

麻痺した運動機能を自由に再建する 機能的電気刺激システムに関する研究

東北大学 情報シナジーセンター
渡邊高志

1. はじめに

脊髄損傷や脳卒中などによる上位運動神経障害では、末梢の神経や筋が正常であっても運動機能や感覚機能の麻痺が生じる。これに対し、麻痺した運動機能を再建する一つの方法として、機能的電気刺激 (FES) がある。国内でも、臨床用の FES システム及び刺激電極が開発されており、臨床的有効性が実証されてきた[1]が、この方法は、事前に作成した刺激データを用いる開ループ制御であるため、姿勢変化や環境の変化などに対応して動作を自由に再建することまでは実現できていない。また、それを実現するためには、使用者の意思をシステムに伝えるためのインターフェースの開発も課題となる。そこで本研究では、任意の動作を使用者である障害者の意思にしたがって自由に再建する FES 制御法を実現することを目標とした。これが実現されれば、FES の実用性が大きく向上し、日常生活動作 (ADL) における障害者の自立支援を促進することが期待される。

まず、所望の動作の関節角度軌跡を決定できれば、閉ループ制御によりその動作を再建できることになる。しかし、筋の電気刺激応答は非線形・時変特性が強く、骨格系を含めると複雑な運動をすること、刺激強度-関節角度関係に冗長性があり、同一の運動を実現する刺激データが複数存在すること、応答に遅れが生じる場合もあることなどの問題があり、実用的な閉ループ制御法は実現されていない。一方、開ループ制御では、概ね適切な動作を再建できるが、筋疲労や外乱などにより再建動作に問題が生じることが予想される。そこで、不適切な刺激を避けるために目標関節角度軌跡を実現する基本刺激データを生成し (開ループ制御)、それに閉ループ制御を併用して安定な制御を実現する方法の確立を目指した。

次に、患者が希望する自由な動作を再建するためには、複雑な制御命令を容易に入力できるインターフェースが必要である。これに対し、上肢によるスイッチ操作を回避し、限られた残存機能を活用できるようにするために、使用者が行う意図的な動作を人工神経回路 (ANN) により認識させることで命令を取得する方法

を最初に検討した。次に、複数の命令を表示したコマンドシートを机の上に置き、その命令を、頭部に装着するレーザポインタで指示することで入力するシステムを検討した。この方法は、多くの制御命令の中から1つの命令を選択して入力することが容易であり、重度の四肢麻痺者でも利用可能である。また、シート上の位置には任意の命令を割り当てることができ、特定の用途に限定されないといった特徴もある。

本報告では、任意の動作の再建を目指して進めてきた新しい FES 制御手法の開発とユーザーインターフェースの開発に関して、上記の研究成果を述べる。

2. FES 制御法の開発

2.1 多チャネル閉ループ制御法

(1) 基本制御器の開発

多関節多自由度運動の閉ループ FES 制御での刺激強度の決定における不良設定問題を解決するために、多入力多出力 PID 制御器を採用し、一般化逆行列と拡張した CHR 法 (Chien, Hrones, Reswick により提案された方法) を用いた制御器パラメータの決定方法を提案した。PID 制御器は次式で記述される。

$$S_n = K_P e_n + K_I \sum_{i=0}^n e_i + K_D (e_n - e_{n-1}) \quad (1)$$

S_n は時刻 n での刺激強度ベクトル、 e_n は時刻 n での誤差ベクトルである。 K_P 、 K_I 、 K_D はパラメータ行列で、その要素は次式で求められる。

$$K_{Pij} = \frac{0.6T_i}{L_i} m_{ij}^-, \quad K_{Iij} = \frac{0.6\Delta t}{L_i} m_{ij}^-, \quad K_{Dij} = \frac{0.3T_i}{\Delta t} m_{ij}^- \quad (2)$$

L_i 、 T_i は、筋 i のステップ応答から得られるむだ時間と時定数で、 Δt はサンプリング間隔である。 m_{ij}^- は行列 M^- の要素で、 M^- は、筋骨格系の刺激強度-関節角度関係 (ランプ応答) を刺激最小値と最大値との間で最小二乗法により直線近似した直線の傾きを要素とする行列 M の一般化逆行列[2]である。また、刺激強度は、最小値と最大値との間に制限される。

この制御器を評価するため、健常被験者 5 名で関節角度軌跡の追従制御実験を行った。手関節の 2 自由度運動 (掌背屈、橈尺屈) を左側

の橈側手根伸筋群 (ECRL/ECRB, 以下 ECR), 尺側手根伸筋 (ECU), 橈側手根屈筋 (FCR), 尺側手根屈筋 (FCU) の 4 筋を表面電極 (F-150, 日本光電) により電気刺激 (周波数 20Hz, パルス幅 0.2ms, 電流刺激) して制御した. この対象では, 1つの動作に関与する筋が複数存在し, 各筋の機能が複数存在するので, 刺激量の調整を行う場合に不良設定問題が生じる. 関節角度は電気角度計 (M110, P&G) で計測した. 目標角度軌跡は, 周期 10s と 3s の円軌道, 及び四角軌道とした. 被験者は座位で脱力し, 上肢の姿勢は鉛直下向きとした.

