

200400532A

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 総括・分担研究報告書

主任研究者 二見 亮弘

平成 17 (2005) 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 二見亮弘	----- 1
--------------------------------	---------

II. 分担研究報告

1. 下肢運動機能麻痺に対する各種制御アルゴリズムの評価 二見亮弘	----- 9
2. 患者による随意性を考慮した筋骨格系の応答のモデリング 渡辺高志	----- 13
3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発 Imre Cikajlo	----- 21
4. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発 加納慎一郎	----- 27
5. 下肢制御臨床試験と、痙性低減に関する基礎的研究 半田康延	----- 31

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 二見亮弘 東北大学大学院工学研究科電子工学専攻 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の再建システムを開発することが本研究の最終的な目的である。そのために、まず、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を行い、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。また、筋骨格系の電気刺激応答モデルを用いた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、計算機シミュレーションが FES 制御に関する研究において有用であることを示し、下肢運動制御への拡張とシミュレーションシステムの実現を進めた。これに関連して、FES による歩行制御や学習型制御器について計算機シミュレーションで実現可能性を示した。そして、臨床応用を想定して下肢動作を計測するセンサシステムを検討し、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、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も検討し、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を図り、眼電図などを利用する方法の信号計測・解析技術の有効性を示した。臨床適用の観点からは、治療的電気刺激（TES）によって痙性軽減が図れることを、脳卒中片麻痺患者のひらめ筋から H 波を記録することで確認した。

〔研究組織〕

二見亮弘（東北大学大学院工学研究科電子工学専攻・助教授）
渡邊高志（東北大学情報シナジーセンター・助教授）
Imre Cikajlo（東北大学大学院工学研究科電子工学専攻・日本学術振興会外国人特別研究員）
加納慎一郎（東北大学大学院工学研究科電子工学専攻・助手）
半田康延（東北大学大学院医学系研究科障害科学専攻・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、不全麻痺筋に対する局所的

筋電駆動型下肢 FES 制御方式の開発、歩行中の姿勢変化計測、各種制御アルゴリズムの評価と最適手法の選択、下肢の FES 動作を対象とする筋骨格系の電気刺激応答モデリング、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、痙性の低減に関する研究などを行うものである。

B. 方法

1. 不全麻痺筋に対する局所的筋電駆動型下肢 FES 制御方式の開発

同一筋での筋電計測と皮膚表面電気刺激を可能にするために、刺激パルスの休止期間に筋電図を計測する方法を採用した。筋電図の大きさは、刺激直前のある区間内での標準偏差を計算して評価値とした。刺激パルスは振幅変調された電圧パルスとし、正負のパルスを対にして用いた。実時間制御ソフトウェアのサンプリング周期は 1ms とした。

筋電信号計測におけるアーチファクトを低減するために、筋電増幅器の前段に保護回路を挿入した。また、電気刺激パルスによって生じる M 波や H 波を無視して随意的な筋電図だけを選択的に計測する必要があるため、筋電図の計測時間窓をどこに設定すべきかについての実験的検討を行った。

電極配置に関して、刺激のアーチファクトが筋電計測結果に重畳するため、刺激用電極と筋電計測用電極の配置の検討を実験的に行った。予備的な実験から、より大きな筋電振幅を誘導可能な、筋線維の走行方向に並べて計測用電極対を貼付する方法を採用できることが確認された。

不全片麻痺者 3 名を対象として、本研究で提案する局所的筋電駆動型下肢 FES 制御システムの有効性を確認する試験を行った。なお、FES 歩行補助の臨床試験に先立ち、担当医師から患者に対して、試験の目的、予想される効果、予想される危険などについて必要な説明を行った。また、自由意思で試験を中断してよいことを使えるとともに、歩行中の転倒などの危険に備えて最大限の配慮を行った。

2. 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

これまでに構築してきた非線形特性を有する筋骨格モデルについて、手関節の掌屈／

背屈、橈屈／尺屈の 2 自由度運動を対象にして多チャンネル PID 制御による FES 制御実験により評価検討を行った。電気刺激は、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) に与えた。PID 制御器のパラメータは、事前に計測した筋の入出力特性と制御中の刺激強度を基にリアルタイムに決定する方法を用いて、上肢の姿勢が異なった場合の制御を中心にした。

また、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、実験的検討を行った。

上記の実験的検討において、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。

(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

これまでに構築してきた下肢の筋骨格モデルを拡張して、股関節、膝関節、足関節の制御を行えるようにし、後述する歩行の遊脚器の FES 制御において利用できるようにした。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を行い、計算機上への実装を進めた。

3. 麻痺患者の歩行中の姿勢変化計測と訓練方式の開発

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、それを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。

4. FES 制御アルゴリズムの検討

(1) 筋骨格モデルを利用した実用的下肢 FES 制御方式の開発

下肢の FES 制御を表現するために改良し

た前述の筋骨格モデルを利用し、ファジー制御器を利用した cycle-to-cycle 制御の評価を計算機シミュレーションにより行った。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)を自動的に決定する。

シミュレーションでは、基準ヒトを表現するパラメータ(最大筋力、大腿部や下腿部や足部の質量や長さ)を決定し、そのパラメータを変えることで20人の異なった筋骨格特性のヒトモデルを表現した。

