

厚生労働科学研究費補助金

障害保健福祉総合研究事業

中枢性下肢麻痺者の歩行運動再建システムの開発

平成 16 年度～18 年度 総合研究報告書

主任研究者 渡邊 高志

平成 19 (2007) 年 3 月

## 目 次

### I. 総合研究報告

中枢性下肢麻痺者の歩行運動再建システムの開発  
渡邊高志 ----- 1

II. 研究成果の刊行に関する一覧表 ----- 35

III. 研究成果の刊行物・別刷 ----- 41

## I. 総合研究報告

## 中枢性下肢麻痺者の歩行運動再建システムの開発

主任研究者 渡邊高志 東北大学情報シナジーセンター 助教授

### 研究要旨

本研究は、機能的電気刺激（FES）を利用して、脊髄損傷や脳血管障害などに起因する運動機能麻痺者の歩行再建システムを開発することを目的とした。第1に、計算機シミュレーションによる下肢FES制御方式の開発を可能にするために、FES制御に関する研究で計算機シミュレーションが有用であることを示し、歩行制御へ適用可能な筋・骨格系の電気刺激応答モデルを構築した。これを用いて、遊脚期を制御するcycle-to-cycle制御のファジィ制御器の有効性を示し、健常者の筋活動様式に類似する制御、表面電気刺激を用いた制御を可能にし、そして、健常被験者での実験的検討を実施して臨床的実現可能性を示した。また、フィードバック誤差学習のFES制御への適用についても計算機シミュレーションで実現可能性を示し、その適用方法を改良して学習初期から誤差を低減することに成功し、手関節の2自由度運動制御への拡張可能性を示した。第2に、局所的筋電駆動型下肢FES制御方式を実現するシステムの設計と試作、および、臨床試験と改良を繰り返し、本方式が不全片麻痺患者の歩行補助として簡便かつ有効であることを臨床的に確認した。第3に、患者の歩行訓練方式の開発を目指して、下腿の傾斜角度の推定に有効な信号処理方法を開発した。また、ジャイロスコプによる関節角度計測と歩行期の検出法を検討し、健常者での歩行計測実験から実用性を確認した。第4に、麻痺患者がシステム操作を行うためのユーザインターフェイスについて検討し、特徴的動作を人工神経回路で認識して利用する方法の検出精度の改善と評価を実施して有効性を確認し、眼電図を利用する方法の信号計測・解析技術の有効性を示した。また、脳波を用いる方法を検討し、運動イメージからコマンド検出が可能になることを示唆する結果を得た。さらに、患者への情報提示を行う方法として、皮膚電気刺激による移動感覚で形状などの情報を直感的に伝達する方式の実現可能性を示した。

### 〔分担研究者〕

二見亮弘（福島大学共生システム理工学類・教授）  
古瀬則夫（宮城工業高等専門学校・助教授）  
加納慎一郎（東北大学大学院工学研究科・助手）  
半田康延（東北大学大学院医学系研究科・教授）  
Imre Cikajlo（東北大学大学院工学研究科・日本学術振興会外国人特別研究員、H16年度まで）

### A. 研究目的

神経系の傷害や諸疾患による肢体不自由者において、歩行等の移動能力の低下は精神的・身体的機能の劣化と共に、社会的活動性の低下をもたらす。このような場合は一般に車椅子が用いられるが、下肢を運動させる頻度は極端に減少し、下肢・体幹の廃用性変化を助長させることが多い。このような患者に対する運動機能再建として、これまで、筋・神経に対する機能的電気刺激（FES）を用いて、椅子からの起立、

立位保持、装具や歩行器を併用した歩行、足漕ぎ車椅子などの開発が進められており、重要な成果が得られつつある。

しかしながら、脊髄損傷による中枢性下肢麻痺者の多くに対して実用的な歩行を提供できる運動機能再建手法はこれまでなく、下肢FESによって歩ける患者は上肢機能が特に優れる場合に限られていた。本研究は、下肢麻痺者の歩行の再建に関して、これまでの研究成果では不十分であった部分を補うための問題解決と制御手法の開発を行い、より多くの肢体不自由者のさらなる社会参加を可能にすることを目指す。下肢麻痺者が車椅子で移動した後に、FESなどの補助を得て、自分の筋力で立って室内等の範囲を移動できることは、より患者の家庭内自立や社会的自立を促し、介護者の負担をも軽減すると期待される。

本研究では、下肢麻痺者の歩行をより安全に、かつ実用的に実現するFESシステムの開発を

目的とし、歩行の FES 制御を対象とする筋・骨格系の電気刺激応答モデリングとそれを用いた FES 制御方式の開発、筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発、歩行中の姿勢計測と歩行訓練方式の開発、運動機能麻痺者が FES システムを操作するためのユーザインターフェイスの開発などを行った。

## B. 方法

### 1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

#### (1) 筋・骨格モデルの実験的検討

実験上の難易度を考慮して、上肢を対象とした FES 制御実験により筋・骨格モデルの実験的評価を行った。上肢 FES 制御のための筋・骨格モデルの概略を次に述べる。

電気刺激により発生する筋収縮力  $F_{CE}$  とトルク  $\tau_{CE}$  は、(1), (2)式により求めた。

$$F_{CE} = a(t)k(l)h(v)F_{max} \quad (1)$$

$$\tau_{CE} = F_{CE} \cdot r_f(\theta) \quad (2)$$

ここで、 $a(t)$ : 筋の活動度、 $k(l)$ : 長さ-張力関係、 $h(v)$ : 収縮速度-張力関係、 $F_{max}$ : 最大筋張力で、 $t$  は時間、 $l$  は筋長、 $v$  は筋収縮速度、 $r_f(\theta)$  はモーメントアームである。 $a(t)$  は(3)式の筋のリクルートメント特性  $u(s)$ 、時定数  $t_r$ ,  $t_f$  を有する(4)式の活性化ダイナミクスにより求めた。

$$u(s) = s_c \cdot \tanh(sh^{REC}(s - x_c)) + y_c \quad (3)$$

$$\frac{da}{dt} = \frac{1}{t_r}(u(t) - a(t))u(t) + \frac{1}{t_f}(u(t) - a(t)) \quad (4)$$

(3)式で  $s$  は規格化刺激強度、 $s_c$ ,  $sh^{REC}$ ,  $x_c$ ,  $y_c$  はパラメータである。 $k(l)$  は、筋の最適長  $l_o$  を用いて(5)式で表し、 $h(v)$  は、最大筋収縮速度  $v_{max}$  を用いて(6)式で表した。

$$k(l) = 1 - \left( \frac{l - l_o}{0.5l_o} \right)^2 \quad (5)$$

$$\left. \begin{aligned} v \leq 0: & \quad h(v) = \frac{v_{max} - v}{v_{max} + 2.5v} \\ v > 0: & \quad h(v) = 1.3 - 0.3 \cdot \frac{v_{max} + 2.5v}{v_{max} - (2.5)^2 v} \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

$F_{max}$  は、筋の生理学的断面積  $PCSA$  から(7)式で表した。

$$F_{max} = PCSA \times 2.2 \quad (7)$$

受動粘弾性要素によるトルク  $\tau_p$  は、各関節での運動ごとに(8)式で記述し、これにより関節可動域も表現した。

$$\tau_p = k_0\theta + b_0\omega + k_1(\exp(k_2\theta) - 1) \quad (8)$$

上式で、 $\theta$  は関節角度、 $\omega$  は角速度である。

骨格モデルは、肘関節の屈曲/伸展、前腕の回内/回外、手関節の掌屈/背屈と橈屈/尺屈の運動を制御可能にした。肩関節は屈曲/伸展と回旋において任意の角度で固定できる。モデルに含めた筋は、各関節での運動に関する 15 個の主動筋を選択した。

この筋・骨格モデルを用いて、これまでに開発してきた多チャンネル PID 制御法について計算機シミュレーションを行い、健常被験者での制御結果と比較した。制御対象は手関節の掌屈/背屈、橈屈/尺屈の 2 自由度運動とし、短/長橈側手根伸筋 (ECR と表記)、尺側手根伸筋 (ECU)、橈側手根屈筋 (FCR)、尺側手根屈筋 (FCU) を電気刺激して制御した。また、上肢の姿勢が異なった場合の制御、筋モデルの非線形特性を線形近似した場合の影響についても実験的検討を行った。

筋・骨格モデルでは、脱力姿勢や筋のステップ応答について、健常者で測定された結果をもとにパラメータを調整した後、筋・骨格系の入出力特性の形状が、対象とする健常被験者での測定結果に大まかに合うようにモデルパラメータを調整した。

#### (2) 下肢筋・骨格モデルの構築とシミュレーションシステムの開発

麻痺側が立脚期にある場合を含めて、FES 歩行の計算機シミュレーションを行うために、歩行を表現する新たな筋・骨格モデルの構築を行った。現在のモデルを拡張し、股関節、膝関節、足関節の制御を行えるようにし、立脚(健側)が遊脚(麻痺側)に推進力を与えたり、床面との接触状態による床反力が与えられたりすることが可能となるような両脚の相互作用を含めた構造とし、かつ、麻痺側が立脚期になった場合を考慮し、上肢や体幹の質量も含めた筋・骨格モデルとした。これにより、片麻痺者を想定した歩行の遊脚期の FES 制御の計算機シミュレーションを実現可能にする。

また、筋骨格モデルを用いた計算機シミュレーションシステムを実現するために、シミュレーション用ユーザインターフェイスの設計と計算機上への実装を検討した。

## 2. 筋骨格モデルを利用した実用的下肢 FES 制御方式の開発

### (1) cycle-to-cycle 制御による遊脚期の制御

#### a) ファジィ制御器の有効性の検討

床反力を含めない遊脚のみの筋・骨格モデルを利用し、ファジィ制御器を用いた cycle-to-

cycle 制御の計算機シミュレーションによる評価を行った。cycle-to-cycle 制御では、筋の刺激強度を一定として、筋を刺激する順序（電気刺激スケジュール）は事前に決めておき、各筋を刺激する時間（刺激バースト時間）を制御器により自動的に決定する。この刺激バースト時間の自動決定を計算機シミュレーションにより検討した。刺激バースト時間の初期値は 0s とし、200 歩の遊脚期のシミュレーションを行った。制御した角度と目標角度との誤差が  $\Delta\theta$  以下になったときに、制御する各関節角度が目標値に達したとした。 $\Delta\theta$ は、健常者の歩行計測において、各被験者での目標値における角度のばらつきを標準偏差で表し、その平均値を求めて決定した。シミュレーションでは、基準ヒトを表現するパラメータを決定し、20 人の異なる筋・骨格特性のヒトを、基準ヒトモデルのパラメータを変えることで表現した。

