

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 17 年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 渡邊 高志

平成 18 (2006) 年 3 月

目 次

I. 総括研究報告

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. 分担研究報告

1. 筋骨格系の FES 応答モデリングと下肢 FES 制御方式の開発 渡邊高志	----- 9
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 二見亮弘	----- 19
3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発 古瀬則夫	----- 27

III. 研究成果の刊行に関する一覧表	----- 33
---------------------	----------

IV. 研究成果の刊行物・別刷	----- 35
-----------------	----------

I. 総括研究報告

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

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が本研究の目的である。そのために、制御方式開発のための計算機シミュレーションシステムの構築を行い、床反力を含めて歩行全体を表現することを可能にし、計算機シミュレーションによる検討で、遊脚期を制御する cycle-to-cycle 制御のファジー制御器の一部を改良した。また、フィードバック誤差学習の FES 制御へ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適用が可能であることを示した。局所的筋電駆動型 FES 制御方式については、その実現方法に関する設計、試作、改良を行うと共に、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試験によって確認した。患者の歩行訓練方式に関しては、ジャイロスコープによる関節角度計測法を提案し、歩行中の膝・足関節角度計測を通して、ゴニオメータと同等の計測が行えることを確認した。最後に、ユーザインターフェイスとして、特徴的動作を人工神経回路で認識して利用する方法の評価を実施し有効性を確認すると共に、眼電図の利用の有効性と脳波による運動イメージの検出可能性を示した。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。

〔研究組織〕

渡邊高志（東北大学情報シナジーセンター・助教授）

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）

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、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、不全麻痺筋に対する局所的筋電駆動型 FES 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うものである。

B. 方法

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

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モデルの構築を行った。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を可能にし, かつ, 上肢や体幹の質量も含めた筋骨格モデルの構築を行った。

2. 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

新たに構築した筋骨格モデルを用いて, 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い, これまでの方法との差異や制御方法の問題点とその改良について検討した。

(2) 学習型 FES 制御方式の検討

昨年度検討した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 $I_{PID,n}$ 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, $I_{PID,n}$ を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である ΔI_{PID} を用いることとし, 従来の FEL 制御器による制御結果と比較した。刺激した筋は, 橈側手根伸筋群(ECRL/ECRB, 以下 ECR) 及び尺側手根屈筋(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 セットとして一活更新により学習を行った。

次に, 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, 橈側手根伸筋群(ECR), 尺側手根伸筋(ECU), 橈側手根屈筋(FCR), 尺側手根屈筋(FCU)である。目標軌道は, 周期 3 秒の円運動とし, 学習は 6 周期分を 1 セットとした。

3. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

時分割方式によって同一筋での筋電図計測と皮膚表面電気刺激を可能にするために, 筋電計測用電極, 計測用保護回路, 筋電増幅回路, AD/DA 変換カードを内蔵するノート PC, 表面電気刺激回路, 皮膚電気刺激用電極, およびソフトウェアからなる計測・制御システムを構成した。本研究では, 周期 40ms, パルス幅 300 μ s の双極刺激パルスの振幅を, それに先立つ刺激休止期間における随意的残留筋電図の実効値に従って調節する方法を新たに開発した。また, 交流電源からのハムや刺激パルスによるアーチファクト, スイッチング回路自体によって生じる過渡的な電圧変動, M 波などの雑音を十分に抑圧して随意的な残留筋電図だけを取り出すために, 計測・信号処理方法を提案した。そして, 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こと, また, 患者によって筋毎の麻痺の程度や残留筋電図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とから, 電極の各種配置について, 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調べた。

脳血管障害による不全右片麻痺患者 2 名を対象として, 本研究で提案する局所的筋電駆動型 FES 制御システムの有効性を確認するための歩行試験を行った。歩行試験では, a) FES なしでの杖歩行, b) 麻痺側の膝伸展筋に局所的筋電駆動型 FES を適用した杖歩行, c) 杖の握りを下方に押す力の大きさによって FES 振幅を調節した歩行(杖力駆動 FES) の 3 種類について, 10m 歩行に要する時間と歩数の計測を行った。同時に, 下腿に装着した傾斜角度センサ出力の記録も行った。杖力駆動 FES での計測は, 何らかの電気刺激を行うこと自体によって歩行が改善するプラシボ効果の影響を排除して, 従来型の rule-based 制御に対する本研究の手法の優位性を調べるために行った。

4. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

大腿部, 下腿部, 足背部にジャイロ스코プを装着し, 関節を挟んで配置された 2 個のジャイロ스코プの出力信号として得られ

る関節角速度から、膝関節角度 θ_{knee} と足関節角度 θ_{ankle} を次式により計算した.

$$\theta_{knee} = - \int (\dot{\theta}_{shank} - \dot{\theta}_{thigh}) dt$$

$$\theta_{ankle} = \int (\dot{\theta}_{foot} - \dot{\theta}_{shank}) dt$$

ここで、 $\dot{\theta}_{shank}$ 、 $\dot{\theta}_{thigh}$ 、 $\dot{\theta}_{foot}$ は、下腿部、大腿部、足背部に装着したジャイロスコープにより計測される角速度である.

上述の方法の角度計測精度を評価するため、最初に、1軸のアームに2個のジャイロスコープを、ゴニオメータ、ポテンシオメータと共に取り付け、1軸アームの角速度が約500[deg/sec]以下の ± 60 [deg]の往復動作を行った時の角度を同時計測した. 次に、3名の健常被験者で、左下肢の大腿部、下腿部、足背部にジャイロスコープとゴニオメータを取り付け、幅1m、長さ6mのアルミ板の上で、普通と感じる速度と遅いと感じる速度で歩行を行ったときの関節角度を同時計測した. この時、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、立脚中期、踵離床期、遊脚期、踵接地期の4種類の歩行期を識別した.

5. ユーザインターフェイスの開発

(1) 制御命令入力

昨年度に提案した人工神経回路 (ANN) による特徴的動作の認識法について、健常被験者3名、上肢の完全麻痺を有する右片麻痺者1名で、3次元位置座標とオイラー角の2つのセンサから各3成分で計6種類の信号を得ることを想定して評価を行った.

また、新しいユーザインターフェイスとして、眼球の運動に伴って生じる眼電図 (EOG) を計測し、それに基づいて眼球運動によって外部機器を制御する手法や、脳波から被験者の意図 (運動のイメージ) を検出するための信号計測手法についての予備実験も行った.

(2) 情報提示

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、装置操作や作業の妨げとならない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 (1個の電極の提示時間は0.33s) を検討した. 前述と同じ健常被験者6名の左前腕前面で、16種類の電気刺激パターンの認識実験を行った.