PID 制御器による制御結果の一例を図 1 に示す. 提案した制御法により, 十分に追従制御を実現できること, 外乱に対してもすばやい応答

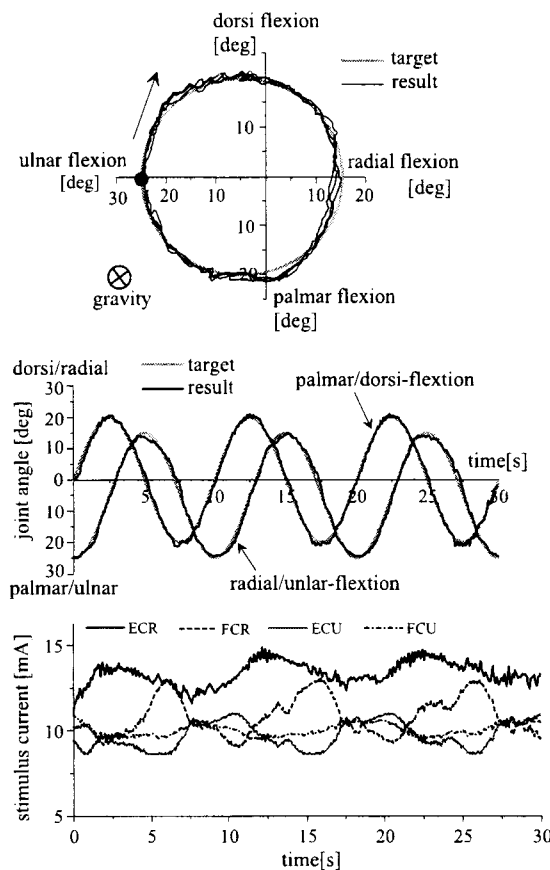


図 1 PID 制御器による制御結果の例

が可能であることが概ね確認された.

この結果をもとに, 磁気式の 3 次元位置角度センサ (FASTRAK, Polhemus) を用いて上肢の運動計測システムを構築し, 刺激パルスが発生する刺激パルスモジュレータを製作して, 閉ループ FES システムを構築した (図 2) .

(2) 制御器パラメータの決定方法の検討

前述の閉ループ制御器では, ランプ応答の近似直線の傾きが刺激最小値と最大値に依存して変化し, また, ランプ応答の非線形性が強く, 近似が不十分な場合には, 関節角度の振動などの不適切な応答が生じる場合がある. これは, パラメータを調整することで防ぐことが可能であるが, 試行錯誤的な調整が要求される.

閉ループ FES 制御において, 制御器パラメータの試行錯誤的な調整を不要とし, かつ, 不適切な応答を除去することは, その臨床応用において重要な課題である. そこで, ランプ応答の近似直線を制御中の刺激強度を基に変更する方法として, 現在の刺激強度 S_n を中心として, $S_n \pm \Delta S$ の範囲でランプ応答の近似直線を求め, それらから一般化逆行列を計算する方法を検討した. このとき, 1 回あたりの刺激強度の調整量は, 近似を行った範囲 ($\pm \Delta S$ 以内) に制限した.

本手法の評価は, 前述(1)と同様の方法で健常被験者で行ったが, 電気刺激と手関節の掌背屈・橈尺屈の角度の計測には, 図 2 のシステムを用いた. 制御器パラメータの計算方法として, ランプ応答の近似直線を最小値と最大値との間で求める方法, $S_n \pm 1\text{mA}$ の区間, $S_n \pm 3\text{mA}$ の区間で求める方法の 3 通りを比較した.

制御結果の一例を図 3 に示す. 以前の方法で決定されたパラメータによる制御では振動が生じた場合でも (図 3(a)), 新しく提案した方法でパラメータをリアルタイムに決定した場合には, 振動を抑制できていることが確認される (図 3(b)). しかしながら, 特に動作速度の速い場合において, 誤差の増加やオーバーシュートが観察された. これは, 制御器ゲインの部