図 B-1 に、設計した各筋への刺激スケジュールを示す。健常者の歩行遊脚期の関節角度軌跡を基に関節運動を解析し、筋の機能を考慮して試行錯誤的調整を加えて、各筋が制御する関節角度と印加タイミングを決定した。

次に、立脚及び床反力を含めた歩行を表現するモデルを用いて、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器による遊脚期の制御を行った。なお、本制御法では、片麻痺者を対象としているため、立脚（健側）の各関節角度は健常者の歩行時の角度軌跡をモデルに合わせて修正して入力した。また、遊脚の各関節角度の初期値は健常者の歩行における対応する関節角度と一致させた。

b) 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

前述の制御法に基づいて、健常者の歩行中の筋電図に基づいた電気刺激スケジュールを作成したが（図 B-2(a)）、歩行動作を適切に再建することはできなかった。その方法では、大腿直筋が遊脚開始直後の最大膝屈曲角度と遊脚終了時の膝関節角度を直接制御するファジィ制御器を構成していた。そこで、大腿直筋の作用を股関節屈曲として、遊脚開始後の股関節最大屈曲角度と遊脚期の最終姿勢の股関節角度を大腿直筋が制御するファジィ制御器を構成した。これにより、刺激スケジュールを図2(a)から図2(b)に修正した。この方法について、構築した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより検討を行った。

c) 表面電気刺激を用いた制御の検討

上記a), b)では、深部に位置する腸腰筋も制

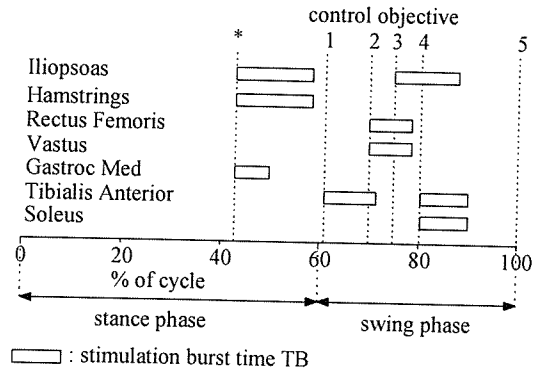
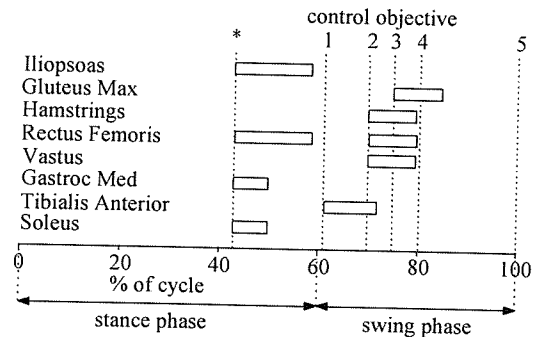
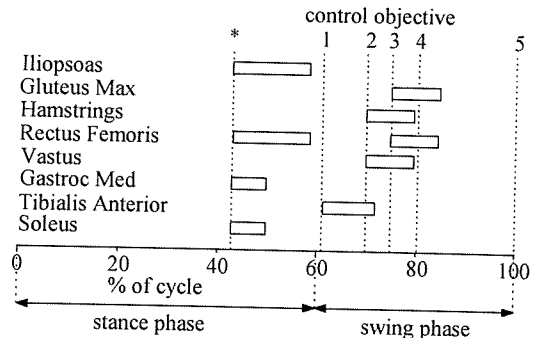


図 B-1 電気刺激スケジュール。\*: 遊脚開始, 1: 足関節の最大底屈角度の検出時, 2: 膝関節の最大屈曲角度の検出時, 3: 股関節の最大屈曲角度の検出時, 4: 足関節の最大背屈角度の検出時, 5: 遊脚の最終姿勢（着床）。



(a) 以前の制御法でのスケジュール



(b) 修正した制御法でのスケジュール

図 B-2 筋電図に基づく電気刺激スケジュール。  
\*, 1~5 は図 B-1 を参照。

御対象としていたため、表面電極を用いる場合には股関節屈曲動作を十分に獲得できないことが予想された。表面電気刺激は、簡便に使用できることから、臨床応用のみならず FES 制御法の実験的評価にも広く利用可能であり、また、FES を希望する麻痺者にとっての導入としても有用であるので、本制御法による歩行制御も表面電気刺激で可能になることが望まれる。

大腿直筋は膝関節伸展と股関節屈曲の作用を持つ2関節筋であり、表面電気刺激が可能な筋である。そこで、股関節屈曲動作のための筋として、腸腰筋ではなく大腿直筋を制御するようにファジィ制御器を修正し、電気刺激スケジュールを変更した(図B-3)。すなわち、遊脚期の股関節の最大屈曲角度と最終姿勢(着床)での角度が大腿直筋により制御される。

ところで、腸腰筋の代わりに大腿直筋を電気刺激することで、遊脚期開始から膝関節角度が伸展されることになり、膝関節の最大屈曲角度が目標関節角度へ到達できないことも考えられる。そこで、図B-3において、遊脚期開始時にハムストリングスへの電気刺激が有る場合と無い場合の刺激スケジュールについて、計算機シミュレーションにより、表面電気刺激への適用可能性を検討した。

#### d) 健常被験者での実験的検討

cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器による遊脚期の制御法について、健常者の膝伸展角度の制御を対象に、臨床的実現可能性の実験的検討を行った。今回の実験では、制御器の基本的な能力を評価することを目的とし、座位での膝関節最大伸展角度を制御対象とした。最初に、これまでに開発してきた cycle-to-cycle 制御を適用するために、制御された関節角度の極大値や極小値、制御の開始タイミングを自動

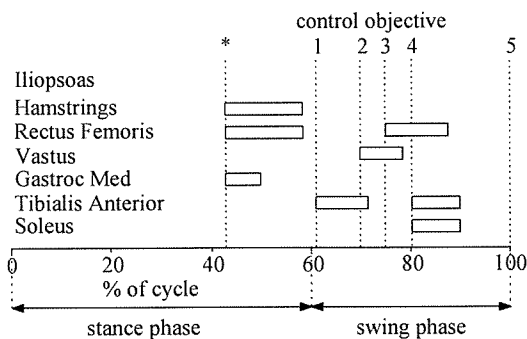


図 B-3 表面電気刺激を考慮した電気刺激スケジュール。\*, 1~5は図 B-1を参照。

的に検出する方法を検討した。次に、検討した方法を、これまでに開発してきた制御アルゴリズムとともに実験システムとして実装した。ファジィ制御器のパラメータは、メンバシップ関数のパラメータのゲイン係数を調整することで被験者間での差異を吸収できるようにし、制御実験の前にそのゲイン係数を実験的に決定して、制御実験時には固定とした。

実験では、健常被験者1名の左側広筋群(内側広筋と外側広筋)を表面電極(F-150, 日本光電)で電気刺激することで膝関節角度を制御した。刺激パルスのパルス幅は200 $\mu$ s, 周波数は20 Hzで固定とした。関節角度の計測は、ゴニオメータ(M180, Penny & Giles)を使用した。被験者は、下肢が床に届かない台に座り、制御実験中は脱力した。最大膝伸展角度の目標値は、30deg(最大伸展を0deg)とし、刺激バースト時間TBの自動生成により制御器の能力を評価した(TBの初期値を0sとした)。1回の試行で、30歩以上に相当する制御を実施し、筋疲労の影響を考慮して15~20分の間隔で計3試行を1日分として実施した。

#### (2) 学習型 FES 制御方式の検討

図 B-4 に示すようなフィードバック誤差学習(FEL)を用いた FES 制御をモデルシミュレーションで検討した。これは、制御を行いながら、閉ループ制御器の出力を誤差信号としてニューラルネットワーク(ANN)を学習させて逆ダイナミクスモデル(IDM)を獲得し、開ループ制御器を構築する。そして、開ループ制御器と閉ループ制御器の刺激出力の和に刺激閾値を加えて、刺激最小値と最大値で制限した刺激強度を制御対象へ印加して制御を行う。

最初に、手関節の掌屈/背屈運動を橈側手根伸筋群(ECR)と尺側手根屈筋(FCU)へ電気刺激を与えて制御することを対象とし、周期2sの正弦波軌道(1回6周期)への追従制御を行った。閉ループ制御器には我々が開発した多チャンネルPID制御器を、開ループ制御器には3層ANN(入力層, 中間層, 出力層のニューロ

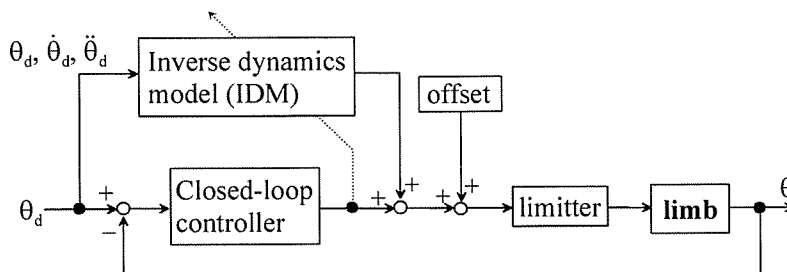


図 B-4 本研究で検討したフィードバック誤差学習を利用した FES 制御系

ン数は 18, 18, 2) を用いた。ANN の学習は、誤差逆伝搬法を用いて、一括更新により行った。入力には、現時刻から 5 時刻先までの目標角度とそれらの 1 階微分と 2 階微分を与えた。ANN の出力関数はシグモイド関数とした。

次に、上記のフィードバック誤差学習 (FEL) による FES 制御法では、学習の初期段階で制御の誤差や遅れが大きい場合があった。これに対し、PID 制御器の出力が刺激最大値より大きい、または刺激最小値より小さい場合、それぞれ刺激最大値、刺激最小値に更新して次の時刻で用いることで、積分誤差の増大による応答の遅れを改善することが可能になる。しかし、ANN の学習で用いる誤差信号は正負両方の値を必要とする。そこで、誤差信号として PID 制御器の出力変化分を用いることとした。ANN の構造はこれまでと同様とし、従来の FEL 制御器および提案した FEL 制御器による制御結果を比較した。刺激した筋は、ECR と FCU である。目標軌道は、周期 2 秒の正弦波軌道とし、6 周期分を 1 セットとして一括更新により学習を行った。

