

や間違いの傾向が得られた。また、今回の3日間の実験において、実験を繰り返すことで正答率が上昇する傾向がみられた。これらの結果を踏まえ、提示パターンを整理し、継続して使用していくことで、正答率が改善されると考えられる。例えば、2本の線上を同時に提示するパターン[7], [8]は、誤認識が多く発生するので、本研究で提案する情報伝達的手段としては適切ではないと思われる。また、2本の線を連続で提示する場合には、一つの線を提示した後休止時間を入れることで、正答率を上げることが可能になると考えられる。

E. 結論

本研究では、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、そして、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。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。これらの成果を臨床に移行できるように確立し、臨床的試験を行うことが期待される。

F. 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)

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)

G. 知的財産権の出願・登録状況
なし.

筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

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

Abstract: これまで、不全麻痺患者の下肢 FES 制御では主に加速度センサや足底スイッチを用いた rule-based 制御が試みられてきたが、補助の対象と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状況に応じて適切に切替えるのが難しいことに加え、正確なセンサ装着が煩雑であるという問題があり、歩行支援の FES システムは広く普及していなかった。この問題に対して我々は昨年度、局所的筋電駆動型 FES 制御方式を提案した。この制御方式は、中枢性不全麻痺だけが対象となるものの、適用可能な患者数は多い。また、取付や調整が簡単であるという利点と、ベッドから車椅子への移乗・起立・歩行など一連の動作を同一の方法で制御可能であるという利点を有する。本報告ではこの制御方式の基本的原理に加えて、今年度開発した、筋電増幅器への雑音混入低減に関する新しい信号処理方法および、それを適用して新たに 2 名の脳血管障害患者に対して行った歩行運動補助の臨床試験結果について述べる。

A. 研究目的

神経系の障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（Functional Electrical Stimulation; 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制御方式の開発が進められており、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て、姿勢に応じた FES 刺激を発生させる rule-based 制御が主に用いられており [1-5]、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切替える必要性などのために、「使うのが面倒な割に効果が十分ではない」FES 制御方式となっていた。このため FES による歩行運動支援の対象患者数が少なくないにも拘らず、下肢 FES

制御は十分に普及していないのが現状である。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りながら、ベッドから車椅子への移乗・起立・歩行など一連の動作を同一のアルゴリズムで支援可能にする新しい 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 制御方式を提案してきた。この方式は従来の EMG 駆動型 FES [6-8] と似ているが、同一筋への FES としては、同一電極対を用いた回路設計の報告 [9] があるだけで、我々の報告以外に臨床応用例の報告はなかった。

本研究で提案している局所的筋電駆動型 FES とは、脳卒中や脊髄損傷など中枢性の原因で筋の不全麻痺が生じた場合に、不全麻痺筋から随意的筋収縮に伴う残留筋電図を導出し、その振幅の実効値に応じて同一筋に電気刺激を与えるというものである。完全麻痺の筋に適用することはできないが、時々刻々変化する患者の意思や脳からの神経指令をどのように取り出して機器制御に反映させるかという、FES における最も大きなヒューマンインターフェイスの問題の一部を解決できる可能性をもつ手法である。しかし、その基本的な有効性の確認は既に行

われていたものの、より多くの症例に適用して有効性の範囲や程度を定量的に評価することが課題となっていた。そこで本年度は、実用化に必要ないくつかの問題解決を図り、多数の臨床試験を行うための信頼性の高い携帯型システムの開発を行い、臨床試験データを蓄積することを目的とした。

より多くの下肢不全麻痺者が自分の筋力で立って、屋内等の範囲を移動できるようになることで、患者の家庭内自立や社会的自立が促され、介護者の負担も軽減されると期待される。以下では我々の局所的筋電駆動型 FES 制御方式に関して、基本的原理、筋電増幅器への雑音混入低減に関する新しい信号処理方法、新たに2名の脳血管障害患者に対して行った歩行運動補助の臨床試験結果について述べる。