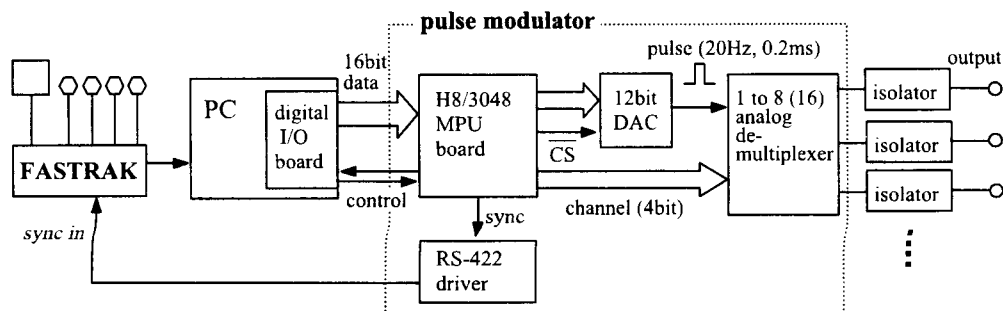


図 2 構築した多チャンネル閉ループ FES システムの概略

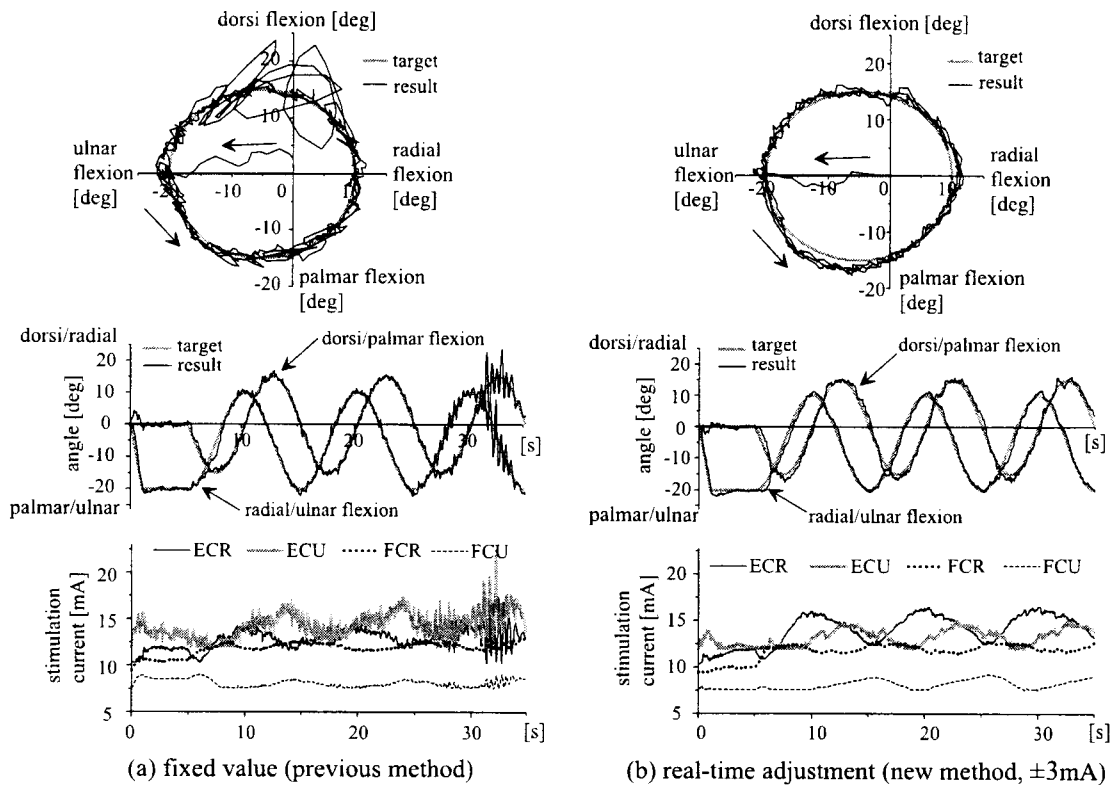


図3 制御器パラメータの決定方法の検討結果の例

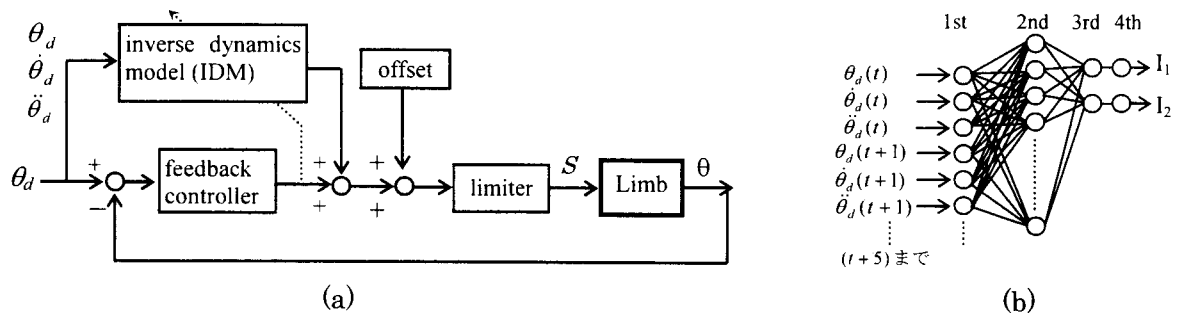


図4 フィードバック誤差学習を用いたFES制御のブロック図(a)と逆ダイナミクスモデル (IDM) の構造(b)

分的な減少や刺激調整量の制限が主な理由であるとされる。

2.2 フィードバック誤差学習 (FEL) による FES 制御器の開発

(1) FES 制御器の構成

フィードバック誤差学習[3]を利用した制御器は、フィードフォワード制御を行う逆ダイナミクスモデル (IDM) とフィードバック制御器とを併用し、両者の出力の和を制御出力とする。これは、フィードフォワード制御器の速い運動を行えるという長所と、フィードバック制御器の外乱補償が行えるという長所の両者を有する。また、IDM の学習は、フィードバック制御器の出力を誤差信号として、制御を行うと同時にされるので、学習と制御を分けて独立に

行う必要がない。

システムブロック図と本研究で用いた IDM を図4に示す。目標関節角度 (θ_d)、その一次微分、二次微分を用いて IDM (前向き制御器) が各筋への電気刺激を出力する。また、フィードバック制御器が、関節角度の誤差に基づき電気刺激を出力する。電気刺激閾値に相当する量をオフセットとして加算し、リミッタを通して最終的な制御器出力 (S) とする。