そして、改良した FEL 制御器を用いて、4 筋電気刺激による手関節の 2 自由度運動制御の検討を行った。刺激した筋は、ECR、FCU に加え、尺側手根伸筋 (ECU)、橈側手根屈筋 (FCR) である。目標軌道は、周期 3 秒の円運動とした。学習は 6 周期分を 1 セットとした。ANN の入力層、出力層のニューロン数は、 $k=36$ ,  $m=4$  としたが、中間層のニューロン数は変更しなかった ( $l=18$ )。

## 2. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

### (1) 筋電駆動型 FES とその局所的適用

筋電駆動型 FES とは、随意的な EMG を制御信号として用いる FES のことであり、下垂足矯正など、不全下肢麻痺者の歩行支援にも使えることが古くから知られている。例えば、図 B-5 に示すように、健側足が接地して腓腹筋やヒラメ筋が活動していることを EMG で検出し、その振幅に応じて患側の前脛骨筋を電気刺激すれば、歩行動作中の下垂足矯正が可能になる。

筋電駆動型 FES の方法を図 B-6 に示すように膝伸展筋群に適用すると、中枢性の障害によって十分な運動指令が筋に到達しないことによって膝伸展力が不足している患者の歩行を支援することができる。この場合、膝伸展筋群の中の随意的 EMG が比較的大きく観測できる筋から EMG を導出し、随意的 EMG が小さい筋を刺激対象とする。このように、一つの筋



図 B-5 筋電駆動型 FES による下垂足の矯正の原理。健側 (図では右足) の立脚期に患側の足を背屈させる刺激を発生させ、患側の足先が地面に引っかかって起きる転倒の危険を低減させる。

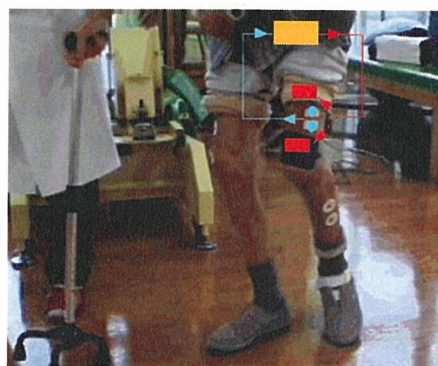


図 B-6 局所的筋電駆動型 FES による膝伸展筋支援の原理。膝伸展筋群である大腿四頭筋の随意的張力が不足している患者では、例えば外側広筋の活動時に大腿直筋を含む大腿四頭筋を刺激することで、膝伸展力を増大させることができる。外側広筋は大腿四頭筋の一部である。

または筋群において EMG 導出と電気刺激を行うものを局所的筋電駆動型 FES という。このシステムは、膝伸展筋群への支援の目的だけでなく、前述した下垂足矯正など他の目的にも利用できる。これは、筋電計測電極と刺激電極を兼用せず、別の電極とすることによって可能となった特長であるが、上肢など対象筋が小さい場合には、電極貼付に必要な皮膚表面の面積が十分にとれないため、いくつかの問題 (電気刺激による痛みと筋電電極のインピーダンス増大など) が生じると考えられる。

### (2) 制御方式と設計

局所的筋電駆動型 FES では、刺激波形自体、刺激によって生じた遠心性の運動神経活動による EMG (M 波)、刺激によって生じた求心性の感覚神経活動が脊髄を介した反射で生み



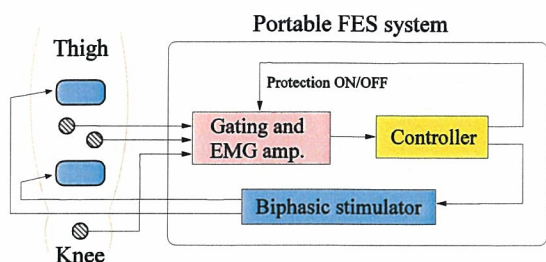


図 B-7 局所的筋電駆動型 FES 方式の概要. 膝伸展筋群に適用する場合.

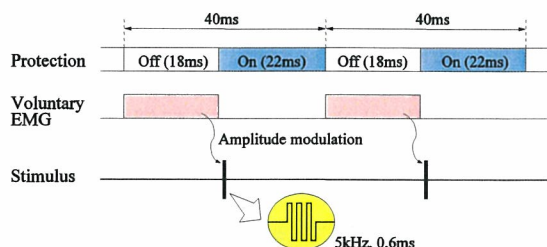


図 B-8 筋電計測と刺激発生の時間関係. 約 18ms 間の筋電計測結果の大小に応じて刺激レベルを調節する. 刺激後の約 22ms 間は, 筋電増幅器の入力保護スイッチを ON にしてその利得を 0 にする. アナログ回路による信号処理で実現が可能.

だす EMG (H 波など) が, 脳からの指令による随意的な EMG に混入することになる. この問題を避けるため, 周期的な刺激パルスの発生直後からしばらくは, 筋電信号を増幅しない区間を設けて時分割的に刺激と筋電計測を繰り返す必要がある. このような時分割方式によって同一筋での EMG 計測と皮膚表面電気刺激を可能にするために, 我々は図 B-7 に概要を示すような計測・制御システムを構成した. その構成要素は, 筋電計測用電極, 計測用保護回路, 筋電増幅回路, 筋電振幅を刺激振幅に変換する回路, 昇圧回路, および皮膚電気刺激用電極である. 筋電計測と刺激発生の時間関係は図 B-8 に示す通りである.

我々はこのシステムを, まずパーソナルコンピュータと AD/DA 変換器を用いた試験システムとして実装した (図 B-9). 次にその機能を, 足底圧センサを用いた下垂足用 FES システム (図 B-10) に導入して, 携帯型の局所的筋電駆動型 FES システム (図 B-11) を試作した. これを脊髄梗塞による下肢片麻痺下垂足に適用した例を図 B-12, B-13 に示す. ケーブル類はズボンの中に隠れる. 足首付近はコードレスであるため, 靴や靴下の脱ぎ履きには支障がない.

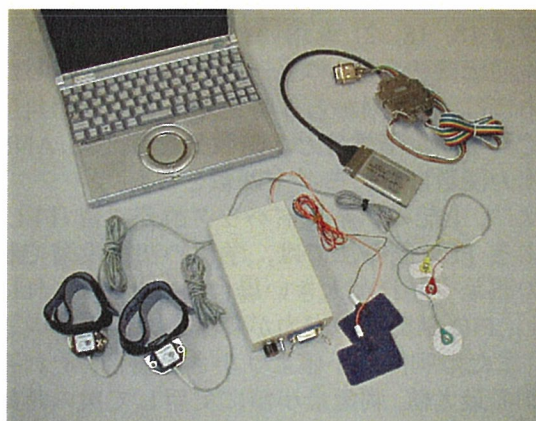


図 B-9 PC と AD/DA 変換器を用いた局所的筋電駆動型 FES 試作システム. 筋電電極は 1 枚数十円で, 約 1 週間程度使用可能.

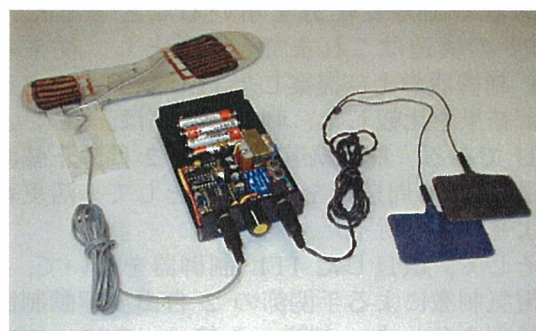


図 B-10 足底圧センサを用いた下垂足用 FES 試作システム. この方法は, 足底圧センサの耐久性に問題がある.

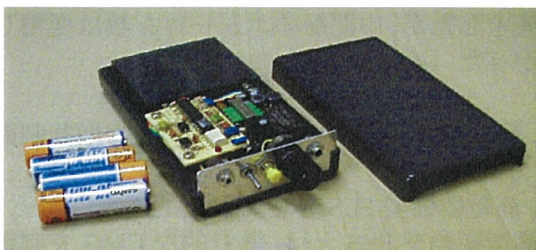


図 B-11 携帯型の局所的筋電駆動型 FES 試作システム. 電極とケーブルを除く本体重量は, 単 3 型の Ni-H 充電電池 4 本を含めて約 328g である.

### (3) 適切な刺激波形の選択 (発生張力)

図 B-14 に示すように, 皮膚表面電極による FES は, 運動神経のみならず皮下の一部の各種感覚神経も一斉に興奮させ, それらの興奮が脳に伝搬するとピリピリという電気刺激感覚として知覚される. また, 刺激の強度が大きい場合には不快感や痛みを伴って知覚される. 感覚神経と運動神経には, その体内での位置の違い (刺激電極からの距離の違い) があることに加えて, 神経線維の太さの違いによって電気刺激



図 B-12 健側の足の底屈筋 EMG で患側の足の背屈筋を FES 制御する場合の電極装着例

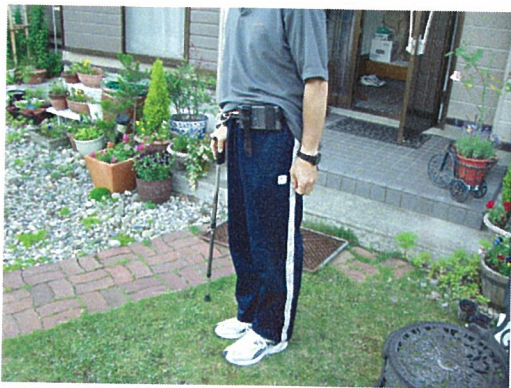


図 B-13 携帯型装置を腰に装着した様子

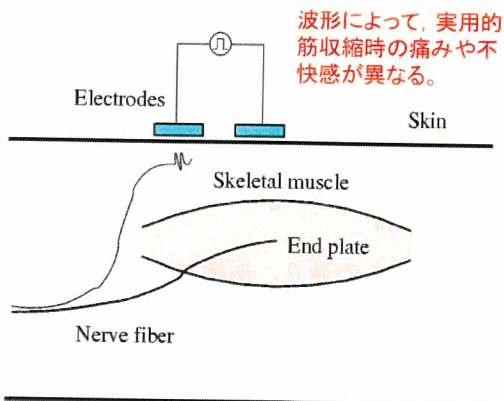


図 B-14 皮膚表面 FES による運動神経と感覚神経の刺激。感覚神経線維群の発火は電気刺激感覚や痛み・不快感をもたらす。

波形・特に刺激のパルス幅に対する応答特性が異なるという性質があることが知られており、細い軸索の多い感覚神経は高周波刺激に应答しにくいとされている。

そこで本研究では、図 B-15 に示す 8 種類の電気刺激波形を用いて、波形ごとに異なる痛みや不快感の許容範囲内の、刺激振幅と発生力の関係を調べた。実験では、健常被験者の前脛