C. 研究結果

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

麻痺側が遊脚の場合の筋骨格モデルとして、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、足の甲の部分に質点を集中させたが、踵の位置は足関節からの長さを与えて決定した. 立脚の踵の位置も同様に決定した. 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 τ は、電気刺激によるトルク τ_{CE} と受動粘弾性要素によるトルク τ_p の和として求めた. 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.

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 を次式で表現した.

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

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

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

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。

麻痺側が立脚の場合の筋骨格モデルの基本構造とパラメータ値は麻痺側が遊脚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 f_g^y のみが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た。

2. 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

構築した筋骨格モデルでは、昨年度のモデルの受動粘弾性要素のパラメータ値では不適切な角度になる場合があることが予備的なシミュレーション実験で確認されたため、足関節の受動粘弾性要素のパラメータ値を修正した。昨年度と同様に、麻痺側の遊脚期の制御について、各筋の刺激バースト時間 $TB[s]$ の初期値を $0s$ としてシミュレーションを行った結果、cycle-to-cycle 制御による足関節制御において最大底屈角度が検出されず、重力の影響を受けて単調に底屈した。これに対して、健常者の歩行を参考にして足関節制御器を改良した。つまり、 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、麻痺側の足関節の制御が適切に行われていることを確認した。

次に、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を確認するため、床面モデルを含めて同様の計算機シミュレーションを行った。その結果、踵の着床により、床面モデルが作用し、遊脚（麻痺側）の股関節と膝関節が屈曲して、さらに床反

力により足関節の底屈が生じ、足底が床面に対して平行になっている様子を確認できた。また、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た結果、モデル切り替え後の両側の関節角度変化において、妥当な結果が得られた。

(2) 学習型 FES 制御方式の検討

学習 1 回目（未学習の ANN を用いた最初の試行）の制御結果で、従来の FEL 制御器よりも提案した FEL 制御器で制御した方が、遅れが小さいことが確認された。

提案した FEL 制御器により手関節 2 自由度運動制御を行った結果、掌背屈および橈尺屈共に、学習後の制御の遅れや誤差が減少したことが確認された。また、学習前後での PID 制御器と ANN の出力の変化から、学習により適切な ANN が獲得され制御結果が改善したことが示唆された。

3. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

臨床試験に参加した 2 名の患者の両者において、局所的筋電駆動型 FES 制御の有効性が確認された。ただし患者 2 においては、疲労のため杖力制御 FES による歩行試験を行うことができなかった。局所的筋電駆動型下肢 FES 制御により、FES なしの時に比べて、歩行時間は患者 1 で約 88% に、患者 2 で約 73% に短縮された。

4. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

1 軸アーム動作による角度計測の評価実験で、ジャイロスコープ、ゴニオメータ、ポテンシオメータから得られた計測値の近似度を二乗平均平方根 (RMS) 差と相関係数により求めた結果、RMS 差は小さな値、相関係数は非常に高い値となり、高い近似度が得られた。

歩行動作による角度計測の評価実験では、ジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度と、ゴニオメータにより計測した関節角度との近似度を RMS 差と相関係数により求めた。その結果、膝関節角度の計算においては、ジャイロスコープの装着位置によらず高い相関係数が得られた。一方、足関節角度の計算では、ジャイロスコープを取り付ける

位置が異なるとセンサ出力が異なることが確認された。特に足背部に取り付ける際には、中足指節関節の影響を受けない位置に配置する方が良いことが確認された。また、通常速度の歩行より遅い速度の歩行の方がやや高い近似度を示した。

5. 運動機能麻痺者のユーザインターフェースの開発

(1) 制御命令入力

3次元位置センサとオイラー角センサの同時使用を想定した場合、いずれか一方のセンサのみの使用を想定した場合の計3通りについて評価を行った。本論文で提案する方法と従来の方法とで、特徴的動作を実行した場合の認識率と検出した動作に対する誤認識率を比較した結果、提案する方法により、高い認識率が得られ、誤認識率が低下することが示唆された。また、AND演算によって誤認識率を改善できることを確認できたが、単独のANNでの認識率が低い場合には、本手法による認識率も影響を受けることも確認された。さらに、異なる実験日の計測に対して学習済のANNを用いても、認識率や誤認識率は概ね同等であることが確認され、各利用者について、一度3つのANNを抽出すれば、センサの脱着後や異なる日でも同一のANNを利用可能であることが示唆された。

眼部の上下、左右に設置した電極から双極誘導されたEOGの交流成分から、視線移動の方向と距離を識別ができるかどうかを検討した。その結果、方向8通り、距離2通りの視線移動を90%以上の正答率で識別できることが示された。また、脳波を用いたインターフェースに関する基礎研究を行い、足の動作イメージを行う被験者から計測された脳波から、イメージに関連する脳活動であるβ波の増強が観測される場合があった。この成分は制御命令源として有望であると考えられる。

(2) 情報提示

2点の電気刺激感覚の識別では、電極間距離が8mm以上の場合が、電極間距離4mmの場合よりも、ほとんどの被験者で高い正答率を示した。この結果をもとに、電極の中心間距離を8mmとして、3×3のマトリックス状の電極を製作した。

3日間のパターン認識実験の結果では、初

日に比べ3日目の方が正答率が上昇する傾向がみられた。この結果を踏まえ、3日目の実験結果について解析を行った結果、比較的認識し易いパターン、他の提示パターンと間違えやすいパターンに関する知見が得られた。また、誤認識についても、全ての被験者で同じような傾向が見られ、特に、横方向や縦方向に移動するパターンと斜め方向に移動するパターンとが混同すること、2列同時に移動するパターンを認識しにくいこと、2本の線を順に移動するパターンで2本目の間違いが多いこと、異なる提示時間のパターンでも混同することなどが多く見られた。

D. 考察

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

一般的な歩行の計算機シミュレーションはFESの臨床応用とは異なるため、モデルの精度を上げるためのパラメータ数が多く、FESの対象である麻痺患者個人の特性を反映し、そのまま用いることが困難であると考えられる。本研究で構築したモデルでは、上体の簡略化がなされているものの、床反力を考慮して、立脚期を含めた遊脚期のFES制御法の開発には有効になるといえる。

2. 下肢FES制御方式の開発

昨年度のcycle-to-cycle制御に基づくフuzzy制御器の足関節の制御を改良し、おおむね妥当な歩行が再建されることを確認した。よって、より実用性の高い制御法になったと思われる。また、計算機シミュレーションによる動作の様子から、構築されたモデルの予測は妥当であると考えられる。より実際に近い状態を表現する必要性の有無を考慮しつつ、構築したモデルを用いてFES制御法の開発を進める予定である。

FELによる制御では、臨床応用を考えると、学習初期段階からある程度精度の良い制御を行うことが望ましく、提案した方法は有効であると考えられる。また、提案したFEL制御器による多自由度運動の多チャンネルFES制御への拡張も期待される。

3. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

より多くの患者で短期的・長期的な効果に関する客観的・定量的な評価を行うことが今後の課題である。そのためには、携帯型FES

システムを、現在ノート PC で行っている処理も含めて単体の装置として実装する必要がある。また、不全対麻痺者の歩行補助、足漕ぎ車椅子での移動への適用など、他の症例や動作への適用についても検討と試験を行う必要がある。さらに、本研究のシステムを用いた訓練の効果についても評価を行っていく必要がある。

4. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

1軸アーム動作による角度計測や歩行中の関節角度計測の評価実験の結果から、ジャイロスコープとゴニオメータによる計測値との間で、高い近似度が示された。センサ装着方法の違いがジャイロスコープとゴニオメータによる関節角度の測定値の差になって現れたものと考えられるので、本手法による膝関節と足関節の計測が十分な精度で可能であると考えられる。

歩行実験の結果から、膝関節角度の計測では膝関節から離れた位置にジャイロスコープを装着した方が近似度が高いこと、足関節角度の計測では中足指節関節の影響を受けない位置に装着した方が近似度が高いことが確認された。このように、センサを装着する位置が歩行中の関節角度計測に影響することが実験的に確認されたが、少しの注意を払うことによって、ゴニオメータと同様の計測結果を得られることが実験的に示された。

本手法でのジャイロスコープによる関節角度の計算では、初期値を設定する必要があり、また、出力信号に含まれるオフセット値が測定誤差の原因となる。これらの問題は、歩行開始時の関節角度が特定でき、短時間で終了する歩行訓練においては、あまり問題にならないと考えられるが、それ以外の場合には、歩行期を認識し、特定のタイミングで関節角度値を補正することなどにより、これらの誤差の影響を除去する必要がある。

5. ユーザインターフェースの開発

運動機能麻痺により制約される運動は患者ごとに異なるので、ANN に入力する信号成分や ANN 構造をすべての患者で同一にしたり、事前に決定し固定したりすることは臨床応用上適切ではない。抽出された ANN には被験者間で違いがあり、また、得られる信号すべてを使った ANN でも、認識率や誤認

率が悪化する場合があった。したがって、本研究で提案したように、適切な信号と ANN を選択する方法は、臨床応用上有効で、実用的であると思われる。しかし、本論文での手法によっても、複数の ANN がほぼ同時に誤検出を起こしてしまう場合には誤検出を防ぐことはできていない。また、AND 演算や多数決方式では、ANN の認識時刻のずれが結果に影響する。さらに、計測する信号の周波数成分の違いも ANN の各層のニューロン数に関係する。これらの点が次の検討課題である。

一方、脳波によるインターフェイスをヒトに適用するためには、被験者のトレーニング手法の確立が必要だと思われる。被験者から得られた脳波を計測・解析し、被験者に情報をフィードバックすることで、検出される運動イメージに関連する信号成分の SN 比を向上させる可能性が示されつつあるので、今後の進展が期待される。

皮膚電気刺激による情報呈示において、間違いが多く生じた原因の1つとして、縦や横と斜めの直線が区別しにくいことがあったが、他の提示パターンとの違いを明確にすることで、縦、横、斜めの直線を区別できる可能性も考えられる。一方、電気刺激感覚が残存したり、2本目の線がそれ以前の刺激の影響を受けたりすることなどが間違いの原因になっているとも考えられた。今回は、記号や文字を形成する要素となり得るパターン16種を設定した。全てのパターンを確実に判別することはできなかったが、ある程度判別できるパターンや判別の難しいパターン、間違いの傾向が得られた。これらの結果を踏まえ、提示パターンを整理したり、電気刺激パラメータを検討することが課題である。

E. 結論

本研究では、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を有する患者の歩行を再建するシステムを開発することを目的として研究を行った。

まず、床面モデルを含めて歩行モデルを新たに構築し、立脚期を含めた遊脚期の FES 制御の計算機シミュレーションを可能にし、cycle-to-cycle 制御による遊脚期のファジー制御器の一部を改良した。また、学習型制御器であるフィードバック誤差学習法の FES

への適用方法を改良し、学習の初期段階から誤差の少ない制御を行えるようにし、手関節2自由度運動の4筋刺激による制御が可能であることを示した。また、局所的筋電駆動型FES制御方式を提案し、その実現方法に関する設計、試作、改良を行うとともに、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試験によって確認した。そして、ジャイロスコープを用いた下肢の姿勢計測法を提案し、1軸アーム動作と健常被験者における歩行中の関節角度計測による評価で、提案した方法により関節角度を妥当な精度で計測でき、歩行動作の特徴を十分に認識可能であることが示された。さらに、上肢を使用しないでシステム操作を行えるようなユーザーインターフェイスとして、頭部の特徴的動作を利用する方法の臨床的実用性を改善し、眼電図や脳波を用いた方法の実現可能性を確認した。一方、使用者への情報提示として、皮膚電気刺激によるパターン提示の実現可能性も示した。

以上のように、FESによる歩行制御のための基盤技術が確立されつつある。これらの成果を臨床に移行できるように確立し、臨床的評価を実施して実用的方法への展開を図ることが今後の課題である。

F. 健康危険情報

なし。

G. 研究発表

1. 論文発表

A.Arifin, T.Watanabe and N.Hoshimiya: Computer Simulation Test of Fuzzy Controller for the Cycle-to-Cycle Control of Knee Joint Movements of Swing Phase of FES Gait, IEICE Trans. Information and Systems, Vol.E88-D, No.7, pp.1763-1766 (2005)

K.Kurosawa, R.Futami, T.Watanabe and N.Hoshimiya: Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller, IEEE Trans. Neural Systems & Rehab. Eng., Vol.13, No.3, pp.359-371 (2005)

古瀬則夫, 渡邊高志, 星宮 望: 圧電式ジャイロスコープを用いた下肢関節角度の簡易計測法, 生体医工学, Vol.43, No.4, pp.538-543 (2005)

渡邊高志, 藤原大樹, 村上 肇, 古瀬則夫, 吉澤 誠, 星宮 望: 異なる信号入力を有する人工神経回路群の出力に対する演算処理による特徴的動作の認識法の検討, 生体医工学, Vol.43, No.4, pp.544-550 (2005)

A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: A Test of Stimulation Schedules for the Cycle-to-Cycle Control of Multi-joint Movements in Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait, バイオメカニズム学会誌, Vol.30, No.1, pp.31-35 (2006)

A.Arifin, T.Watanabe and N.Hoshimiya: Design of Fuzzy Controller of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES, IEICE Trans. Information and Systems, Vol.E89-D, No.4 (2006) (印刷中)

