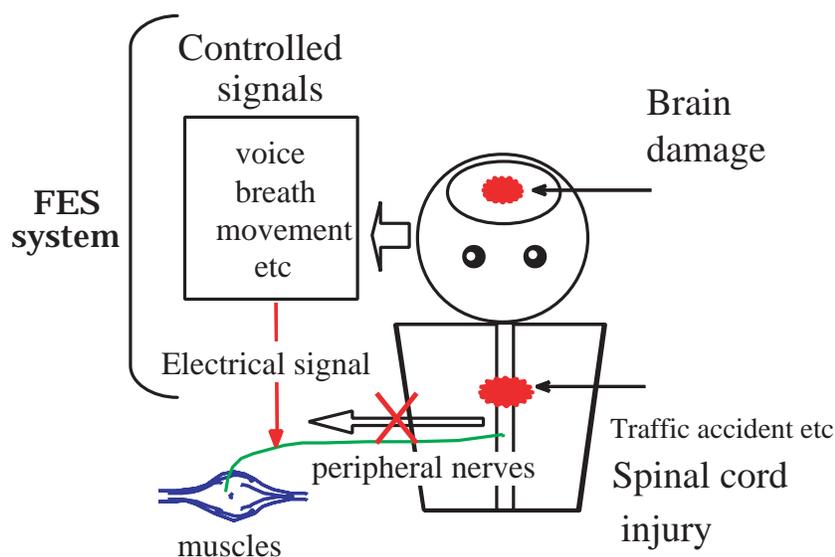


図 2.1: 筋肉への刺激の伝播経路

ここで FES で用いる電気刺激パターンについて説明する。刺激電流はパルス波形であり (図 2.2)、人体に害の無いようにトランスなどを介して直流電流成分を除去し、直接刺激したい筋肉の部位に電極を設置する。そしてそのパルスの変調は、

- FM 方式

繰り返し周波数 ($\frac{1}{T}$) を変化させる周波数変調

- PWM 方式

パルス幅を変化させるパルス幅変調

●AM 方式

振幅を変化させる振幅変調

があり、おおむね周波数を高く、パルス幅、振幅を大きく取ると筋肉は強い力を発生する傾向にある。本研究では、制御の容易さから、パルス振幅を変化させる AM 方式で実験を行った。

また、電気刺激を行うための電極の設置方法は表面電極、経皮電極、埋め込み型電極の計3通りある(図 2.3)。それぞれの特徴を以下に示す。

●表面電極

皮膚表面に設置した電極から刺激を行う方法。扱いが大変容易だが、精度は経皮電極、埋め込み電極に劣る。

●経皮電極

皮膚を指し貫いた電極を介して体外から体内の運動神経や筋組織に対して直接刺激を行う方法。精度の面では有利だが、経皮部分での感染や電極の破損等の問題がある。

●埋め込み電極

体内に刺激発生装置を組み込み、リモコンで操作する。経皮電極の持つ問題点を回避出来るが、メンテナンスは大変。

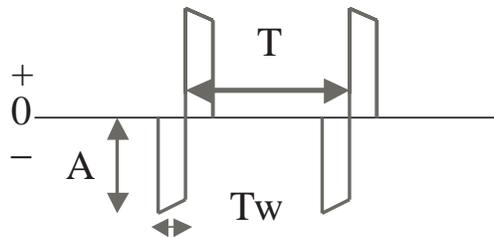


図 2.2: FES による電気刺激信号パルス

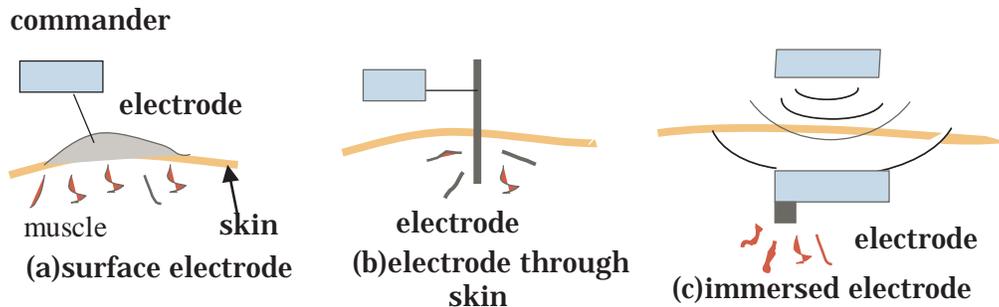


図 2.3: FES に用いる電極

また、FES によって刺激される対象は、基本的に電気刺激に対して興奮しうるすべての生体組織は対象となるが、代表的なものとして対麻痺患者の歩行補助の他に、ペースメーカーとして心筋を刺激して不整脈の緩和させる方法や、横隔膜を刺激して呼吸の助けをする方法、また長時間ギブス固定している箇所を刺激して筋萎縮を防止したりする応用がなされている。

2.2 FES の歴史

世界ではじめてのFESの研究は1961年にLibersonが行った脚関節背屈筋刺激による片麻痺の下垂脚改善であると言われており [4]、その後欧米の工学者とリハビリ医者が加わる形で研究が進められてきた。その一年後にはアメリカのCase Western Reserve Univ.(CWRU)にて上肢FESの研究が始まり [5]、共同研究者の一人であるVodovnikがスロベニアに帰国後、Ljubljana 大学で上下肢における表面電極を用いた歩行再建機能の研究をはじめ、現在に至っている。そして現在その大学ではI.Cikajloら [6] が人の、自分自身で機能を再建しようとする事を目的に、あくまでFESはその手助けをする程度にとどめるという意味の研究を行っている。これは患者固有の歩行に対する学習能力を引き出すことを目的とし、その信号としてFESを用いているという研究であり、実際に患者に対する歩行中の電気刺激量を減少させていながらも歩行を改善させてゆくことを実現した大変評価できる研究などがある。このアメリカのグループとスロベニアのグループがFESの主流となってきたようである。

日本では1979年にリハビリ医である川村教授ら [7] が神経刺激システムを開発し、1982年からは星宮、半田教授ら [8] が経皮的埋め込み電極を用いたFES装置を開発し、いくつか研究を行ってきている。

欧米のグループは工学者の主導のもとに研究が進められているのに対し、日本では医学系主導で進められているようである。

近年の歩行へ応用する取り組みとしてMarsolaisらやChizeckらのアメリカの(CWRU)グループは多チャンネル経皮的埋め込み電極を用いた刺激装置によって腸腰筋などの深部筋も刺激して、より健常者に近い起立・歩行制御を実現している。また、日本でも、高橋ら [9] が脊髄損傷による対麻痺患者へ経皮的埋め込み電極を用いて歩行再建を行った。しかし患者への負担の少ない表面電極で行われた歩行再建は無い。

また近年ではFESの歩行補助へ制御技術を取り入れるため、まず椅子に座った人の膝関節角度を目標軌道に追従させる取り組みがなされている。まずM. Ferrarinら [10] が膝角度を正弦波状に動かすように指令値を与え、フィードバック制御で膝をコントロールした。次にGwo-Ching Chang[11]らがニューラルネットワークをフィードフォワードコントローラとして学習させ、制御系に組み込み、追従性を改善している。しかしこの比較的新しい両研究は膝の動きに制御を限定したものである。さらにどの筋肉に刺激を与えようとするといかなる力が足先に出力されるかは考慮されておらず、歩行へ応用するために考慮されるべきことが残されている。

以上をまとめると、FESが実用化されていない理由として以下のことが考えられる。

- 正確な力を出力させるための刺激手法である経皮電極、埋め込み型電極は患者にとって精神的ハードルが高い
- 患者に最も負担の小さい表面電極では目的の筋肉へ正確な刺激を与えられない。
- 各筋肉の働きが歩行中いかなる影響を及ぼすか考慮されていない。
- 電気刺激による筋肉収縮は通常の健常者が同じ力を出力するときに比べ疲労が早い。

以上のことより、精度の低い表面電極でもなるべく脚全体として望ましい力を発揮するためのシステムを構築することと、各筋肉の歩行に対する影響を調べることで、なるべく患者にとって疲労の少ない電気刺激パターンを作成することが必要と考えられる。そうすることでFESの、交通事故による脊髄損傷者や対麻痺患者の生活支援としての歩行補助の実用化に近づくと考えられる。

第3章 モーションキャプチャを用いて作成した歩行モデル

本章では、歩行時に必要とされる各関節のトルクをモーションキャプチャで人間の歩行を測定したデータを基にし、計算により求める。その次にそのトルクを出すために各筋に出力を割り振りって算出する。

3.1 歩行モデル

3.1.1 歩行時における足先に必要な力

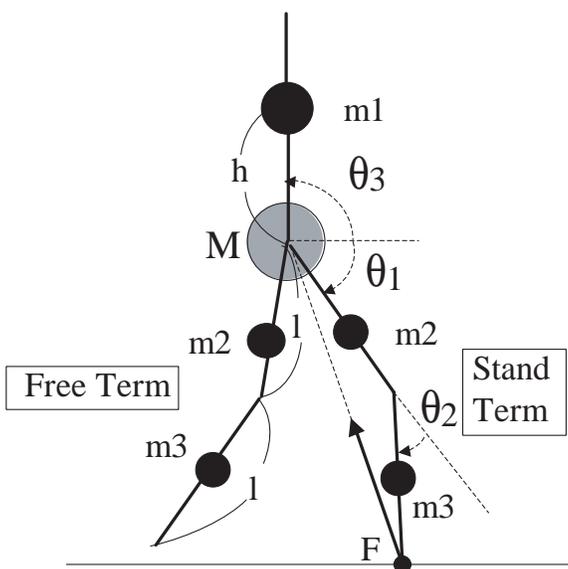


図 3.1: 人の歩行モデル

人体の歩行モデルを単純化したものが図 3.1 である。同図の M は体重、 l は足先から膝、膝から股関節までの長さ、 θ_1 、 θ_2 は水平面からの股関節の角度と膝の曲がり角度である。 θ_3 は上体の水平面に対する角度である。 m_1 は上体の重心 m_2 は上腿の重心、 m_3 は下腿の重心であり、 M はそれぞれの和である。

文献 [12] に示されていた床反力測定図によると、図 3.1 のように、歩行中においては脚先の力は体重心の方角に向き、体重心は腰にありほぼ股関節と一致している。よって、脚先の力と体重心の挙動を表す運動方程式を立てると、脚先の力の鉛直方向成分、進行方向成

3.1 歩行モデル

分はそれぞれ体重心の鉛直方向成分、進行方向成分の加速度に影響するので

$$F \sin\left(\theta_1 + \frac{\theta_2}{2}\right) = Mg + Ml[\ddot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \cos(\theta_1 + \theta_2)] \quad (3.1)$$

$$F \cos\left(\theta_1 + \frac{\theta_2}{2}\right) = -Ml[\ddot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \sin(\theta_1 + \theta_2)] \quad (3.2)$$

となる。それぞれの角度と角加速度は、人の歩行をモーションキャプチャにより測定することで得られる。測定した膝角度の例を図 3.2 に載せておく。

3.1.2 歩行時の関節角度の近似

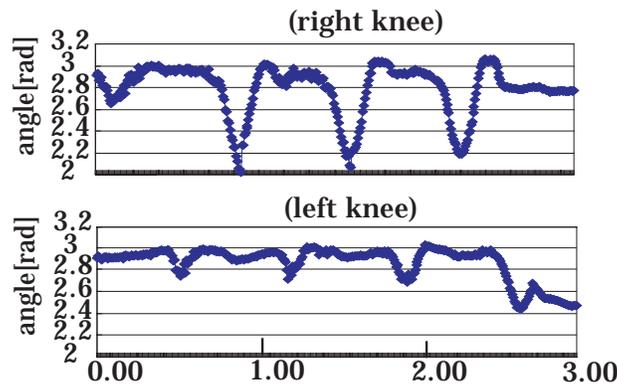


図 3.2: 人の歩行中の膝関節角度の一例

この図から、膝関節角度を、脚が着地した時刻を $t = 0[s]$ 、脚が離れる時刻を $t = T[s]$ とすると、立脚期における角度はそれぞれ

$$\theta_2(t) = \pi - k \cos(2a\pi t) - \gamma \quad (3.3)$$

$$\theta_1 + \frac{1}{2}\theta_2 = 2a\theta_{4max}t - \theta_{4max} + \frac{\pi}{2} \quad (3.4)$$

として近似した。ただし、 $k = 0.1[rad]$:膝角度振動振幅、 $a = 1/T$:一秒間あたりの歩数、 $\gamma = 2.95[rad]$:膝角度の平均値、 $\theta_{4max} = \pi/16$:股関節と脚先を結ぶ線分が鉛直方向となす角の最大値である。

3.1.3 作業点にかかる力と対応するトルク

ここで、一般の作業点にかかる力と、それを実現するために必要とされる各関節のトルクの間関係を論じておく。人の筋骨格系は図 3.3 のように単純化できるが、同図において作業

座標系の力、つまり先端にかかる力 (F_x, F_y) と関節トルク (T_1, T_2) の関係は、

$$T_1 = [l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)] \cdot F_x + [l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)] \cdot F_y \quad (3.5)$$

$$T_2 = l_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) F_x + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) F_y \quad (3.6)$$

である。

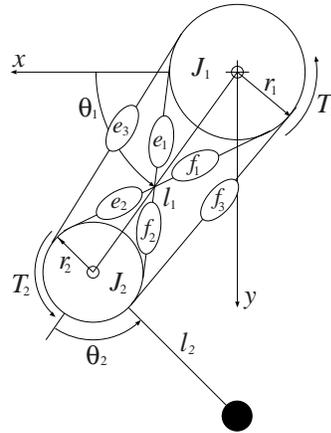


図 3.3: ヒトの筋骨格系のモデル図

3.1.4 歩行に必要な関節のトルク

文献 [12] に掲載されていた歩行中床反力のベクトル図によると、歩行の場合、図 2 のモデルで考えると、力を出す方向は股関節から脚先に伸ばしたベクトルの方向とほぼ同じなので、図 3.3 の作業点を y 軸上にとると、 y 軸上方向のみに力を加えた形になるので、 $l_1 = l_2$ なら、

$$T_1 = -[l_1 \cos \theta_1 + l_1 \cos(\theta_1 - \pi - 2\theta_1)] F_y = 0 \quad (3.7)$$

$$T_2 = -l_2 \sin\left(\frac{\theta_2}{2}\right) F_y \quad (3.8)$$

この F_y が (3.1), (3.2) 式で求まる F である。 T_1 は必要がないということである。

3.2 筋張力が各関節に与えるトルク

人間などの筋骨格系では一つの関節に何対かの拮抗筋が組になって作用することで関節は駆動される。そこでは、二関節筋という二つの関節の運動に作用する筋肉が存在し、二つの関節の運動を独立に取り扱うことはできない。そのモデルが図 3.3 である

3.2 筋張力が各関節に与えるトルク

図 3.3 のモデルをヒトの足とみて、胴体が y 軸の負方向に J_1 から伸びていると仮定する。図 2 の関節角度と筋の収縮量の関係は例えば一関節筋 f_1 の場合、収縮量は $r_1(\theta_1 - \pi/2)$ 、 e_2 の場合 $-r_2\theta_2$ 、また二関節筋の e_3 の場合 $-r_1(\theta_1 - \pi/2) - r_2\theta_2$ というように、標準角度との違いと関節半径によって求まる。また、筋出力をそれぞれ F_{mf1} , F_{me1} , F_{mf2} , F_{me2} , F_{mf3} , F_{me3} とすると、関節トルクと筋出力の関係は

$$T_1 = r_1 F_{mf1} - r_1 F_{me1} + r_1 F_{mf3} - r_1 F_{me3} \quad (3.9)$$

$$T_2 = r_2 F_{mf2} - r_2 F_{me2} + r_2 F_{mf3} - r_2 F_{me3} \quad (3.10)$$

で表現される。

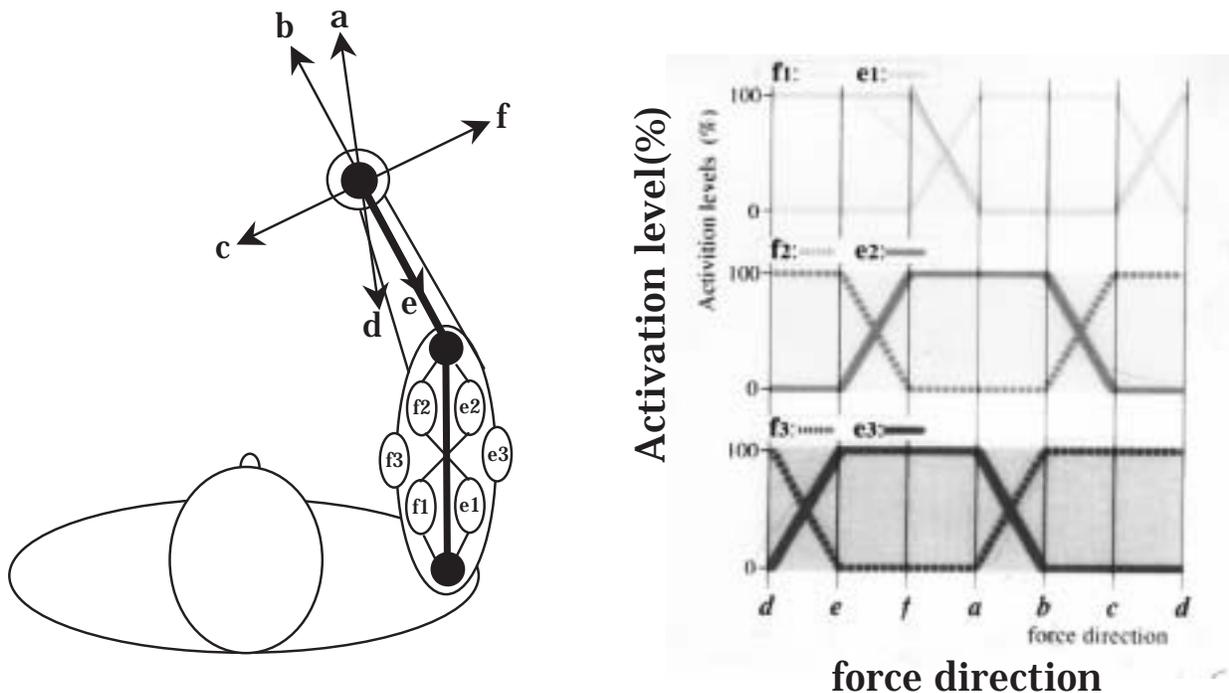


図 3.4: 力方向-筋電測定実験

しかし、この方程式だけでは、冗長性があるので T_1 、 T_2 を与えただけでは各筋の出力を一意に決められない。よって上の方程式にある種の拘束条件を与える必要がある。ここで大島、熊本教授ら [13] [14] が二関節筋と一関節筋間の協調動作関係について、動作筋電図学的手法でアプローチしている。それは図 3.4 のような状態で作業座標系である手に固定したグリップを握らせ、作業座標系に任意の方向に最大の力を発揮させた場合の各筋の筋電図を調べ、方向によりどの筋肉が働くか解明したものである。

図 3.4 の方向ベクトル a、b、c、d、e、f は腕の形状によって規定されるもので、歩行に必要な力の方向は、第一関節から作業点に伸ばした方向、つまり図 3.4 では a 方向にあたる。この実験によると a 方向に最大の力を発揮するとき、筋肉 e_2, e_3, f_1 が最大に張力を発揮し、他の筋肉は無活動であった。