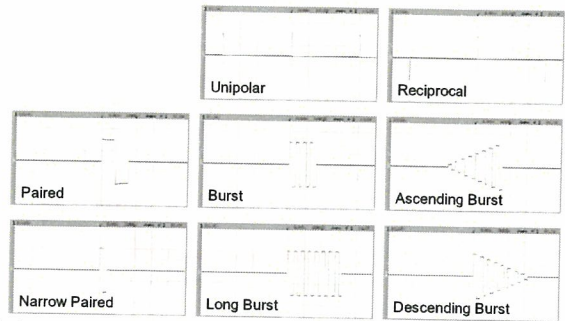


図 B-15 実験的に比較した 8 種類の刺激波形。刺激発生周期は全て 40ms で一定、振幅は 0 から「痛みか不快感が生じるレベル」までの間で変化させた。パルス幅は Unipolar, Reciprocal, Paired が  $400\mu s$ 、他は  $100\mu s$  である。



図 B-16 前脛骨筋刺激電極の貼付位置



図 B-17 カセンサによる足関節背屈力の計測

骨筋付近に図 B-16 のように電極を貼付し、足関節背屈力を図 B-17 のように力センサで計測した。結果を図 B-18 に示す。この実験から、刺激波形が Unipolar と Reciprocal の場合には大きな発生力が得られず刺激振幅も大きい値が必要であること、Burst 刺激のある長さ以上の継続時間長は発生力や閾値に大きな影響を与えないことが確認できる。携帯型刺激装置の電池寿命を考慮すると、この結果は Burst 刺激の継続時間長を短くできることを意味する

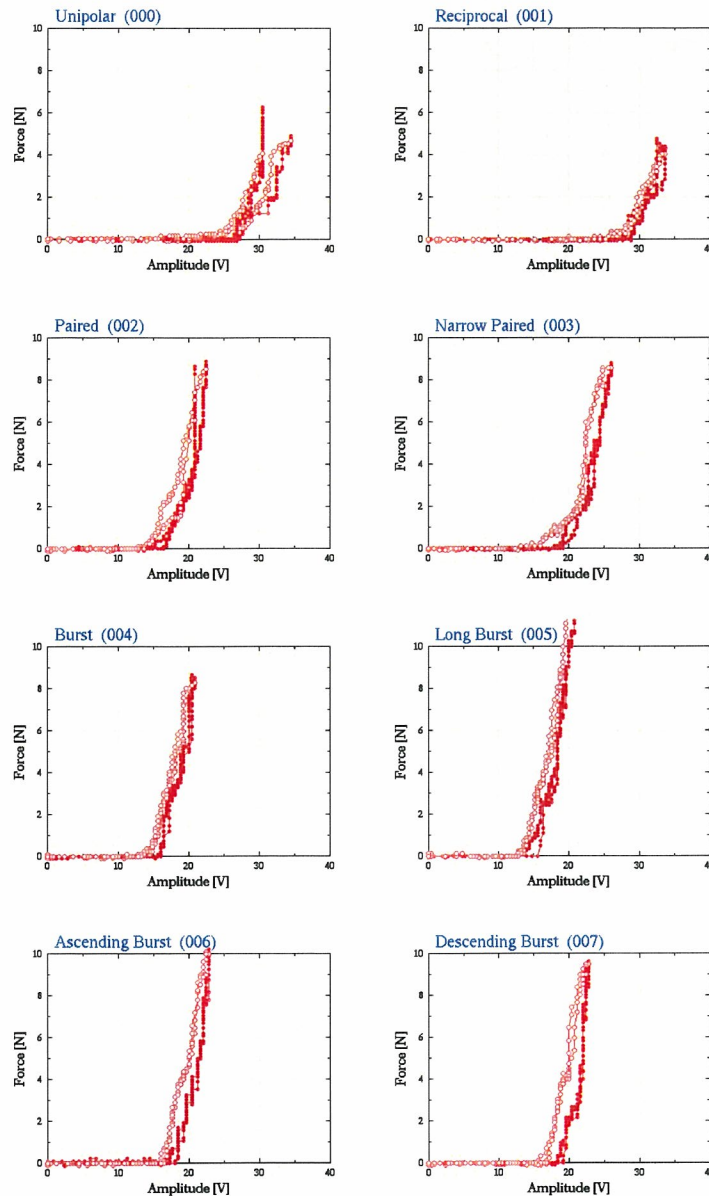


図 B-18 電気刺激振幅と発生力の関係。刺激波形の名称は図 B-15 の通り。振幅は 0→M→0 →M→0 と上下させた。M は痛みまたは不快感の生じる刺激レベルで、予め測定しておいた。●は振幅増大時の張力、○は振幅減少時の張力を示す。1 回目と 2 回目の張力上昇特性の変化は、ヒステリシスに比べて十分小さいことがわかる。

ので、好都合である。また、バースト刺激のバースト内での振幅変化が Ascending であっても Descending であっても、発生力は変化しないことが確認できる。

#### (4) 適切な刺激波形の選択（不快感）

刺激波形による主観的な不快感の違いを定量化する目的で、前の実験と同じ 8 種類の波形を用いた刺激実験を行った。日常的に下垂足矯正の目的で筋電駆動型 FES を用いている脊髄梗塞不全左下肢麻痺のある被験者が、どの刺激波形かを知らされず、ランダムな順序で選ばれ

た刺激波形の振幅を自分で調節して前脛骨筋に印加し、その刺激の好き嫌いを 1～5 で 5 段階評価した。好ましい刺激の場合を 5 とした。評価は全波形についてのセットを 2 回行った。結果は表 B-1 の通りである。この実験で用いた 8 種類の波形の中では、“Burst” が最も好ましい刺激であるという評価が得られた。また、Ascending Burst と Descending Burst は、後で二つの刺激系列を交互に提示して比較すると何ら感覚上の違いが知覚できないことが分かった。図 B-18 の発生張力特性にも明確な差異は見られない。それにも拘らず表 B-1 中で評価に

表 B-1 刺激波形による不快感の違い. 図 B-15 の 8 種類の刺激波形を用いて, 脊髓梗塞により不全左下肢麻痺のある被験者が, 運動麻痺のある前脛骨筋への刺激の好ましさを 5 段階で主観評価した.

波形名称 \ 評価	1 回目	2 回目
Unipolar	1	1
Reciprocal	1	1
Paired	3	2
Narrow Paired	4	2
Burst	4	3
Long Burst	3	3
Ascending Burst	4	4
Descending Burst	3	2

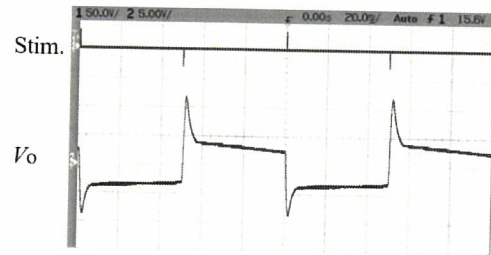
差が出ているのは, 直前に提示した刺激との主観的比較が反映されたものと考えられる. よって今後, より多い回数の評価結果を平均して用いる必要がある.

#### (5) 適切な刺激波形の選択 (蓄積電荷)

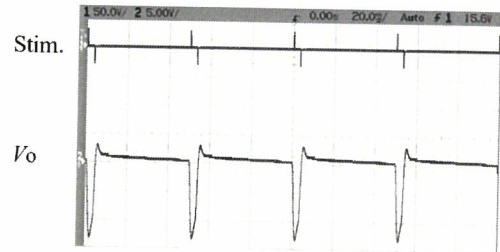
本研究の局所的筋電駆動型 FES システムでは, 刺激波形が筋電増幅器に直接与える望ましくない雑音電圧の影響 (アーチファクト) が, 刺激パルス終了後のできるだけ短時間のうちに消失することが必要である. そこで, 健常者の前脛骨筋上の皮膚に刺激電極と筋電電極を貼付して, 刺激波形によるアーチファクトの違いを調べた. 刺激波形は, 図 B-19 の各図の上段に示す 3 通りとし, 対となる正負パルスの間隔を 50ms, 3ms, 0ms と設定した. 結果は同図のそれぞれの下段に示す通りである. この結果から, EMG 計測を妨げる電極蓄積電荷を低減するには, 交互双極性刺激の正負パルス間隔を 0 とすべきであることが分かる. このことは, 刺激電極や皮膚での電気化学的変化を最小限に抑えることも可能にするため, 好都合である.

#### (6) アーチファクトを低減する回路

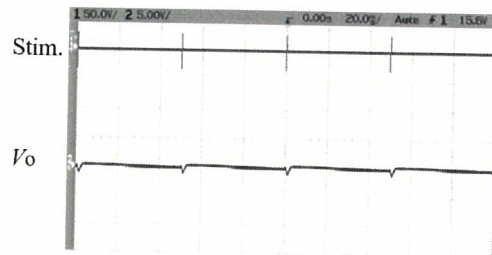
本研究では, ゲーティングのための入力短絡スイッチを有する EMG 増幅回路を用いた. その初段部分の回路を図 B-20 に示す. 刺激パルス対の開始直前から必要な期間を入力短絡して, 刺激パルスから筋電電極に蓄積される不要な電荷を放電することで, 刺激のアーチファクトが筋電増幅に乗らないようにすることが目的である. この回路では, 筋電計測時間窓の継続時間長をできるだけ長くしたいという要請と, アーチファクト低減のために入力短絡時間長を出来るだけ長くしたいという要請が対立



(a)



(b)



(c)

図 B-19 刺激波形によるアーチファクトの違い. 刺激電極のごく近傍で EMG 導出を行い, EMG 増幅器の出力電圧波形  $V_o$  を記録. Gating 回路は不使用. EMG 増幅率は 100 倍に下げている. EMG 計測を妨げる電極蓄積電荷を低減するには, 交互双極性刺激の正負パルス間隔を 0 とすべきであることが分かる.