2. 学会発表

S.Chosa, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: A Computer Simulation Study of the Feedback Error Learning Controller for FES on the Wrist Joint's 1-DOF Movement, Proc. 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, PA-2-25, in CD-ROM (2005)

A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: A Test of Stimulation Schedule for the Cycle-to-Cycle Control of Three-joint Movements of Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait, Proc. 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, PA-2-28, in CD-ROM (2005)

帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) 制御におけるフィードバック誤差学習の適用方法の検討, 計測自動制御学会第5回制御部門大会資料, pp.801-804 (2005)

T.Watanabe, T.Matsudaira, N.Hoshimiya and Y.Handa: A test of multichannel closed-loop FES control on the wrist joint of a hemiplegic patient, Proc. 10th Annual Conference of the International FES Society, pp.56-58 (2005)

渡邊高志, 大塚雅幸, 上田智志, 吉澤 誠, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) 制御法の開発におけるモデルシミュレーションの有用性: 手関節制御での実験的検証, 生体医工学シンポジウム 2005, p.357, in CD-ROM (2005)

柴田 聡, 渡邊高志, Achmad Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) による歩行制御法の開発のための筋骨格モデルの構築, 第 26 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.183-186 (2005)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 経皮的電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示に関する基礎的検討, 第 26 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.275-278 (2005)

帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 手関節 2 自由度運動のフィードバック誤差学習を用いた FES 制御に関する検討, 電子情報通信学会技術研究報告 (ME とバイオサイバネティックス研究会), MBE2005-88, pp.13-17 (2005)

柴田 聡, 渡邊高志, Achmad Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 筋骨格モデルを用いた FES 歩行制御法の開発のための基礎的検討, 第 12 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.17-22 (2005)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 表面電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示に関する検討—電気刺激感覚の残存についての基礎実験—, 第 12 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.42-45 (2005)

Y.Sugi, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: Development of computer simulation tools for model simulation study on FES control of the upper limb, International Symposium on Bio- and Nano-Electronics in Sendai, Book of Abstracts, pp.105-106 (2006)

R.Futami, K.Seki, T.Kawanishi, T.Sugiyama, I.Cikajlo and Y.Handa: Application of Local EMG-Driven FES to Incompletely Paralyzed Lower Extremities, Proc. of 10th Annual Conf.

of the International FES Society, pp.204-206 (2005)

杉山貴也, 二見亮弘, 関 和則, 渡邊高志, 吉澤 誠: 局所的筋電駆動型 FES 制御における被験者の学習について, 第 12 回日本 FES 研究会学術講演会論文集, pp.10-12 (2005)

H. 知的財産権の出願・登録状況
なし.

II. 分担研究報告

筋骨格系の FES 応答モデリングと下肢 FES 制御方式の開発

分担研究者 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

機能的電気刺激 (FES) 制御による下肢動作を表現する実用的な筋骨格モデルを実現し、歩行を再建する FES 制御方式を開発することを目的とした。今年度は、床モデルを含めて歩行モデルを改良し、遊脚期を制御する cycle-to-cycle 制御のファジー制御器の一部を改良した。また、フィードバック誤差学習の FES 制御へ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、さらに手関節の 2 自由度運動制御への適用が可能であることを示した。そして、麻痺患者が上肢を用いずに FES システムの操作を行えるように、特徴的動作を人工神経回路で認識して制御命令入力に用いる方法の臨床的改善を図り、眼電図や脳波を用いた方法の実現可能性を示した。また、患者への情報提示を行うために、皮膚電気刺激による移動感覚で形状などを直感的に伝達する方式の実現可能性を示した。

A. 研究目的

麻痺した運動機能を再建する機能的電気刺激 (FES) の制御方式を開発する研究では、被験者に電気刺激を与えて実験的検討を行うことが一般的である。しかし、そのような実験的検討では、被験者の負担が大きいことや、制御結果に個人差や筋疲労、被験者の身体的・精神的状態などが影響し、再現性の低下を招くことなどの問題がある。我々は、これらの問題を回避するために、FES 制御の研究における実験的検討の一部を計算機によるモデルシミュレーションを用いて行う方法を検討している。

本研究では、下肢 FES 制御のための実用的な筋骨格モデルを実現し、歩行再建のための FES 制御方式を開発することを最終的な目的としている。今年度は、歩行の計算機シミュレーションを実用的に利用できるように、床モデルを含めて歩行モデルを構築した。そして、構築した歩行モデルを用いて、遊脚期の制御のための cycle-to-cycle 制御法を立脚期を含めて検討した。また、学習型の制御方式として、フィードバック誤差学習を FES 制御に適用するための有効な方法を検討し、手関節の 2 自由度運動制御への適用を計算機シミュレーションで検討した。さらに、麻痺患者が上肢を用いずに FES システムの操作を行えるように、ユーザインターフェイ

スの検討を継続して行った。

B. 研究方法

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

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モデルの構築を行った。すなわち、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の構築を行った。

2. 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

新たに構築した筋骨格モデルを用いて、cycle-to-cycle 制御に基づくファジー制御器による遊脚期の制御を行い、これまでの結果との差異や制御方法の問題点とその改良について検討した。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。

(2) 学習型 FES 制御方式の検討

昨年度検討した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 $I_{PID,n}$ 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、 $I_{PID,n}$ を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である ΔI_{PID} 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、橈側手根伸筋群 (ECRL/ECRB, 以下 ECR) 及び尺側手根屈筋 (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 セットとして一活更新により学習を行った。

次に、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、橈側手根伸筋群 (ECR)、尺側手根伸筋 (ECU)、橈側手根屈筋 (FCR)、尺側手根屈筋 (FCU) 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 ($l=18$)。

3. ユーザインターフェイスの開発

(1) 制御命令入力

昨年度に提案した ANN による特徴的動作の認識法について、健常被験者 3 名 (被験者 A~C)、上肢の完全麻痺を有する右片麻痺者 1 名 (被験者 D) で評価を行った。3 次元位置座標とオイラー角の 2 つのセンサから各 3 成分で計 6 種類の信号を得ることを想定した。計測には、磁気式 3 次元位置角度センサ (FASTRAK, POLHEMUS) を用いた。被験者は、FASTRAK のレシーバを取り付けたゴーグルを頭部に装着し、計測を行い、本手法の評価を行った。

一方、新しいユーザインターフェイスとして、眼球の運動に伴って生じる眼電図 (EOG) を計測し、それに基づいて眼球運動によって外部機器を制御する手法や、脳波から被験者の意図 (運動のイメージ) を検出するための

信号計測手法についての予備実験も行った。なお、これらの実験に関しては、東北大学大学院工学研究科・加納慎一郎助手の協力により実施した。

(2) 情報提示

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、装置操作や作業の妨げとならない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 1 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]~