IDM には、4 層ニューラルネットワーク (ANN) を用いた。入力は、時刻 t から $t+5$ までの関節角度、角速度、角加速度の目標値である。出力は各筋への刺激電流値になる。各ニューロンの出力 y は、前層のニューロン i からの結合荷重 w_{ij} 、前層ニューロン i の出力値 x_i 、バイアス項 c を用いて、次式で表した。

$$y = f\left(\sum_i w_i x_i + c\right) \quad (3)$$

ただし、第2,3層のニューロンの出力関数は(4)式、第4層の出力関数は(5)式とした。

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (4)$$

$$f(x) = x \quad (5)$$

IDMの学習は、第1,2層間と第2,3層間の結合について、バックプロパゲーション法により行った。第3,4層間については結合係数を固定した。また、フィードバック制御器は、前述のPID制御器を用いた。

(2) 刺激実験による検討

健常被験者1名の左側の橈側手根伸筋群(ECR)、尺側手根屈筋(FCU)の2筋を電気刺激し、手関節の掌背屈運動を制御した。実験は、図2に示したシステムを用いて前述と同様に行ったが、以前よりも速い周期2sの掌背屈運動を目標軌道とし、10周期の往復運動を1回と数え、40回まで繰り返し制御した。IDMの第2層ニューロン数は54とし、IDMの初期結合係数は乱数で生成した。

図5に制御結果の一例を示す。繰り返し回数1回(図5(a))の場合、IDMは各筋への刺激電流をほとんど出力せず、PID制御器による閉

ループ制御が主に行われている。また、実現された軌跡は、目標角度軌跡に対して遅延があった。これに対し繰り返し回数32回(図5(b))では、遅延の少ない制御が可能となり誤差も減少した。ただし、この結果ではIDMがFCUへの刺激を出力しておらず掌屈方向の制御はPID制御器によって行われていた。他の実験結果では適切に出力していた場合もあったことから、これは初期結合係数に問題があったと思われる。このように、ほとんどの結果で10回程度の繰り返しにより、誤差が1回目の55~60%程度に減少し、また、主たる制御器がPIDからIDMに移行していき、IDMが制御の80%を占めるようになった。

2.3 歩行再建の cycle-to-cycle 制御法

閉ループFES制御では、関節角度軌跡の瞬時的な制御が一般的であるが、筋の非線形・時変的な電気刺激応答特性や筋疲労などのために、優れた追従制御を実現することは難しいと思われる。これに対し、歩行再建の場合、現在の周期の歩行制御の結果を次の周期の制御に反映させる cycle-to-cycle 制御法がある。歩行の1周期中での最大屈曲や最大伸展などの特徴的な点での角度に着目し、刺激パルス列の持続時間(刺激バースト時間, T_B)を閉ループ制御する方法である。