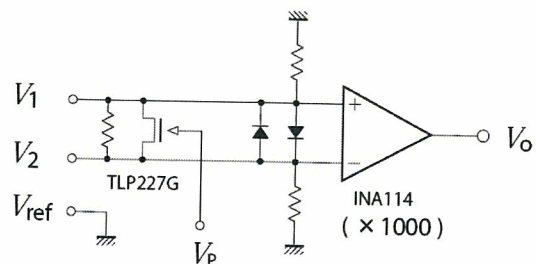
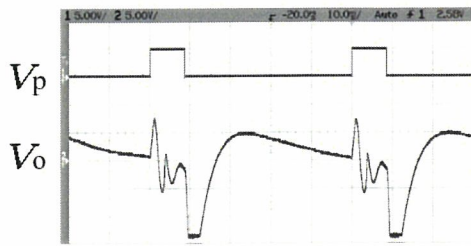


図 B-20 ゲーティングつき EMG 増幅回路の初段. 入力短絡には光 MOSFET を用いている.

するため, 適切な妥協点を見出す必要がある. 刺激パルス対の繰り返し周波数を下げることは, 筋収縮力に含まれる震えを増加させるので, 適切ではない.

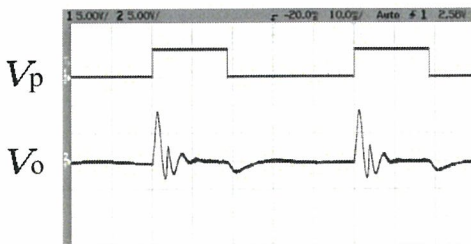
図 B-19(b)の双極パルス対と 4 通りの入力短絡時間長を用いてアーチファクトを観測した結果を図 B-21 に示す. この結果から, 約 20ms



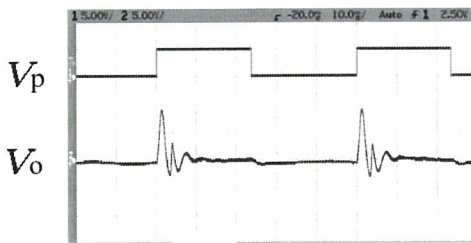
(a)



(b)



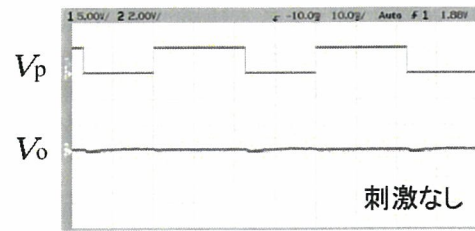
(c)



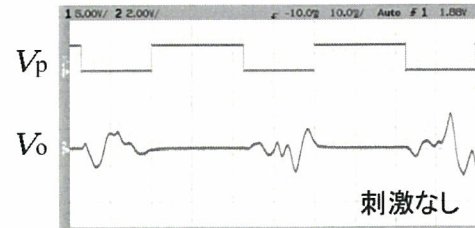
(d)

図 B-21 筋電増幅回路の入力短絡時間長によるアーチファクト低減効果の変化. 刺激波形は図 23(b)の双極パルス対の繰り返しとした. 入力短絡時間は, (a):9ms, (b):14ms, (c):19ms, (d):24ms である.

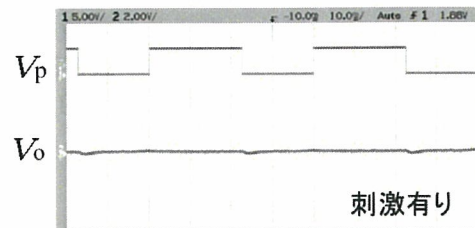
以下の入力短絡時間長は使えないこと, それ以上の入力短絡時間長を使っても十分とは言えないことが分かる. 従って, 初段でこのような回路を用いた後に, さらに後段で対応を行う必要性が示唆される. この後段での処理としては, CPU と AD 変換器を使うことが可能であれば, 隣り合う 1 組の刺激パルス対を全く同じ振幅にして, それに対応する EMG 増幅器の出力を記録し, それらの区間どうしの差分をとってアーチファクトを除去し, 区間どうしで無相関な随意的 EMG の電力だけを抽出する方法があり, 商用電源からのハムの除去, スイッチング



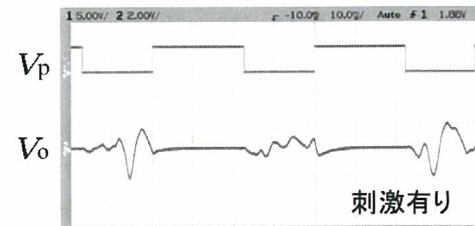
(a)



(b)



(c)



(d)

図 B-22 健常者の前脛骨筋上の電極で行った筋電計測の例. 刺激波形は間隔 0 の正負パルス対 25Hz とし, 振幅は足関節が下垂状態から約 30 度屈曲する程度に設定した. (a): 刺激なし, 随意的筋活動なし. (b): 刺激なし, 随意的筋活動あり. (c): 刺激あり, 随意的筋活動なし. (d): 刺激あり, 随意的筋活動あり.

自体から発生するアーチファクトの除去, M 波や H 波の低減などの効果も期待できる. しかし本研究では, 刺激装置の簡略化と低価格化を目的として, そのようなデジタル信号処理を導入することなく, アナログ回路による処理を採用する. (ノート PC を用いた試作機の段階では上記差分方式の有効性を確認した)

#### (7) アーチファクト低減効果の確認

上述した実験的な知見に基づき, 適切と考えられる刺激波形と増幅器の入力短絡時間長な

どを用いて行った筋電増幅の例を図 B-22 に示す。刺激波形は間隔 0 の正負パルス対 25Hz とし、刺激を与える場合の振幅は足関節が下垂状態から約 30 度屈曲する程度に設定した。アナログ回路処理による方法であっても、実用上十分に刺激のアーチファクトを除去して、随意的筋活動に伴う EMG を抽出・増幅できていることが確認できる。

### (8) 電極配置に関する検討

刺激用電極と筋電計測用電極の配置のしかたによって、刺激のアーチファクトが筋電計測に与える影響が変化する。また、患者によって筋毎の麻痺の程度や残留 EMG の振幅が異なるため、最適な電極配置が異なると考えられる。このため、図 B-23 に示した各種配置について、本研究の制御方式で十分なアーチファクト除去が行えるかを健常被験者で調べた。その結果、先に述べた回路方式を用いれば、図 B-23 のすべての配置において、十分にアーチファクトや雑音を抑圧した筋電計測が可能であることが分かった。臨床試験においては、患者の不全麻痺筋から十分な振幅の残留 EMG が導出できる皮膚表面位置において、できるだけ筋線維の走行方向に筋電計測用電極を貼付する必要がある。また、残留 EMG の振幅が小さい位置、つまり電気刺激による収縮補助を行うべき位置に電気刺激用電極を貼付することが望ましい。

## 3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

### (1) 基礎実験

1 個の 2 軸加速度センサとジャイロセンサを一体型にしたセンサシステムを試作し、下腿に装着して歩行中の情報計測を行う方法を検討した。加速度センサから角度情報を得るには低域通過フィルタ処理を用いるが、ダイナミックな動作の計測には不適切な場合もある。ジャイロスコープにより計測した角速度を積分し、下腿部の角度を得ることは可能であるが、バイアス変動が誤差を生じる。そこで、これら 2 つのセンサの出力にカルマンフィルタを適用して下腿の傾斜角度を推定する方法を検討した。構築したセンサシステムについて、光学的位置測定システムとの同時計測により評価を行った。

### (2) 関節角度と歩行期の同時計測

#### a) 計測システム

図 B-24 に示すように、角速度を計測する 5 個のジャイロスコープを（以下、G1~G5 と表記する）、臍部、腰部、右側下肢の大腿部（股関節と膝関節の間）、下腿部（膝関節と足関

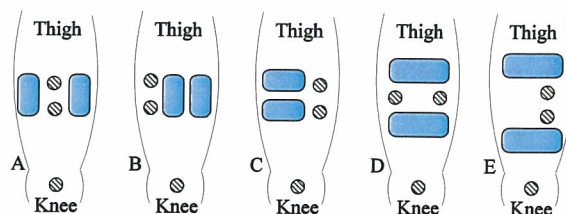


図 B-23 膝伸展力の支援を行う際の、筋電電極（丸）と刺激電極（四角）の配置。計測された EMG の振幅に応じて配置を選択した。基準電極は膝蓋骨上とした。

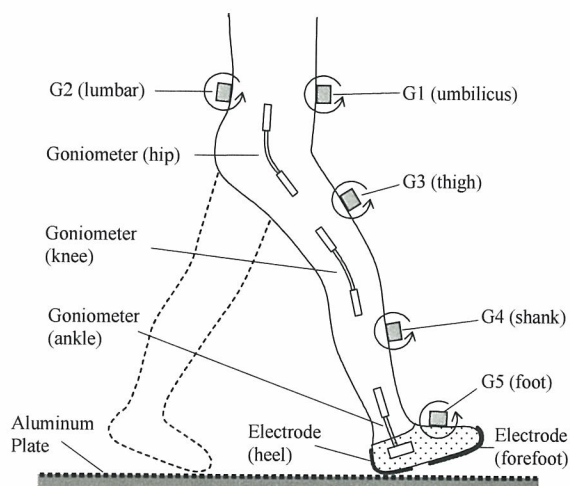


図 B-24 計測に用いたセンサの配置。各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示す。

節の間)、足背部（足関節と中足指節関節の間）に取り付けた。図 B-24 における各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示しており、歩行動作により矢印の方向に回転成分が検出されるとジャイロスコープより正の出力が得られる。ジャイロスコープの出力信号は、L.P.F. (2 次,  $f_c=22.6\text{Hz}$ ,  $Q=0.71$ ) 処理した後、120Hz サンプリングによりパーソナルコンピュータに取り込んだ。

ジャイロスコープの出力から計算した関節角度の妥当性を評価するため、ゴニオメータを用いて股関節、膝関節、足関節の関節角度を同時計測した。また、足底の接地のタイミングを認識するため、靴の爪先と踵にアルミ箔を装着し、床上のアルミ板との接触状態を計測した。それら足底部の接地状態により、4 種類の歩行期（立脚中期、踵離床期、遊脚期、踵接地期）を識別した。