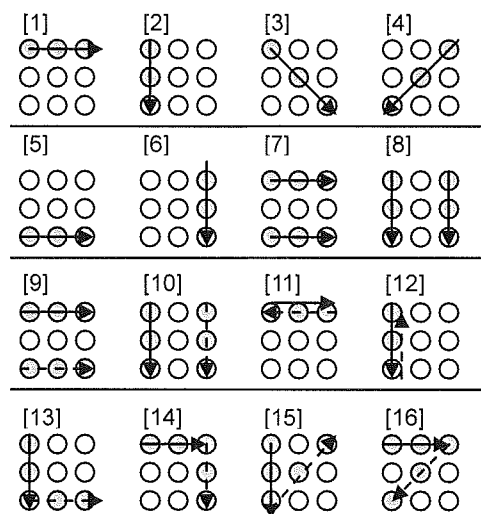


図 1 パターン認識実験で用いた提示パターン。破線矢印は、実線矢印のパターンを提示した後に提示するパターン。

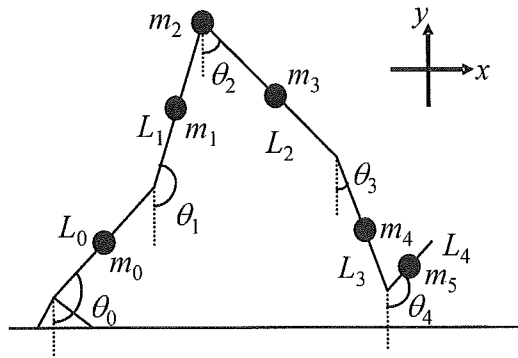


図2 遊脚期の骨格モデル ($\theta_0 \sim \theta_4$: 鉛直方向からの振れ角, $L_0 \sim L_4$: セグメント長, $m_0 \sim m_5$: 質量を集中させた質点)

[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) 麻痺側が遊脚の場合の筋骨格モデル

図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に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、足の甲の部分に質点を集中させたが、踵の位置は足関節からの長さを与えて決定した。立脚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 τ は、電気刺激によるトルク τ_{CE} と受動粘弾性要素によるトルク τ_p の和として求めた。 τ_{CE} は昨年度と同様のモデルで記述したが、 τ_p は各関節での運動毎に(1)式で記述し、これにより関節可動域も表現

表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

した。

$$\tau_p = -k_{i1} \exp\{k_{i2}(\theta_i + k_{i3})\} + k_{i4} \exp\{-k_{i5}(k_{i6} + \theta_i)\} - c_i \dot{\theta}_i - k_{i7} \exp\{k_{i8}(\theta_i + k_{i9})\} \quad (1)$$

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1)。

(2) 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(2)式で表現した。

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

$$f_g^y = \begin{cases} -k^G y_g + c^G f_{\max}(-\dot{y}_g) & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases} \quad (2)$$

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

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。

(3) 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

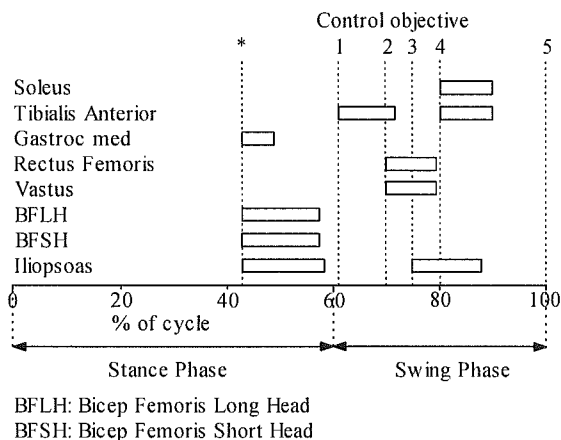


図3 電気刺激スケジュール (*: 遊脚開始, 1: 足関節の最大底屈角度の検出時, 2: 膝関節の最大屈曲角度の検出時, 3: 股関節の最大屈曲角度の検出時, 4: 足関節の最大背屈角度の検出時, 5: 遊脚の最終姿勢 (着床))

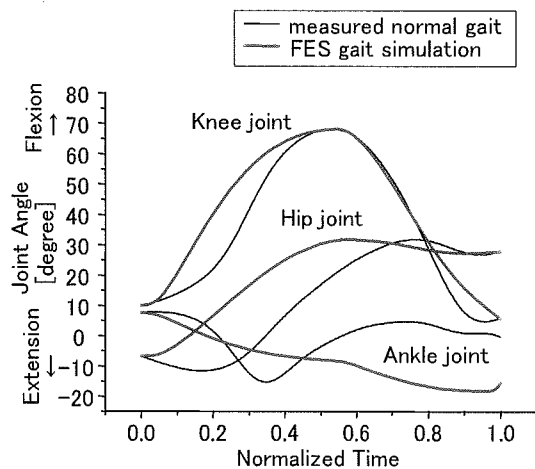
期のつま先位置は地面に固定とした。

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(2)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。

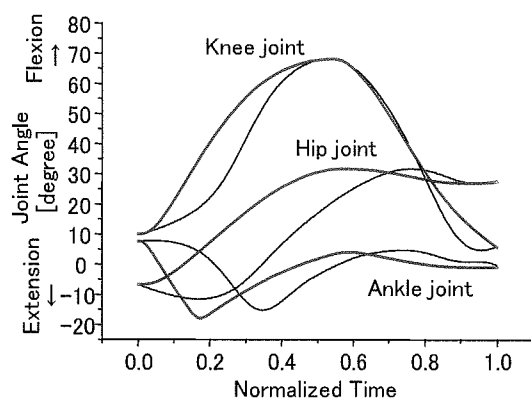
2. 下肢 FES 制御方式の開発

(1) cycle-to-cycle 制御による遊脚期の制御

構築した筋骨格モデルでは, 昨年度のモデルの受動粘弾性要素のパラメータ値では不適切な角度になる場合があることが予備的なシミュレーション実験で確認されたため, 足関節の受動粘弾性要素のパラメータ値を修正した。昨年度と同様に, 麻痺側の遊脚期の制御について, 図3の電気刺激スケジュールを用いて, 各筋の刺激バースト時間 $TB[s]$ の初期値を $0s$ としてシミュレーションを行った結果, cycle-to-cycle 制御による足関節制御において最大底屈角度が検出されず, 重力の影響を受けて単調に底屈した (図4(a), 図5(a))。これに対して, 健常者の歩行では, 膝関節の遊脚期の最大屈曲角度の約70%に膝関節角度が達する付近で足関節の最大底屈が生じていたことから, これを参考にして