B. 研究方法

基本制御方式の提案と設計

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、図1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、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である。装置の概観は図2、計測用保護回路と筋電増幅回路は図3、筋電計測と電気刺激の時間関係は図4に示す通りである。図3の回路では、高感度増幅器に大振幅の刺激電圧が印加されるのを防ぐシリコンダイオードとCMOSアナログスイッチを用いているが、電極インピーダンスのバラツキに起因するハムの誘導を低減するために増幅器の100kΩの入力抵抗（CMOSアナログスイッチの負荷抵抗）を大きくすると、MOSトランジスタのゲート-ドレイン間電圧などが急速に定常値に収束できなくなり、その結果スイッチングの遅れに伴う過渡的な雑音電圧が大きく発生するようになる。この増幅

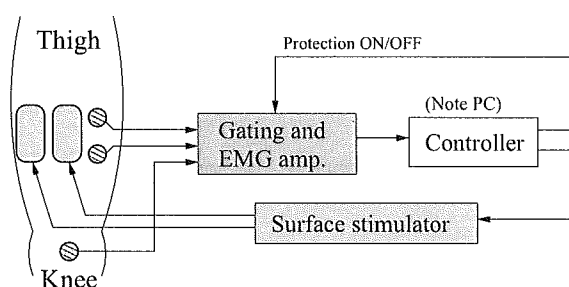


図1. 局所的筋電駆動型 FES 制御方式の概要

部やスイッチング回路に絶縁増幅器や高速フォトMOSリレーなどを応用した回路も試作して評価したが、大きな優位性は得られず、後述の信号処理を用いれば図3の回路で必要十分であることが確認された。

本研究では、図4に示すように周期40ms、パルス幅300μs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。刺激パルスを間隔なしの双極性にするのは、刺激電極や皮膚での電気化学的变化を最小限に抑えるとともに、刺激電極への電荷蓄積による筋電計測へのアーチファクト混入を低減するためである。このような波形を用いても刺激の効果に問題がないことが確認されている。なお、制御用ノートPCにおける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。パルス幅やサンプリング周期の時間精度は約1μs以下であった。

アーチファクト低減方式の設計

本研究の刺激方式において筋電計測に混入する可能性のある雑音の主要なものは、

- 交流電源からのハム（東日本では周波数50Hz、周期20ms）。
- 刺激パルス自体が筋電計測電極の静電容量に蓄積されて数十msの時定数で放電することによるアーチファクト。
- 刺激パルスを高感度の筋電増幅器に直接入力させないための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。
- 筋電増幅器の直流オフセット電圧。

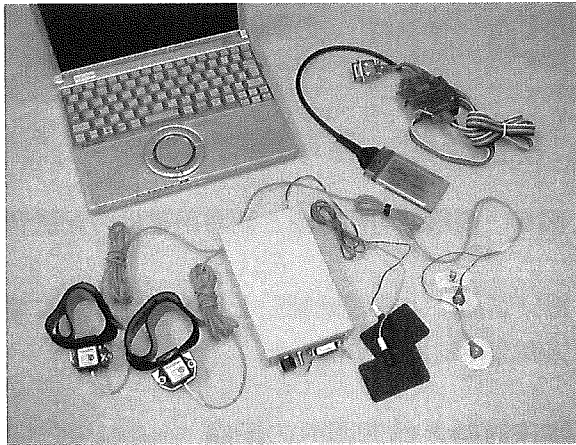


図2. 試作システムの外観 上段左から、制御用ノート PC(OS は RT-Linux), AD/DA 変換カード. 下段左から、歩行評価用脛傾斜角センサ、筋電増幅・刺激発生回路、刺激用電極、筋電計測用電極.