(2) 筋骨格モデルを利用した学習型FES制御方式の検討

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。手関節の掌屈/背屈運動をECRとFCUへ電気刺激を与えて制御することを対象とし、正弦波軌道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層人工神経回路(ANN)を用いた。ANNの学習は、誤差逆伝搬法を用いて、PID制御器の出力を誤差信号とし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。

5. 運動機能麻痺者のユーザインターフェイスの開発

(1) 人工神経回路による特徴的動作の認識の利用

患者の残存運動機能による特徴的動作をANNで認識し、制御命令に利用する方法に着目し、臨床的実用性の改善を実験的に検討した。その方法では、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で規格化して、ANNに入力する。複数の信号が存在する場合、それらの全ての組合せの各々について、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つ選択し、そのうちの2つ以上が一定時間内に認識した場合に、特徴的動作を認識したと出力する。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。

本方法の評価実験は、健常被験者2名で、3次元位置座標 x, y, z とオイラー角 a, e, r といった異なるセンサ信号を磁気式3次元位置角度センサ(FASTRAK, POLHEMUS)で計測して行った。

(2) 脳波・眼電図の利用

眼球の運動に伴って生じる生体電気信号である眼電図(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について検討を行った。さらに、脳波から被験者の意図(末梢運動動作のイメージ)を検出するための信号計測手法についての予備実験を行った。

ヒトに対する計測実験は「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」の認可を受け、その規定に則って行った。事前に被験者に十分なインフォームド・コンセントを実施し、被験者の人権保護と安全に十分配慮した。

6. 痙性の低減に関する検討

総腓骨神経に条件刺激(M波が誘発される最小閾値強度)を加え、脛骨神経への試験刺激によってひらめ筋からH波を記録した。条件刺激と試験刺激の時間間隔(CTI)は、0, 1, 2, 3msに設定した。条件刺激を加えずに測定したH波(Control H)に対する、条件刺激を加えたH波(Conditioned H)の振幅比率(Cond. H/Cont. H)を相反性抑制の指標とし、各CTIにつき10回の測定を実施した。その後TESとしての電気刺激を15分間行い、終了後に再度条件刺激を用いたH波の測定を行った。TESには、刺激時間0.2ms、刺激周波数20Hzの矩形波で10秒刺激10秒休止のくり返しパターンを用いた(PULSECORE-PRO, OG技研)。電極は9×7cmの表面電極を使用し、陰極を腓骨小頭部に、陽極を前脛骨筋に貼付した。対象は、脳卒中後の痙性片麻痺患者11名と、健常成人5名とした。

C. 研究結果

1. 不全麻痺筋に対する局所的筋電駆動型下肢FES制御方式の開発

3名の不全片麻痺患者の大腿四頭筋に対して局所的筋電駆動型下肢FES制御を適用した結果、2名において歩行の安定性の改善が確認され、患者による主観的評価も歩き易く

なるとのことで良好であった。膝伸展力は、患者の随意的な膝伸展力発揮のタイミングに合わせて補助されていることが確認された。残る1名の患者においては、筋電計測に重畳した商用電源周波雑音の影響で、適切な刺激の調節ができない結果となった。

2. 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

円軌道追従制御において、上肢を鉛直下向きの姿勢で制御した場合には、健常被験者での制御結果を計算機シミュレーションで概ね予測できた。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場合には、健常被験者と計算機シミュレーションの両方で、適切に制御できず、刺激強度が最大値で飽和している筋があった。

健常被験者で鉛直姿勢と水平姿勢での入出力特性を比較した結果、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。筋骨格モデルによる計算機シミュレーションにおいては、刺激最小値や最大値の変化はあまり見られなかったが、入出力特性の傾きや関節の可動範囲の変動などは実験結果と同様の傾向を示した。この結果をもとに、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、健常被験者と計算機シミュレーションの両方で、鉛直姿勢で決定した制御器パラメータを使用した場合よりも適切な制御が行えることが確認された。

筋モデルの記述において、筋の非線形特性を線形近似した場合の影響について、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計算結果が現れやすいことが確認された。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

これまでに構築してきた下肢の筋骨格モデルを改良し、股関節、膝関節、足関節の運動のFES制御が可能になるようにした。

モデルシミュレーションを実行する際には、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た。

3. 麻痺患者の歩行中の姿勢変化計測と訓練方式の開発

センサシステムで計測した信号や処理後の信号を記録したり表示したりするソフトウェアを含めて、実験システムを構築した。健常者の歩行において、光学的測定装置との比較結果から、構築したシステムの有効性を確認した。また、実験結果から、下腿角度を推定するためにカルマンフィルタを適用することが有効であり、その情報が遊脚期の制御に利用可能であることを示した。

4. FES制御アルゴリズムの検討

(1) 筋骨格モデルを利用した実用的下肢FES制御方式の開発

ファジー制御を利用した cycle-to-cycle 制御による刺激バースト時間の自動生成について、settling index と foot クリアランスの最小値を用いて評価した。ファジー制御器は、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。しかし、FES制御した関節角度軌跡は、健常者の歩行時に比べ、膝関節角度が早い段階で屈曲し始めて最大屈曲に達するといった違いがあった。また、遊脚期における foot クリアランスの最小値は、健常者での平均値よりやや大きかった。Foot クリアランスが起こる時刻は、規格化歩行時間において、平均で60.8%の時点であり、健常者の歩行よりもやや早かった。