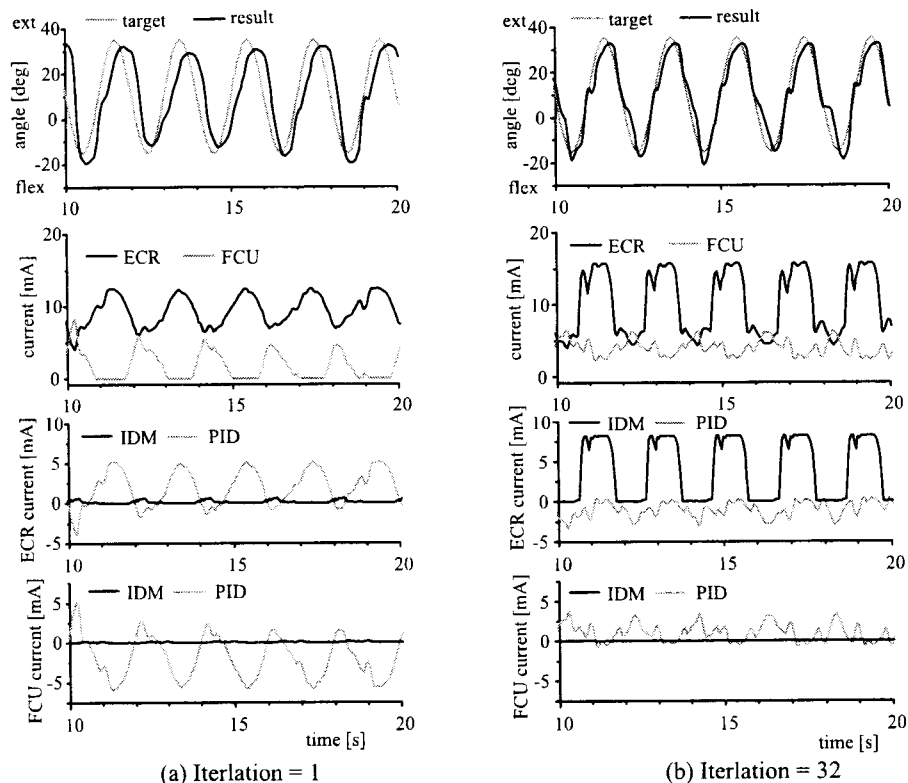


図5 フィードバック誤差学習を用いたFES制御器の刺激実験の結果

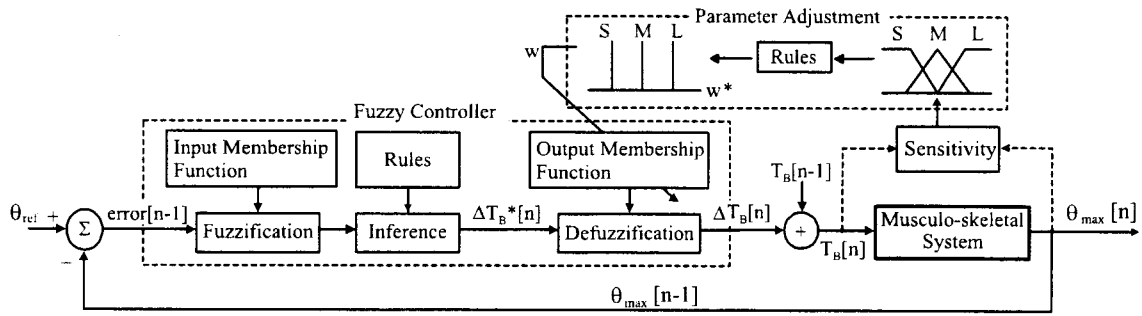


図6 cycle-to-cycle 制御のためのファジー制御器の基本構造

本研究では、歩行の再建に必要な条件を確実に満たすことが重要であると考え、遊脚期の膝関節と足関節の角度を制御するファジー制御器を開発し、筋・骨格モデルを構築して、計算機シミュレーションにより有効性を検討した。

開発したファジー制御器の基本構造を図6に示す。目標値の n 周期目の歩行での誤差が、 $(n+1)$ 周期目の歩行の T_B を決定する。この制御器では、出力メンバシップ関数を自動的に調整する機能を備えることで、筋・骨格系の特性が異なる患者でも、2関節運動が制御可能になった。被刺激筋は、大腿四頭筋、ハムストリングス、前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋の5筋とした。数歩から十数歩の歩行で、 $T_B=0$ の初期値から適切な T_B を決定することが可能であり、また、筋疲労が生じた場合にも数歩程度で適切に補正できることを確認した。

3. ユーザインターフェースの開発

3.1 人工神経回路による特徴的動作の認識

以前に開発したANNによるうなずき動作の認識[4]を基本とし、動作計測のセンサや動作を行う部位が異なる場合、認識する動作が複数ある場合での利用可能性を検討した。

被験者は健康男性5名で、右側を健側と仮定し、3軸加速度計(8692C50M1, KISTLER)を健側の靴の踵部に取り付けた。また、ANNの学習に必要な特徴動作の終了の検出、立脚期と遊脚期の判別のために、健側の足底の踵部及び母指球部にフットスイッチを装着した。

被験者は、歩行中に一時停止し、健側下肢で制御命令入力を模擬する特徴的な動作を行った。歩行動作は、平地歩行、階段上り、階段下りの3種類とし、制御命令としての特徴動作は、#1)膝屈曲(平地歩行開始)、#2)股関節と膝関節の屈曲(階段上り開始)、#3)爪先部を床に接した状態での下腿の内転(階段下り開始)、#4)爪先部を床に接した状態での足関節底屈(歩行終了)の4種類とした。測定回数は、各歩行について10回とした。

特徴動作の認識には、図7に示した3層フィ

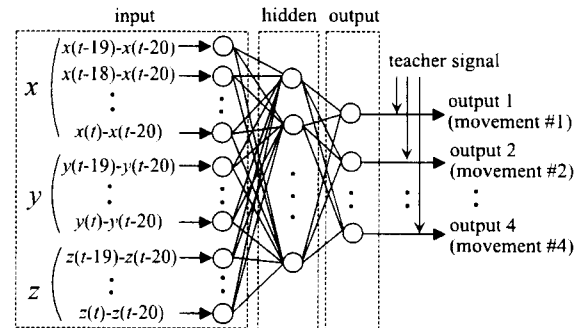


図7 下肢の特徴動作の認識に用いた人工神経回路(ANN)の構造

ードフォワード型ANNを用い、入力層には、低域通過フィルタ($f_c=3\text{Hz}$)を通した後20Hzでサンプリングした加速度信号を与えた。入力層のニューロン数は60個(x, y, z 成分に対して各20個)とし、20サンプル前の値からの変化分を与えた(図7参照)。隠れ層、出力層のニューロン数はそれぞれ10個、4個とし、シグモイド関数により0~1.0の値を出力させた。なお、出力層のニューロンの出力値が0.5以上のときに、特徴動作が行われたとして認識される。4種類の動作は、出力層の4個のニューロンによりそれぞれ認識されるので、出力層のすべてのニューロンの認識結果が正しいときに、ANNによる正しい認識となる。

ANNの学習には誤差逆伝搬法を用いた[4, 5]。被験者ごとに、3種類の歩行から各2回の測定データを抽出し学習データとした。ただし、学習データ中の特徴動作#2と#3の加速度信号は、学習データの最後に3回ずつ追加した。教師信号は、4種類の特徴動作の終了時に0.99(HIGH)を1サンプル分だけ与え、その他には0.01(LOW)を与えた。結合荷重の修正は、教師信号が0.99(HIGH)の時に0.01(LOW)の時の5倍の修正量を加算した。

認識実験は、ANNの学習に用いなかった未学習データに対して行った。全未学習データ中、特徴動作の回数は、動作#1が40回、#2と#3が8回、#4が24回であり、教師信号がLOWであった時の全歩数は264歩であった。ANN

表 1 下肢の特徴的動作の未学習データに対する認識結果 [%].