実験は生体実験に関する承諾を得た健常被験者 3 名（19-22 歳男子）に、幅 1m、長さ 8m のアルミ板の上で、普通と感じる速度（通常速

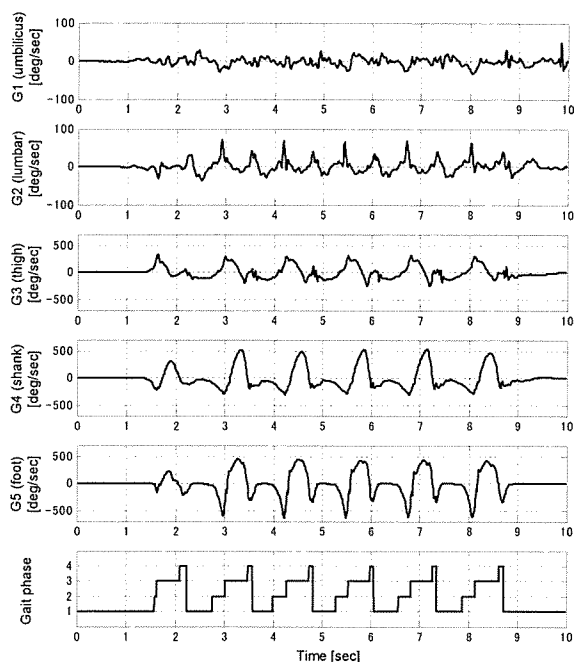


図 B-25 ジャイロ스코ープで計測した角速度 (被験者 A). ジャイロスコープの取り付け位置は図 1 を参照. 歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期

度)での歩行を 10 回ずつ行わせ (片足 6 歩), 各被験者から計 60 歩を計測した.

#### b) 関節角度の測定方法

関節を挟んで両側に配置したジャイロスコープの差分値から算出される関節角速度を数値積分し, 関節角度を算出した. 同じ体幹である臍と腰にジャイロスコープを装着したのは, 臍部や腰部に装着すると両脚の股関節の計測において共通して利用でき有効性が高いことと, 以前の計測で他の装着位置と比較して高い精度の計測が可能であったが, どちらの方が良い装着位置であるか明確な結果が得られなかったためである. なお, 関節角度の計算において, ジャイロスコープの出力信号に含まれるオフセット値を原因とする計算誤差を除去するため, 歩行動作終了時にゴニオメータで計測した関節角度とジャイロスコープの出力から求めた関節角度との偏差が基準値以下になるように, ジャイロスコープの出力信号のオフセット値を計測後の計算処理により調整した.

#### c) 歩行期の識別方法

前述の計測方法で測定した歩行時のジャイロスコープの出力波形の一例を, 歩行期と共に図 B-25 に示す. 図 B-25 において体幹に装着した G1 と G2 ではセンサの出力が小さく, 下肢

に装着した G3 と G4 と G5 ではセンサの出力が大きくなっていることがわかる. 本研究では, 遊脚期と立脚期の識別を検討した. 立脚期は立脚中期, 踵離床期, 踵接地期から構成される. 歩行実験では 5 個のジャイロスコープを用いたが, 歩行期の識別には歩行中にその出力が歩行期に対応して明確に変化している G4 と G5 のみを用いた. また, G5 は装着位置が足部にあるため, 足底の状態と関連性が高い出力信号を取得できると考えられる.

図 B-25 の結果を基に, 遊脚期と立脚期の識別アルゴリズムを作成した. 遊脚期は, 立脚期が検出された後 G5 の出力に 2 番目の負のピーク値が検出された時として検出した. ただし, 一歩目の遊脚期は, 最初の負のピーク値が検出された時とした. 立脚期は, 遊脚期において G4 または G5 の出力が正のピーク値に達した後に出力が負の値になった時として検出した

### 5. ユーザインターフェースの開発

#### (1) 制御命令入力方式の開発

##### a) 人工神経回路による特徴的動作の認識の利用

異なる麻痺症状の患者にも適用可能にすることを考慮し, 患者の残存運動機能による特徴的動作を人工神経回路 (ANN) で認識し, 制御命令に利用する方法を検討した. これまでに, ANN による特徴的動作の認識が実現可能であることを確認してきた. しかしながら, 誤認識や個人の動作の違いが問題になったことから, 動作を計測するセンサの種類に依存しないこと, 複数の情報が得られる場合に適切な情報を抽出して利用すること, 誤検出を少なくすることを実現するための方法について検討した.

動作認識での重要な要素として, 高い認識率と少ない誤検出回数が挙げられる. そこで本研究では, 異なる信号入力を有する 3 つの ANN を選択し, そのうちの 2 つ以上が一定時間内に認識した場合のみ, 特徴的動作を認識したと最終的に出力することにした. この方法では, まず, 各センサの出力を, 特徴的動作を行ったときの各々の最大変位の平均値で規格化して, ANN に入力する. 複数種類の異なる信号が存在する場合, それらの全ての組合せについて, それらを入力とする ANN を構成し, 中間層のニューロン数を 1~6 まで変化させて学習を行う. この結果から, 特徴的動作の認識精度の良い ANN を 3 つ選択する. このとき, 単独の ANN では誤検出が多い場合には, 2 つの ANN の出力の AND 演算出力を 1 つの ANN 群の出力とすることとする.

本方法の評価実験は、磁気式 3 次元位置角度センサ (FASTRAK, POLHEMUS) を用いて、3 次元位置座標とオイラー角といった異なるセンサ信号入力を想定し、健常被験者 3 名 (被験者 A~C)、右片麻痺者 1 名 (被験者 D) で行った。被験者は、FASTRAK のレシーバを取り着けたゴーグルを装着し、以下の①、②の条件で測定を 3 回ずつ行った。

- ① 120 秒の計測時間内で、はじめの 1 分間は 10 秒毎 5 回のうなずき動作を行い、その後うなずき以外の頭部動作を行う。
  - ② 120 秒の計測時間内で、10 秒毎 11 回のうなずき動作を行い、うなずき動作以外の時間帯ではうなずき以外の頭部動作を行う。
- 上記①の結果を ANN の学習に用いて、②の 2 回の結果から認識に用いる ANN を選び、②の 3 回目の結果で本手法の評価を行った。

#### b) 眼電図の利用

本報告では、水平、垂直方向の EOG (それぞれ  $V_h$ ,  $V_v$ ) を被験者から計測し、被験者が視線移動によって選択したターゲットを識別する方法を提案した。以下に識別手順を示す。

- i) 視線移動の際に計測した  $V_h(t)$ ,  $V_v(t)$  から、ノルム  $V_n(t)$  を算出する。
- ii) 視線移動区間での  $V_n(t)$  の最大値を算出し、その最大値の一定割合 (本研究では 80% とした) 以上のノルムを持つデータを選択する。
- iii) 選択されたデータから重心  $V_g$  を計算する。
- iv) 2 次元ベクトル  $V_g$  をパターン分類し、それにより被験者の視線移動の方向 (8 通り) と距離の長短 (視野角の大小) の組み合わせを識別する。(本実験ではパターン分類に k 近傍決定則を用いた。)

3 名の健常被験者で、ターゲットへの視線移動時の EOG 計測実験を行った。眼部の上下、左右に Ag-AgCl 電極を設置し、生体信号増幅器を用いて  $V_h$ ,  $V_v$  を双極誘導で計測した。接地電極は額部とした。増幅後のデータは 0.5~100Hz に帯域制限した後、標準化周波数 250Hz でパーソナルコンピュータに取り込み、解析を行った。被験者は、まず液晶ディスプレイの中心に表示された注視点を正面に注視し、キューの呈示とともに表示されるターゲットに、注視点から視線を速やかに移動させ、移動後はターゲットを注視し続けることを求められた。ターゲットは、注視点から視野角  $5^\circ$ ,  $10^\circ$  の円上の、仰角  $45^\circ$  おきの各 8 点 (右, 右上, 上, 左上, 左, 左下, 下, 右下), 合計 16 点のうち

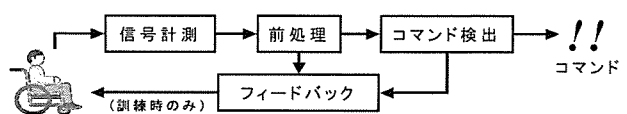


図 B-26. Brain Switch の構成図

の 1 点とした。各条件について 30 試行の計測を行った。

#### c) 脳波の利用

ユーザに手や足の動作をイメージすることを求め、その際に生じる脳波からどの部位の動作をイメージしたかを検出することによってインターフェイスを実現する BCI (brain-computer interface : 脳・コンピュータ間インターフェイス) システムのための信号計測・処理法を検討した。

##### ① 検討を行った BCI : Brain Switch について

本研究では、1 チャネルの脳波から 1 ビットの情報を検出する BCI (以下では Brain Switch と呼ぶ) について検討を行った。従来の BCI の研究では、1 回の検出で得られる情報量を増やす方向で研究が進められることが多かったが、Brain Switch ではこれを 1 ビット (運動動作のイメージの有無) に限定するかわりに、計測する脳波を 1 チャネルだけとした。

運動動作を行ったり、またそれをイメージしたりすることにより、感覚運動野近辺で  $\mu$  波、 $\beta$  波の帯域信号強度が増加 (event-related synchronization : ERS) あるいは減少 (event-related desynchronization : ERD) することが知られている。本システムではこれを利用して、運動動作をユーザがイメージしたときに生じる  $\beta$  波 (20~30Hz 程度) の帯域強度がある閾値を越えた場合にコマンドを検出する。本システムの主要な構成を図 B-26 に示す。

##### ② 実験方法

健常被験者 6 名で、実験中、足の動作のイメージを行うことを求め、Ag-AgCl 電極により、被験者の頭頂部 (CZ-FCZ) から脳波を双極誘導した。接地電極は前頭部 (AFZ) とした。計測した信号は増幅し、0.5~100Hz に帯域制限した後、サンプリング周波数 250Hz でパーソナルコンピュータに取り込んだ。

計測・増幅されたデータに帯域通過フィルタを適用し、二乗したあと、単純移動平均によって平滑化することで、計測した脳波に含まれる  $\beta$  帯域成分の信号強度を計算した。これが閾値