よって、歩行の際には、筋肉 e_2, e_3, f_1 のみを、脚先に必要な力に比例した張力を発揮出来るように刺激すれば良いことが分かる。

3.3 各筋肉に必要な張力の例

歩行時において体重を支える脚（立脚期）の各筋に必要な張力を、実際に健常者の歩行をモーションキャプチャで測定し、それにより膝角度の時間変化 $\theta_2(t)$ 、また脚先から又関節までの方向ベクトルが鉛直方向となす角の時間変化 $\theta_1(t) + \theta_2(t)/2$ を測定することができた。そのときの立脚期における各関節角度の時間変化を力の解析をするために近似をし、それぞれの各筋肉に必要な張力が図 3.5 である。この測定では、1 秒間に $1/0.6$ 歩進み、脚の開きの最大角度（脚先と又関節を結ぶ線分が鉛直方向となす角度）がおおよそ 10 度であった。また、同図では、 $t=0(s)$ で脚先着地、 $t=0.6(s)$ で脚先が地面から離れるとしている。また、 $l = 0.4[m]$ 、 $e2max : e3max = 2 : 1$ としている。

筋肉 $f1$ には、筋肉 $e3$ に拮抗するための力と、進行方向への速度変化にたいして上体の角度 θ_3 を一定に保つための力が必要であるので、 $e3$ 、 $e2$ と少し波形が違う。この力を発揮するための電気刺激をそれぞれの筋肉に与えてやれば良いことになる。

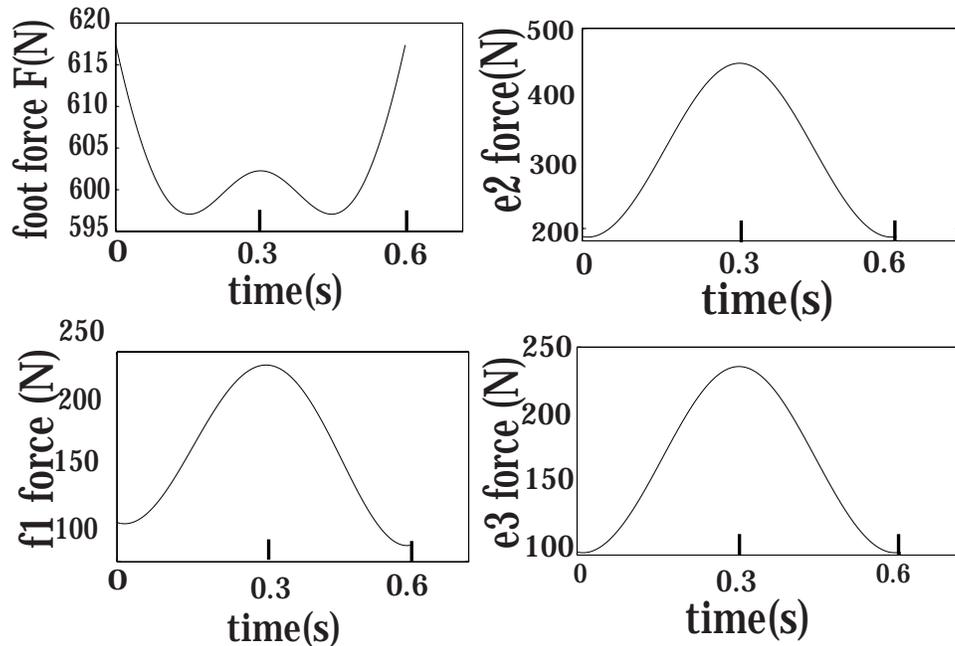


図 3.5: 脚先と各筋肉にかかる力

第4章 筋の協調特性を考慮した最適な歩行モデル

4.1 はじめに

これまでに作成した歩行モデルは、健常者の歩行をモーションチャプチャにより測定し、関節の角度の変動から各関節に必要なとされるトルクを推定し、そのトルクを出力するための筋力を各筋肉に割り振った。モーションチャプチャからは脚にかかる力の向きが分からないために、力の向きは歩行中おおよそ股関節の方向に向いているとして、各筋肉の出力を求めた。

しかし人の筋骨格系の特徴は、力の向きが変われば発揮できる力の大きさも変わることである。つまり歩行中脚先の力の向きを変えることが出来れば歩行が楽にすることが出来る。このことを受け、二つ目のモデルは筋肉協調特性の特長を生かす、歩行中脚先の力を少し調節出来るものを作成した。

4.2 筋肉の出力と足先に発揮する出力の関係

4.2.1 各筋肉の出力と足先に発揮する出力

まず、各筋肉の張力と脚先出力の方向と大きさを示す。

各筋肉の出力をそれぞれ f_1 、 e_2 、 e_3 としておく。

図 4. 1 (a) のように、第一関節に力を及ぼす筋肉は、先端の部分に第二アームと平行に力を及ぼす。これは、第二関節にトルクを発生させるものは無いので、第二関節の回転方向に力を及ぼすことが出来ないからである。第一関節の回転半径を r_1 、第二関節の回転半径を $r_2 (= 1/2 \cdot r_1)$ 、関節間の長さ、第二関節から作業点までの長さを l とすると、この力の大きさは

$$F(f_1) = \frac{r_1 f_1}{2l \sin \theta \cos \theta} \quad (4.1)$$

で表せる。

図 4. 1 (b) のように第二関節に力を及ぼす筋肉は、固定軸 (第一関節) と離れているので、第一関節の回転方向に力を及ぼすことは出来ないので、第一関節と作業点を結ぶ線と平行な向きに力を及ぼす。この力の大きさは

$$F(e_2) = \frac{r_2 e_2}{l \sin \theta} = \frac{r_1 e_2}{2l \sin \theta} \quad (4.2)$$

で表せる。

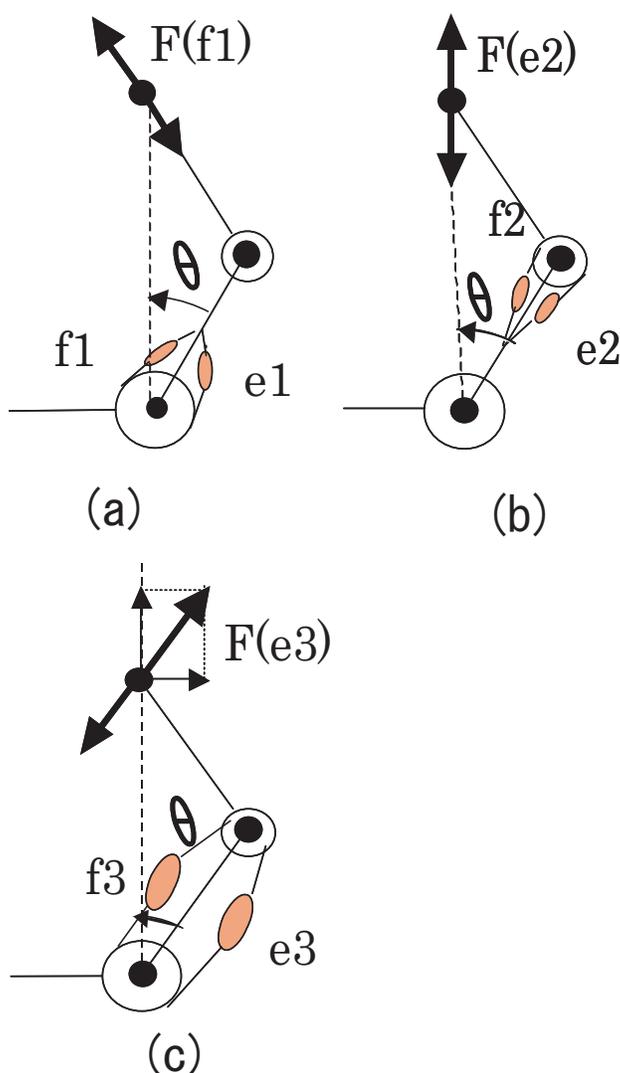


図 4.1: 各筋肉の出力と脚先に発揮する出力

図 4. 1 (c) のように、二関節筋の場合は、第一関節にかかるトルクは、第二関節が二関節筋で固定されていることから作業点にそのまま回転方向に力を与える。その力は、 $r_1 e_3 / (2l \cos \theta)$ で表される。またこの筋肉が第二関節に与える力は $r_1 e_2 / (2l \sin \theta)$ なので、この力の合力である $F(e_3)$ は第一関節と第二関節の結ぶ腕の向きと平行になる。この力の大きさは

$$F(e_3) = \frac{r_1 e_3}{2l \sin \theta \cos \theta} \quad (4.3)$$

で表せる。

4.2.2 脚先の出力方向と筋肉の出力分布

次にある方向に最大の力を発揮しているとき、各筋肉がどの程度張力を発揮しているかを調べる。先のモデルでは、熊本先生が筋電図を取りしらべられたものを用いていたが、FES による刺激が可能な筋肉には限りがあり、なるべく刺激を行う筋肉を少なくするため、新たに出力分布を作成する。

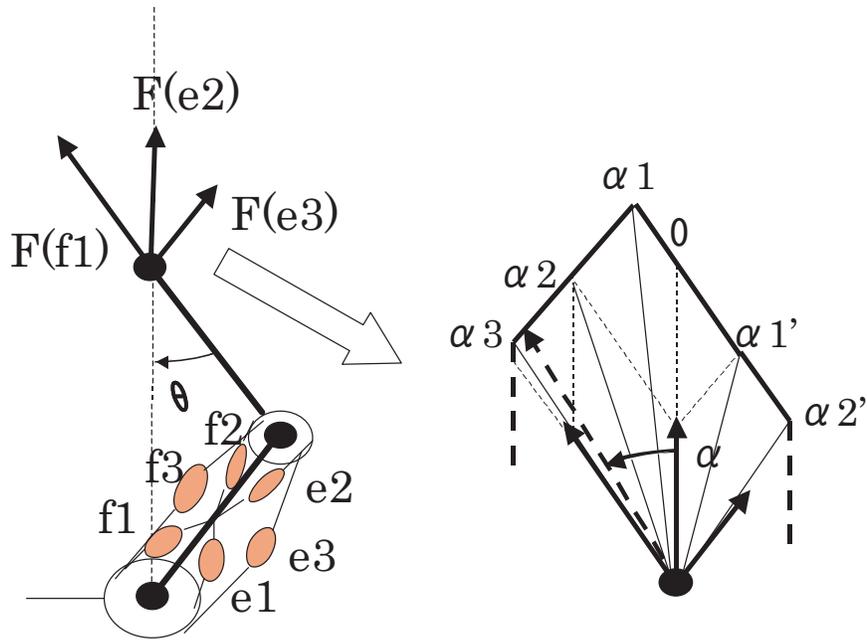


図 4.2: 出力方向と最大出力

ここでは、第一関節と脚先の結ぶ線分と脚先に発揮している力の方向との角度差を α とし、最大の力をこの方向に発揮しているときの各筋肉の出力を角度 α で表す。

ここで、図 4.2 のように、 f_1 、 e_2 、 e_3 がそれぞれ最大の張力を発揮したときの力の方向の角度を $\alpha 1$ とし、 f_1 、 e_2 のみがそれぞれ最大の張力を発揮して e_3 が張力 0 の時の力の方向の角度を $\alpha 2$ とし、 e_2 と e_3 が最大出力で f_1 の出力が 0 の時の力角度を $\alpha 1'$ とし、 e_2 と e_3 と e_1 の出力が最大の時の力角度を $\alpha 2'$ としている。

- $\alpha 1' \leq \alpha \leq \alpha 1$ の時

このときは、最大力のベクトルは線分 1-3 上を α がおおきくなるにつれて、1 から 3 へ移動する。ここで筋張力が変化するのは筋肉 f_1 であり、脚先に与える力は $F(f_1(\alpha))$ であり、筋肉 e_2 と e_3 を最大に発揮しているので、

$$\tan(\alpha) = \frac{-F(e_{3max}) \sin \theta + F(f_1(\alpha)) \sin \theta}{F(e_{2max}) + F(e_{3max}) \cos \theta + F(f_1) \cos \theta} \quad (4.4)$$

と表すことができる。これを变形すると

$$f_1(\alpha) = \frac{\tan \alpha \cos \theta (e_{3max} + e_{2max}) + \sin \theta e_{3max}}{\sin \theta - \cos \theta \tan \alpha} \quad (4.5)$$

として、角度 α の方向に最大の力を発揮するときは、必要な筋力は f_1 は上式で表され、 e_2 と e_3 はそれぞれ最大出力である。

- $\alpha 2' \leq \alpha \leq \alpha 1'$ の時

ここで筋張力が変化するのは筋肉 e_1 であり、脚先に与える力は $F(e_1(\alpha))$ であり、筋肉 e_2 と e_3 を最大に発揮しているので、

$$\tan(\alpha) = \frac{-F(e_{3max}) \sin \theta - F(e_1(\alpha)) \sin \theta}{F(e_{2max}) + F(e_{3max}) \cos \theta - F(e_1) \cos \theta} \quad (4.6)$$

と表すことができる。これを变形すると

$$e_{1(\alpha)} = \frac{\tan \alpha \cos \theta (e_{3max} + e_{2max}) + \sin \theta e_{3max}}{-\sin \theta + \cos \theta \tan \alpha} \quad (4.7)$$

として、角度 α の方向に最大の力を発揮するときは、必要な筋力は e_1 は上式で表され、 e_2 と e_3 はそれぞれ最大出力である。

- $\alpha_1 \leq \alpha \leq \alpha_2$ の時

ここで筋張力が変化するのは筋肉 e_3 であり、筋肉 e_2 と f_1 を最大に発揮しているので、

$$\tan(\theta - \alpha) = \frac{F(e_{2max}) \sin 2\theta + F(e_3) \sin 2\theta}{F(f_{1max}) + F(e_{2max}) \cos \theta + F(e_3) \cos 2\theta} \quad (4.8)$$

と表すことができる。これを变形すると

$$e_{3(\alpha)} = \frac{\cos \theta \sin \theta e_{2max}}{-\sin 2\theta + \cos 2\theta \tan(\theta - \alpha)} - \frac{\tan(\theta - \alpha)(f_{1max} + e_{2max} \cos^2 \theta)}{-\sin 2\theta + \cos 2\theta \tan(\theta - \alpha)} \quad (4.9)$$

となる。

- $\alpha_2 \leq \alpha$ の時

ここで筋張力が変化するのは筋肉 f_3 であり、筋肉 e_2 と f_1 を最大に発揮しているので、

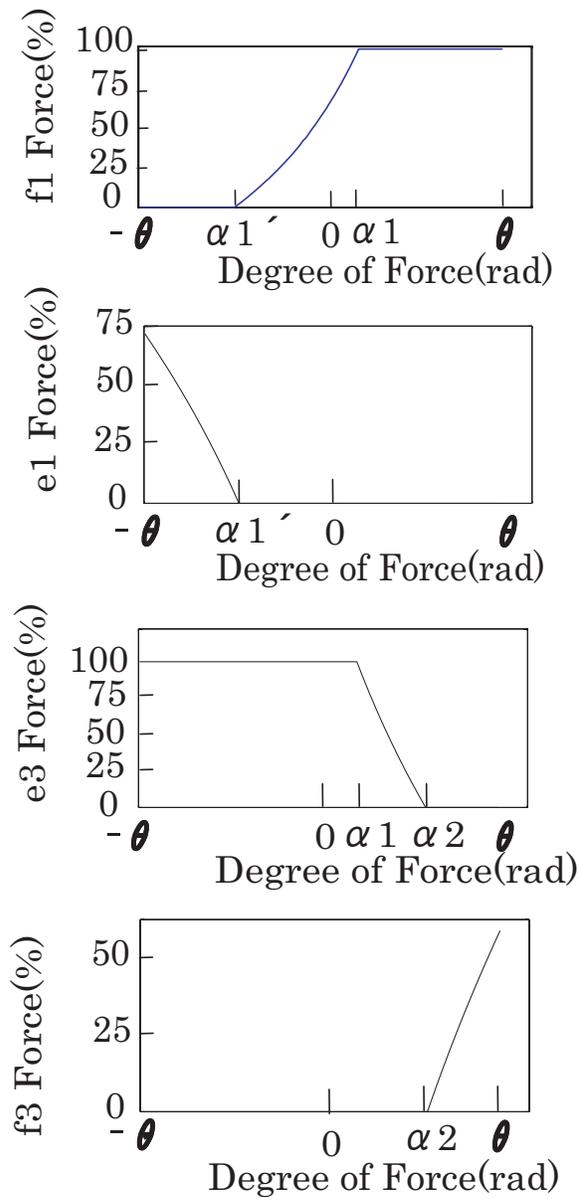
$$\tan(\theta - \alpha) = \frac{F(e_{2max}) \sin 2\theta - F(f_3) \sin 2\theta}{F(f_{1max}) + F(e_{2max}) \cos \theta - F(f_3) \cos 2\theta} \quad (4.10)$$

と表すことができる。これを变形すると

$$f_{3(\alpha)} = -\frac{\cos \theta \sin \theta e_{2max}}{-\sin 2\theta + \cos 2\theta \tan(\theta - \alpha)} + \frac{\tan(\theta - \alpha)(f_{1max} + e_{2max} \cos^2 \theta)}{-\sin 2\theta + \cos 2\theta \tan(\theta - \alpha)} \quad (4.11)$$

となる。

以上のように、脚先よりそれぞれの方向に最大の力を発揮するとき、 $0 \leq \alpha \leq \alpha_1$ の時は筋肉 f_1 の張力が、 $\alpha_1 \leq \alpha \leq \alpha_2$ の時は筋肉 e_3 の張力が、 $\alpha_2 \leq \alpha \leq \theta$ の時は筋肉 f_3 の張力が変化することになる。そのときの筋力の変化分布図を図 4.3 に載せておく。



When muscles' maximum tensions are as follow

$f1_{\max}=786(\text{N});$
 $f3_{\max}=540(\text{N});$
 $e1_{\max}=400(\text{N});$
 $e2_{\max}=672(\text{N});$
 $e3_{\max}=408(\text{N});$

図 4.3: 力方向と各筋肉張力変化

4.2.3 脚先の出力方向と最大出力の関係

脚先から角度 α の方向に発揮できる最大の力は 2.2 節で求めた筋出力が脚先に発揮する出力ベクトルの和で表せるので、その力の大きさを $F(\alpha)_{max}$ とすると、

$\alpha_2 \leq \alpha \leq \alpha_1$ の時

$$\begin{aligned} F(\alpha)_{max} &= F(e_1(\alpha)) \cdot \cos(\pi - \theta + \alpha) \\ &\quad + F(e_{2max}) \cdot \cos \alpha \\ &\quad + F(e_{3max}) \cdot \cos(\theta + \alpha) \end{aligned} \quad (4.12)$$

$\alpha_1 \leq \alpha \leq \alpha_1$ の時

$$\begin{aligned} F(\alpha)_{max} &= F(f_1(\alpha)) \cdot \cos(\theta - \alpha) \\ &\quad + F(e_{2max}) \cdot \cos \alpha \\ &\quad + F(e_{3max}) \cdot \cos(\theta + \alpha) \end{aligned} \quad (4.13)$$

$\alpha_1 \leq \alpha \leq \alpha_2$ の時

$$\begin{aligned} F(\alpha)_{max} &= F(f_{1max}) \cdot \cos(\theta - \alpha) \\ &\quad + F(e_{2max}) \cdot \cos \alpha \\ &\quad + F(e_3(\alpha)) \cdot \cos(\theta + \alpha) \end{aligned} \quad (4.14)$$