| teacher | correct recognition | | | | | mis-recognition | | | |
|--------------|---------------------|------|-------|------|------|-----------------|-------|-------------------------|-------|
| | HIGH | | | | | LOW | HIGH | HIGH | LOW |
| | 0.5 ≤ | | | | | < 0.5 | < 0.5 | other movement detected | 0.5 ≤ |
| output value | #1 | #2 | #3 | #4 | mean | < 0.5 | < 0.5 | other movement detected | 0.5 ≤ |
| subject A | 82.5 | 75.0 | 62.5 | 50.0 | 70.0 | 100.0 | 20.0 | 10.0 | 0.0 |
| B | 92.5 | 75.0 | 75.0 | 91.7 | 88.8 | 100.0 | 5.0 | 6.3 | 0.0 |
| C | 70.0 | 87.5 | 87.5 | 70.8 | 73.8 | 99.2 | 21.3 | 5.0 | 0.76 |
| D | 80.0 | 75.0 | 50.0 | 70.8 | 73.8 | 96.6 | 25.0 | 1.3 | 3.4 |
| E | 75.0 | 75.0 | 100.0 | 75.0 | 77.5 | 99.2 | 16.3 | 6.3 | 0.76 |
| mean | 80.0 | 77.5 | 75.0 | 71.6 | 76.8 | 99.0 | 17.5 | 5.78 | 0.98 |

による認識結果を表 1 に示す. 4 つの特徴動作の平均認識率は, 70~88.8%であった. 誤認識は, 教師信号が HIGH であったときに出力が 0.5 未満で, どの特徴動作も認識しなかった場合が多かった. また, 歩行動作を誤って特徴動作として認識することはほとんどなく, 平均で全歩数の 1%程度であった.

ANN がどの動作も認識しなかった場合に, 使用者が同じ動作を再度行うことを仮定し, 確率計算により期待される認識率を求めた. その結果, 2 回以内の追加動作により, ANN は平均 92.4%の認識率を達成できる可能性があることが確率計算によって示された.

3.2 多目的制御命令入力システム

図 8 は, 現在構築している実験システムを示す. このシステムでは, 使用者が三次元位置角度センサ (FASTRAK, Polhemus) とレーザポインタからなるセンサシステムを頭部に装着し, 机上に置いたコマンドシート上の命令をレーザポインタで指し示すことで命令を選択し, 前述の急峻な頸部動作のような特徴的動作を ANN で認識することで, 指示した命令を機器への制御命令として確定し入力する. この実験システムでは, レーザポインタで指示したコマンドシート上の位置座標は, シート平面とレーザポインタの光線 (直線) との交点として計測される. この計算に使用する位置ベクトルや方向ベクトル, 座標変換行列の関係を図 9 に示す.

トランスミッタの T 座標系で表せば, レーザポインタにより指示されるシート上の点の位置ベクトル ${}^T\mathbf{P}$ は, コマンドシートと一体型のレーザ A の位置ベクトル ${}^T\mathbf{P}_A$, シート平面に対する法線ベクトル ${}^T\mathbf{N}$, レーザポインタの位置ベクトル ${}^T\mathbf{P}_{L0}$, レーザポインタの光線の方向ベクトル ${}^T\mathbf{U}_L$ から, 次式により求まる [6].

$${}^T\mathbf{P} = {}^T\mathbf{P}_{L0} + \left(-\frac{{}^T\mathbf{N} \cdot ({}^T\mathbf{P}_{L0} - {}^T\mathbf{P}_A)}{{}^T\mathbf{N} \cdot {}^T\mathbf{U}_L} \right) {}^T\mathbf{U}_L \quad (6)$$

${}^T\mathbf{N}$ は, レーザ A の座標系 (A 座標系) の xy

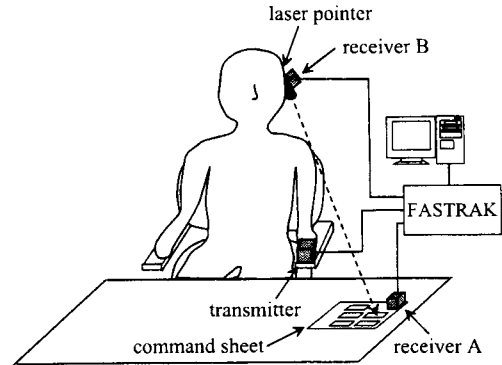


図 8 頭部動作を利用した制御命令入力システムの概略

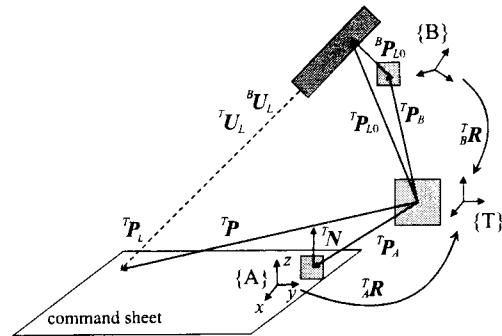


図 9 指示位置計測に用いるベクトル. $\{T\}$, $\{A\}$, $\{B\}$ は, トランスミッタ, レシーバ A, B の座標系を示す.