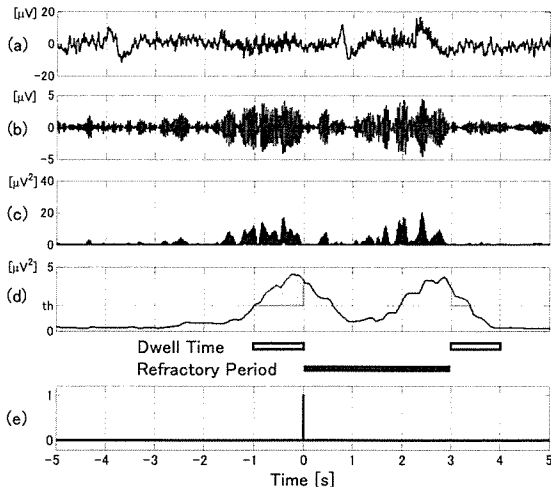


図 B-27. Brain Switch における信号処理の例。原信号(a), 帯域通過フィルタ通過後(b), 二乗演算後(c), 平滑化後の信号(d)と, 検出されたコマンド(e)を示す。

をある一定期間（滞留時間：dwell time）連続して超えた場合にコマンドが検出されることとした。コマンド検出後には不応期（refractory period）を設定し、一定期間コマンドの検出を抑制した。

図 B-27 に実際の信号処理（前処理とコマンド検出）の例を示す。前処理を施された信号は平滑化された脳波の帯域強度である。この値が閾値（th）以上の値を連続して滞留時間（本図では 1s）だけ維持できた場合、コマンドが検出される（時刻 0s）。検出後に不応期（本図では 3s）が設定され、その終了後に上述の処理が再開される。

運動動作のイメージを検出する BCI システムでは、ユーザにフィードバック訓練を行うことで検出成績が向上する。そのため、適用に際してユーザにフィードバックを与えながら訓練を行った。フィードバックする情報は、上述の方法で計算した帯域信号強度、およびコマンドの検出結果とした。被験者の正面に置かれた液晶ディスプレイの画面上に白い棒を常時表示し、その長さが前処理された値に比例するようにした。被験者には、運動をイメージしている間は白い棒の長さをできる限り長くし、その状態を長期間保持し、またイメージを行っていないときには短くする努力をするように教示を行った。抽出した周波数帯域は 20~30Hz とし、明瞭な ERS が認められる被験者は、それに応じて帯域を狭くした。

実験は、非同期型、同期型の 2 種類で行った。非同期型では、被験者が自分のペースで足動作のイメージを繰り返すことを求めた。実験中は、

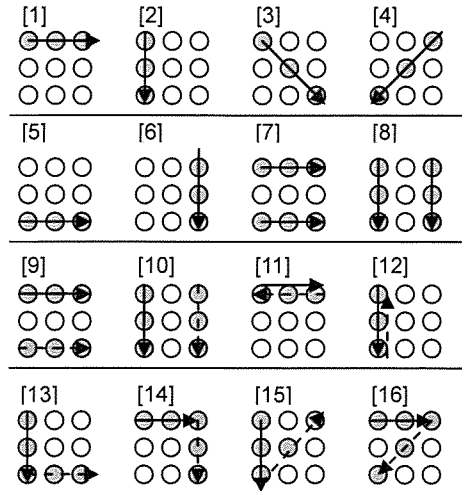


図 B-28 パターン認識実験で用いた提示パターン。破線矢印は、実線矢印のパターンを提示した後に提示するパターン。

液晶ディスプレイ上にはフィードバック用の白い棒のみを表示した。同期型では、それに加えて液晶ディスプレイにキューを断続的に表示し、表示されている間（0~6s）足動作のイメージをする課題とした。非同期型は実際の Brain Switch の動作モードであり、同期型は応答を定量評価するために行った。

## (2) 情報提示方式の開発

視覚や聴覚を使わずに、システムや再建動作の状態を使用者に伝える方法として、文字や図形のようなパターンを皮膚電気刺激感覚により提示する方法を検討した。

まず、前腕部を提示部位として、2 点の電気刺激感覚に対する識別能力を調べ、電気刺激パターンを提示する電極の構造を検討した。健常被験者 6 名で、被験者が判断しやすい値に設定した定電圧刺激（パルス幅 0.2ms, 周波数 100Hz の単相性矩形波）を与えた。4mm 間隔で並んだ 4 つの電極のうち 1 つに電気刺激を 1s 間印加し、1s の休止時間の後 4 つの中のどれか 1 つに 1s 間刺激を印加して、2 回の刺激位置の違いの有無を回答させた。刺激を印加する電極の組み合わせはランダムに決定した。

上述の実験結果に基づいて製作したマトリックス状の電極を用いて、電気刺激を印加する電極を変えることで生じる移動感覚によりパターンを提示する方法を検討した。前述と同じ健常被験者 6 名の左前腕前面で、図 B-28 に示す電気刺激パターンの認識実験を行った。1 個の電極の提示時間を 0.33s として、提示時間の違いにより A 群（パターン[1]~[8]）と B 群

(パターン[9]~[16])を区別した。なお、最初に被験者が判断しやすい刺激強度を設定し、16種類の提示パターンに対する訓練を行った。

(倫理面への配慮)

上記の方法で研究を進めるに際し、電気刺激を与えて制御を行う場合には、東北大学大学院工学研究科ヒトを対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受けて行った。

C. 研究結果

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

(1) 筋・骨格モデルの実験的検討

周期10sの円軌道追従制御について、健常被験者の上肢を鉛直下向きの姿勢で制御した結果と、それに対する計算機シミュレーション結果を図C-1に示す。被験者の制御結果を計算機シミュレーションで概ね予測できているといえる。

また、鉛直下向きの姿勢で決定した制御器パラメータを使用し、上肢の姿勢を水平にして制

御した結果、健常被験者では目標軌道からのずれが大きく、適切に制御できていない結果となった。刺激強度が最大値で飽和している筋もあった。計算機シミュレーションにおいても適切な追従制御ができずに、振動したりオーバーシュートしたりしていることが確認され、刺激強度が最大値で飽和する筋があることも確認された。これに関連して、健常被験者で鉛直姿勢と水平姿勢での入出力特性を計測した結果、制御の際の刺激最小値や最大値、特性の傾きなどが、姿勢が異なると大きく異なる場合があることが確認された。計算機シミュレーションにおいても、制御の際の刺激最小値や最大値の変化はあまり見られなかったものの、入出力特性の傾きや関節が可動する範囲の変動などは実験結果と同様の傾向を示した。そこで、水平姿勢で計測した入出力特性から制御器パラメータを決定して水平姿勢で制御を行った結果、健常被験者においてはオーバーシュートがわずかに観測されたものの、鉛直姿勢で決定した制御器パラメータを使用した場

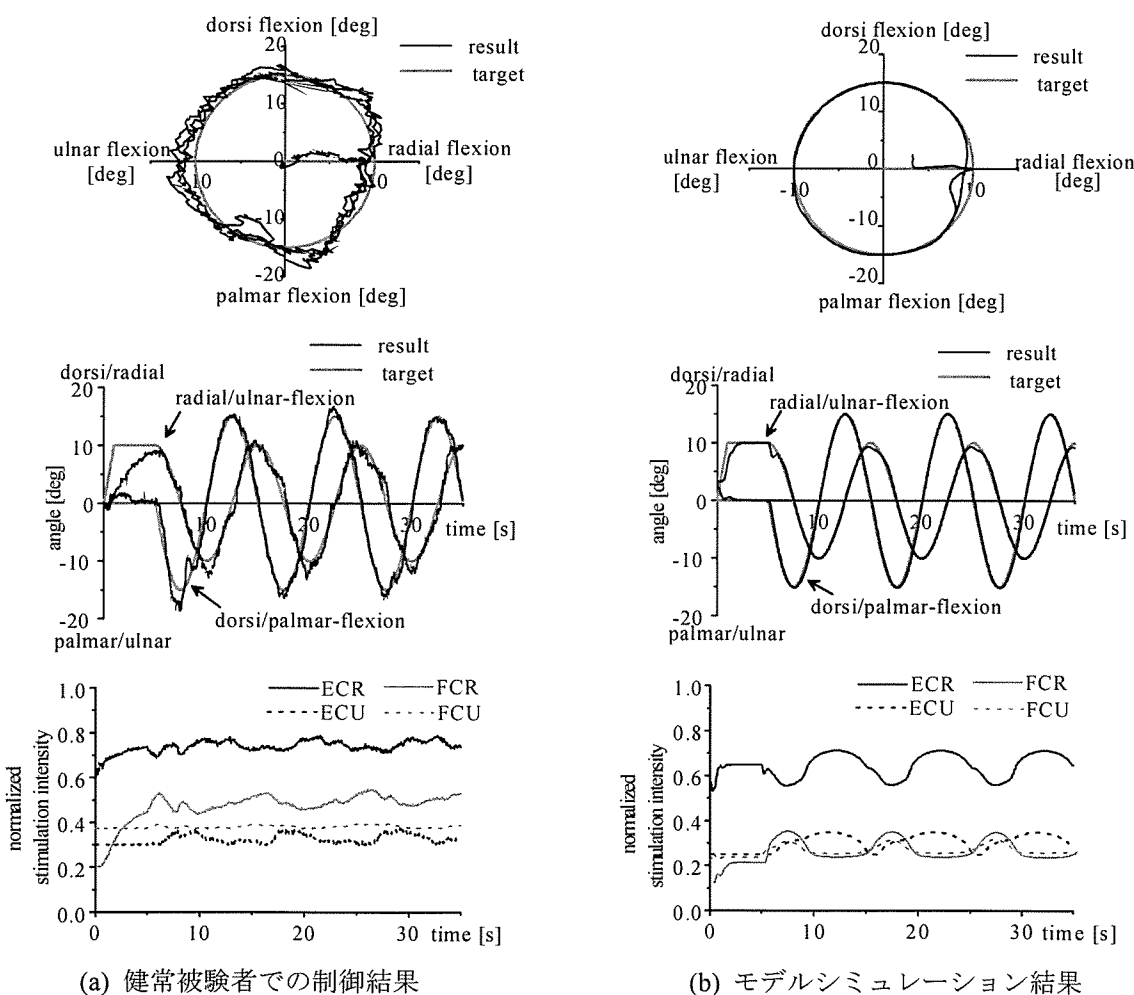


図 C-1 手関節 2 自由度運動の 4 筋刺激による閉ループ FES 制御結果の例

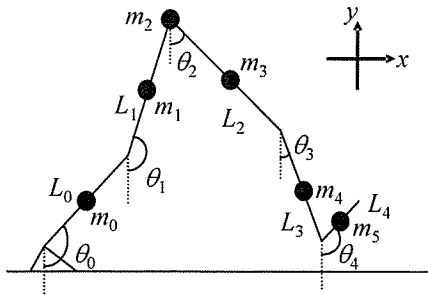


図 C-2 遊脚期の骨格モデル ( $\theta_0 \sim \theta_4$ : 鉛直方向からの振れ角,  $L_0 \sim L_4$ : セグメント長,  $m_0 \sim m_5$ : 質量を集中させた質点)

合と比較し, より適切な制御が行えた. 計算機シミュレーションにおいても, 水平姿勢で決定した制御器パラメータを用いた場合には適切に制御が行えた.