$\alpha_2 \leq \alpha \leq \theta$ の時

$$\begin{aligned} F(\alpha)_{max} &= F(f_{1max}) \cdot \cos(\theta - \alpha) \\ &\quad + F(e_{2max}) \cdot \cos \alpha \\ &\quad + F(f_3(\alpha)) \cdot \cos(\pi - 2\theta + \alpha) \end{aligned} \quad (4.15)$$

として表すことができる。

4.3 脚先の力の向きを調整できる歩行モデル

ここで作成する歩行モデルは、まず脚の着地時と離れる時の体重心の上下方向の速度を 0 にするための脚先の力の上下方向成分を求める。そうすることで、歩行中のある一步の上下方向運動の初期値と最終値が同じ、つまり次の一步の初期値とも同じ値になるので、周期運動になる。

次に歩行の進行方向成分の力を脚先に加えることにより、進行速度が変化する。

脚先の力は進行方向成分と上下方向成分のベクトルの和として、大きさと角度を計算することが出来る。

まず、脚が着地する時刻を $t = 0[s]$ 、離れる時刻を $t = T[s]$ 、重心の上下振動の振幅を $a[m]$ 、着地時の重心の高さを $L_1[m]$ 、体重を $M[kg]$ 、重力加速度を $g[m/s^2]$ とする。人間の歩行中の重心位置を測定したデータをもとに、

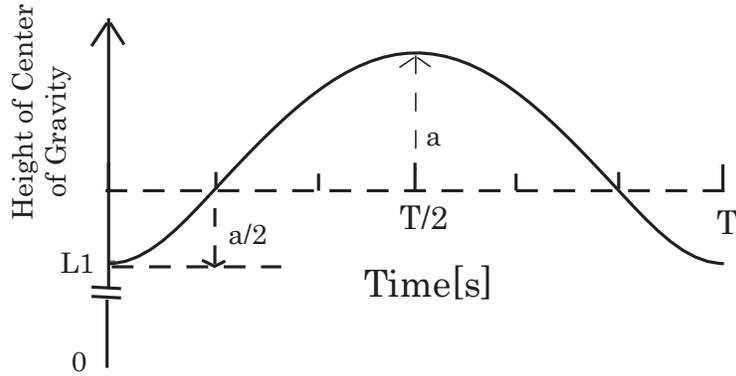


図 4.4: 歩行中人体重心の上下方向変化

$$\begin{aligned}
 y(t) &= -\frac{a}{2} \cos\left(\frac{2\pi t}{\frac{2T}{3}}\right) \\
 &\quad \left(0 \leq t \leq \frac{T}{6}\right) \\
 &= a \sin\left(\frac{2\pi(t - T/6)}{\frac{4T}{3}}\right) \\
 &\quad \left(\frac{T}{6} \leq t \leq \frac{5T}{6}\right)
 \end{aligned} \tag{4.16}$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{a}{2} \cos\left(\frac{2\pi t}{\frac{2T}{3}}\right) \\
 &\quad \left(\frac{5T}{6} \leq t \leq T\right)
 \end{aligned} \tag{4.17}$$

と重心位置を指定しておく。そうすると、脚先の力の上下方向成分 F_y は $M\ddot{y} + Mg$ として表せる。 $F_y(t)$ は時間 $T/2$ に関して時間対称の関数であり、脚先が着地する時と離れる時が一番腰の位置 (重心) が低く、脚先位置が腰の真下にくる時が腰の位置が最も高いという、実際の人間の歩行を近似したモデルである。

次に脚先の力の進行方向成分について考える。進行速度が周期的な歩行の場合、脚先の力の進行方向成分の積分値と反対方向成分の積分値が同じである。また、人の歩行を計測してみると、脚先と第一関節を結ぶ線分が鉛直方向と成す角度の大きさは時刻 $T/2[S]$ に関してほぼ対称であることから、進行方向成分の力の大きさも時刻 $T/2[S]$ に関して対称にするように脚先力の向きを設定する。脚先力の向きと鉛直方向との成す角度を $\theta_F(t)$ として、

$$\begin{aligned}
 \theta_F(t) &= \beta \cdot \theta_{lmax} \cdot \left(\frac{\frac{T}{2} - t}{\frac{T}{2}}\right) \\
 &\quad (0 \leq \beta \leq 1)
 \end{aligned} \tag{4.18}$$

(ただし θ_{lmax} は第一関節と脚先を結ぶ線分が鉛直方向と成す角の最大値)
とすれば、脚先力の大きさ $F(t)$ は

$$\begin{aligned} F(t) &= \frac{F_y(t)}{\cos(\theta_F(t))} \\ &= \frac{F_y(t)}{\cos\left(\beta \cdot \theta_{lmax} \cdot \left(\frac{T-t}{\frac{T}{2}}\right)\right)} \end{aligned} \quad (4.19)$$

と表すことが出来、また進行方向 $F_x(t) = -F \sin \theta_F(t)$ なので、

$$F_x(t) = -F_y(t) \tan\left(\beta \cdot \theta_{lmax} \cdot \left(\frac{T-t}{\frac{T}{2}}\right)\right) \quad (4.20)$$

となり、関数 $F_x(t)$ の絶対値は時刻 $t = \frac{T}{2}$ に関して対称になる。

次にこれらを用いて、第一関節と脚先を結ぶベクトルと脚先に発揮する力のベクトルの角度差を求める。角度差が分かると、その値を第 2 節の式の α に代入すると、発揮できる最大出力や各筋肉収縮力の出力の割合がわかる。

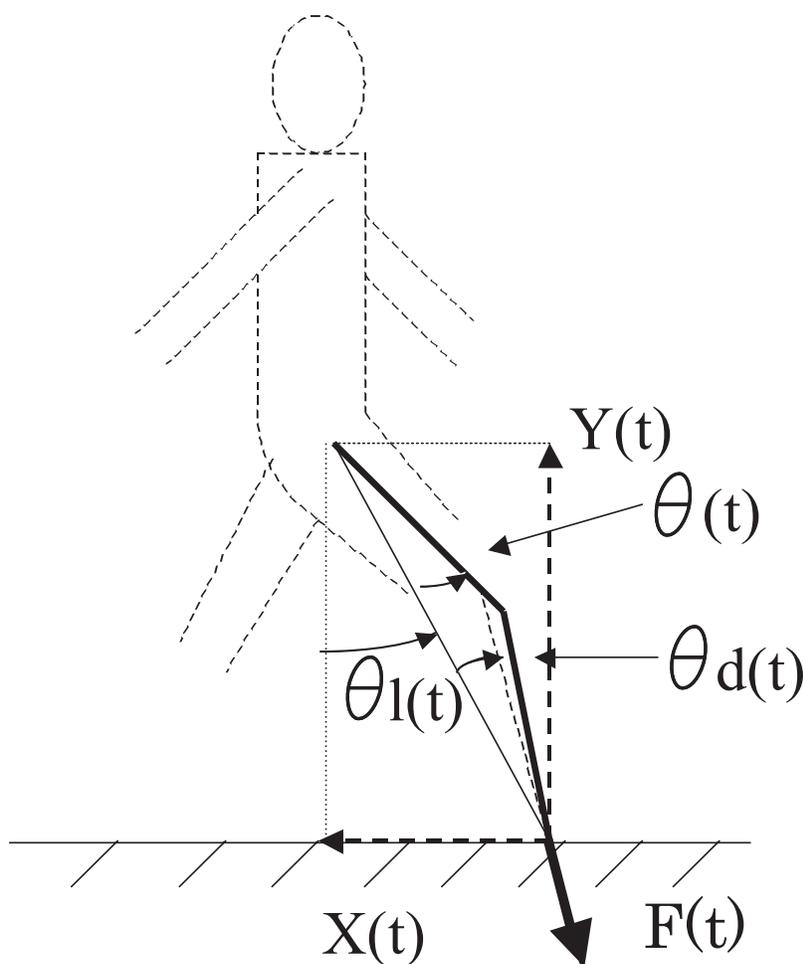


図 4.5: 歩行中各部の角度定義

4.4 歩行中に各筋肉に必要な張力

まず、脚先の着地点からの重心の相対位置を $x(t)$ 、 $x(0) = -L_2$ 、 $\dot{x}(0) = v_0$ とすると、

$$\dot{x}(t) = v_0 + \frac{1}{M} \int_0^t F_x(t) dt \quad (4.21)$$

$$x(t) = -L_2 + \int_0^t (v_0 + \frac{1}{M} \int_0^t F_x(t) dt) dt \quad (4.22)$$

力の向きと、第一関節と着地点を結ぶ線分の角度差 $\theta_d(t)$ は

$$\theta_d(t) = \tan^{-1} \left(\frac{-x(t)}{y(t)} \right) - \theta_F(t) \quad (4.23)$$

と表すことが出来る。ただし、 L_2 、 v_0 は

$$L_2 = \int_0^{\frac{T}{2}} (v_0 + \frac{1}{M} \int_0^{\frac{T}{2}} F_x(t) dt) dt \quad (4.24)$$

となるものを選んでおく。

この $\theta_d(t)$ を式 (4.4) ~ (4.11)、(4.12) ~ (4.15) の α に代入すると歩行中の脚先の力の向きと、発揮できる最大の力、各筋肉の張力の負担の分布が求まる。よって、前の章で求めた最大出力時の各筋肉の張力に、 $F(t)/F(\theta_d(t))_{max}$ をかけたものが、歩行中に必要な各筋肉の張力ということになる。 $\theta_d(t)$ は式 (4.12) ~ 式 (4.15) の α に相当する。

次の節では歩行中の脚先の力の向きのパラメータ β を変化させるとどのような筋肉の出力になるかをシミュレーションで確認、評価する。

4.4 歩行中に各筋肉に必要な張力

ここでは、前章の脚先力方向角度パラメータ β を変化させたときに、各筋肉の出力がいかに変化するのかを調べる。各パラメータは以下のとおりである。 $T = 0.6[s]$ (片足が着地してから離れるまでの時間)、 $v_0 \simeq 1[m/s]$ (脚が着地する時の進行方向初速度で β の大きさによる)、 $a = 0.04[m]$ (重心の上下方向の振動振幅)。 $l = 0.4[m]$ 、 $r_1 = 0.1[m]$ 、 $r_2 = 0.5[m]$ 、 $L_1 = 0.74[m]$ 、 $L_2 = 0.24[m]$ としている。

パラメータ β の値が大きいとき (1 に近いとき) は歩行中一周期をとおして力の向きが 0 度付近に集中し、 β が 0 に近いときは、脚先の力の向きが、図 4.2 の θ 付近から $-\theta$ 付近に一周期を通して移動することになる。

図 4.6 から図 4.11 で示するように、 β の値が大きい場合、進行方向の加速減速をするので運動全体としてはエネルギーの消費が大きいことが分かるが、各筋肉に一時的に大きな張力を必要とせず持続的にほぼ一定の張力を発揮すればよいことが分かる。

逆に β の値が小さい場合は運動全体のエネルギー消費は少なくすむが、各筋肉に一時的に大きな張力が必要となることがわかった。特に $\beta = 0$ のときは、歩行周期の最後で筋肉 f_1 の出力が 0 になるため、代わりに e_1 が出力される。 e_1 は脚を縮める方向に出力するため、脚を伸ばすために余分に e_2 と e_3 に出力が必要になっていると考えられる。

ここでの結果は筋肉の最大出力が図 4.3 に示した場合なので、実際の間ではこの通りではないかも知れないが、FES による歩行にはどのパラメータの値が適しているのか、どの値が疲れにくいのか、また、刺激の痛みが気にならないか等、実験して確かめる必要がある。

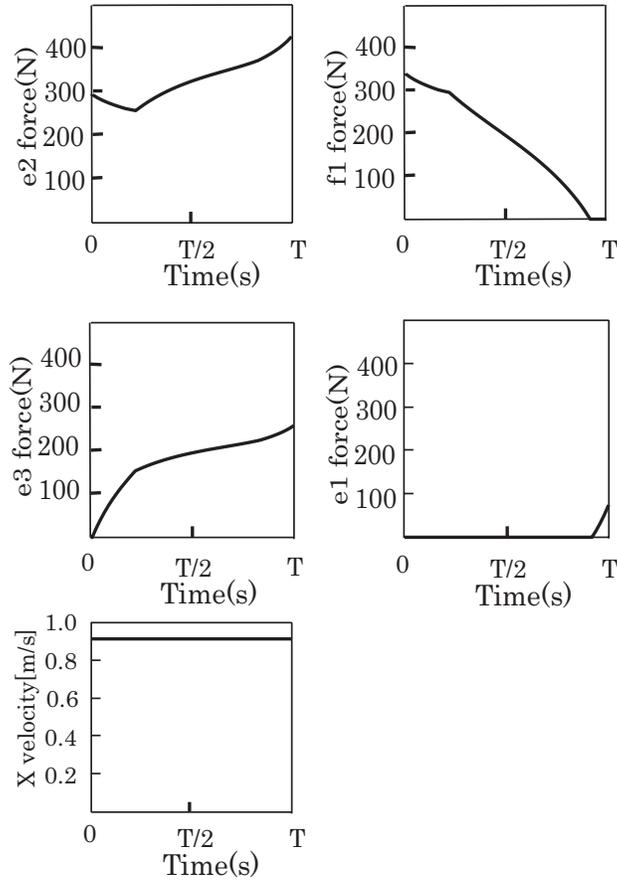


図 4.6: $\beta = 0$ の時

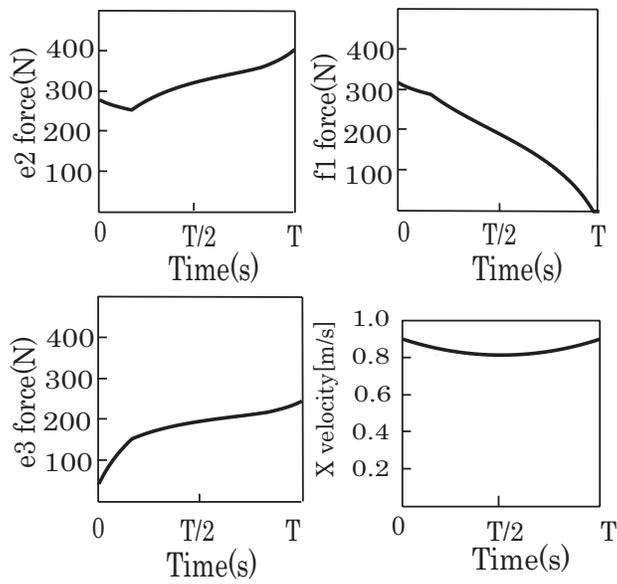


図 4.7: $\beta = 0.2$ の時

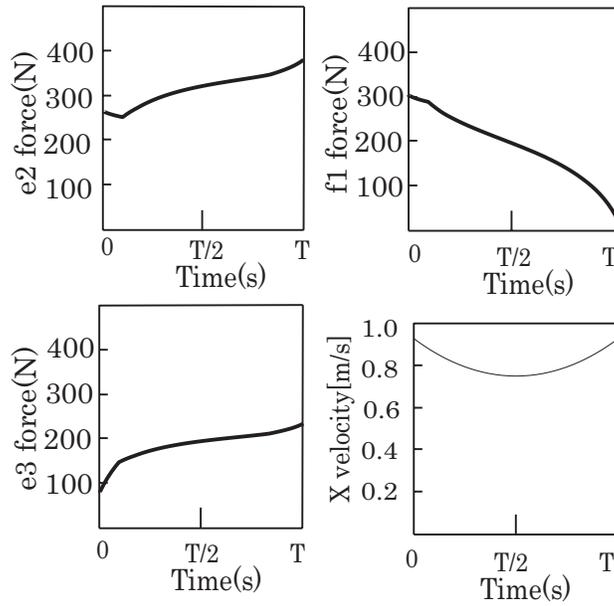


図 4.8: $\beta = 0.4$ の時

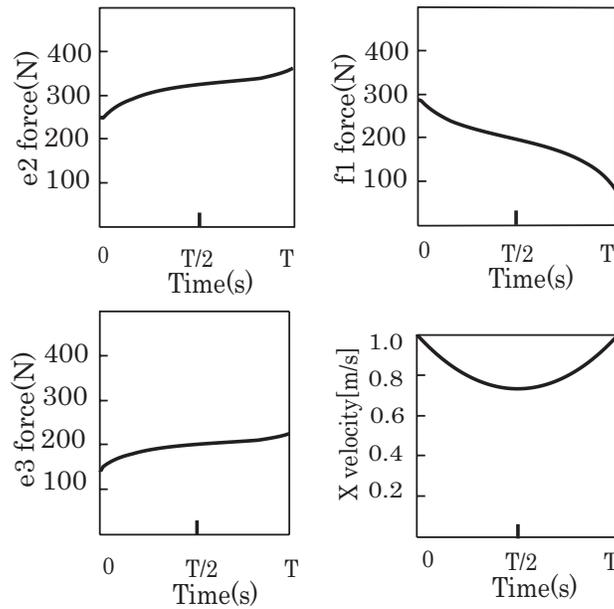


図 4.9: $\beta = 0.6$ の時

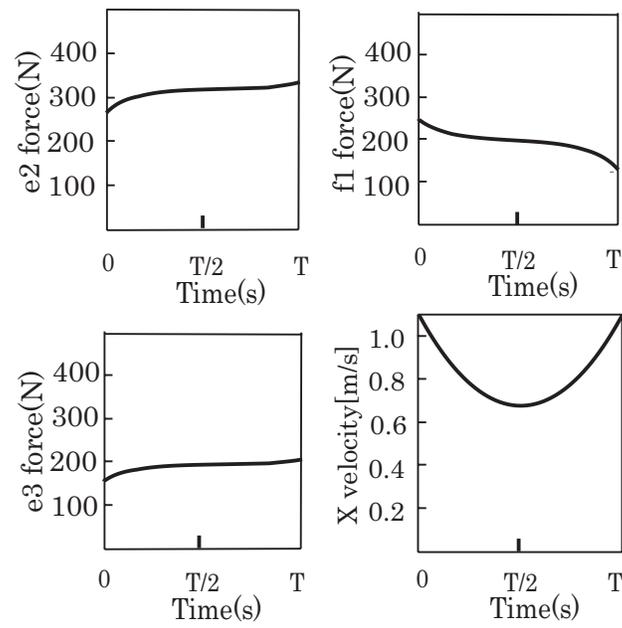


図 4.10: $\beta = 0.8$ の時

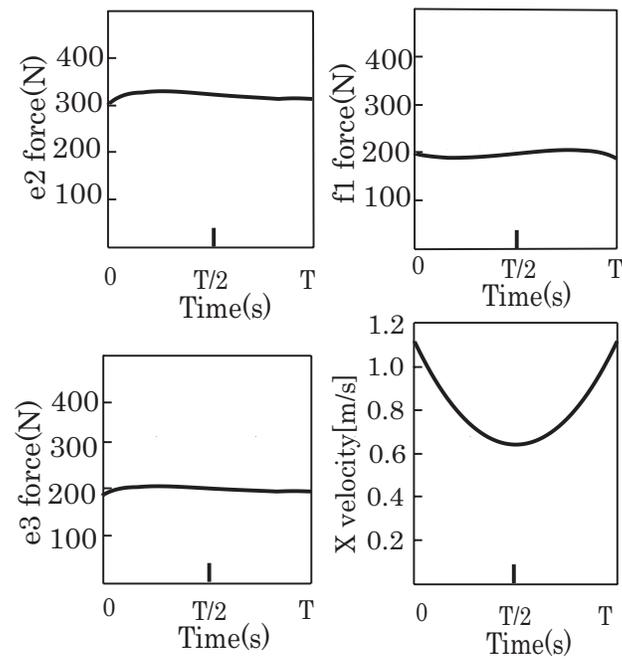


図 4.11: $\beta = 1$ の時

第5章 電気刺激と脚の出力の関係の実験

本研究の目的は歩行中に必要とされる脚の筋肉をそれぞれ独立に電気刺激により駆動することであり、被験者の負担を少なくするため表面電極による刺激法を選択している。しかしこの手法だと刺激の精度を欠き、刺激を与えたい筋肉以外の他の筋肉を刺激してしまい、脚先に予期せぬ方向への力を出力する可能性がある。このことを考慮し、電気刺激を脚のある筋肉へ与え、脚先に発生する力の方向を調べ、理論上正しいとされる力の方向との差を測定し、他の筋肉への影響を考える。