平面とシート面とが平行になるようにレーザ A を設置すれば, A 座標系での点 ${}^A\mathbf{k}_z = (0, 0, 1)^T$ (t は転置を示す) を用いて, 次式で求まる.

$${}^T\mathbf{N} = {}^T\mathbf{R} {}^A\mathbf{k}_z \quad (7)$$

ここで, ${}^T\mathbf{R}$ は A 座標系から T 座標系への回転行列で, レシーバ A のオイラー角を用いて求められる. また, ${}^T\mathbf{U}_L$ と ${}^T\mathbf{P}_{L0}$ は, レーザポインタと一体化したレーザ B の座標系 (B 座標系) での方向ベクトル ${}^B\mathbf{U}_L$, レーザポインタの位置ベクトル ${}^B\mathbf{P}_{L0}$, B 座標系から T 座標系への回転行列 ${}^T\mathbf{R}$ を用いて, 次式で求められる.

$${}^T\mathbf{U}_L = {}^T\mathbf{R} {}^B\mathbf{U}_L \quad (8)$$

$${}^T\mathbf{P}_{L0} = {}^T\mathbf{R} {}^B\mathbf{P}_{L0} + {}^T\mathbf{P}_B \quad (9)$$

表 2 健常被験者での机上指示位置の計測誤差 (mm).

| | A | B | C | D | E |
|-----|----------|---------|----------|---------|----------|
| 1st | 7.7±3.6 | 6.1±3.4 | 5.2±2.7 | 5.0±3.7 | 7.2±4.1 |
| 2nd | 10.1±3.6 | 7.5±2.9 | 13.2±6.1 | 5.4±5.7 | 10.3±4.1 |
| 3rd | 13.3±3.3 | 7.9±5.2 | 11.6±5.4 | 6.7±4.7 | 9.1±5.3 |
| all | 10.4±4.1 | 7.2±3.9 | 10.0±5.9 | 5.7±4.7 | 8.8±4.6 |

ここで、 ${}^B U_L$, ${}^B P_{L0}$ は、レーザポインタとレシーバを一体化して製作する際に決定される。すなわち、コマンドシート平面内の任意の点は、操作中に FASTRAK により計測されるレシーバ A, B の三次元位置座標及びオイラー角だけで計算される。これは、使用の際にレーザポインタの指示位置と位置座標との対応付けを不要とし、使用者が移動した場合でも設定変更が必要なく簡便に使用可能にする。

この方法で、机上の 400×300mm の範囲の 20 点の位置座標を健常者で計測した結果の平均誤差（目標位置からの距離）を表 2 に示す。おおむね 10~15mm 程度の計測誤差であり、改善の必要性はあるが、机上にコマンドシートを置いたときに使用者が各命令を視認することを考えると、この誤差の影響を受けない程度の大きさでコマンドシート上に各命令を割り当てることも可能になると考えられる。

4. まとめ

本研究では、使用者の希望する任意の動作を自由に再建する FES 制御法の実現を目標とし、多チャンネル FES 制御手法とユーザインターフェイスの開発について研究を行った。

FES 制御法については、まず、多関節多自由度運動を制御する多チャンネル閉ループ FES 制御手法を考案し、その有効性を確認して、実験システムを開発した。また、閉ループ制御器のパラメータ決定方法について、臨床応用を考慮した検討を行った。次に、フィードバック誤差学習法を用いて、開ループ制御と閉ループ制御とを組み合わせた FES 制御法の実現可能性を示した。そして、歩行の FES 制御については、cycle-to-cycle 制御をファジー制御器により実現し、その有効性をモデルシミュレーションにより確認した。このファジー制御器は、開ループ制御のための刺激データを自動的に作成する目的にも利用可能であった。

ユーザインターフェイスについては、特徴的動作を ANN により認識させる方法が一般的に利用可能であることを示した。また、頭部動作を利用し、様々な目的に利用可能な制御命令入力システムを提案し、実現可能性を確認した。

謝辞

本研究に対して多大なご支援を頂きました高柳記念電子科学技術振興財団及び財団関係者の皆様に心から感謝申し上げます。

参考文献

- [1] シンポジウム 機能的電気刺激 (FES) の理論と実際, 臨床整形外科, Vol.30, No.2, pp.146~196 (1995)
- [2] 黒沢健至, 村上 肇, 渡辺高志, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, “FES における刺激パターン修正方式に関する検討,” 医用電子と生体工学, Vol.34, No.2, pp.1-8 (1996)
- [3] 川人光男, “脳の計算理論,” 産業図書 (1996)
- [4] 古瀬則夫, 渡辺高志, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, “運動機能麻痺者の残存運動機能を用いた制御命令入力システム,” 医用電子と生体工学, Vol.37, No.2, pp.152-160 (1999)
- [5] 渡邊高志, 山岸史歩, 村上 肇, 古瀬則夫, 星宮 望, “FES を使用する片麻痺者のための下肢動作からの人工神経回路による制御命令検出,” 電子情報通信学会論文誌, Vol.J86-D-II, No.2, pp.371-375 (2003)
- [6] 渡邊高志, 村上 肇, 古瀬 則夫, 星宮 望, “機能的電気刺激 (FES) の制御命令入力法”, 第 18 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.225-228 (2003)