(2) 筋骨格モデルを利用した学習型FES制御方式の検討

学習を繰り返すことで、ANNの出力が制御器出力の大部分を占めるようになり、制御の遅れがほとんどみられなくなった。この結果は、以前に行った健常被験者での制御結果と同様であった。また、一度学習したANNを他の健常被験者に適用した場合、未学習のANNを用いるよりも学習回数が少なく済むことが実験結果で確認されている。モデルシミュレーションにおいても、学習したANNを異なる筋の入出力特性を有するモデ

ルに適用した結果, 少ない回数で学習が終了することが確認された。

5. 運動機能麻痺者のユーザインターフェースの開発

(1) 人工神経回路による特徴的動作の認識の利用

提案した手法により, 2人の被験者とも誤検出がなく, 認識率も十分に高い認識結果が得られた。1名の被験者では, 単独の ANN では誤検出が多い結果であったが, ANN 出力の AND 演算と3つの ANN の多数決方式により, 認識率を維持しつつ誤検出を低減することに成功した。しかし, 複数の ANN が同時に誤検出を生じた場合には, 完全に誤検出を防ぐことは困難であった。

(2) 脳波・眼電図の利用

脳波成分である事象関連電位 (ERP) を健常被験者から計測し, その脳活動との対応を調べる研究を行った。その結果, 聴覚系における感覚記憶機能と, 計測された事象関連電位の規模が対応することが示され, 本研究で検討した微小信号計測・解析手法の有効性が示された。

また, 眼電図から被験者の眼球運動の方向や大きさを検出するために, 交流増幅を採用し, 解析処理によって本質的な情報を抽出する手法の開発を目指した。本研究の結果, 16種類の眼球運動 (8方向の長短) を検出できる可能性が示された。

分担研究者は, Gert Pfurtscheller 教授 (オーストリア・グラーツ工科大学) との共同研究により, ヒューマン・インタフェースにおける脳波計測・解析およびシステム実装に関する研究を開始した。

6. 痙性の低減に関する検討

健常成人の TES 前の Cond. H/Cont. H の平均は, CTI 2ms および 3ms において 1.0 以下となり, いずれも 0ms に比して有意な低下 ($p<0.05$) を示したが, これは TES 後でも同様であった。一方片麻痺患者では, 11名のうち5名において CTI 0 から 3ms にかけての Cond. H/Cont. H の平均が 1.0 以上で, H 反射の抑制がみられなかった。しかし TES 後の Cond. H/Cont. H は CTI 2ms を中心に TES 前に比較して有意な低下 ($p<0.05$) を示し, 条件刺激による H 反射の抑制が回復した。

D. 考察

不全麻痺筋に対する局所的筋電駆動型下肢 FES 制御方式の開発における今後の課題は, 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, そのために必要な携帯型システムを開発することである。また, 1名の臨床試験で問題となった商用電源周波雑音の影響は, 筋電計測電極の皮膚への密着性が悪化したために起きたものと考えられるため, そのような場合を想定した雑音低減手法の開発や電極固定方法の考案などの開発研究を引続き進めていく必要がある。また, 脊損による不全麻痺患者のスイングスルー歩行など, 他の症例や運動への適用についても検討と試験を行う必要がある。

筋骨格系の電気刺激応答モデリングのために, 上肢 FES 制御を対象に筋骨格モデルの実験的検討を行った結果, 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。また, 筋の非線形特性の記述については, 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。下肢の FES 制御に関する筋骨格系のモデルについては, 股関節, 膝関節, 足関節を制御可能になったので, 片麻痺者を想定した遊脚期制御の計算機シミュレーションは実施可能になった。今後は, 両側下肢の運動を表現するモデルを構築すること, 遊脚期に加え, 両脚支持期から片脚支持期のモデルを構築することが必要になる。また, データの可視化と解析を容易に行えるシミュレーションシステムを実現することが次の課題である。

麻痺患者の歩行中の姿勢変化計測と訓練方式については, 一つの有用な情報を適切に取得する方法を確立できたといえる。今後は, 歩行中の下肢全体の状態を計測する方法が課題になる。

cycle-to-cycle 制御による遊脚期の計算機シミュレーションでは, 健常者の歩行時の関節角度軌跡と異なる角度軌跡になる部分があった。これは, cycle-to-cycle 制御では, 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。これらについては、実験的検討を行うことが必要である。一方、フィードバック誤差学習を用いた FES 制御では、実験結果と同様の結果を得られることが確認された。これにより、実験が困難な場合にも計算機シミュレーションにより制御方式の開発を推進できることが示されたといえる。

本研究で実施した制御命令入力方法の検討は、FES による下肢の動作再建の臨床適用を想定し、麻痺患者が上肢を用いないで FES システムの操作を行える点を重視した。ANN による特徴的動作の認識や眼電図の利用では、今後、麻痺患者での試験を通して、問題点の明確化と実用化への展開が期待される。脳波計測においても、微小信号計測・解析手法の有効性が示されたことから、今後の研究の進展が期待される。