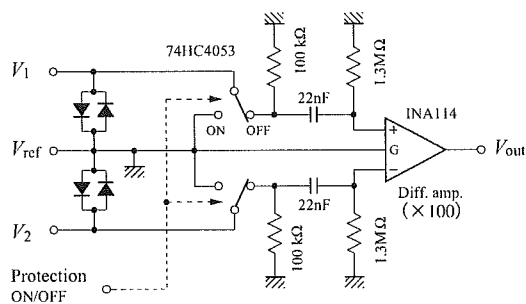


図3. 保護回路と筋電増幅回路

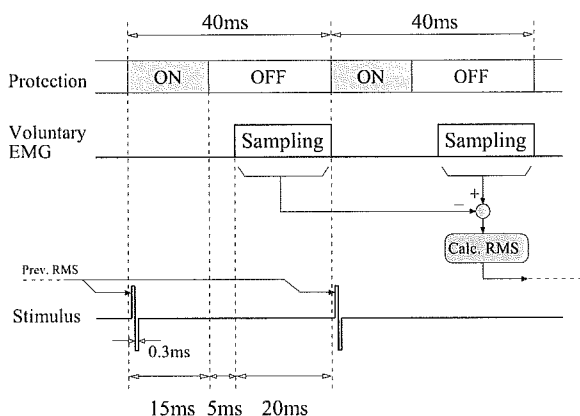


図4. 筋電計測と電気刺激の時間関係

- e) 刺激パルスが体内の筋や遠心性神経に活動電位を生じさせるために生じる筋電図 (M波など).
- f) 刺激パルスが体内の求心性神経に活動電位を生じさせて脊髄経路で帰還してくることによる筋電図 (H波など).
- g) 電極を装着した被測定者が床に足を付けたり離したりする際に生じる過渡的雑音.

である. これらの雑音をすべて十分に抑圧して, 随意的な残留筋電だけを取り出すために, 我々は図4のような計測・信号処理方法を提案する.

この方法では, 電気刺激は 40ms 周期であり, 同じ振幅による刺激が 2 回づつ続けて行われる. そして, 各刺激パルス終了の約 20ms 後から, 筋電計測が 20ms ずつ行われ, 同振幅の電気刺激を行った後の区間筋電図どうして, 対応する時刻のサンプル値の差が求められる. この信号処理を用いると, 交流電源周期の整数倍である 40ms の周期を用いることで a) の雑音が抑圧される. ただし, 筋電増幅器が飽和しない程度のハムであることが必要である. また, b)~f) の雑音も, 同じ振幅の刺激パルスの後の区間筋電図の差をとることで抑圧できる. ただし, 筋収縮や関節運動が非常に速い場合には, 筋長変化のために e) と f) の雑音を十分抑圧できないと考えられるため, 安全のために筋電計測の開始時刻は刺激パルス終了の約 20ms 後とした. なお, 随意的筋電図の波形は 20ms 間の計測区間どうして相関を持たない (時間関数の内積の期待値が 0 である) から, それらの差をとった後で実効値を求める計算を行うと, 2 区間を連結した随意的筋電図波形の実効値が算出されることになる. 次に, 上記のように区間どうしの差分として得られた筋電時系列に対して, その微分 (時間方向の差分) をとって高域周波数成分の強調を行い, 主に低周波領域に現れる足の接地の影響による雑音 g) の低減を図った.

最後に, 上記のような処理で得られた区間筋電図波形の実効値を求め, 図5の調節可能な折

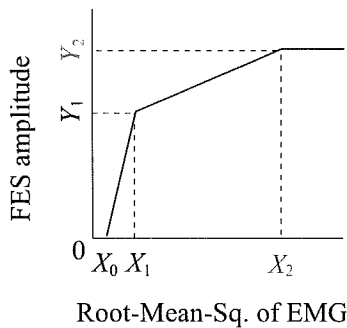


図5. 区間筋電の実効値から FES 振幅を求める変換関数 FES に対する筋の閾値特性や筋電計測に重畳する雑音の大きさを考慮してパラメータを決定する必要がある。

れ線関数（閾値つき飽和関数）を用いて刺激振幅への変換を行った。求められた刺激振幅は、次の2回の刺激パルスの振幅として用いられる。なお図5の刺激振幅の最大値 Y_2 は刺激装置の可変抵抗つまみによって調節可能であり、 X_2 の値は予め FES なしで歩行運動をした際の区間筋電図の実効値の最大値とした。係数 Y_1/Y_2 、 X_0/X_2 および X_1/X_2 の値は、予め実験的に設定した固定値とし、臨床試験の現場で調整する必要のあるパラメータの個数を減らした。

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。このため、図6に示す各種配置について、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。その結果、先に述べた回路と信号処理方式を用いれば、図6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。後で述べる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筋電図が誘導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した。また、残留筋電図の振幅が小さい位置、つまり