5.1 各筋肉に与える電気刺激と力の方向

5.1.1 実験準備

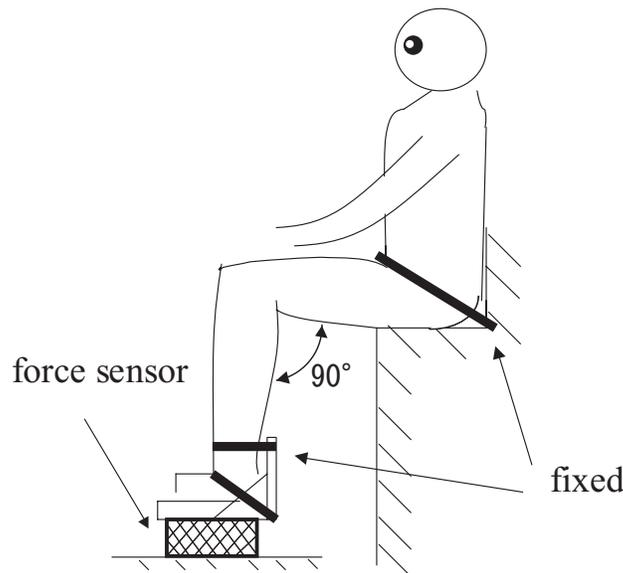


図 5.1: 実験設定

実験設定の図のように、脚先を6軸の力センサに固定し、各筋肉へ電気刺激を与え、脚先に発生する力の方向を調べた。図は膝角度が90度の場合であるが、膝角度が60度、120度、135度の時も同様に行った。

まず電気刺激を行った対象の筋肉を次の図5.2に示す。図5.2の(a)、(b)、(c)はハムストリングスと言い、脚の裏側に存在する二関節筋である。これまで用いてきた筋骨格系モデルの筋肉f3にあたる。また、図の(d)は一関節筋であり、脚を伸展するために用いられる。筋骨格系モデルのe2にあたる。図の(e)は脚の前面に存在する二関節筋であり、筋骨格系

モデルの e3 にあたる。そして、それぞれの筋肉を刺激するように、表面電極を図の点線で示すように貼り付けた。一つの電極の大きさは幅 5cm、長さ約 10cm である。

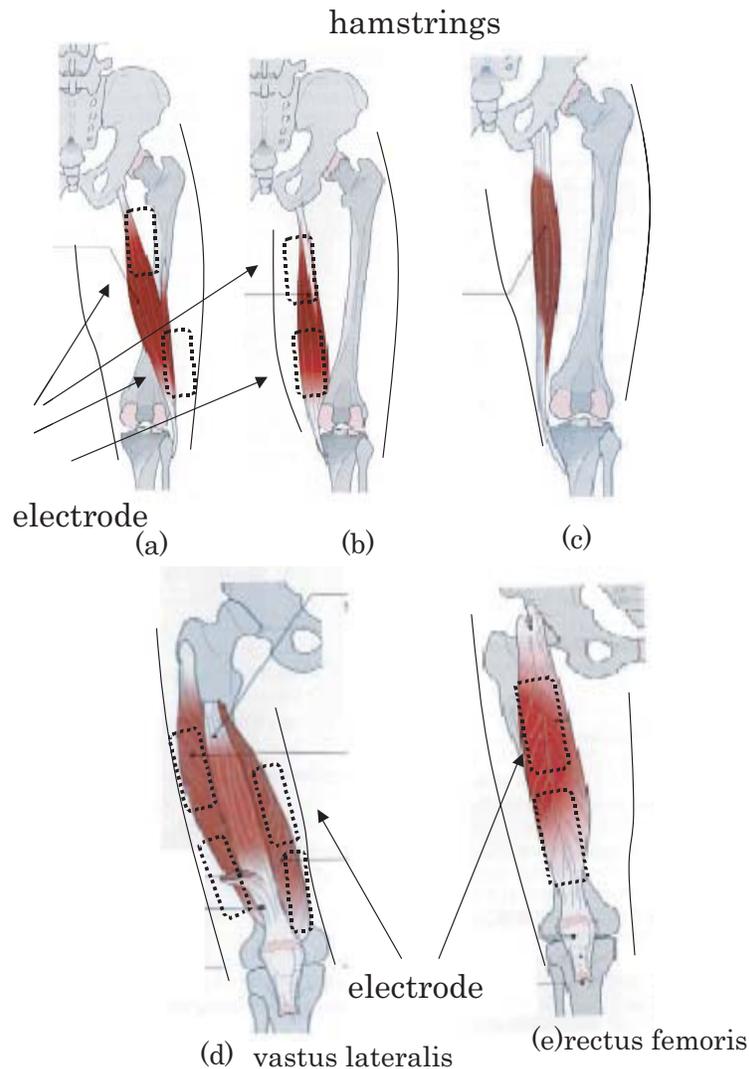


図 5.2: 各筋肉の名称と電極貼り付け位置

5.1.2 実験結果

その結果を次ページからの図 5.3、図 5.4、図 5.5、図 5.6 に示す。それぞれの図で (a) は膝角度 60 度、(b) は 90 度、(c) は 120 度、(d) 135 度の場合である。

筋肉 e2、e3、f1、f3 に電気刺激を試みた場合に、脚先発生力水平方向成分 F_x は膝が伸びる方向 (実験設定の図では左向き方向) を正とし、脚先発生力鉛直方向成分 F_y は鉛直上向きを正としている。また角度差は、理論上の角度を基準として、時計回りを正としている。

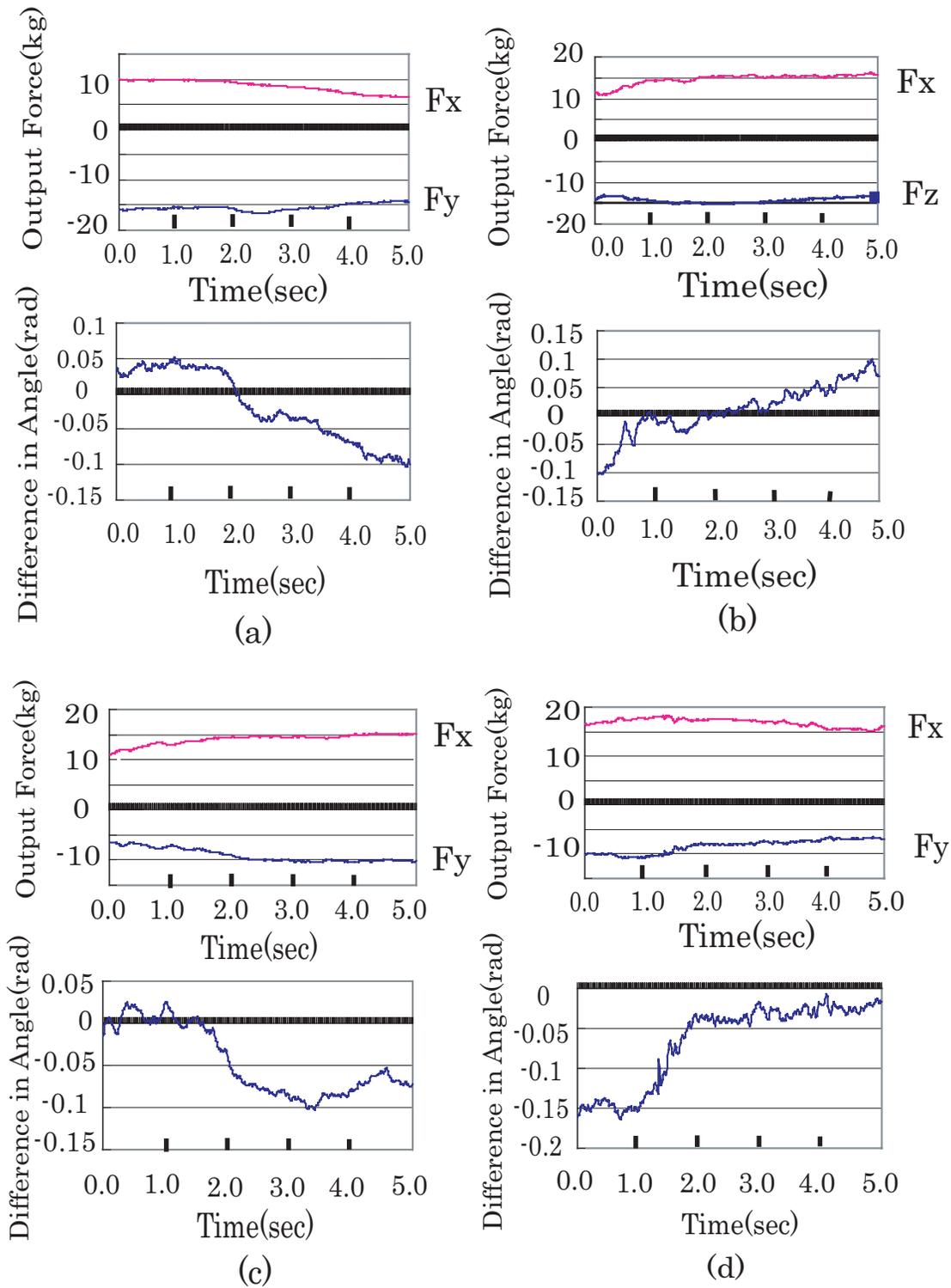


図 5.3: 筋肉 e2 を刺激した場合の力成分と力の方向差

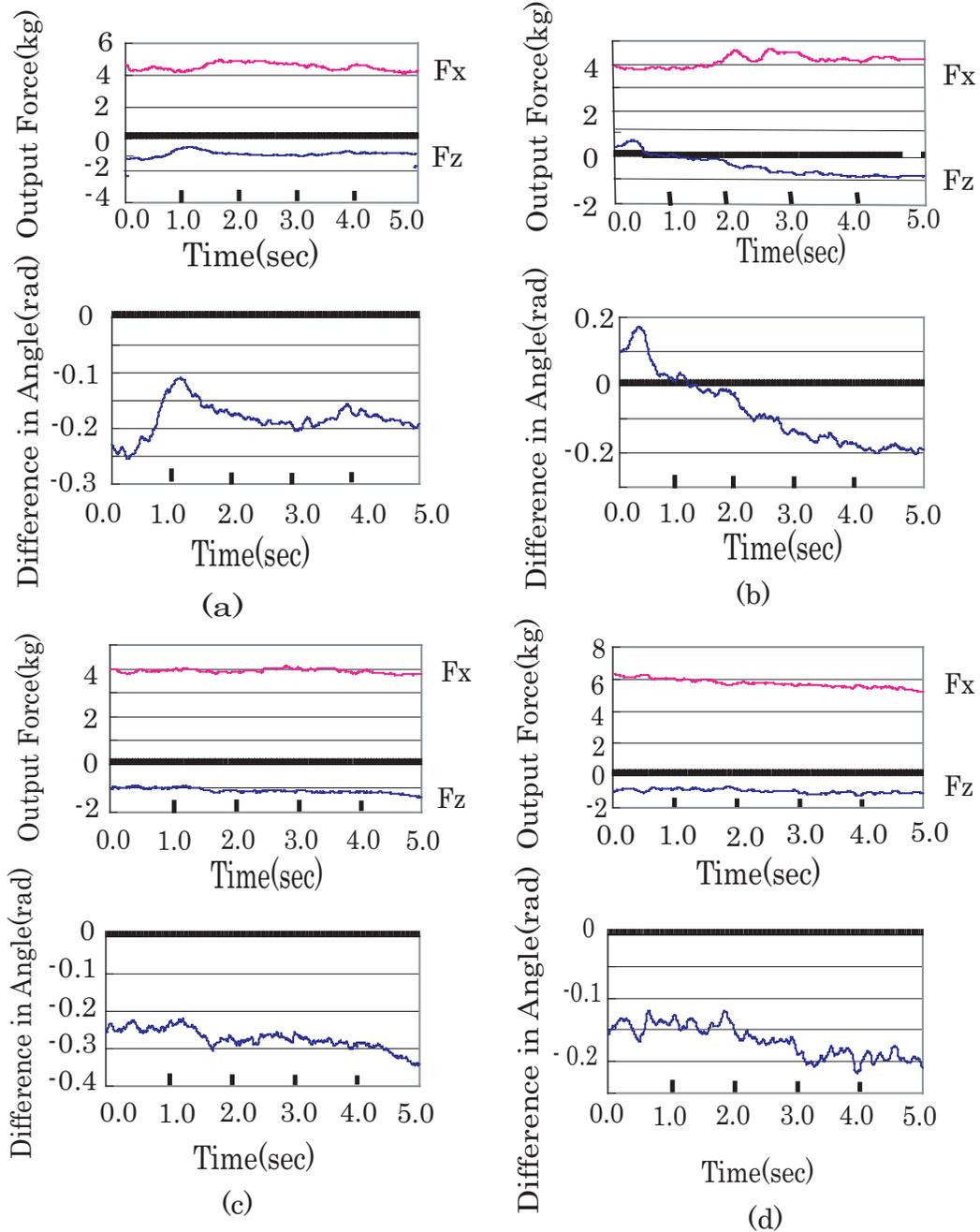


図 5.4: 筋肉 e3 を刺激した場合の力成分と力の方向差

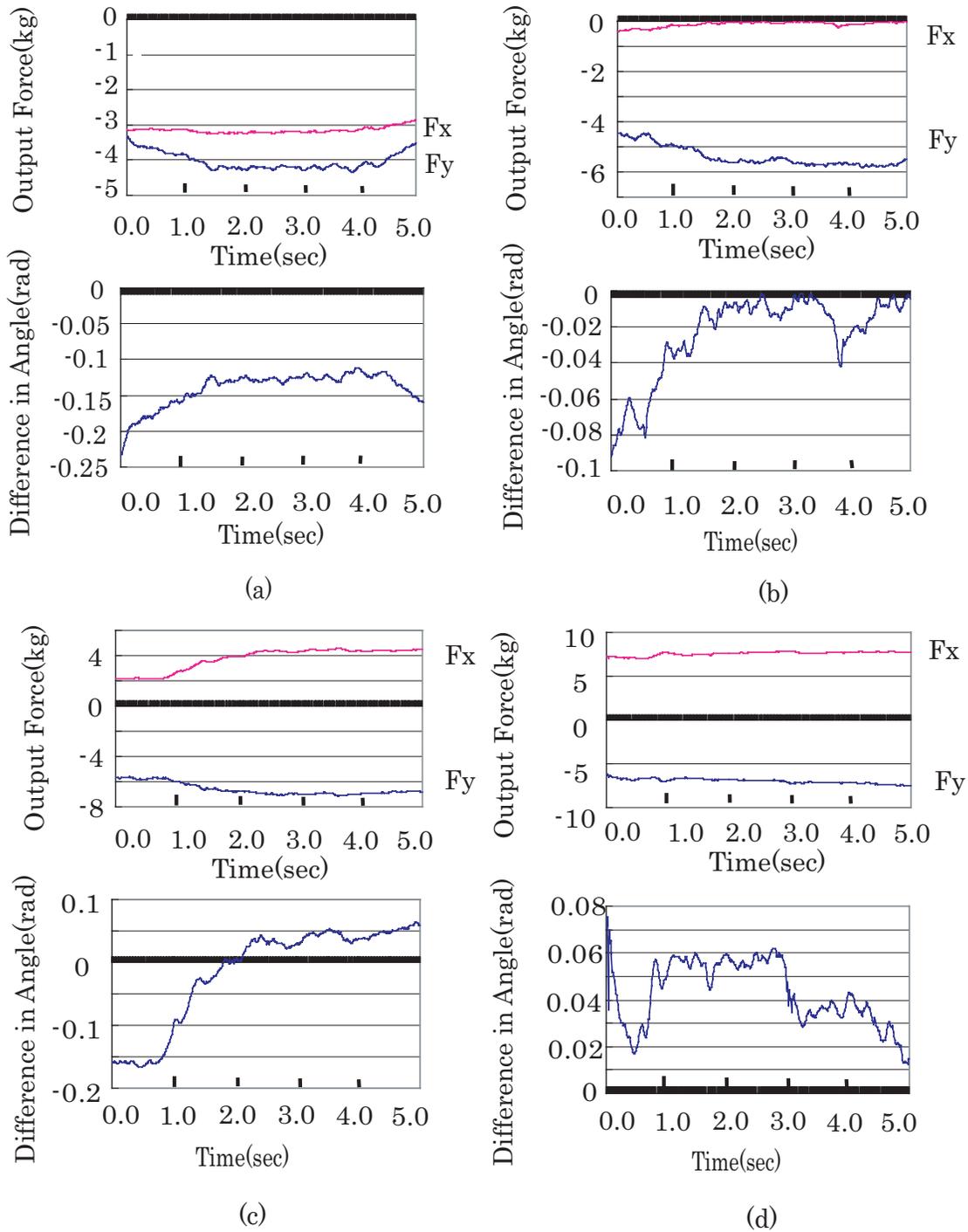


図 5.5: 筋肉 f1 を刺激した場合の力成分と力の方向差

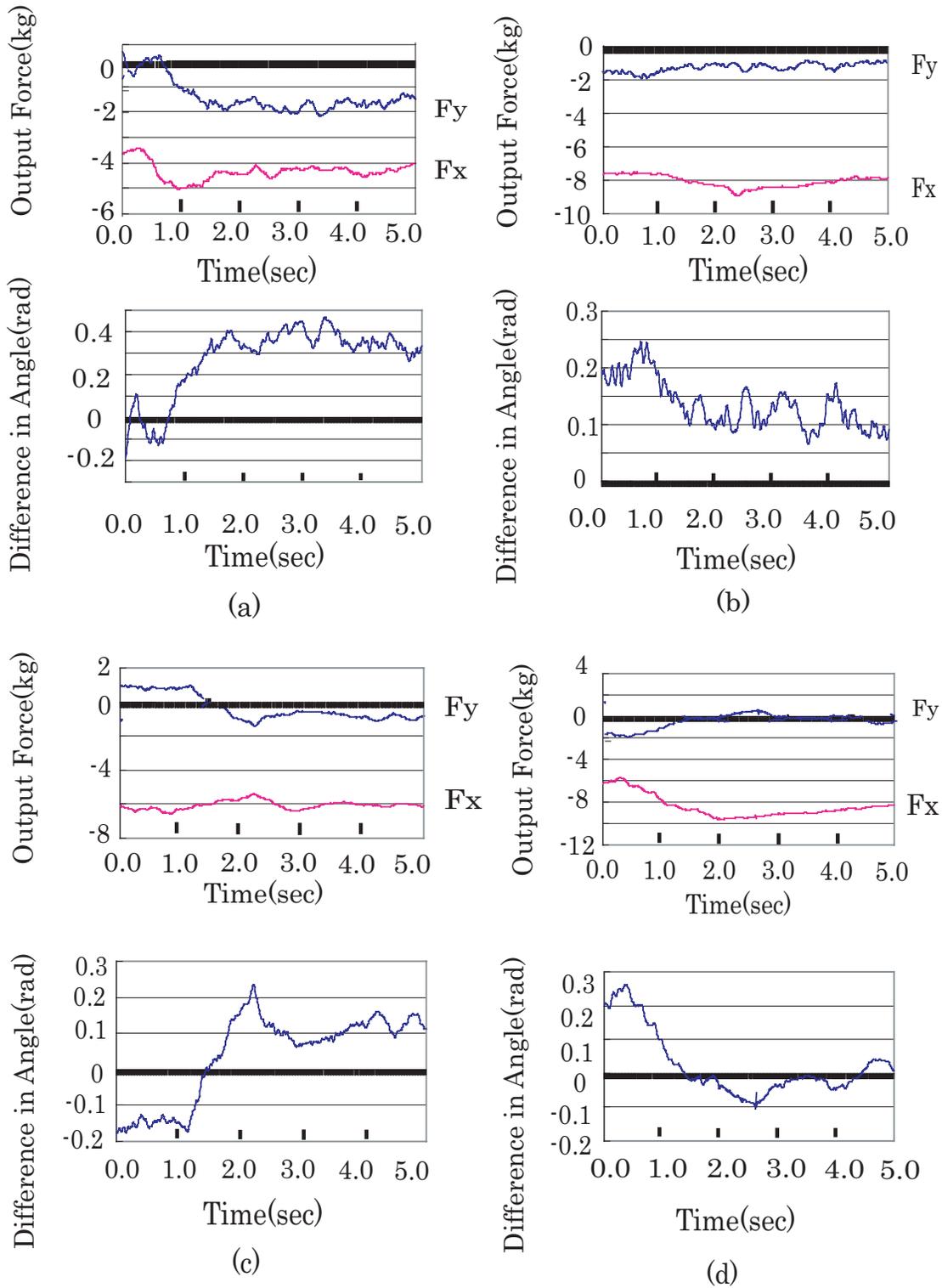


図 5.6: 筋肉 f3 を刺激した場合の力成分と力の方向差

5.2 目的の筋肉と他の筋肉への電気刺激の影響力

	Fx	Fz	θd
$\pi/3$	-3.15	-4.04	-0.14
$\pi/2$	-0.120	-5.39	-0.024
$2\pi/3$	3.75	-6.60	0.015
$3\pi/4$	7.59	-6.96	0.043