TES による相反性抑制の回復に関しては、TES が脊髄内における相反性抑制回路に影響を及ぼし、これを通じて痙縮の抑制をもたらすものと考えられる。TES 施行によって得られる痙縮抑制効果は、症例によっては数時間に及ぶ場合もあるが、個人差が大きく一定しない。効果持続に関与する要因も明らかではない。しかし、発症からの罹患期間が比較的浅い脳卒中例では H 波振幅の抑制が持続しやすい傾向が示された。詳細については今後の検討課題である。

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。

具体的な制御方式として、局所的筋電駆動型下肢 FES 制御方式を提案し、麻痺患者に適用して有用性を確認した。筋骨格系の電気刺激応答モデリングでは、FES 研究における筋骨格モデルを利用した計算機シミュレーションの有用性を示すとともに、歩行の遊脚期を制御する方法を計算機シミュレーションで評価し、基本構成を確立した。また、臨床適用に必要な動作を計測するセンサシステムや患者がシステムを操作するインター

フェイスの開発も実施した。臨床適用の際に問題となる痙性の抑制に対する TES の効果も検討し、その有効性を示した。

以上のように、下肢の FES 制御方式や動作計測のセンサシステム、麻痺者のユーザーインターフェイスについては、有効な方法が確立されつつある。一方で、被験者での実験的検討に代わる計算機シミュレーションシステムも実現しつつある。さらに効果的な新しい FES 制御方式を計算機シミュレーションと通して開発していくとともに、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

川西 努, 加納慎一郎, イムレ ツカエロ, 二見亮弘: 筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2004-66 (2004)

川西 努, 加納慎一郎, イムレ ツカエロ, 二見亮弘: 筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発, 第 11 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.49-52 (2004)

T. Watanabe, M. Otsuka, M. Yoshizawa, N. Hoshimiya: Computer simulation for multichannel closed-loop FES control of the wrist joint, Proc. of 8th Vienna FES Workshop, pp.138-141 (2004) and abstract in Artificial Organs, Vol.28, No.8, pp.767-768 (2004)

渡邊高志, 星宮 望: FES による運動機能代行 - 現在の方法と課題, 制御技術の開発 -, 日本エム・イー学会雑誌 BME, Vol.18, No.4, pp3-10 (2004)

A. Arifin, T. Watanabe, M. Yoshizawa, N. Hoshimiya: A test of fuzzy controller of cycle-to-cycle control for controlling three-joint movements of swing phase of FES gait, 第 25 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.43-46 (2004)

渡邊高志, 帖佐征一, 吉澤 誠, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) による麻痺上肢制御法の開発における筋骨格モデルの利用, 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.135-138 (2004)

藤原大樹, 渡邊高志, 村上 肇, 古瀬則夫,

吉澤 誠, 星宮 望: 人工神経回路 (ANN) による動作認識を用いた運動機能障害者のための制御命令入力システムに関する基礎的検討, 第 38 回日本エム・イー学会東北支部大会講演論文集, p.32 (2004)

上田智志, 渡辺高志, 杉 義宏, 吉澤 誠, 星宮 望: リアルタイムパラメータ調整法を用いた異なる肢位での閉ループ FES 制御に関する基礎的検討, 第 11 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.43-48 (2004)

林 剛哉, 村上 肇, 渡辺高志, 星宮 望: 光素子を用いた頭部運動による障害者用制御命令入力装置に関する基礎的検討 - 第 2 報: 光通信部におけるパルス変調方式の検討 -, 第 11 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.37-41 (2004)

村上 肇, 渡辺高志, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) に望まれるヒューマンインタフェース, 生体医工学, 第 43 巻, 特別号 (2005) (発表予定)

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, APCBME 2005 (2005) (発表予定)

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, APCBME 2005 (2005) (発表予定)

I. Cikajlo, R. Futami and N. Hoshimiya: FES control based treadmill rehabilitation after incomplete spinal cord injury, Proc. Korean-Japanese Joint Conference on Rehabilitation Medicine (2004)

I. Cikajlo, Z. Matjačić, and T. Bajd: Control of the functional electrical stimulation in treadmill rehabilitation, Proc. of the European Federation of Rehabilitation Research Conference (2004)

I. Cikajlo, Z. Matjačić, T. Bajd and N. Hoshimiya: The use of Kalman filtering in assistive device for data assessment and control in gait re-education", Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (2004)

I. Cikajlo, Z. Matjačić, T. Bajd, R. Futami and N. Hoshimiya: Sensory supported FES control in gait training of incomplete SCI persons, Proc. of

8th Vienna FES Workshop (2004) and abstract in Artificial Organs, 28(8), pp.754-781 (2004)

S. Kanoh, R. Futami, N. Hoshimiya: Sequential grouping of tone sequence as reflected by the mismatch negativity, Biological Cybernetics, 91, 6, pp.388-395 (2004)

S. Kanoh, R. Futami, N. Hoshimiya: Neuronal correlates of human auditory grouping: an ERP study, Proc. of the 2004 International Symposium on Nonlinear Theory and its Applications (NOLTA2004), pp.513-516 (2004)