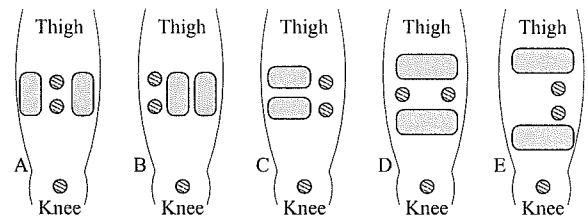


図6. 筋電計測用電極と刺激用電極の配置例

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した。

臨床試験と倫理面への配慮

脳血管障害（脳出血）により不全右片麻痺となり、入院中の病院でリハビリ訓練を行っている患者2名（患者1：58歳男性，患者2：87歳女性）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、平成17年12月に行った。これらの患者は、麻痺側の膝伸展力が不足し、歩行の際麻痺側の下肢に体重を十分にかけることが困難であり、膝伸展筋群である大腿四頭筋への FES による歩幅・歩行速度・安定性などの改善が期待された患者である。足関節固定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において担当医師によって行われた。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、予想される効果や危険性などについて必要な説明が行われ、歩行中の転倒などの危険に備えた配慮がなされた。臨床試験の様子を図7～8に示す。

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（これを以下杖力駆動 FES と呼ぶことにする。杖押下力を図5と同様な変換関数で刺激振幅に変換した）。

の3種類について、10m 歩行に要する時間と

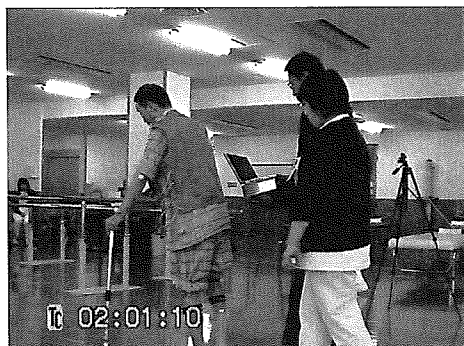


図 7. 臨床試験の様子 (患者 1)



図 8. 臨床試験の様子 (患者 2)

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ものである。

C. 研究結果

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。歩行中の随意的残留筋電図・FES 振幅・下腿傾斜角度の時間変化、および 10m 歩行時間と歩数を、図 9~10 に示す。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% に短縮されたことが分かる。

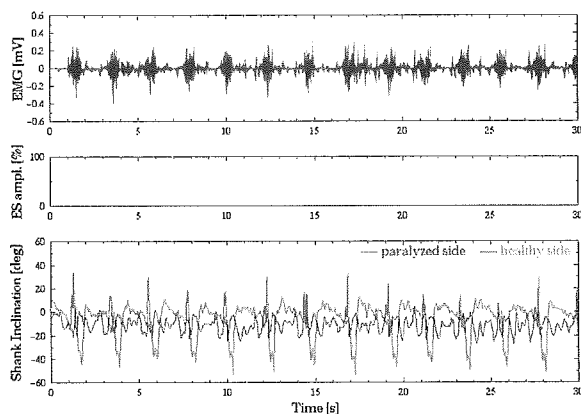


図 9a. 患者 1 の歩行結果 (FES なし) 10m 歩行: 51.38 秒, 46 歩.

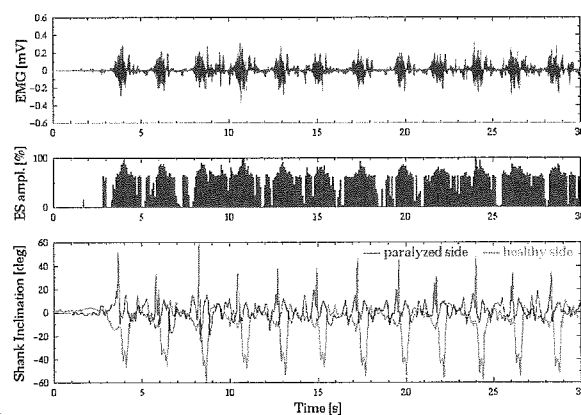


図 9b. 患者 1 の歩行結果 (局所的筋電駆動型 FES あり) 10m 歩行: 45.47 秒, 42 歩.