(a) 従来の方法



(b) 改良型の方法

図4 床面モデルを含まない場合の構築したモデルでの各関節角度の制御結果. 股関節角度: 鉛直方向から屈曲方向を正, 膝関節角度: 大腿部の延長線と下腿部のなす角で屈曲方向を正, 足関節角度: 足部の甲と下腿部の延長線がなす角で 90° を 0° として屈曲方向を正としてプロットした。

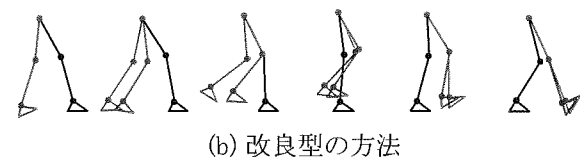
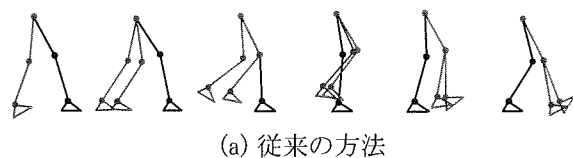


図5 床面モデルを含まない場合の構築したモデルでの遊脚の制御の様子 (200 ms 毎の stick picture, 赤: モデル, 青: 健常者, 黒: 健側)

足関節制御器を改良した。つまり、 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が図 4(b)、図 5(b) であり、麻痺側の足関節の制御が適切に行われていることが分かる。

次に、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を確認するため、床面モデルを含めて同様の計算機シミュレーションを行った。その結果を図 6 に示す。踵の着床により、床面モデルが作用し、遊脚(麻痺側)の股関節と膝関節が屈曲して、さらに床反力により足関節の底屈が生じ、足底が床面に対して平行になっている様子を確認できる。

また、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た。遊脚(麻痺側)の足部が床面とほぼ平行になった時点で麻痺側を立脚期とした場合のモデルへ切り替えて、その時点での各関節の角度、角速度をそれぞれの初期値として与えた。なお、麻痺側(立脚)には電気刺激を与えず、また健側(遊脚)も床面モデルから力を受けるものの能動的な力を出さないこととした。その結果を図 7 に示す。モ

デル切り替え後に両側の膝関節が屈曲しており、妥当な結果が得られている。

(2) 学習型 FES 制御方式の検討

従来の FEL 制御器と提案した FEL 制御器の学習 1 回目(未学習の ANN を用いた最初の試行)の制御結果を図 8 に示す。角度軌跡より、従来の FEL 制御器よりも提案した FEL 制御器で制御した方が、遅れが小さいことが分かる。制御中の平均角度誤差は、従来法では 5.34[deg]、提案法では 2.35[deg] であり、提案法は従来法の 1/2 以下であった。

提案した FEL 制御器により手関節 2 自由度運動制御を行った結果を図 9 に示す。角度軌跡より、掌背屈および橈尺屈共に、学習後の制御の遅れや誤差が減少したことが分か

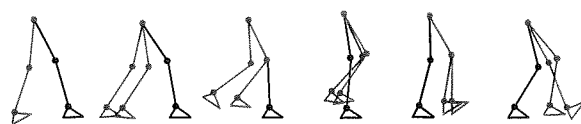


図 6 改良型制御法で床面モデルを含めた場合の制御の様子(200ms 毎の stick picture, 赤:モデル, 青:健常者, 黒:健側)



図 7 麻痺側が遊脚期の場合のモデルから麻痺側が立脚期の場合のモデルへと切り替わった後のシミュレーション結果(65ms 毎の stick picture. 赤:麻痺側, 黒:健側)