鈴木信太郎, 加納慎一郎, 二見亮弘: 交流眼電図からの FES 制御命令取得に関する基礎的検討, 第 11 回日本 FES 研究会学術講演会論文集, pp.33-36 (2004)

H. 知的財産権の出願・登録状況
なし。

II. 分担研究報告

厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）
分担研究報告書

下肢運動機能麻痺に対する各種制御アルゴリズムの評価
（局所的筋電駆動型 F E S による下肢運動機能制御の検討）

分担研究者 二見亮弘 東北大学大学院工学研究科電子工学専攻 助教授

研究要旨

これまで、不全麻痺患者の下肢 FES 制御では、加速度センサや足底スイッチを用いた rule-based 制御が主に用いられてきたが、患者の障害レベルや再建する運動の種類に応じて制御アルゴリズムやパラメータを選択・調節する手間が必要であり、十分な普及には至っていない。我々は今回、不全麻痺筋に対して、計測された筋電図の大きさに応じて同一筋に電気刺激を与え、患者の随意的な筋張力を増強する制御、つまり局所的筋電駆動型下肢 FES 制御の方式を開発し、3名の脳卒中患者に対してその基本的な有効性を確認した。この制御方式は、脳卒中などによる不全麻痺だけが対象となるものの、適用可能な患者は多い。また、取付や調整が簡単であるにも関わらずベッドから車椅子への移譲、起立、歩行など一連の動作を同一のアルゴリズムで制御可能であるという利点を有する。今年度は、上記の制御システムに関して、制御方式の提案、筋電増幅器へのアーチファクトの低減方法、臨床試験による基本的な有効性確認などを行った。短期的・長期的効果の定量的評価、装置の小形化、脊損不全麻痺患者のスイングスルー歩行への適用などについて、研究の継続が必要である。

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・身体的機能の劣化をもたらすと共に、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、興奮性を有する筋・神経に対する機能的電気刺激（F E S）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制御方式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、これまでの下肢 FES 制御では、加速度センサや足底スイッチを用いた rule-based 制御が主に用いられており、正確なセンサ装着の困難や手間、あるいは運動の種類に応じて制御アルゴリズムやパラメータを選択・調節する必要性などのために、『使うのが面倒な割には効果が十分ではない』FES 制御方式がほとんどであった。

我々は、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し、取付や調整が簡単であるにも関わらずベッドから車椅子への移譲、起立、歩行など一連の動作が同一のアルゴリズムで制御可能になる新しい FES 制御方式の開発を目的として、不全麻痺筋に対する局所的筋電駆動型下肢 FES 制御方式の研究を行った。

B. 研究方法

(1) 基本制御方式の提案と設計

同一筋での筋電計測と皮膚表面電気刺激を可能にするために、周期 20Hz、パルス幅 200 μ s または 500 μ s の各刺激パルスの休止期間に筋電図を計測する方法を用いることにした。刺激パルスは振幅変調された電圧パルスとし、約 3ms の間隔において正負のパルスを対にして用いた。これは、電極や皮膚での電気化学的変化を最小限に抑えるとともに、筋電計測用電極へのノイズ重畳の影響を抑えるためである。筋電図の大きさは、信号のベースライン変動やオフセットを無視するために、刺激直前のある区間内での標準偏差を計算して評価値とした。これは、筋電

図のRMS値を使って筋張力の推定が行えるという先行研究の結果を参考にし、それに平均値の減算を追加した計算方法である。

制御システムは、筋電計測電極、計測用保護回路、筋電増幅器、AD/D A変換カードを内蔵するノートパソコン、電気刺激装置、皮膚表面刺激用電極、生体計測用のアイソレーション電源トランス、ソフトウェアなどで構成した。実時間制御ソフトウェアのサンプリング周期は1msとした。

(2) アーチファクト低減方式の設計

振幅数10Vの電気刺激パルスによって数1000倍の利得を持つ筋電増幅器の入力部を破損することを防ぎ、かつ刺激パルスが筋電信号に影響を与える過渡的な時間を最短にするために、筋電増幅器の前段に保護回路を挿入した。この保護回路には整流用ダイオードの非線形特性を使った保護回路と、CMOSアナログスイッチを使ったアーチファクト除去回路を用いた。また、電気刺激パルスの直後に、それによって生じる遠心性の神経伝導から誘発されるM波や、求心性の神経伝導から誘発されるH波という誘発筋電図が生じ、これを無視して随意的な筋電図だけを選択的に計測する必要があるため、筋電図の計測時間窓をどこに設定すべきかについての実験的検討を行った。

(3) 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によって、刺激のアーチファクトが筋電計測結果に重畳するため、電極配置の検討を実験的に行った。その結果、先に述べた保護回路を用いる場合は、計測用電極対を挟んで刺激用電極対を配置するような場合を含め、どのような配置であっても実用上十分な筋電計測が可能であることが分かった。このため、より大きな筋電振幅を誘導可能な、筋線維の走行方向に並べて計測用電極対を貼付する方法を採用できることが確認された。アーチファクトの程度の確認には、10Hzの電気刺激を与えながら、その休止期間中の前後半二つの区間の筋電図の短区間標準偏差を比較することで行った。