f1

	Fx	Fz	θd
$\pi/3$	-4.32	-1.272	0.28
$\pi/2$	-8.08	-1.09	0.14
$2\pi/3$	-6.06	-0.220	0.039
$3\pi/4$	-8.44	-0.099	0.023

f3

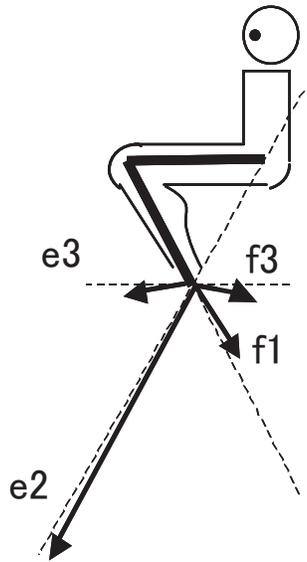
	Fx	Fz	θd
$\pi/3$	8.61	-15.5	-0.018
$\pi/2$	15.1	-14.0	-0.011
$2\pi/3$	14.8	-12.4	-0.046
$3\pi/4$	16.87	-8.38	-0.066

e2

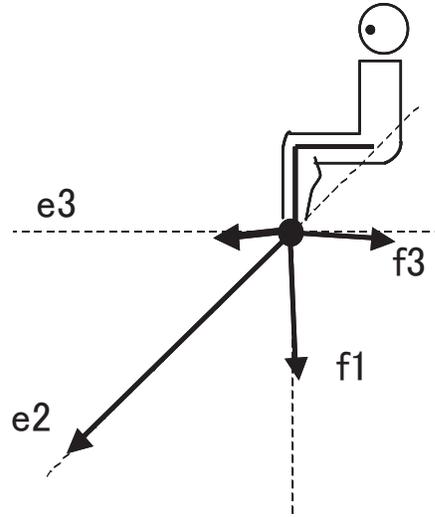
	Fx	Fz	θd
$\pi/3$	-4.53	-1.73	-0.36
$\pi/2$	-4.15	-0.344	-0.078
$2\pi/3$	-3.91	-1.10	-0.27
$3\pi/4$	-5.75	-0.966	-0.17

e3

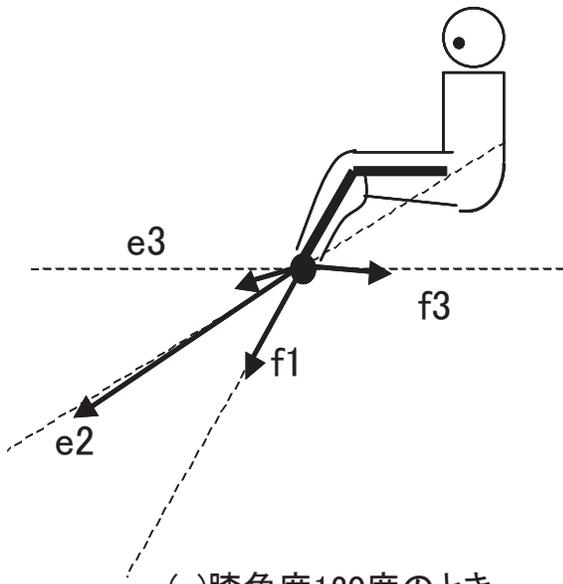
表 5.1: 各筋肉を刺激したときの力成分と力の角度差の平均値



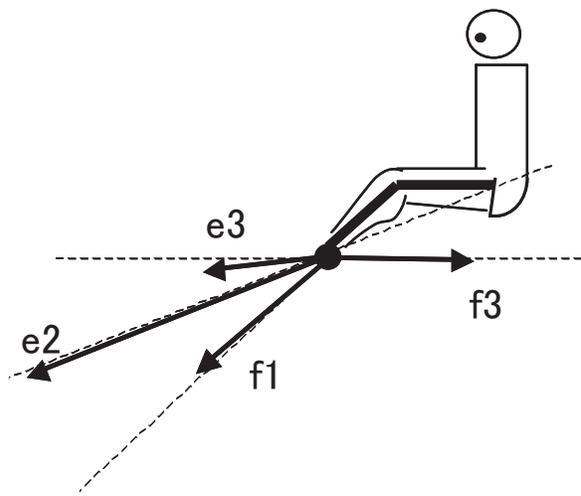
(a)膝角度60度するとき



(b)膝角度90度するとき



(c)膝角度120度するとき



(c)膝角度135度するとき

図 5.7: 各筋肉を刺激したときの脚先に与える力

5.2 目的の筋肉と他の筋肉への電気刺激の影響力

実験結果をもとに、それぞれの筋肉が脚先に与えた力の大きさと向きを膝角度別に表 5.1 に示しておく。また、実際の力の向きの差がどの程度のものが視覚的に理解するために、図 5.7 に示しておく。表や図を見ると、筋肉 f1 は膝角度が小さい場合は僅かに反時計回りに力の向きがずれている。同様に筋肉 f3 も膝の角度が小さい場合には力の向きが時計回りにずれている。考えられる要因は、隣り合うこの筋肉 f1 と f3 が、角度が小さい場合にさらに近づいて電気刺激が干渉しあうということである。他の筋肉は骨の反対側にあり、電気刺激が漏れるとは考えにくい。

また、筋肉 e3 と e2 についても電気刺激がもれ、干渉しあうと考えられる。筋肉 e2 に刺激を行った場合は理論的な出力方向にほぼ向いていることが分かる。しかし、筋肉 e3 に刺激を与えた場合には、ほぼすべての膝角度の場合において、力の方向が少し反時計回りの方向にずれていることが分かる。これは、刺激が隣り合う e2 へ漏れており、脚先の力の方向が e2 の発揮する方向へずれてしまったと考えられる。他の原因は考えられない。

ここで電気刺激はすべての場合において同じ大きさを与えている。各筋肉への影響力をパーセンテージ表示すると次の表 5.2 のようになる。

計算手法は、ある筋肉 X1 に刺激を与えたときに出力される脚先の力 (real output) を、目的の筋肉による出力 $0\vec{A}$ と、隣り合っており刺激が漏れたもう一つの筋肉による出力 \vec{AB} とに分解する。そして同じ刺激を、もう一つの側の筋肉 X2 に与え、発生した脚先の力の刺激漏れの成分 $a\vec{b}$ と $0\vec{A}$ の大きさの比を取った。

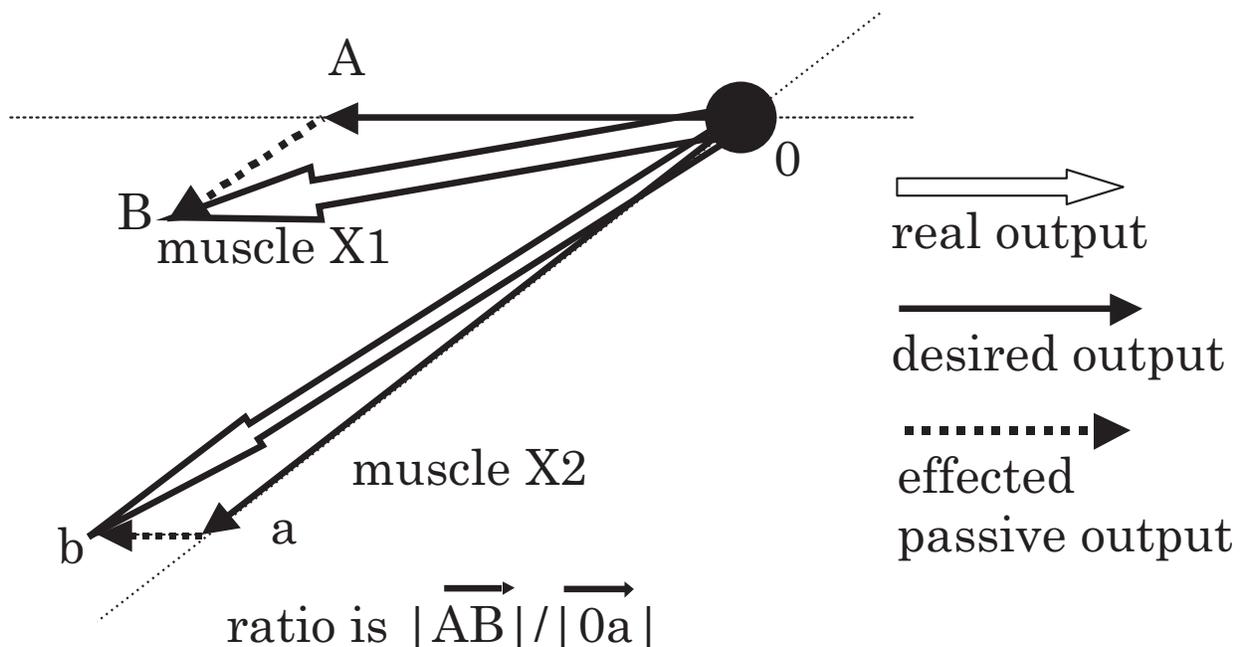


図 5.8: 電気刺激漏れ率の計算法

	$\pi/3$	$\pi/2$	$2\pi/3$	$3\pi/4$
f1 \rightarrow f3	26%	1.5%	0%	0%
f3 \rightarrow f1	27%	20%	3.3%	1.4%
e2 \rightarrow e3	0%	0%	0%	0%
e3 \rightarrow e2	11%	2.5%	8.9%	12%

表 5.2: 各筋肉を刺激したときの他の筋肉への影響

5.3 脚先にある力を与えるための電気刺激の非干渉化

次に、電気刺激で各筋肉を刺激して、他の筋肉への干渉がある上で、脚先に目的の出力を得るための非干渉化を考える。

ある筋肉 $X1$ に電気刺激 $E^*(v)$ を与え、筋張力 $X1_{E^*}(N)$ が得られるとする。また、筋肉 $X2$ に電気刺激 $E^*(v)$ を与え、筋張力 $X2_{(E^*)}(N)$ が得られるとする。ここで、先に調べたように、筋肉 $X1$ に与えた電気刺激が筋肉 $X2$ に漏れて張力を発生することがある。この受動張力を $\alpha X2_{(E^*)}(N)$ とする。筋肉 $X1$ に与えるための電気刺激を $E_{(X1^*)}(v)$ 、筋肉 $X2$ に与えるための電気刺激を $E_{(X2^*)}(v)$ とすると、筋肉 $X2$ が発生する張力 $X2_{(E1,E2)}(N)$ は、

$$X2_{(E1,E2)} = \alpha X2_{(E1^*)} + X2_{(E2^*)} \quad (5.1)$$

となる。

また、筋肉 X の筋張力 $\tau(x)(N)$ は、電気刺激の大きさ $E(v)$ から、ある閾値 $th(v)$ を引いた値 $E - th(v)$ に比例する、つまり

$$\tau(x) \propto (E - th) \quad (5.2)$$

が成り立つことが分かっているので、一般的に

$$\begin{pmatrix} K_{(f1)} \cdot \tau(f1) \\ K_{(f3)} \cdot \tau(f3) \\ K_{(e2)} \cdot \tau(e2) \\ K_{(e3)} \cdot \tau(e3) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & \alpha & \beta & \gamma \\ \delta & 1 & \epsilon & \varepsilon \\ \zeta & \eta & 1 & \iota \\ \kappa & \lambda & \mu & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{(f1)} - th \\ E_{(f3)} - th \\ E_{(e2)} - th \\ E_{(e3)} - th \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

であると言える。ここで、 $K_{(f1)}$ 、 $K_{(f3)}$ 、 $K_{(e2)}$ 、 $K_{(e3)}$ は、各筋肉の電気刺激の大きさに対する発生張力の比例定数である。また、 α 、 β 、 γ 、 δ 、 ϵ 、 ε 、 ζ 、 η 、 ι 、 κ 、 λ 、 μ は、他の筋肉へ与えた電気刺激により引き起こされる受動張力の係数である。

次に、各パラメータを求めたい。筋肉 $f1$ から筋肉 $f3$ への刺激の漏れは膝角度が $\pi/2$ あたりから始まり、角度が $\pi/3$ になると約 26 パーセント筋肉 $f1$ へ影響を与える。また同様に、筋肉 $f3$ から $f1$ への刺激漏れは膝角度が $3\pi/4$ あたりから存在し、膝角度が小さくなるに従い大きくなる。多少の誤差は存在するとは考えられるが、筋肉 $f1$ から $f3$ への刺激漏れの係数 δ は、膝角度を θ とすると

$\pi/2 \leq \theta \leq \pi$ の時

$$\delta = 0 \quad (5.4)$$

$\pi/3 \leq \theta \leq \pi/2$ の時

$$\delta = 0.78 * (\pi/2 - \theta) \quad (5.5)$$

と考えてよい。

また、筋肉 $f3$ から筋肉 $f1$ への電気刺激の漏れを表す係数 α についても、

$\pi/3 \leq \theta \leq 3\pi/4$ の時

$$\alpha = 0.49 * (3\pi/4 - \theta) \quad (5.6)$$

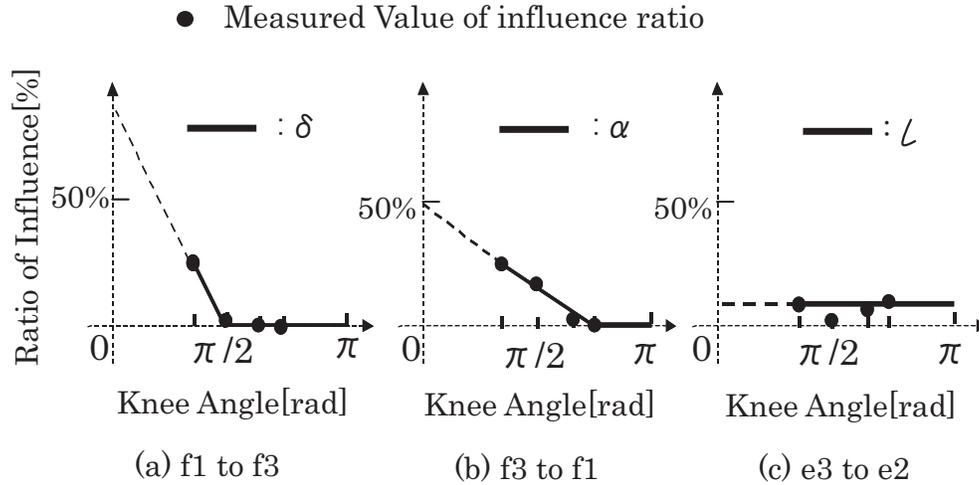


図 5.9: 筋肉間の電気刺激の漏れと各パラメータ

$3\pi/4 \leq \theta \leq \pi$ の時

$$\alpha = 0 \quad (5.7)$$

とした。

また、筋肉 $e3$ から筋肉 $e2$ への電気刺激の漏れの係数 ι は θ の値によらず 10 パーセント前後であり、 $\theta = \pi/2$ の時の値はなんらかの測定誤差と思われるので、

$$\iota = 0.1 \quad (5.8)$$

とした。また、他のパラメータの β 、 γ 、 ϵ 、 ζ 、 η 、 κ 、 λ 、 μ においては、他の筋肉間で電気刺激が漏れるとは考えられないので、すべて 0 で良い。

ここで、

$$\begin{pmatrix} E_{(f1)} - th \\ E_{(f3)} - th \\ E_{(e2)} - th \\ E_{(e3)} - th \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & \alpha & \beta & \gamma \\ \delta & 1 & \epsilon & \epsilon \\ \zeta & \eta & 1 & \iota \\ \kappa & \lambda & \mu & 1 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} K_{(f1)} \cdot \tau(f1) \\ K_{(f3)} \cdot \tau(f3) \\ K_{(e2)} \cdot \tau(e2) \\ K_{(e3)} \cdot \tau(e3) \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

が成り立つので、パラメータ行列の逆行列を求めることで、必要な筋肉の張力が求められ、漏れを考慮した上で必要な各筋肉への電気刺激を求めることが出来る。パラメータ行列について、

$$P = \begin{pmatrix} 1 & \alpha & 0 & 0 \\ \delta & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5.10)$$

と置くと、パラメータ行列の行列式 $|T|$ は

$$\begin{aligned}
 |P| &= 1 \begin{vmatrix} 1 & \alpha & 0 \\ 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} - \alpha \begin{vmatrix} \delta & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} + 0 - 0 \\
 &= 1 \cdot 1 \cdot \begin{vmatrix} 1 & \iota \\ 0 & 1 \end{vmatrix} \\
 &= 1 - \alpha \cdot \delta
 \end{aligned} \tag{5.11}$$

となる。次に逆行列の各要素を求める。

$$P^{-1} = \frac{1}{|T|} \begin{pmatrix} P_{11} & P_{12} & P_{13} & P_{14} \\ P_{21} & P_{22} & P_{23} & P_{24} \\ P_{31} & P_{32} & P_{33} & P_{34} \\ P_{41} & P_{42} & P_{43} & P_{44} \end{pmatrix}^t \tag{5.12}$$

とすると

$$P_{11} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 \tag{5.13}$$

$$P_{12} = - \begin{vmatrix} \delta & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = -\delta \tag{5.14}$$