以上の結果は, 周期 3s の円軌道追従制御においても同様に観測された. したがって, 姿勢が異なった場合でも, 計算機シミュレーションが被験者による実験結果を概ね予測可能であることが示されたといえる.

筋モデルの記述においては, リクルートメント特性や長さ-張力関係, 速度-張力関係などを線形近似して簡略化する場合がある. そこで, それらの線形近似の影響について, 手関節運動を対象に実験的検討を行った結果, リクルートメント特性を線形近似した場合には不自然な応答が現れやすいことが確認された. 適用範囲を限定すれば影響は小さいと考えられるが, FES 制御においては, 刺激最小値から最大値まで広範囲に刺激強度を変化させるため, リクルートメント特性は線形近似しない方が良いと考えられる. 長さ-張力関係や速度-張力関係については, 今回の実験では, 線形近似の影響はほとんど見られなかった.

## (2) 下肢筋骨格モデルの構築とシミュレーションシステムの開発

### a) 麻痺側が遊脚の場合の筋・骨格モデル

図 C-2 のように, 5 リンクの骨格モデルを構成した. なお, 全ての関節は矢状面内のみ可動域を持つ蝶番関節とした. また, 対象を歩行中の下肢に限定し, 左右対称, 立脚 (健側) の足部は地面に固定とした. 頭部や体幹, 上肢は 1 つの質点で表現し, その全質量を股関節上に集中させ, 上体の向きは鉛直方向とした. 各セグメントの質量は, セグメントの中央に 1 つの質点として集中させた. 遊脚の足部については, 床反力を反映させる場合に, 足関節からの長さを与えて踵の位置を決定して用いた. 立脚

表 C-1 モデルに含めた筋とその作用

主動筋	作用
ヒラメ筋 (Sol)	足関節の底屈
前脛骨筋 (TA)	足関節の背屈
腓腹筋 (Gas)	足関節の底屈, 膝関節の屈曲
大腿直筋 (RF)	股関節の屈曲, 膝関節の伸展
広筋群 (Vas)	膝関節の伸展
ハムストリングス (大腿二頭筋短頭・長頭) (Ham)	股関節の伸展, 膝関節の屈曲
腸腰筋 (IL)	股関節の屈曲
大臀筋 (GM)	股関節の伸展

の踵の位置も同様に決定した. 関節トルクの符号は, 全て反時計回りを正とした. セグメントの質量や長さなどのパラメータ値は文献を参照した.

関節トルク  $\tau$  は, 電気刺激によるトルク  $\tau_{CE}$  と受動粘弾性要素によるトルク  $\tau_p$  の和として求めた. 前述の  $\tau_{CE}$  は前述のモデルで記述したが,  $\tau_p$  は各関節での運動毎に (9) 式で記述し, これにより関節可動域も表現した.

$$\tau_p = -k_{i1} \exp\{k_{i2}(\theta_i + k_{i3})\} + k_{i4} \exp\{-k_{i5}(k_{i6} + \theta_i)\} - c_i \dot{\theta}_i - k_{i7} \exp\{k_{i8}(\theta_i + k_{i9})\} \quad (9)$$

ここで,  $k_{i1} \sim k_{i6}$ ,  $c_i$  は関節毎に異なる係数で,  $k_{i7} \sim k_{i9}$  は膝関節にのみ与える係数とした.

運動方程式は Lagrange 法により導出した. モデルに使用した筋は, 各関節での各運動における主動筋となるものを選択した (表 C-1).

### b) 床面モデル

床面モデルは, 作用点に働く力の  $x$  成分  $f_g^x$  と  $y$  成分  $f_g^y$  を (10) 式で表現した.

$$f_g^x = \begin{cases} -k^G(x_g - x_g^0) - c^G \dot{x}_g & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases}$$

$$f_g^y = \begin{cases} -k^G y_g + c^G f_{\max}(-\dot{y}_g) & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases} \quad (10)$$

$$f_{\max}(x) = \max(x, 0)$$

ここで,  $k^G$ ,  $c^G$  は係数で, 踵とつま先で値が異なる.  $x_g$ ,  $y_g$  は床反力作用点位置,  $x_g^0$  は接地した瞬間の床反力作用点位置である. ここで, 立脚の踵の  $y$  座標を 0 とし, 遊脚 (麻痺側) の足部の床反力作用点位置の  $y$  座標が 0 以下ならば, 床面モデルが作用するものとした. この床

面モデルによって得られた床反力を等価関節トルクに変換した。

c) 麻痺側が立脚の場合の筋・骨格モデル

基本構造とパラメータ値は麻痺側が遊脚期の場合のモデルと同じであるが、遊脚（健側）の足部は省略した。なお、麻痺側の立脚期のつま先位置は地面に固定とした。

立脚（麻痺側）のつま先を固定としたため、床面モデルを立脚（麻痺側）の踵のみに付け、床反力としては(10)式の $f_g^y$ のみが、その作用点の $y$ 座標がつま先の $y$ 座標以下で作用するものとした。一方、遊脚（健側）でも足部を省略したため、遊脚（健側）の足底全体で床反力を受けることとし、遊脚（健側）の下腿の先端に床面モデルを付け、その作用点の $y$ 座標が立脚（麻痺側）の足関節の $y$ 座標以下になると作用するものとした。

d) シミュレーションシステムの検討

モデルシミュレーションを実行するには、モデルパラメータや制御器パラメータなどを様々に変化させる必要がある。そこで、それらを容易に実行できるように、シミュレーション用ユーザインターフェイスの設計を行い、モデルシミュレーションシステムとして実装し、動作を確認した。

2. 筋・骨格モデルを利用した実用的下肢 FES 制御方式の開発

(1) cycle-to-cycle 制御による遊脚期の制御

a) ファジィ制御器の有効性の検討

遊脚のモデルだけを用いた計算機シミュレーションにより、ファジィ制御を利用した cycle-to-cycle 制御の有効性を検討した。刺激バースト時間の自動生成において、各関節角度の目標値に達するまで（関節角度の誤差が $\Delta\theta$ 以下になるまで）の歩数（settling index）、爪先と床との距離（foot クリアランス）の最小値を評価指標にし、関節角度が目標値に達した後の5歩の平均値から求めた。

図 B-1 に示した刺激スケジュールで、cycle-to-cycle 制御によるファジィ制御器は、20人の異なるヒトモデルにおいて、すべての関節角度が目標値に達するように刺激バースト時間を適切に制御できた。すべてのヒトモデルでの各関節角度の settling index の平均値は、3~9歩であった。一方、FES 制御した関節角度軌跡は、図 C-3 に示すように、健常者の歩行時に比べて、膝関節角度が早い段階で屈曲し始め、最大屈曲に達した。これは、cycle-to-cycle 制御で

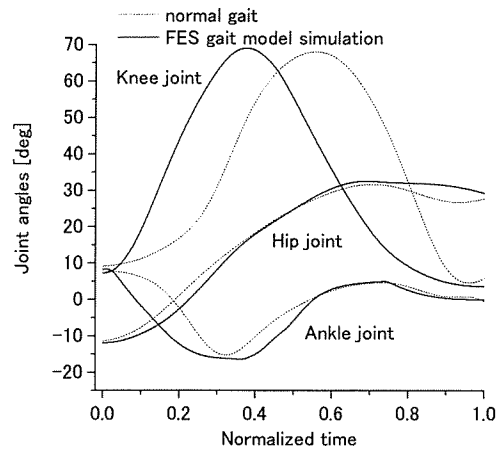


図 C-3 計算機シミュレーションでの制御結果による関節角度軌跡（基準ヒトモデル）。健常者の歩行時の関節角度軌跡も示す。

は、健常者の歩行時の角度軌跡を連続的に追従するように制御を行っているのではなく、重要と思われる点だけを目標値として与えているためである。また、cycle-to-cycle 制御では、刺激強度を最大値で固定していたことも関係があると考えられる。foot クリアランスの最小値は、2.32~3.60cm (2.85±0.26cm) となり、健常者での平均値 (2.19±0.66cm) よりやや大きくなった。foot クリアランスが起こる時刻は、平均で、規格化歩行時間の 60.8%の時点であり、健常者の歩行よりもやや早くなった。

次に、立脚及び床反力を含めた歩行を表現するモデルを用いた計算機シミュレーションでは、モデルの改良に伴うパラメータ値の変更が必要であり、それに関連して、足関節制御器の改良を加えた。すなわち、健常者の歩行解析を参考に、 $n$ 歩目で足関節の最大底屈角度が検出されなかった場合、 $n+1$ 歩目では、初期姿勢から膝関節の最大屈曲角度が検出されるまでの間で、膝関節角度 $\theta_k[n+1]$ が $n$ 歩目の最大膝屈曲角度 $\theta_{k\max}[n]$ の70%の角度に達すると、TAへの電気刺激が印加されるようにした。ただし、 $\theta_k[n+1]$ が $\theta_{k\max}[n]$ の70%に達する前に足関節の最大底屈が検出された場合には、それを優先させた。この改良した方法を用いて同様の制御を行った結果、適切に歩行を再建できることが確認された。また、床反力を含めた場合に、遊脚の終了時に麻痺側の足部が床面に接する状態の動作、麻痺側が遊脚期から立脚期に切り替わる過程に関する計算機シミュレーションを試み、妥当な結果が得られることを確認した。

b) 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

図 B-2 の各刺激スケジュールによる制御で