(4) 臨床試験

脳卒中の後、不全片麻痺となりリハビリ訓練を行っている患者3名(男性、61~87

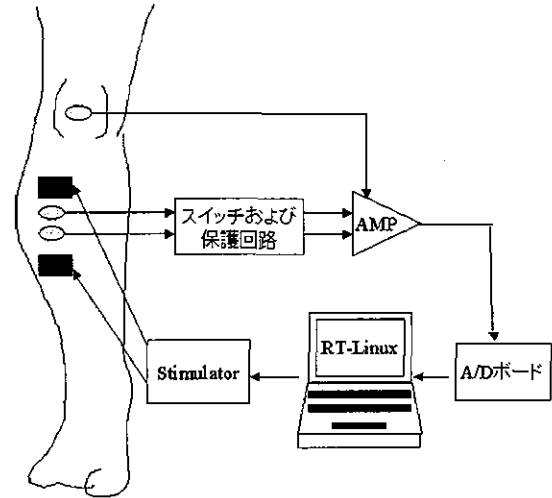


図1. 局所的筋電駆動型下肢 FES 制御方式の概要

歳)を対象として、本研究で提案する局所的



図2. 臨床試験の様子

筋電駆動型下肢 FES 制御システムの有効性を確認する試験を行った。これらの患者は、麻痺側の膝伸展力が弱く、杖歩行において麻痺側の足に体重を載せることが困難であり、膝伸展筋群である大腿四頭筋への下肢 FES によって歩幅・歩行速度・安定性などの改善が期待された患者である。足関節にはシューホン装具を用いた。試験は、涌谷町国民健康保険病院および、石巻齊藤病院において、担当医師によって行われた。

倫理面への配慮： FES 歩行補助の臨床試験に先立ち、担当医師から患者に対して、試験の目的、予想される効果、予想される危険などについて必要な説明を行った。また、自

由意思で試験を中断してよいことを使えるとともに、歩行中の転倒などの危険に備えて最大限の配慮を行った。

C. 研究結果および考察

3名の不全片麻痺患者の大腿四頭筋に対して局所的筋電駆動型下肢 FES 制御を適用した結果、2名において歩行の安定性の改善が確認され、患者による主観的評価も歩き易くなるとのことで良好であった。膝伸展力は、患者の随意的な膝伸展力発揮のタイミングに合わせて補助されていることが確認された。残る1名の患者においては、筋電計測に重畳した商用電源周波雑音の影響で、適切な刺激の調節ができない結果となった。

今後の課題は、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、そのために必要な携帯型システムを開発することである。また、1名の臨床試験で問題となった商用電源周波雑音の影響は、筋電計測電極の皮膚への密着性が悪化したために起きたものと考えられるため、そのような場合を想定した雑音低減手法の開発や電極固定方法の考案などの開発研究を引続き進めていく必要がある。また、脊損による不全麻痺患者のスイングスルー歩行など、他の症例や運動への適用についても検討と試験を行う必要がある。

D. 結論

局所的筋電駆動型下肢 FES 制御方式を提案し、その実現方法に関する設計と試作を行うとともに、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。今後 FES システムがリハビリや日常生活の中でより多くの人に有効に利用されるための、一つの方法が見出されたと言える。本方式の短期的・長期的効果の定量的評価、装置の小形化、他の症例や運動への適用については、研究の継続が必要である。

E. 研究発表

川西，加納，ツカエロ，二見：筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発，電子情報通信学会技術研究報告，MBE2004-66 (2004-11)

川西，加納，ツカエロ，二見：筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発，第 11 回日本

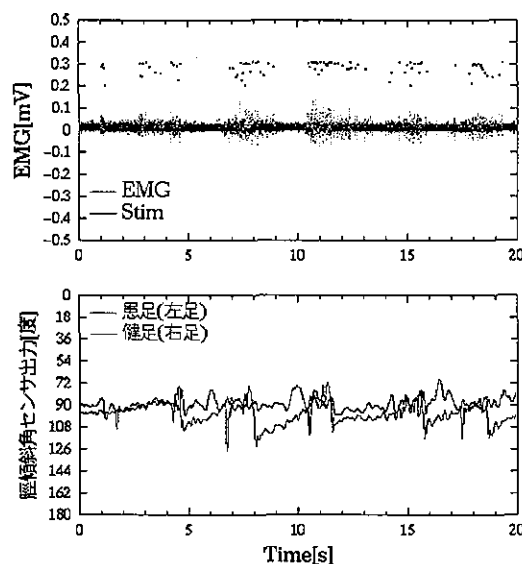


図 3. 臨床試験の結果の例

F E S 研究会学術講演会講演論文集，pp.49-52 (2004-12)

E. 知的財産権の出願登録状況
なし。

患者による随意性を考慮した筋骨格系の応答のモデリング

分担研究者 渡辺高志 東北大学情報シナジーセンター先端情報技術研究部 助教授

研究要旨

本研究では、下肢の FES 制御による動作を表現するための実用的な筋骨格モデルを実現し、FES による歩行再建のための制御方式を開発することを最終的な目的とした。今年度は、まず、これまでに構築してきた筋骨格モデルについて実験的検証を進め、FES 制御に関する研究における筋骨格モデルを用いた計算機シミュレーションの有用性を示した。また、下肢の筋骨格モデルの改良を進め、シミュレーションシステムとして実現するためのユーザインターフェイスの開発を行った。制御方式については、歩行の遊脚期を制御する cycle-to-cycle 制御をファジー制御器で実現し、改良した下肢の筋骨格モデルによる計算機シミュレーションを通して有効性を示した。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利用した FES 制御を計算機シミュレーションで検討し、有効性を示した。さらに、FES による下肢の動作再建の臨床適用を想定し、FES システムの操作を上肢を用いないで麻痺患者が行うことが可能になるように、制御命令入力方法の検討を行った。