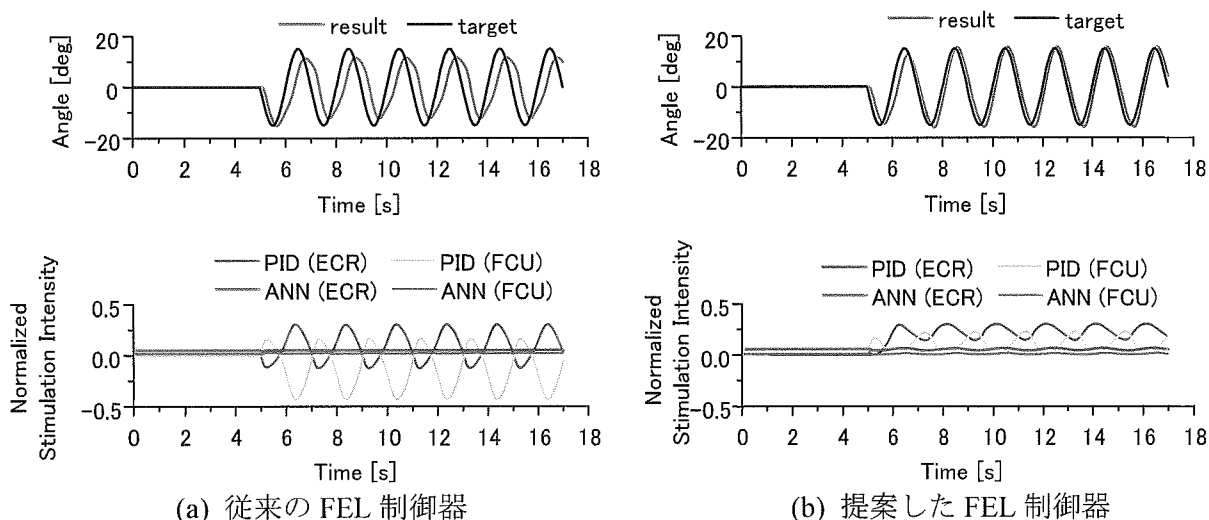


図 8 従来の FEL 制御器および提案した FEL 制御器の学習 1 回目の制御結果

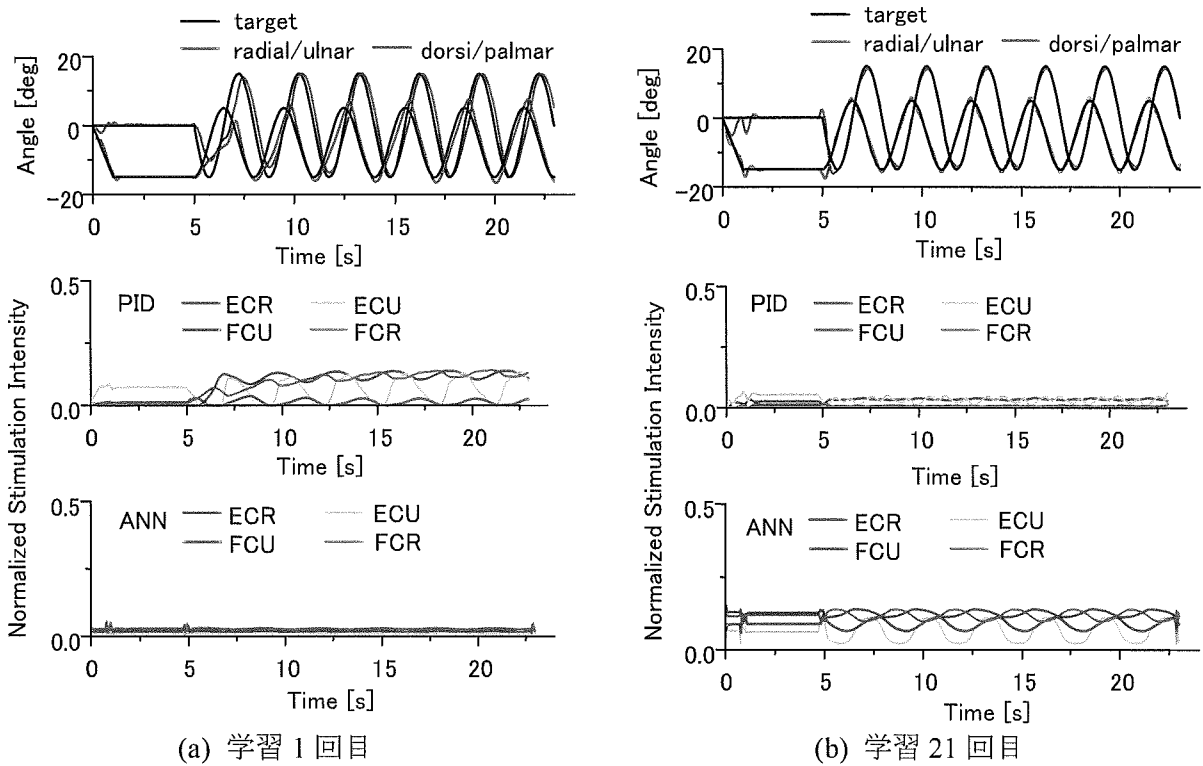


図9 提案したFEL制御器による手関節2自由度運動の学習前後の制御結果

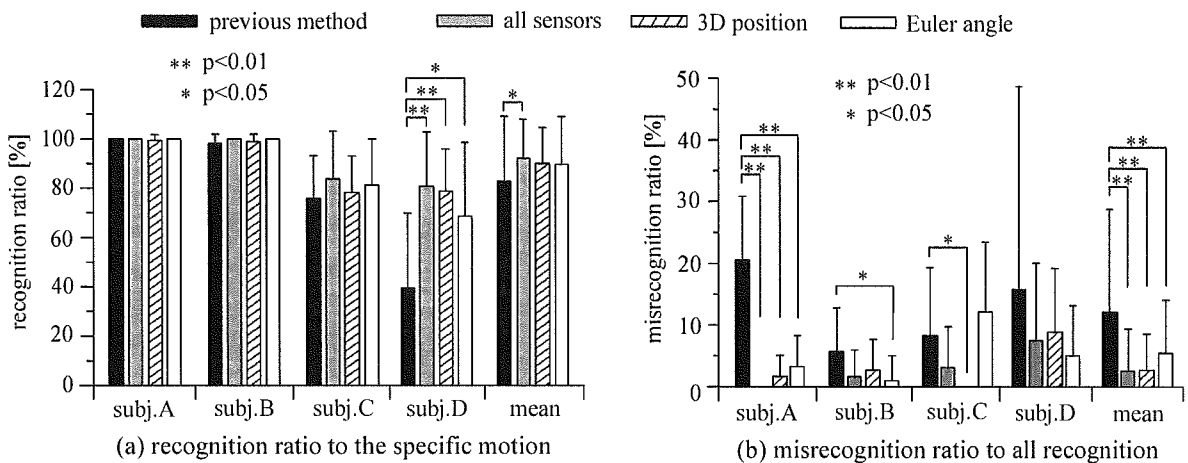


図10 特徴的動作の認識実験での提案手法の認識率と誤認識率

る。制御中の平均角度誤差は、学習1回目に掌背屈で2.5deg、橈尺屈で2.2degであったのに対して、学習21回目にはそれぞれ0.65deg、0.68degと1/3以下に減少した。また、PID制御器およびANNの出力は、学習前にはPID制御器の出力が大きくANNの出力がゼロに近いが、学習後にはPID制御器の出力が小さくANNの出力が大きくなっていることが分かる。この結果より、学習により適切なANNが獲得され制御結果が改善したといえる。

3. ユーザーインターフェースの開発

(1) 制御命令入力

3次元位置センサとオイラー角センサの同時使用を想定した場合、いずれか一方のセンサのみの使用を想定した場合の計3通りについて評価を行った。

本論文で提案する方法と従来の方法とで、特徴的動作を実行した場合の認識率と検出した動作に対する誤認識率を図10に示す。認識率については、被験者Dや全体の平均の一部で有意差が確認され、従来の方より

も本論文で提案する方法が高い認識率が得られることが示唆された。また、誤認識率については、被験者 D を除いて有意差が確認され、提案する方法では従来の方法よりも誤認識率が低下することが示唆された。また、単一の ANN で誤検出が多数存在して誤認識率が高い場合には、AND 演算によって誤検出を低減し、誤認識率を改善できることを確認できた。しかしながら、単独の ANN での認識率が低い場合には、本手法による認識率も影響を受けることも確認された。

同じ被験者でも、抽出された 3 つの ANN が実験日で異なった。これは、各実験日で 3 つの ANN を決定する際に、候補の数を少なくするために ANN の選択条件を厳しく設定したり、多くの ANN が候補になった場合には認識時刻の差が小さい組み合わせを選択したりしたため、第 1 日目で抽出した 3 つの ANN が第 2、第 3 日目である程度の認識精度を達成しても、3 つの ANN としてそれらが抽出されなかったからである。異なる実験日の計測に対して以前に学習した ANN を用いても、認識率や誤認識率は概ね同等であることが確認された。したがって、各利用者について、一度 3 つの ANN を抽出すれば、センサの脱着後や異なる日でも同一の ANN を用いて特徴的動作の認識が行えることが示唆される。

眼部の上下、左右に設置した電極から双極誘導された EOG の交流成分から、視線移動の方向と距離を識別ができるかどうかを検討した。その結果、上記の信号から方向 8 通り、距離 2 通りの視線移動を 90% 以上の正答率で識別できることが示された。一方、脳波を用いたヒト・コンピュータ間インターフェース (BCI) に関する基礎研究を行い、足の動作イメージを行う被験者から計測された脳波から、イメージに関連する脳活動である β 波の増強が観測される場合があった。この成分は BCI の制御命令源として有望であると考えられる。