同様に計算して、

$$P_{21} = - \begin{vmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = -\alpha \begin{vmatrix} 1 & \iota \\ 0 & 1 \end{vmatrix} = -\alpha \tag{5.15}$$

$$P_{22} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 \begin{vmatrix} 1 & \iota \\ 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 \tag{5.16}$$

$$P_{33} = 1 \begin{vmatrix} 1 & \alpha & 0 \\ \delta & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} - \alpha \begin{vmatrix} \delta & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 - \alpha \cdot \delta \tag{5.17}$$

$$P_{43} = - \begin{vmatrix} 1 & \alpha & 0 \\ \delta & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \iota \end{vmatrix} = - \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \iota \end{vmatrix} - \alpha \begin{vmatrix} \delta & 0 \\ 0 & \iota \end{vmatrix} = -\iota(1 - \alpha \cdot \delta) \tag{5.18}$$

$$P_{44} = 1 \begin{vmatrix} 1 & \alpha & 0 \\ \delta & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} - \alpha \begin{vmatrix} \delta & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} = 1 - \alpha \cdot \delta \quad (5.19)$$

となり、他の成分は 0 となる。

よって、パラメータ行列の逆行列は

$$P^{-1} = \frac{1}{(1 - \alpha\delta)} \begin{pmatrix} 1 & -\alpha & 0 & 0 \\ -\delta & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 - \alpha\delta & -\iota(1 - \alpha\delta) \\ 0 & 0 & 0 & 1 - \alpha\delta \end{pmatrix} \quad (5.20)$$

となる。

以上まとめると、 $\pi/3 \leq \theta \leq \pi/2$ の時

$$E = \frac{\begin{pmatrix} 1 & -0.49(3\pi/4 - \theta) & 0 & 0 \\ 0.78(\pi/2 - \theta) & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 - 0.38(\pi/2 - \theta)(3\pi/4 - \theta) & \frac{(1 - 0.38(\pi/2 - \theta)(3\pi/4 - \theta))}{-10} \\ 0 & 0 & 0 & 1 - 0.38(\pi/2 - \theta)(3\pi/4 - \theta) \end{pmatrix}}{1 - 0.38 \cdot (\pi/2 - \theta)(3\pi/4 - \theta)} T \quad (5.21)$$

$\pi/2 \leq \theta \leq 2\pi/3$ の時

$$E = \begin{pmatrix} 1 & -0.49(3\pi/4 - \theta) & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} T \quad (5.22)$$

$2\pi/3 \leq \theta$ の時

$$E = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} T \quad (5.23)$$

となる。ただし、

$$E = \begin{pmatrix} E_{(f1)} - th \\ E_{(f3)} - th \\ E_{(e2)} - th \\ E_{(e3)} - th \end{pmatrix} \quad (5.24)$$

$$T = \begin{pmatrix} K_{(f1)} \cdot \tau(f1) \\ K_{(f3)} \cdot \tau(f3) \\ K_{(e2)} \cdot \tau(e2) \\ K_{(e3)} \cdot \tau(e3) \end{pmatrix} \quad (5.25)$$

である。

第6章 歩行実験による検討

6.1 実験準備

モーションキャプチャによる歩行モデルを用いた FES 歩行と、筋肉の協調特性を考慮した歩行モデルによる FES 歩行を、両脚の膝と腰の部分に取り付けた合計四つのロータリエンコーダで測定し、比較した。使用するセンサーはこのロータリエンコーダとフットスイッチである。アシストされた側の脚(右脚)の挙動と、健常な側の脚(左脚)の挙動を比較して違いを測定するため、電気刺激による歩行補助は片脚のみとした。健常な歩行とは、両側の脚への負担が二分されており、片側の脚に体重負荷が集中しないものである。よって電気刺激を行った歩行中の各関節角度の変化が健常者の自然な歩行と近いもので、なおかつ左右の角度の挙動が近いものであれば、良いアシストであると評価する。

電気刺激は電気刺激装置が行う。この電気刺激装置は0~2[V]の指令値を入力として取得し、この指令値の50倍の振幅を持つパルス電圧(1[kHz])を表面電極を介して歩行者の筋肉に与える。電極は第一関節の一関節筋(筋肉 f1)には二つ、第一関節と第二関節をつなぐ脚前面の二関節筋(筋肉 e3)へは一つ、第二関節の一関節筋(筋肉 e2)へは二つ用いた。そして、各筋肉への刺激は指令値により独立に行う。フットスイッチは、アシストすべき側の脚が着地する瞬間を認識し、この瞬間から電気刺激を開始するためである。フットスイッチの構造は、薄いゴム板の下面にフレキシブルコードスイッチを埋め込んだもので、ある程度以上の圧力がかかると導通し、着地を検出する。また、電気刺激装置への指令はパーソナルコンピュータから A/D コンバータを介して与えられる。指令はフットスイッチがオンになった瞬間、つまりアシストされる脚の脚先が地面に着地した瞬間から始まり、スイッチがオンされてから0.6秒の間は与え続けられ、0.6秒を過ぎれば与えられなくなり、0[V]にもどる。また、スイッチオンから0.6秒経過していなくても、スイッチがオフされれば0[V]にもどる。

また、歩行には歩行補助器を用いて転倒の可能性を除くことで、電気刺激を与えられるべき側の脚が歩行者の意志で駆動されることがなるべく無いようにした。

フットスイッチと、電極の外観を図 6.1 に載せておく。

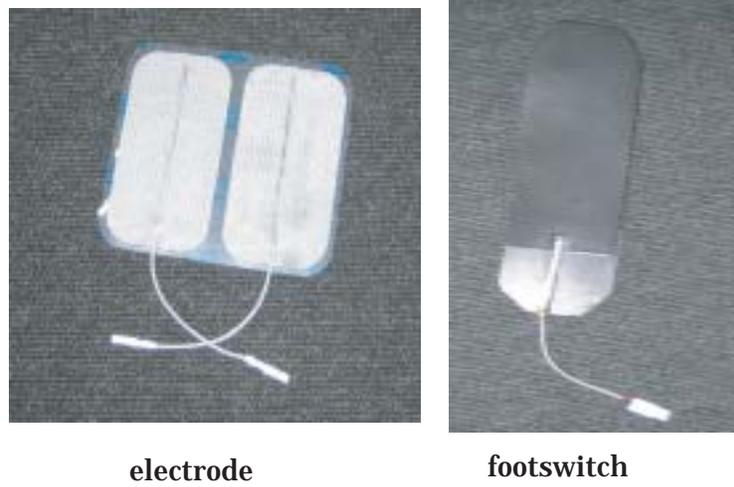


図 6.1: 実験に用いた電極とフットスイッチ

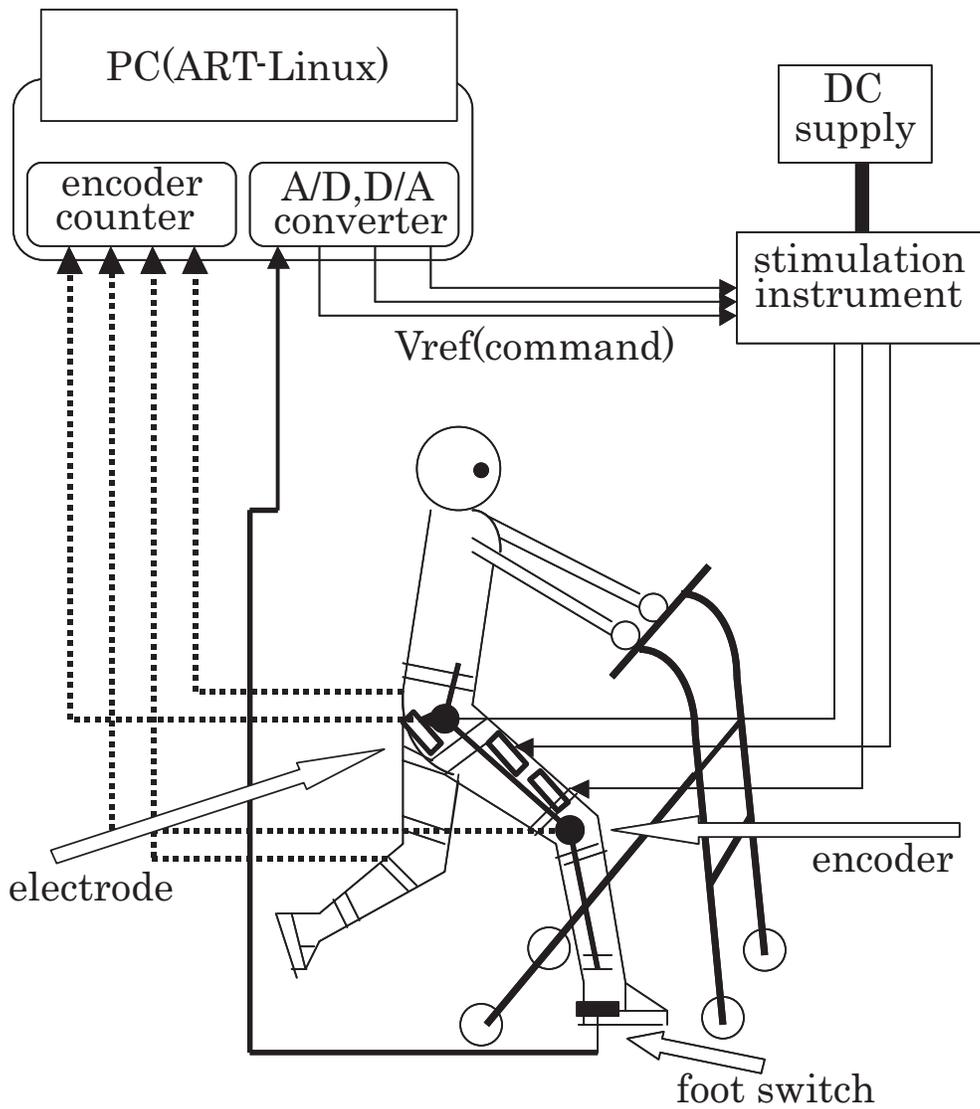


図 6.2: 歩行実験装置構成概念図

6.2 実験

6.2.1 通常の歩行の測定

本論文で述べた二つの歩行モデルによる FES 歩行を評価するため、健常者の正常な歩行中の各関節角度を測定した。腰関節の角度は上腿と脚が鉛直にまっすぐ立っている状態のを $0[\text{rad}]$ として、前に脚を投げ出した時の角度を正に取っている。膝関節の角度はまっすぐ伸ばした状態を $\pi[\text{rad}]$ として、曲げると角度が小さくなるように目盛を設定している。図を見ると分かるように、腰関節は $\pi/16[\text{rad}]$ を軸としてほぼ対象の軌道を描いており、膝関節は歩行中立脚期において、始まりと終わりの角度が最も大きく、立脚中期に最も角度の曲がり大きい。そして左右の脚の角度の軌道はほぼ同じである。

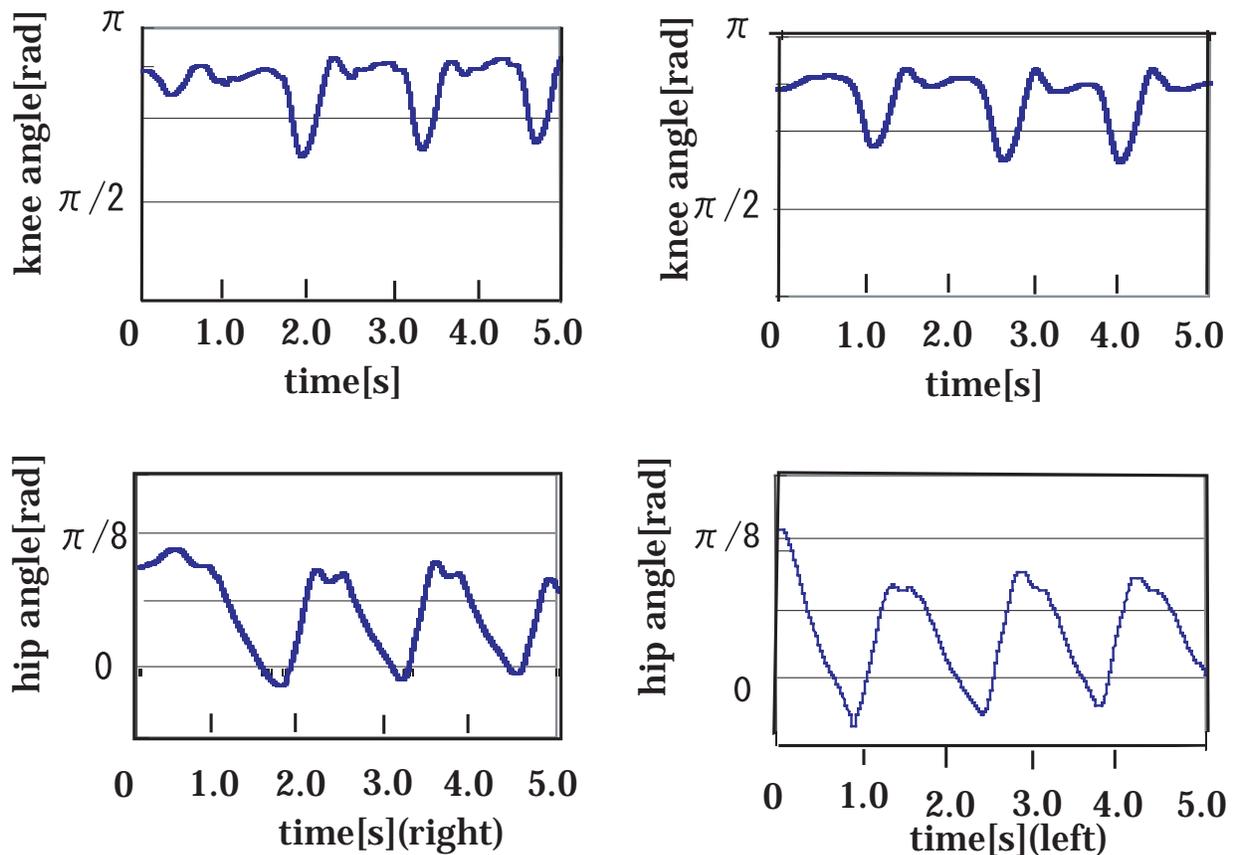


図 6.3: 健常者の歩行中の角度

6.2.2 FES によるアシストされた人の歩行の測定

測定

次に、前述した二つの歩行モデルにより作成した FES 補助歩行の角度を測定、比較し、議論する。図 6.3 から図 6.8 は筋肉の協調特性を考慮したモデルによる FES 歩行の角度で、第三章で説明したパラメータ β を 0、0.2、0.4、0.6、0.8、1.0 と変化したときの各関節角度挙動の変化を表す。また、図 6.9 はモーションキャプチャを用いて作成した歩行モデルによる FES 歩行の各関節角度の挙動である。右脚を電気刺激でアシストし、被験者は力を抜いている。左脚は健常な脚である。

また、立脚期において、電気刺激装置に与える指令値は図 6.10、図 6.11 に載せてある。T は一つの脚を踏み込んでから離すまでの時間で、約 0.6 秒に設定している。筋肉が収縮を開始し、張力を発生させ始めるのはおよそ 35[V] であり、指令値は 0.7[V] である。この閾値からの電圧差に各筋肉の収縮力は比例する。シミュレーションで求めた各筋肉に必要な筋張力を発揮するための電気刺激指令値を与えている。

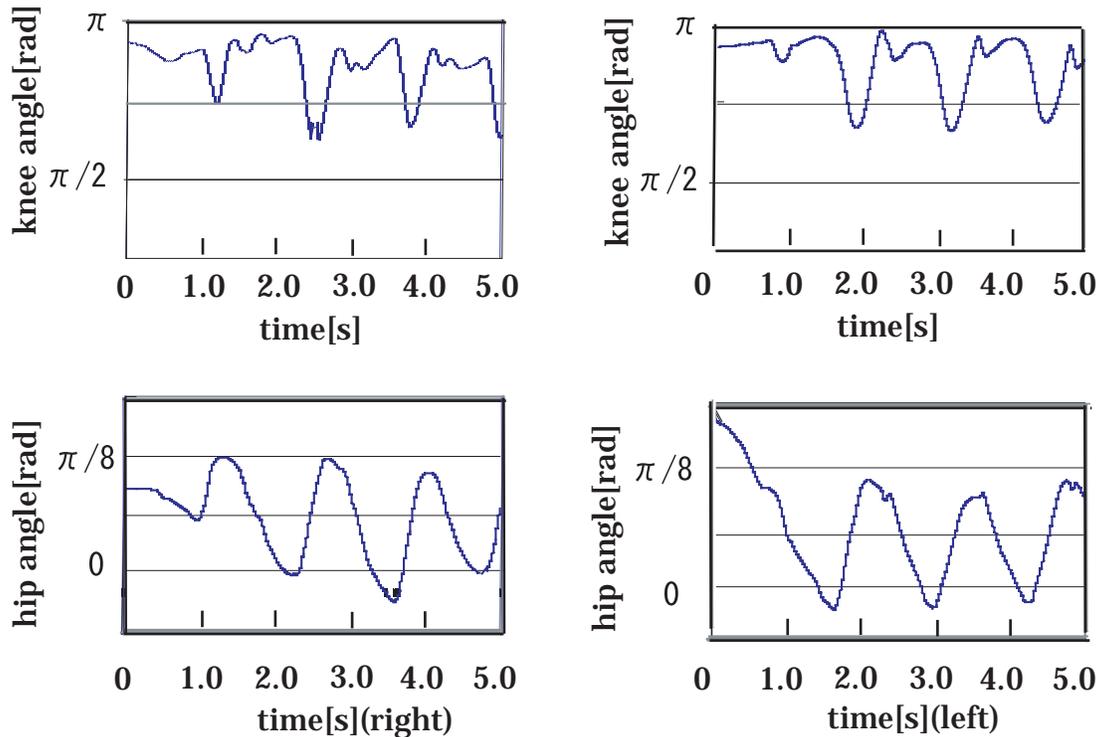
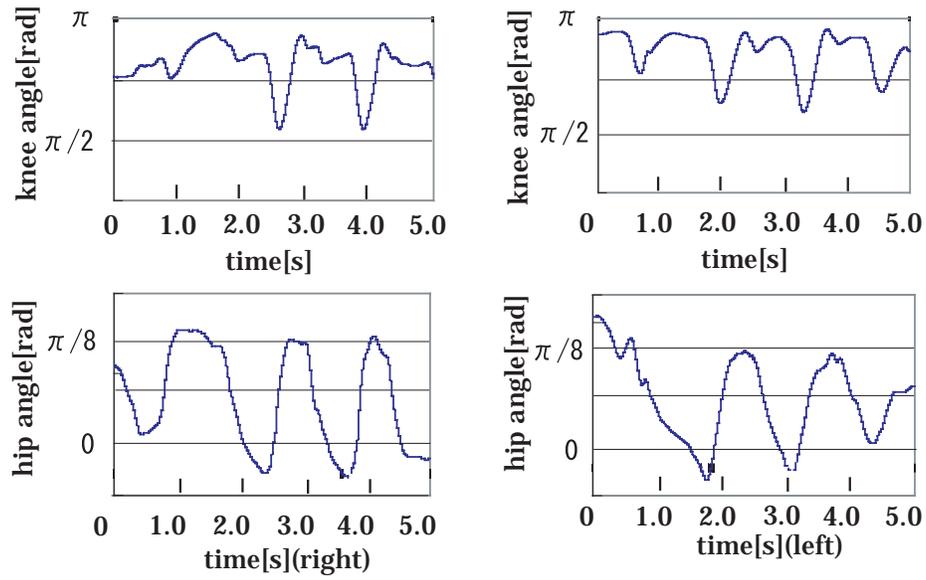
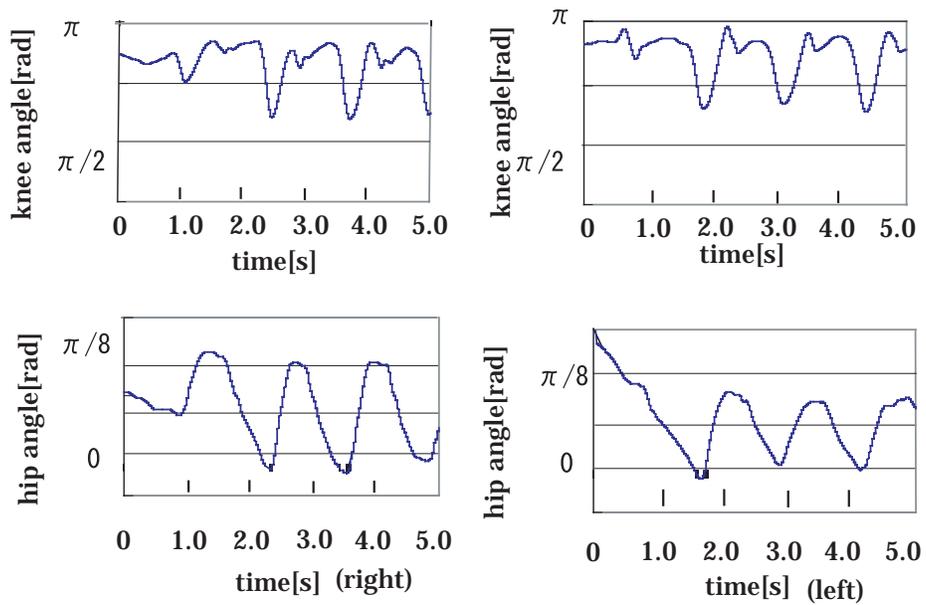