D. 考察

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、脊髄損傷や脊髄梗塞等による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、今回までの臨床試験は参加した患者にとって練習無しの歩行試験であったので、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。

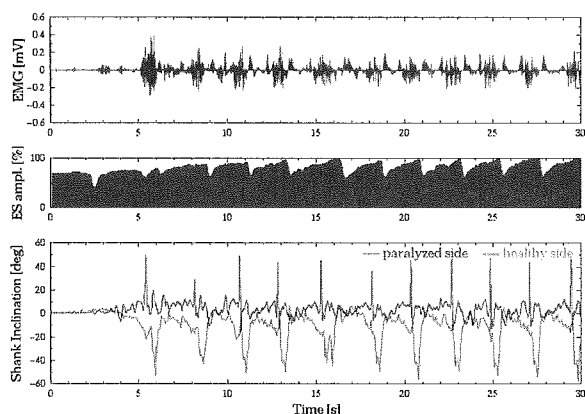


図 9c. 患者 1 の歩行結果 (杖力駆動 FES あり)
10m 歩行：49.13 秒, 44 歩.

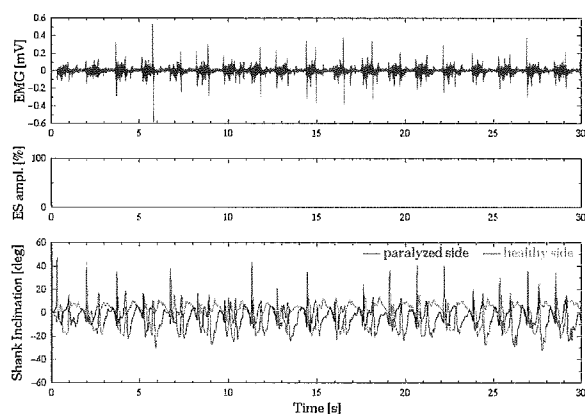


図 10a. 患者 2 の歩行結果 (FES なし) 10m
歩行：52.52 秒, 66 歩.

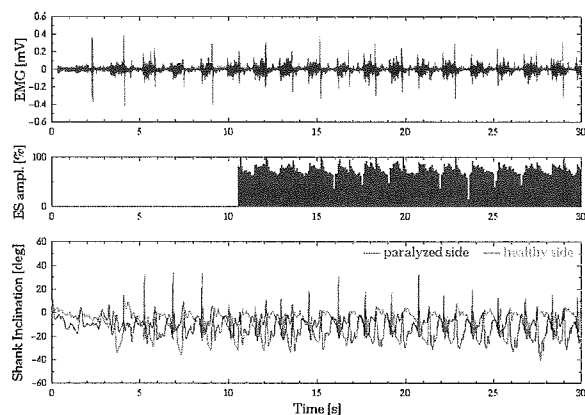


図 10b. 患者 2 の歩行結果 (局所的筋電駆動型
FES あり) 10m 歩行：38.17 秒, 46 歩. 歩行
開始の約 11 秒後から FES を ON にした.

E. 結論

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。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利用されるための、一つの方法が見出されたと言えるだろう。

参考文献

- [1] Kostov A, Andrews B J, Popovic D B, Stein R B, Armstrong W W: "Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion", IEEE Trans. Biomed. Eng., 42/6, pp.541-551 (1995)
- [2] Heller B W, Granat M H, Andrews B J: "Swing-through gait with free-knees produced by surface functional electrical stimulation", Paraplegia, 34/1, pp.8-15 (1996)
- [3] Williamson R, Andrews B J: "Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning", IEEE Trans. Rehab. Eng. 8/3, pp.312-319 (2000)
- [4] Fisekovic N, Popovic D B: "New controller for functional electrical stimulation systems", Med. Eng. Phys. 23/6, pp.391-399 (2001)
- [5] Perkins T A, de N Donaldson N, Hatcher N A, Swain I D, Wood D E: "Control of leg-powered paraplegic cycling using stimulation of the lumbo-sacral anterior spinal nerve roots", IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng., 10/3, pp.158-164. (2002)
- [6] Saxena S, Nikolic S, Popovic D: "An EMG-controlled grasping system for

- tetraplegics”, J. Rehab. Res. Dev. 32/1, pp.17-24 (1995)
- [7] Frigo C, Ferrarin M, Frasson W, Pavan E, Thorsen R: “EMG signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation”, J. Electromyogr. Kinesiol. 10/5, pp.351-360 (2000)
- [8] Giuffrida J P, Crago P E: “Reciprocal EMG control of elbow extension by FES”, IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng. 9/4, pp.338-345 (2001)
- [9] Muraoka Y: “Development of an EMG recording device from stimulation electrodes for functional electrical stimulation”, Front. Med. Biol. Eng. 11/4, pp.323-333 (2002)