A. 研究目的

麻痺した運動機能を再建する FES 制御方式を開発する研究では、健常者あるいは麻痺患者で、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。しかしながら、こ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、標準的なヒトを模擬した上肢筋骨格モデルを構築してきた。そして、上肢の多チャンネル閉ループ FES 制御において、この方法の有用性を示してきた。

一方、下肢の FES による運動機能再建についても、膝関節と足関節を FES 制御可能な筋骨格モデルを構築し、計算機シミュレーションを中心に研究を進めてきた。これまでに、cycle-to-cycle 制御を採用して、歩行の遊脚期を FES により制御するファジー制御器の有効性を示してきた。

以上の背景から、本研究では、これまでに構築してきた筋骨格系の電気刺激応答モデルを基礎にして、下肢の FES 制御のための

実用的な筋骨格モデルを実現し、FES による歩行再建のための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、まず、FES 制御に関する研究における筋骨格モデルを用いた計算機シミュレーションの有用性を示すために、これまでに構築してきた筋骨格モデルについて実験的検証を進めた。また、FES による歩行動作の計算機シミュレーションを実行するために、筋骨格モデルの改良を進め、そして、シミュレーションシステムとして実現するためのユーザインターフェイスの開発を行った。制御方式については、上記で改良した下肢の筋骨格モデルを用いて、cycle-to-cycle 制御をファジー制御器で実装し、歩行の遊脚期の制御において評価を行った。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利用した FES 制御を計算機シミュレーションで検討した。さらに、FES による下肢の動作再建の臨床適用を想定し、麻痺患者が上肢を用いないで FES システムの操作を行えるように、制御命令入力方法の検討を行った。

B. 方法

1. FES のための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

(1) 筋骨格モデルの実験的検討

筋骨格モデルの実験的評価は、下肢よりも上肢の FES 制御の方が実施しやすいため、上肢を対象とした FES 制御実験により検討を行った。

上肢 FES 制御のための筋骨格モデルの概略を次に述べる。筋骨格モデルでは、電気刺激により発生する筋収縮力 F_{CE} が、(1)式のように、筋の活動度 $a(t)$ 、長さ-張力関係 $k(l)$ 、収縮速度-張力関係 $h(v)$ 、最大筋張力 F_{max} の積で表され、電気刺激により発生するトルク τ_{CE} は、(2)式により F_{CE} から求まる。

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

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

t は時間、 l は筋長、 v は筋収縮速度で、 $r_f(\theta)$ はモーメントアームである。

F_{CE} の要素については、まず、電気刺激による筋の活動度 $a(t)$ が、(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まる。

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

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

(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。長さ-張力関係 $k(l)$ は、筋の最適長 l_0 を用いて(5)式で表され、収縮速度-張力関係 $h(v)$ は、最大筋収縮速度 v_{max} を用いて(6)式で表される。

$$k(l) = 1 - \left(\frac{l - l_0}{0.5l_0} \right)^2 \quad (5)$$

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

最大筋張力 F_{max} は、筋の生理学的断面積 $PCSA$ から(7)式で表される。

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

受動粘弾性要素によるトルク τ_p は、各関節での運動ごとに(8)式で記述され、これにより関節可動域も表現される。

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

θ は関節角度、 ω 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/尺屈の運動が制御可能である。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。

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。

今年度は、事前に計測した筋の入出力特性と制御中の刺激強度を基にリアルタイムに PID 制御器のパラメータを決定する方法について、上肢の姿勢が異なった場合の制御を中心に検討した。また、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。

(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

筋骨格モデルにより下肢の FES 制御を表現するためには、これまでに開発してきたモデルに対して、股関節の制御を可能にすること、片側の下肢だけでなく、両側下肢の運動を表現するモデルを構築すること、遊脚期に加え、両脚支持期から片脚支持期のモデルを構築することの改良が必要になる。今年度は、股関節制御を加えたモデルにより片麻痺者を想定した歩行の遊脚期の計算機シミュレーションが実現可能であることから、現在のモデルを拡張して、股関節、膝関節、足関節の制御を行えるようにし、次に述べる歩行の遊脚期の FES 制御において利用できるようにした。

次に、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ーインターフェイスの設計を行い、計算機上への実装を進めた。

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

下肢の FES 制御を表現するために改良した前述の筋骨格モデルを利用し、ファジー制御器を利用した 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 0 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、健康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用いた。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 人の異なった筋骨格特性のヒトを、基準ヒトモデルのパラメータ(最大筋力、大腿部や下腿部や足部の質量や長さ)を変えることで表現した。