図 6.4: $\beta = 0$ の時の各関節角度

図 6.5: $\beta = 0.2$ の時の各関節角度図 6.6: $\beta = 0.4$ の時の各関節角度

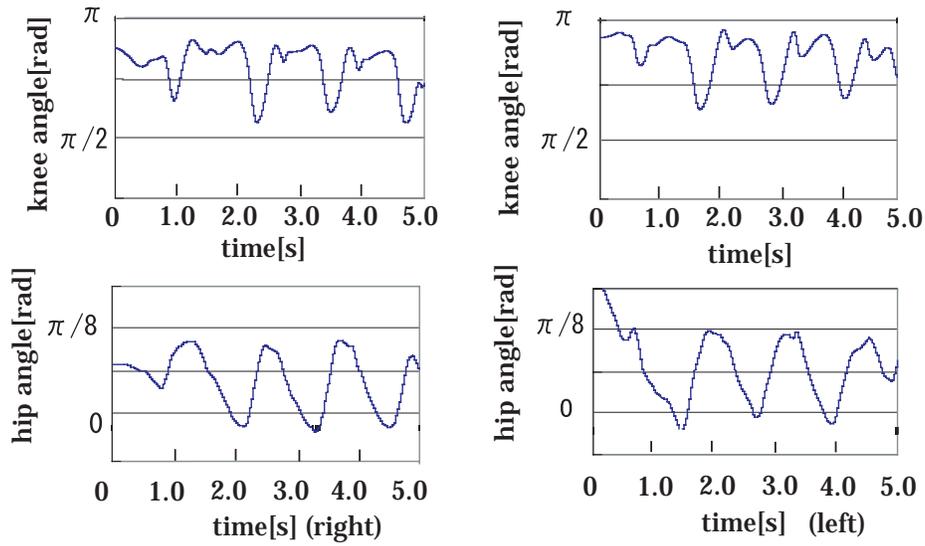


図 6.7: $\beta = 0.6$ の時の各関節角度

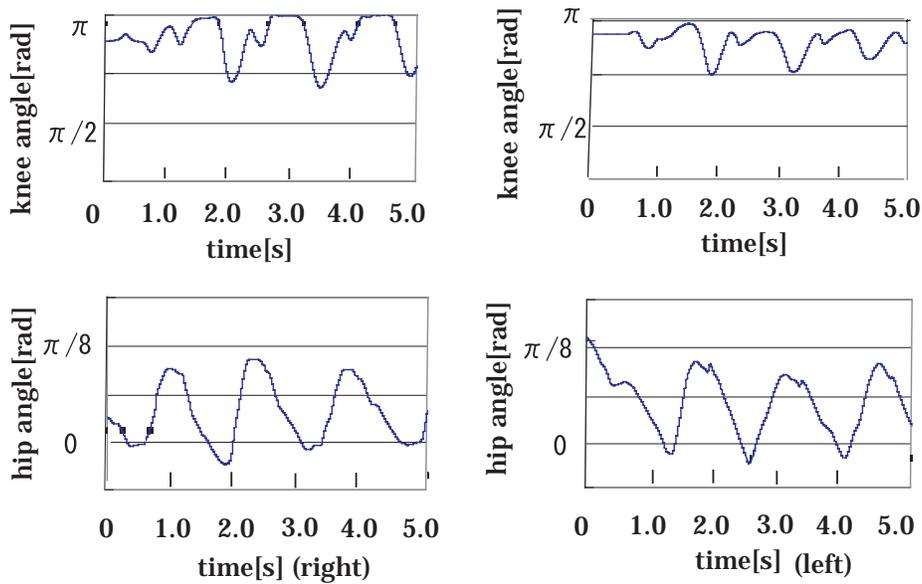


図 6.8: $\beta = 0.8$ の時の各関節角度

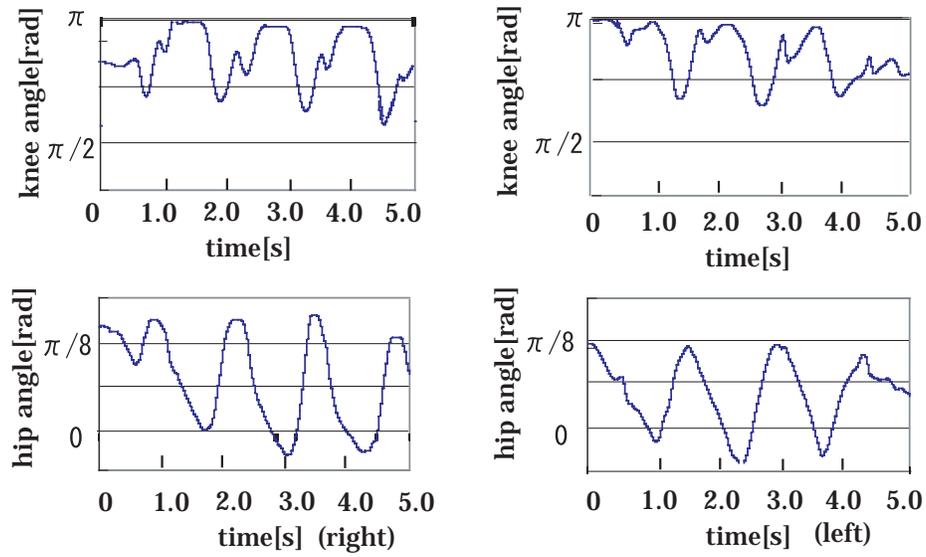


図 6.9: $\beta = 1.0$ の時の各関節角度

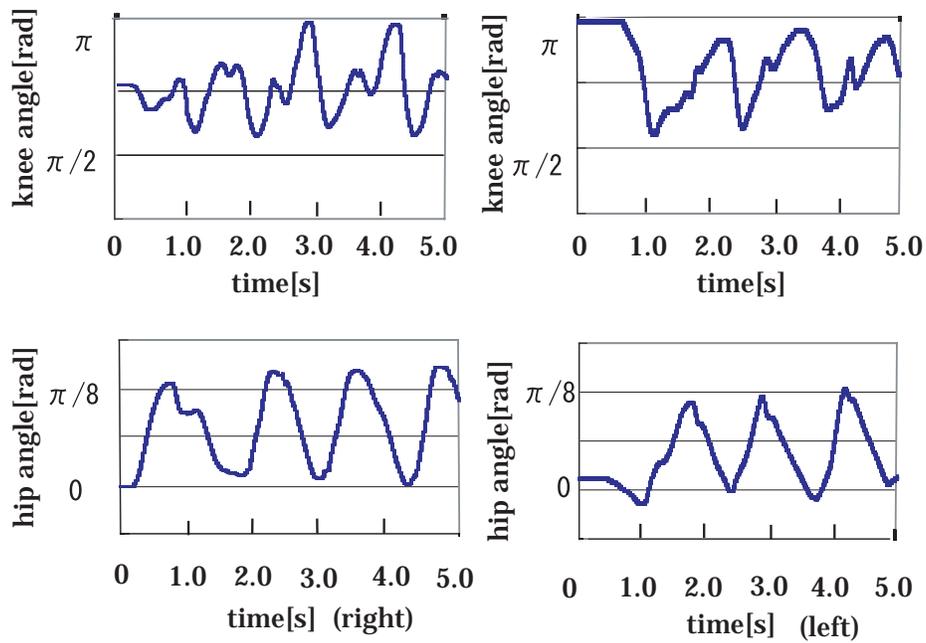


図 6.10: モーションキャプチャによる FES 歩行の各関節角度

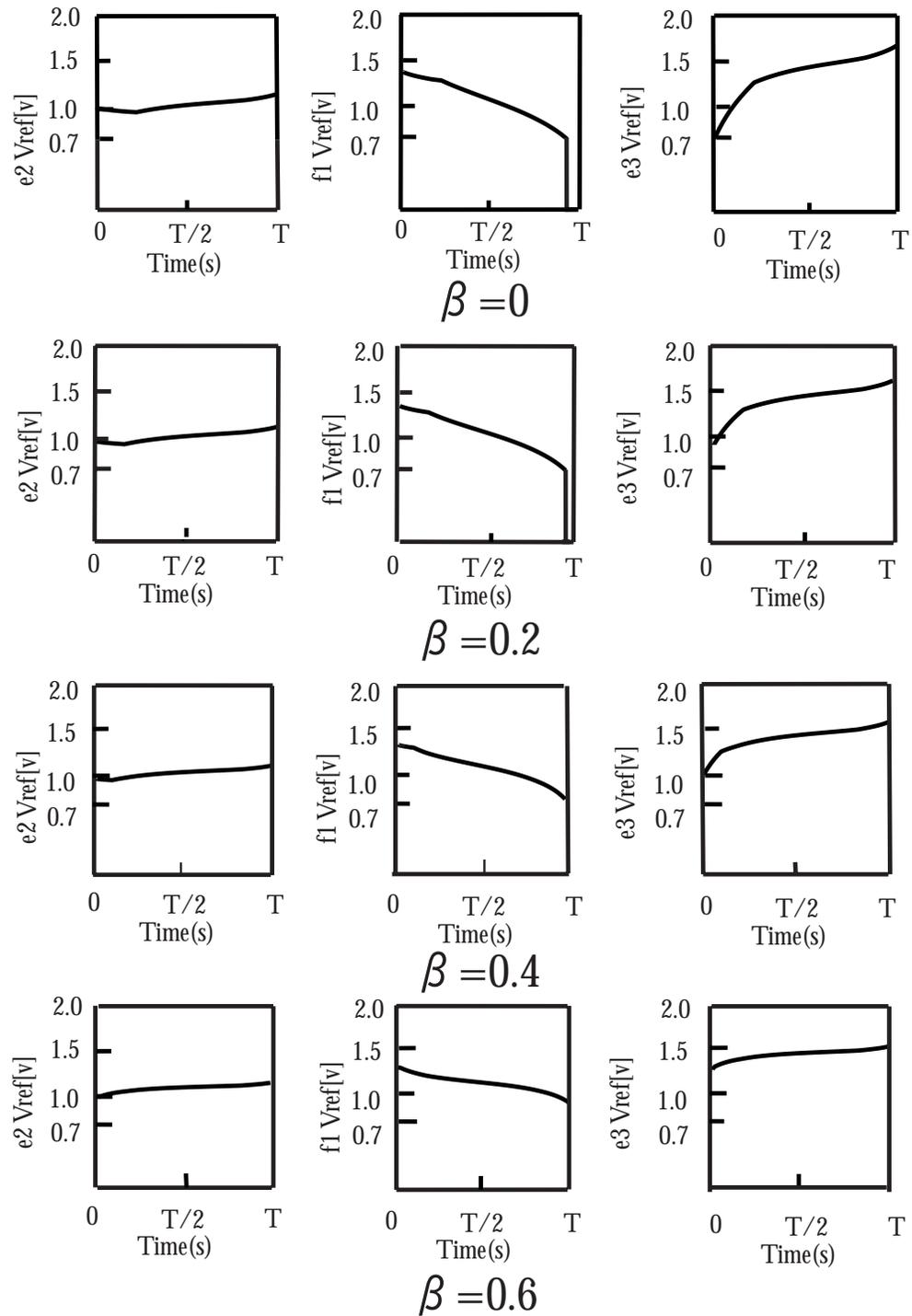


図 6.11: FES 歩行で電気刺激装置に与える指令値 1

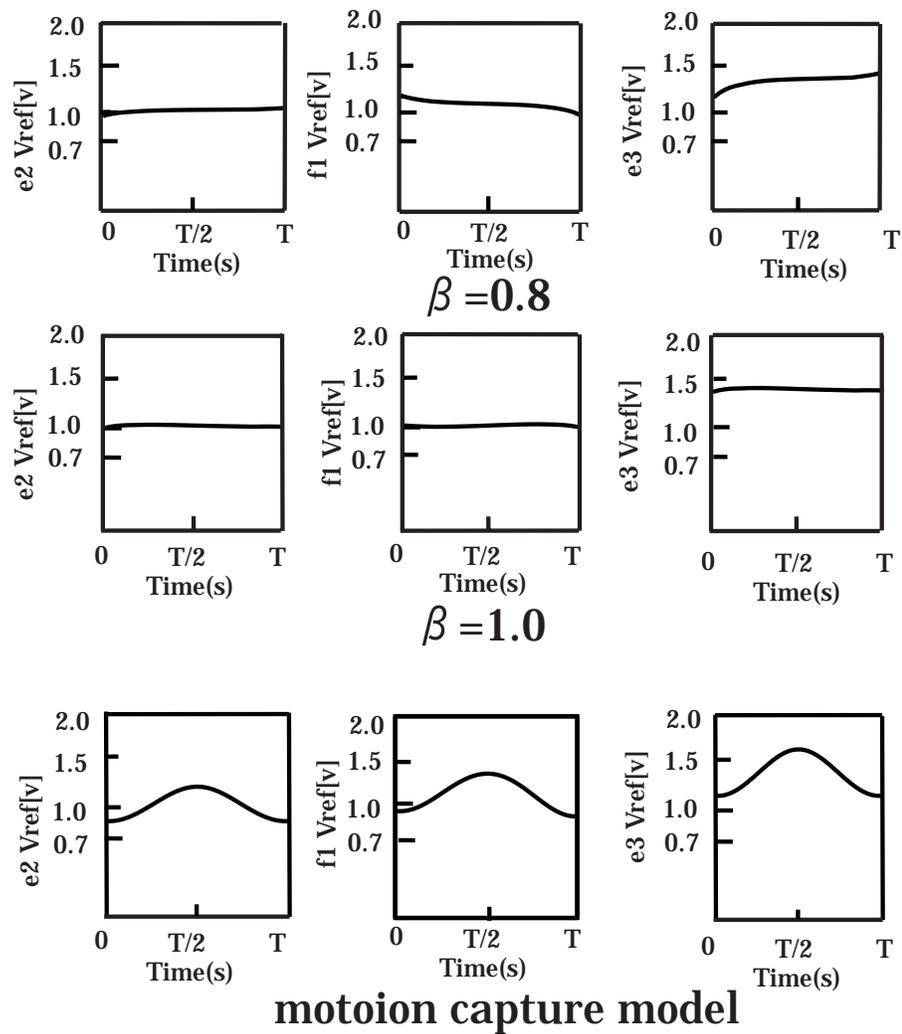


図 6.12: FES 歩行で電気刺激装置に与える指令値 2

検討

膝角度が図で大きく下がっているときは大きく曲がっている状態で、遊脚期である。そして、角度が下がった状態から大きく上がりきったときに脚先が地面に着地した瞬間である。そして着地した瞬間の衝撃を吸収しながら少し膝角度は曲がり、脚を後ろに振りながら膝角度を伸ばしてゆく。この一連の流れが歩行である。

- 筋肉の協調特性を考慮したモデルによる歩行について

パラメータ β の値が小さいときは自然な歩行が実現できているようである。脚が着地した瞬間に少し膝が曲がり、立脚期中期において立脚期中最も膝角度の曲がり大きい。また立脚終期において、立脚初期と同じ角度に戻っている。左脚と右脚の挙動も差はほとんど無く、健常脚がアシストされた側の脚の不利を補う動作もほとんど見られない。つまり、FESでアシストされた脚も、健常な脚のごとき動作をしているといえるのではないだろうか。

パラメータ β の値が大きくなると、脚先が地面に着地してから電気刺激のスイッチがオンされると電気刺激が少し強くて膝の角度が伸びきっていることがわかる。膝が曲がり過ぎることによる転倒の恐れはまったく無い。しかし膝の剛性を高めすぎること、膝の骨を痛めてしまう可能性や、前後方向の移動速度を低下させてしまう原因になることが考えられる。

このことは腰関節角度を見ても確認できる。腰関節角度が最大になるときは脚先が着地したときであるが、 β の値が小さいときは腰関節角度が最大になると直ちに減少し、脚を後ろに押し出している。これは障害がなく歩行が行われていることを意味する。しかし β が大きくなるに従い、腰関節角度が最大になった時点で横ばいになる傾向がある。これはしばらく歩行速度が減少していると考えられる。さらに、ここで与えた電気刺激は第 4 章で求めた筋肉の出力に基づいたものであるが、 β の値が大きくなれば筋肉 $f1$ と筋肉 $e3$ の求められる筋張力はほぼ同じになってくる。発揮できる筋肉張力は $f1$ の方が大きいのであるから、 β の値が大きいときは筋肉 $e3$ に無理をさせているといえる。さらに下の図に示すように、筋肉 $e3$ が脚先に発生させる力は進行方向成分に限れば速度を落とす要因になるので、不必要に張力を与える必要はない。

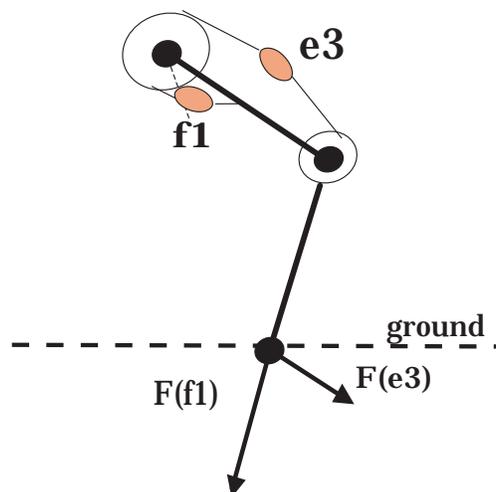


図 6.13: 筋肉 $f1$ と $e3$ の脚先に与える力方向

図 4.10、図 4.11 に示してあるとおり、パラメータが小さい間は各筋肉は周期の中のある時点であまり力を発揮していなければ、違う時点で大きく力を発揮している。逆にパラメータが大きくなると立脚期一周期を通してほぼ均等に各筋肉は張力を発揮している。このことより、各筋肉に与える電気刺激の大きさは、立脚期一周期を通して合計するとパラメータの値が変化してもほとんど同じようである。よって、筋肉の疲労という点では差はほとんど出ないと思われるが、歩行の自然さを考慮し、 β の値は小さめが良いと思われる。