本研究に関する主な論文・研究報告

- (1) T.Watanabe, K.Iibuchi, K.Kurosawa, R.Futami and N.Hoshimiya, “A Method for Solving Ill-posed Problem in Multichannel Closed-loop FES Control,” Proc. 6th Ann. Conf. Int. FES Soc., pp.306-308 (2001)
- (2) 黒沢健至, 吉崎史隆, 渡辺高志, 二見亮弘, 星宮 望, “3次元位置・角度センサを用いた閉ループ FES システムの構築”, 第 16 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.369-372 (2001)
- (3) T.Watanabe, S.Yamagishi, H.Murakami, N.Furuse, N.Hoshimiya and Y.Handa, “Recognition of Lower Limb Movements by Artificial Neural Network for Restoring Gait of Hemiplegic Patients by Functional Electrical Stimulation,” Proc. 23rd IEEE EMBS Conference, in CD-ROM (2001)
- (4) G.M.Eom, T.Watanabe, N.Hoshimiya and G.Khang, “Gradual potentiation of isometric muscle force during constant electrical stimulation,” Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.40, pp.137-143 (2002)

- (5) 渡辺高志, 飯淵 寛, 黒沢健至, 星宮 望, “機能的電気刺激による手関節2自由度運動の多チャンネルPID制御法”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J85-D-II, No.2, pp.319-328 (2002)
- (6) 安西昭裕, 渡辺高志, 村上 肇, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, “任意のFES手先リーチング再建のための目標検出に関する検討”, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2001-164 (2002)
- (7) K.Kurosawa, T.Watanabe, R.Futami, N.Hoshimiya and Y.Handa, “Development of a Closed-loop FES System Using 3-D Magnetic Position and Orientation Measurement System,” J. Automatic Control, Vol.12, No.1, pp.23-30 (2002)
- (8) 渡辺高志, 渡辺俊一, 吉野和宏, 二見亮弘, 星宮 望, “電流刺激による皮膚受容感覚の安定化のための絶対閾値と皮膚インピーダンスの関連性の検討”, バイオメカニズム16, pp.61-73 (2002)
- (9) 渡辺高志, 星宮 望, “電気刺激による筋張力の推定におけるM波と筋内局所酸素代謝の利用の基礎的検討”, 生体医工学, Vol.40, No.2, pp.67-73 (2002)
- (10) T.Watanabe, T.Matsudaira, K.Kurosawa, T.Fujii, R.Futami, N.Hoshimiya and M.Ichie, “Wrist Joint Control by Multichannel Closed-loop FES system: System Construction and First Clinical Test,” Proc. 7th Ann. Conf. Int. FES Soc., pp.265-267 (2002)
- (11) N.Furuse, I.Cikajo, T.Bajd, T.Watanabe and N.Hoshimiya, “Training of Stance Phase during FES Assisted Walking -Detection of Stance Phase by Artificial Neural Network-,” Proc. 7th Ann. Conf. Int. FES Soc., pp.63-65 (2002)
- (12) A.Arifin, T.Watanabe, and N.Hoshimiya, “Cycle-to-Cycle Control of Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait: A Computer Simulation with Different Controllers,” 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2002-64 (2002)
- (13) 渡邊高志, 山岸史歩, 村上 肇, 古瀬則夫, 星宮 望, “FESを使用する片麻痺者のための下肢動作からの人工神経回路による制御命令検出”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J86-D-II, No.2, pp.371-375 (2003)
- (14) 渡邊高志, 星宮 望, “機能的電気刺激による麻痺肢の運動機能再建 —技術的側面と今後の展望—”, 平成15年電気学会全国大会講演論文集[3], 3-S17(12)-3-S17(15) (2003)
- (15) 渡邊高志, 星宮 望, “運動麻痺の機能再建のための機能的電気刺激 (FES) 技術”, 最新医学, 58巻, 6月増刊号, pp.1496-1506 (2003)
- (16) N.Furuse, T.Watanabe, I.Cikajo, T.Bajd and N.Hoshimiya, “Gait Re-education System for Incomplete Spinal Cord Injured Patients -Development of Gait Measurement System-,” Proc. 8th Ann. Conf. Int. FES Soc., pp.198-201 (2003)
- (17) K.Kurosawa, R.Futami, T.Watanabe and N.Hoshimiya, “Feedback Error Learning for Controlling 1-DOF Joint Angle: Model Simulation and Experiment,” Proc. 8th Ann. Conf. Int. FES Soc., pp.65-68 (2003)
- (18) 黒沢健至, 二見亮弘, 渡辺高志, 星宮望, “機能的電気刺激におけるフィードバック誤差学習法の検討: 手関節1自由度運動の制御実験”, 平成15年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, in CD-ROM (2003)
- (19) A.Arifin, T.Watanabe and N.Hoshimiya, “Computer Simulation Study of the Cycle-to-Cycle Control Using Fuzzy Controllers for Restoring Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait,” 生体医工学シンポジウム2003, in CD-ROM (2003)
- (20) A.Arifin, T.Watanabe and N.Hoshimiya, “Fuzzy Controller for Cycle-to-Cycle Control of Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait: A Computer Simulation in Two-joints Control,” Proc. 25th IEEE EMBS Conference, in CD-ROM (2003)
- (21) 渡邊高志, 村上 肇, 古瀬則夫, 星宮 望, “機能的電気刺激 (FES) の制御命令入力法”, 第18回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.225-228 (2003)
- (22) T.Watanabe, T.Matsudaira, K.Kurosawa, N.Hoshimiya and Y.Handa, “An Approach to Real-Time Parameter Determination of the Multichannel Closed-loop FES Controller,” IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering 2003, in CD-ROM (2003)
- (23) T.Karcnik, T.Watanabe, R.Futami, and N.Hoshimiya, “Wearable Data Collection System for On-line Gait Stability Analysis,” Neuromodulation (in press)