3. 筋骨格モデルを利用した学習型 FES 制御方式の検討

図 1 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、開ループ制御器である IDM と閉ループ制御器が各筋への刺激強度を出力し、これらの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。

手関節の掌屈/背屈運動を ECR と FCU へ電気刺激を与えて制御することを対象とし、正弦波軌道への追従制御を行った。周期を 2s として、1 回の学習時間は 12s とした。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、PID 制御器の出力を誤差信号とし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。

4. 制御命令入力方式の開発

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 つ以上がある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

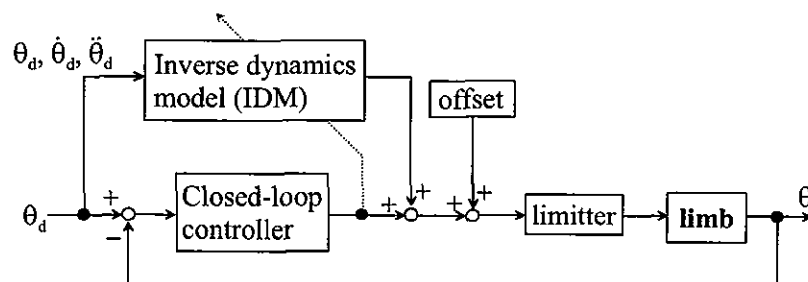


図 1 フィードバック誤差学習を利用した FES 制御器の概要

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、特徴的動作の認識制度の良い 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、3 次元位置座標 x, y, z とオイラー角 a, e, r といった異なるセンサ信号を得られること、またそれらの信号は各々 3 種類の情報を有していることより、磁気式 3 次元位置角度センサ (FASTRAK、POLHEMUS) を用いて健常被験者 2 名で行った。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。

(倫理面への配慮)

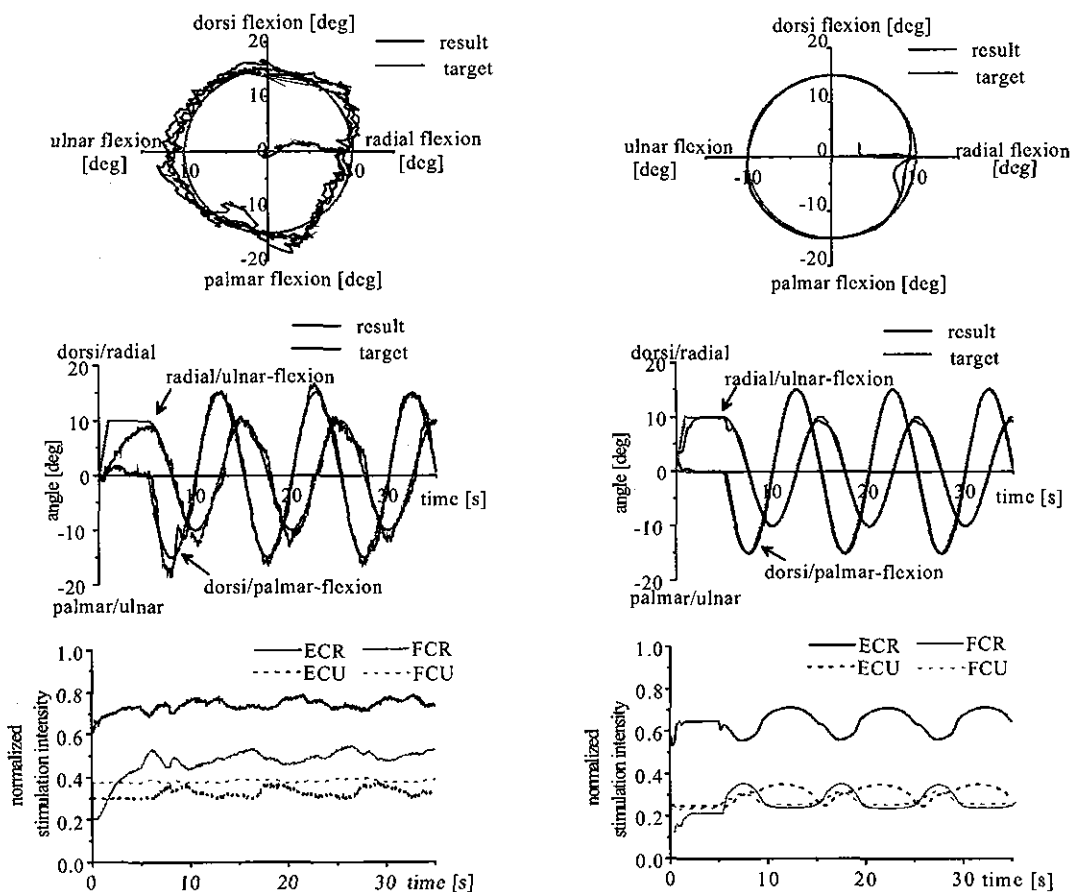
上記の方法で研究を進めるに際し、電気刺激を与えて制御を行う場合には、東北大学大学院工学研究科ヒトを対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受けて行った。

C. 研究結果及び考察

1. FES のための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

(1) 筋骨格モデルの実験的検討

周期 10[s] 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 2 に示す。被験者の制御結果



(a) 健常被験者での制御結果

(b) モデルシミュレーション結果

図 2 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