- モーションチャプチャを用いて作成したモデルによる歩行について

このモデルによる FES 歩行についても、筋肉協調特性を考慮したモデルの FES 歩行の筋肉疲労の違いについて調べるため、立脚期一周期を通した電気刺激の大きさの合計は同じ程度になるように電気刺激指令値を与えた。図の角度によると、右脚と左脚の角度の挙動には少し違いがあり、安定しているとはいいいにくい。また、脚の着地したときの膝角度が浅めであるのは、歩行が安定せず歩行補助器に寄りかかり、体が前のめりになっているからである。この現象は脚が着地した瞬間のアシストされた脚のふんばりが小さいから起こると考えられる。

このモデルによる歩行の電気刺激の指令値は、歩行中立脚中期が最も大きく、立脚初期と終期が最も小さい、変動の大きいものである。

安定させるには脚が着地した瞬間にある程度の電気刺激が必要で、このモデルで安定した歩行を実現させるためには、もう少し大きな指令値が必要と考えられる。よって、安定性と筋肉疲労の緩和という観点から、一般に人間の歩行の解析に用いられているモーションチャプチャよりも、筋肉の協調特性を考慮して作成したモデルのほうが、FES の歩行へは適していると言える。

第7章 結言

7.1 本研究のまとめ

現在、我々は減少し続ける出生率と増加し続ける肢体不自由者という深刻なわが国の現状を前にしている。急務である福祉の充実を工学的に支援する「福祉制御工学」の一翼として、歩行困難者への歩行支援を FES で実現させるための提案を行った。筋肉の強調特性という、これまであまり考慮されてこなかった事柄を歩行理論に組み込み歩行モデルを作成し、FES による歩行へ応用することで、筋肉を効率よく駆動し、問題とされてきた筋肉の疲労問題を減少させ、FES を簡単に使用できるシステムへ改良した。

- 歩行モデルの作成

まず一般に歩行解析によく用いられているモーションキャプチャを用いた手法で歩行モデルを作成し、FES の歩行へ応用する手法を作成した。次に、これに筋肉の強調特性を考慮にいたした歩行モデルを提案し、効率の良い歩行パターンを見出すことの出来る手法を作成した。本手法はパラメータを変えることで各筋肉への張力を変化させることが可能であり、実験によって最適なパラメータを決定できる。

- 電気刺激の漏れの非干渉化

FES を実現化するにあたっての問題の一つは患者に負担の少ない表面電極が刺激の精度を欠くことであることは先に述べたが、この問題を解決すべく検証した。まず、歩行に必要とされる各筋肉への電気刺激を表面電極により与え脚先に出力される力をここでは取得した。そして筋肉が本来脚先に与えるべき力と取得した力を比較し、筋肉の協調特性の理論を組み入れることで、漏れ電気刺激の有効利用という形で非干渉化法を開発した。FES システムにとって重要な事柄であるといえる。

- FES を用いた歩行実験による歩行モデルの検討

作成した二つの歩行モデルに基づいて刺激パターンを決める FES 歩行の実験を行った。通常の歩行と同じ条件で比較するため、エンコーダで自然な歩行の各関節角度の変化を取得後、二つのモデルで実験を行い比較した。筋肉の協調特性を考慮したモデルによる歩行の中で、適切なパラメータを見出すことが出来た。そしてモーションキャプチャにより作成した歩行モデルを用いた FES 歩行と比較した。FES の問題の一つである筋肉の疲労を改善することが目的なので、刺激の合計量が同程度になる刺激で歩行を比較した。その結果、安定した歩行へは筋肉の協調特性を考慮して作成したモデルの適用が適当であり、効率の良い電気刺激を与えているといえる。

7.2 今後に残された課題と可能性

本論文では FES を実現化させるために、その問題点を解決するための新しいモデルの提案を行って実験を行った。実験を進めた際に、新しい課題や可能性も秘められていることが見出されたので、ここにまとめる。

- FES システムへの筋肉特有のバネ特性の概念の導入

本研究で行った実験によると、提案手法による歩行が安定していると結論付けることが出来る。ここで傾向として、脚が着地した時点の電気刺激が大き過ぎれば不必要な張力を発揮して正常な歩行の妨げになり、着地した時点の電気刺激が小さければ安定しないと言える。筋肉には自ら発揮できる能動張力と、筋長が変化したときに発生する能動張力に比例する受動張力というものが存在することが知られている。これは能動張力に比例するバネ成分であるといえる。このバネ成分を制御することで脚全体の剛性を制御することに繋がるので、着地した時点の剛性によって実験結果に差が出たと言える可能性がある。筋肉の協調特性のみならず、この筋肉そのもの特有の性質を考慮して導入するとさらに効率の良い FES システムに改良できる可能性がある。剛性を制御する場合は直接歩行に関係の無いと見られるハムストリングス (f3) の刺激も重要になると考えられるので、本論文で紹介した電気刺激の非干渉化も重要になってくる。

- 坂道や階段での昇降歩行運動への課題

本研究で作成したモデルや実験は水平な地面を歩く場合のみであったが、さらに汎用的にするため、今後坂道や階段での歩行を行うためのモデルを作成する必要がある。ここでも筋肉の協調特性を考慮すると効率的な歩行が行える可能性が高い。

研究業績

[発表:1] 福井 龍, 堀 洋一: “筋肉モデルに基づく FES(機能的電気刺激) を用いた歩行支援手法の提案”, 平成 15 年 電気学会産業応用部門大会

[発表:2] 福井 龍, 堀 洋一: “筋肉の協調特性を生かす FES(機能的電気刺激) を用いた歩行支援に関する研究”, 産業計測制御研究会 (発表予定)

謝辞

本研究を進めるにあたり、指導教官の堀洋一教授には、ご多忙のなか、貴重な御指導・御助言を頂くことが出来ました。堀教授の下で送った研究生生活は私にとって何よりも貴重で得難い経験となりました。また、研究以外の面においても様々な事柄と機会を与えていただき、私の成長を大いに助けていただきました。ここに深く畏敬と感謝の意を表し御礼を申し上げたいと思います。

研究全般に渡り、多忙な中、常に高度な技術をご教授くださった畠直輝さん、実験装置の作成にあたり、ご多忙な中、大いにご指導をしてくださった李練兵さん、平素から研究室全体の事柄に対し多くのご指導をしていただいた内田利之技術官には尊敬と感謝の意を持ちまして、御礼申し上げます。先輩として研究以外にもご助言をくださり、学生生活の心のよりどころとさせていただくことが出来た及部七郎齋さん、関弘和さん、馬澄斌さん、坂東信尚さん、呉世訓さん、張炳勳さん、李文さん、呉俊徳さん、井上友子さん、岡野隆宏さん、戴建華さんには、大いに感謝をさせていただきます。また、同期生として古川公久さん、青木健一郎さん、小玉晋也さんには共に多くのことを学ばせていただき、楽しい研究生生活を過ごさせていただきました。また、秘書の越智由里子さん、崎山秀子さん、木村麻里子さんには平素よりご面倒をおかけして、大変感謝いたしております。また、後輩の青木良文君、河島清貴君、李微君、劉小星君、呉魯君、吉田憲吾君、中村壮亮君には常に新鮮な刺激を与えていただき、研究生生活を律することが出来ました。皆様に感謝させていただきます。最後に、私の研究の拠り所として、豊富に斬新な発想をご教授くださった、熊本水頼先生、深く畏敬と感謝をこめて、御礼を申し上げたいと思います。

付録A 電気刺激回路の作成

電気刺激で筋肉を刺激して筋収縮力を得るためには、 $1[kHz]$ の正負交互のパルス電流を流すことが必要となる。そしてそのパルス幅の大きさはコンピュータ制御が出来なければならない。回路Aではファンクションジェネレータの方形波信号を正負交互のパルス信号に変換する。そして回路Bではそのパルス信号の振幅をコンピュータ信号(0-2V)で、比例倍増する。そして回路Cでさらに筋肉を動かせるように比例倍増する。

- 各回路

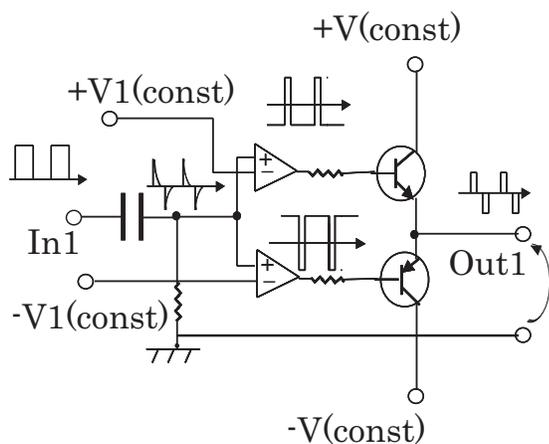


図 A.1: 回路 A : 単パルスを副パルスに変換

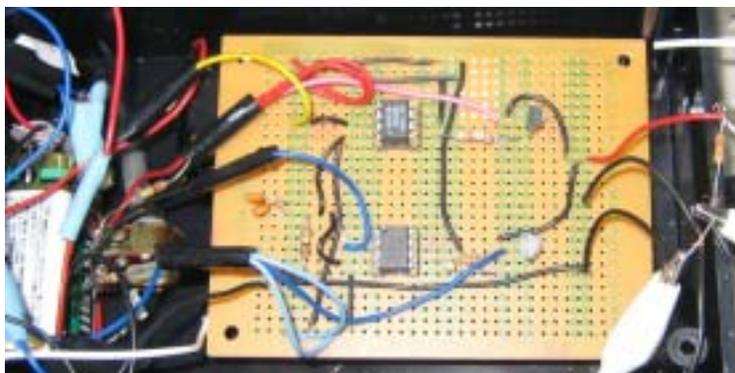


図 A.2: 回路 A

この回路 A ではファンクションジェネレータの方形波信号を正負交互のパルス信号に変換する。まず方形波信号を $In1$ から微分回路に入力し、微分波形をオペアンプに入力することになる。図のオペアンプの上段は微分波形が $V1$ を超える時のみ $+v$ のパルス信号をトランジスタに送り、トランジスタを導通させる。オペアンプ下段も同様に負方向に対しておこなう。そうして出力をあわせるとパルス幅約 V のパルス波形信号が $Out1$ より出力される。

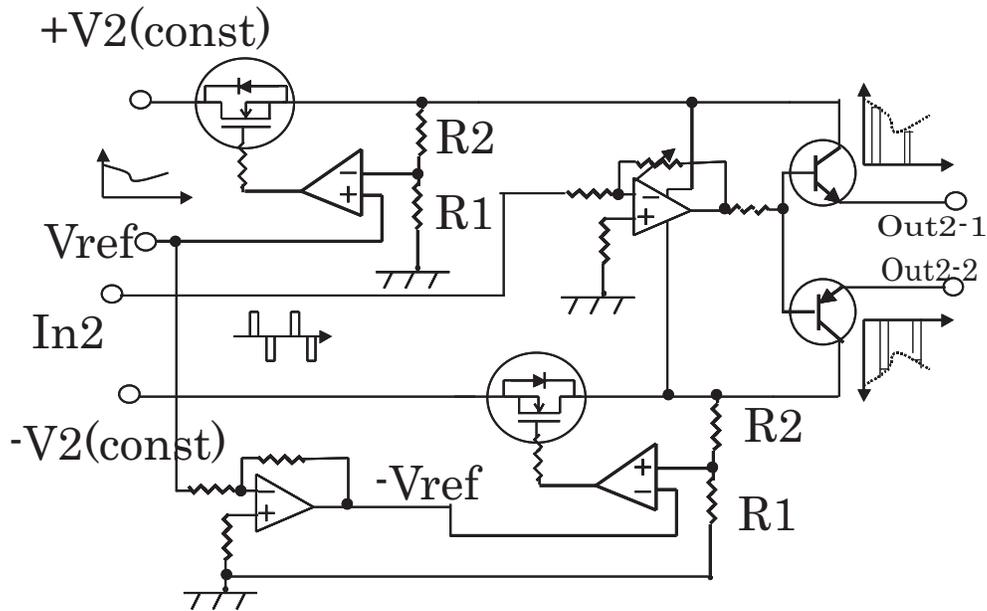


図 A.3: 回路 B:パルス幅を PC で決める

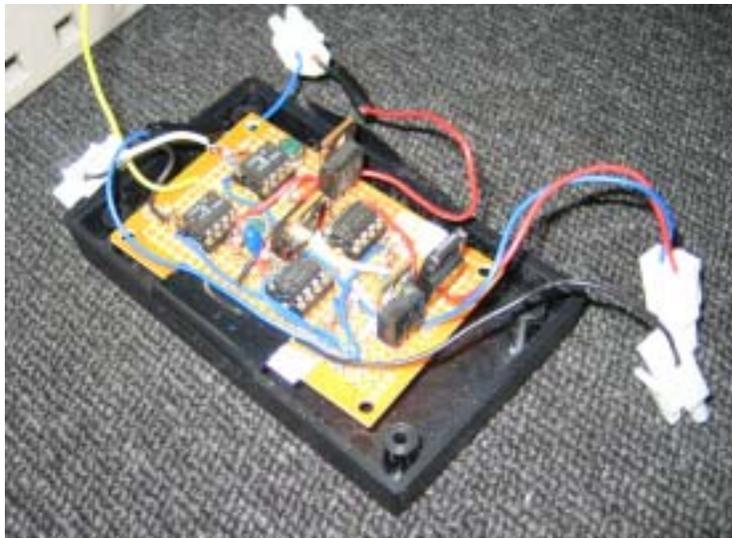


図 A.4: 回路 B

次に回路 B でそのパルス信号の振幅をコンピュータ信号 (0 – 5V) で、比例倍増する。まず左上のオペアンプに PC からの指令値 V_{ref} を入力、右下のオペアンプに $-V_{ref}$ の指令値を入力することで、指令値の増幅された電圧が右上のオペアンプと出力部のトランジスタにかかる。そうして入力端子 $In2$ に回路 A の $Out1$ からのパルス信号を入力することで、 V_{ref} を $(R1 + R2)/R1$ 倍に増幅されたパルス信号がトランジスタのベースに届き、出力端子 $Out2 - 1$ 、 $Out2 - 2$ からパルス幅 $\pm V_{ref}$ を $(R1 + R2)/R1$ 倍にしたパルス信号が出力される。

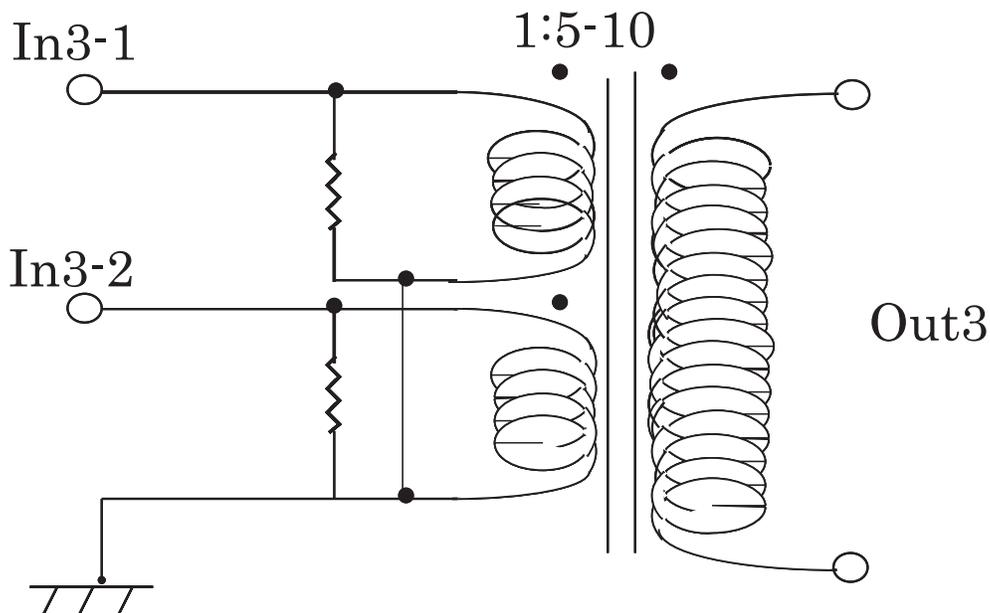


図 A.5: 回路 C:さらに増幅

回路 B ではオペアンプの耐圧が正負 22[V] なので、それ以上の電圧のパルスは出ない。それを回路 C のようなトランスで筋肉が収縮するために十分な大きさのパルスに変換する。回路 C の入力端子 $In3 - 1$ には回路 B の $Out2 - 1$ からの信号、 $In3 - 2$ には $Out2 - 2$ からの信号を入力する。変圧比が 1 : 5 の場合、人間の筋肉 (約 1[kw]) に最大で 100[mA] のパルスを流す時に一次側に 500[mA] のパルス電流が流れるが、回路 B の FET とトランジスタはそれを上回る最大定格のものを選んでいる。

参考文献

- [1] 厚生労働省ホームページ <http://www.mhlw.go.jp/toukei/itiran/index.html>
- [2] 泉南市ホームページ <http://www.city.sennan.osaka.jp/tokei/barrierfree/syougaisya.htm>
- [3] 筑波大学山崎研究室:
<http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/web/oldmember/fujiwara/easyFES2J.html>
- [4] Liberson WT, Holmquest HJ, Scott D, Dow M: “Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients.”, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 42, 101-105, 1961.
- [5] Reswick JB: “A brief history of functional electrical stimulation.”, *In Neural Organization and its Relevance to Prosthetics, Year Book, Chicago*, pp3-15, 1973.
- [6] I. Cikajlo and T. Bajd: “Swing phase estimation in paralyzed persons walking”, *Technology & Health care*, 2002.
- [7] 川村次郎: “機能的電気刺激法-表面電極法”, *日本災害医学界会誌*, No. 36, pp22-28, 1988.
- [8] 半田康延, 星宮学: “麻痺上肢への機能的電気刺激”, *信州医誌*, No. 31, pp389-401, 1983.
- [9] 高橋博達, 亀山順一, 半田勉, 市江雅芳, 半田康延, 星宮学: “機能的電気刺激による下肢の動作再建”, *日本パラプレジア医学会雑誌*, No. 4, pp278-279, 1991.
- [10] M. Ferrarian, E. D’Acquisto, A. Mingrio and A. Pedotti: “An experimental PID controller for knee movement restoration with closed loop FES system”, *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Society, Amsterdam*, 1996.
- [11] Gwo-Ching Chang, Jer-Junn Luh, Gon-Der Liao, Jin-Shin Lai, Cheng-Kung Chebg, Bor-Lin Kuo and Te-Son Kuo: “A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation”, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 1, 1997.
- [12] 宮脇和人, 大日方五郎: “FES 歩行のための下肢冗長筋の運動学的解析”, *日本機械学会論文集 C*, Vol. 65, No. 636, 1999.

- [13] 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”,精密工学会誌, Vol. 67, No. 6 ,2001
- [14] 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ロボットアームの機能的特性”,精密工学会誌,Vol.66, No. 1 ,2000