(2) 情報提示

2 点の電気刺激感覚の識別については、電極間距離 4mm に対する識別能力が、横方向で 45.8~91.7% ($73.6 \pm 15.5\%$)、縦方向で 50.0~91.7% ($70.1 \pm 15.9\%$) であったのに対し、電極間距離が 8mm 以上の場合には、横方向で 75.0~100% ($90.3 \pm 9.7\%$)、縦方向で 75.0

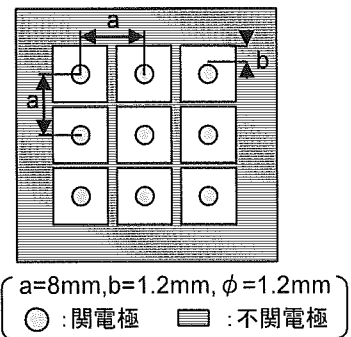


図 11 パターン認識実験に用いた電極

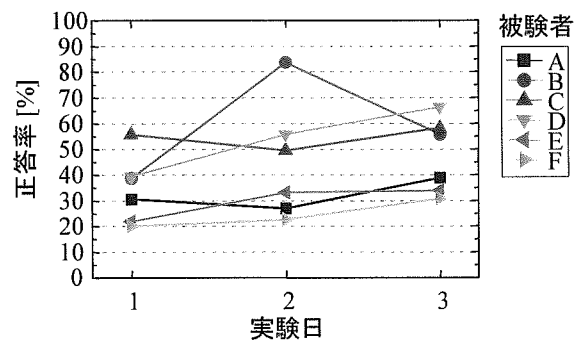


図 12 パターン認識実験での被験者毎の正答率の推移

~95.8% ($86.1 \pm 7.7\%$) とほとんどの被験者が高い正答率を示した。

この結果をもとに、電極の中心間距離を 8mm として、3×3 のマトリクス状の電極を製作した (図 11)。製作した表面電極は、ステンレス製の関電極 (直径 1.2mm) の周りに正方形の溝を作り絶縁し、その周囲を銅製の不関電極とした。関電極と不関電極の間隔は最短で 1.2mm となっている。

図 12 に 3 日間のパターン認識実験の結果を示す。初日に比べ 3 日目の方が正答率が上昇する傾向がみられ、被験者数が少ないものの 1 日目と 3 日目の正答率に有意差があった ($p < 0.05$)。この結果を踏まえ、3 日目の実験結果について解析を行った結果、パターン [2], [4], [6] は 4 名以上の被験者で 70% 以上の正答率が得られており、比較的認識し易いパターンであることが示唆されたが、一方で、パターン [3], [7], [15] は 4 名以上の被験者で正答率が 30% 以下と低くなっており、他の提示パターンと間違えやすいパターンであることが示唆された。

誤認識については、全ての被験者で同じような傾向が見られた。特に、横方向や縦方向

に移動するパターンと斜め方向に移動するパターンとが混同すること、2列同時に移動するパターンを認識しにくいこと、2本の線を順に移動するパターンで2本目の間違いが多いこと、A群とB群の提示パターンを混同することなどが多く見られた。

D. 考察

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

一般的な歩行の計算機シミュレーションはFESの臨床応用とは異なるため、モデルの精度を上げるためのパラメータ数が多く、FESの対象である麻痺患者個人の特性を反映し、そのまま用いることが困難であると考えられる。本研究で構築したモデルでは、上体の簡略化がなされているものの、床反力を考慮して、立脚期を含めた遊脚期のFES制御法の開発には有効になるといえる。

2. 下肢 FES 制御方式の開発

昨年度のファジィ制御器を用いた cycle-to-cycle 制御では、筋骨格モデルの特性が変わった場合に、足関節の最大底屈角度が検出されない場合があることが確認された。このような応答は、比較的ゆっくりとした動作を行う麻痺患者の歩行において実際に起こりえると考えられる。本報告では、足関節の制御器を改良し、おおむね妥当な歩行が再建されることを確認した。よって、より実用性の高い制御法になったと思われる。

遊脚（麻痺側）の足関節角度が単調に底屈する様子、床反力の作用の様子、麻痺側が立脚の場合のモデルに切り替わった後の転倒の様子から、構築されたモデルの動作は妥当であると考えられる。構築したモデルを用いて、FES 制御法の開発を進める予定であるが、より実際に近い状態を表現する必要が生じた場合には、モデル構築において仮定した点を再検討することも必要になるとと思われる。

提案した FEL の適用法では、学習 1 回目の制御結果で従来の方法よりも誤差が小さくなった。臨床応用を考えると、学習初期段階からある程度精度の良い制御を行うことが望ましく、提案した方法は有効であると考えられる。また、提案した FEL 制御器を用いて、手関節 2 自由度運動制御への拡張が可能であることを確認した。これより、FEL による多自由度運動の多チャンネル FES 制御への拡張が期待される。

3. ユーザーインターフェースの開発

運動機能麻痺により制約される運動は患者ごとに異なるので、ANN に入力する信号成分や ANN 構造をすべての患者で同一にしたり、事前に決定し固定したりすることは臨床応用上適切ではない。抽出された 3 つの ANN には、被験者間で違いがあり、また、得られる信号すべてを使った ANN でも、認識率や誤認識率が悪化する場合があった。したがって、本研究で提案したように、適切な信号と ANN を選択する方法は、臨床応用上有効で、実用であると思われる。しかし、本論文での手法によっても、複数の ANN がほぼ同時刻に誤検出を起こしてしまう場合には誤検出を防ぐことはできていない。また、AND 演算や多数決方式では、ANN の認識時刻のずれが結果に影響する。さらに、計測する信号の周波数成分の違いも ANN の各層のニューロン数に関係する。これらの点が次の検討課題である。

脳波による BCI をヒトに適用するためには、被験者のトレーニング手法の確立が必要だと思われる。被験者から得られた脳波を計測・解析し、被験者に情報をフィードバックすることで、検出される運動イメージに関連する信号成分の SN 比を向上させる可能性が示されつつあるので、今後の進展が期待される。

皮膚電気刺激による情報呈示において、間違いが多く生じた原因の 1 つとして、縦や横と斜めの直線が区別しにくいことがあった。しかし、パターン[4]の正答率はかなり高いことから、他の提示パターンとの違いを明確にすることで、縦、横、斜めの直線を区別できる可能性もある。一方、2本の線上を順に移動するパターン[9]や[10]について、「全ての線が一筆書きされたように連続に感じる」という感想があったこと、さらに、A群とB群の間で両者を混同する間違いがあったことから、電気刺激感覚が残存したり、2本目の線がそれ以前の刺激の影響を受けたりすることなどが間違いの原因になっていると考えることもできる。今回は、記号や文字を形成する要素となり得るパターン 16 種を設定した。全てのパターンを確実に判別することはできなかったが、パターン[2]、[4]、[6]のような一列のパターンはある程度判別できることが確認され、判別の難しいパターン