G. 研究発表

1. 論文発表

- K.Kurosawa, R.Futami, T.Watanabe, and N.Hoshimiya: “Joint Angle Control by FES using a Feedback Error Learning Controller”, IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, Vol.13, No.3, pp.359-371 (2005)

2. 学会発表

- 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, 二見, 関, 渡邊, 吉澤: “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 F E S 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

該当事項なし

姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

分担研究者 古瀬則夫 宮城工業高等専門学校 助教授

研究要旨

本研究では、運動補助や電気刺激のタイミングなど歩行改善に有益な情報を麻痺者に呈示、さらに訓練の達成度を自動的に評価するセンサシステムを開発することを目的に、下肢運動機能麻痺者を対象とした歩行訓練や機能的電気刺激(FES)による歩行再建において脚部の状態を計測する身体装着型センサとその波形処理方法を検討した。身体装着型センサの開発において、圧電式ジャイロスコープを膝関節と足関節について、各々の関節軸を挟んだ両側に装着し、各センサの出力の差分値を基に歩行時の下肢関節角度を妥当な精度で測定することができ、歩行動作の特徴を認識することが可能であることが分かった。

A. 研究目的

本研究では、運動補助や電気刺激のタイミングなど歩行改善に有益な情報を麻痺者に呈示、さらに訓練の達成度を自動的に評価するセンサシステムを開発することを目的に、下肢運動機能麻痺者を対象とした歩行訓練や機能的電気刺激(FES)による歩行再建において脚部の状態を計測する身体装着型センサとその波形処理方法を検討した。メカトロニクス等の分野で近年広く用いられている加速度センサやジャイロスコープは小型軽量で装着が容易かつ、安価であることから歩行訓練等での利用に適していると考えられ、それらセンサを下肢に装着し、歩行期の認識、歩行速度や関節角度の計測などを行う方法が報告されている。本研究では、歩行訓練における歩行中の脚部の状態を認識する指標として、下肢関節角度を計測する方法について圧電式ジャイロスコープを用いることを検討した。ジャイロスコープを大腿部、下腿部、足背部に装着し、それらの出力の差分値を基に膝関節と足関節の関節角度を計測する。この簡便な計測方法について、歩行時の関節角度計測におけるセンサ装着部位の計測結果への影響を含めて、健常被験者における歩行実験により検討した。

B. 方法

(1) 関節角度計測の原理

大腿部、下腿部、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と求める関節角度を図1に示す。関節を挟んで配置された2個のジャイロスコープの出力信号の差分により得られる関節角速度を数値積分し、膝関節角度 θ_{knee} と足関節角度 θ_{ankle} を計算した。計算式は、

$$\theta_{knee} = -\int(\dot{\theta}_{shank} - \dot{\theta}_{thigh})dt \quad (1)$$

$$\theta_{ankle} = \int(\dot{\theta}_{foot} - \dot{\theta}_{shank})dt \quad (2)$$

となる。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。

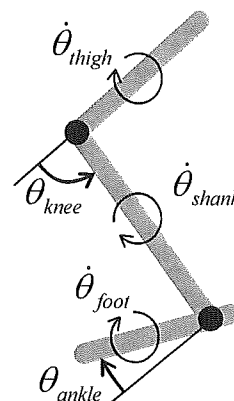


図1 ジャイロスコープにより測定する角速度と求める関節角度

(2) 1軸アーム動作による角度計測の評価実験

提案する方法の角度計測精度を評価するため、1軸のアームに2個のジャイロスコップ(村田製作所, ENC-03J)を中心軸から各々15cmの位置に配置し、ゴニオメータ(Penny & Giles, ADU301A), ポテンシオメータも一緒に取り付け、アーム動作時の角度の同時計測を行った。予備実験の結果、歩行中の関節角速度は約 400[deg/sec]以下であったことから、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。実験は10秒間に2回から8回程度の往復運動を15回行った。

(3) 歩行動作による角度計測の評価実験

図2に示すように、角速度を計測する5個のジャイロスコップを(以下、G1~G5と表記する)、左側下肢の大腿部(身体表面の膝関節中心から8cm, 16cm)、下腿部(膝関節と足関節の間)、足背部(足関節と中足指節関節の間)、爪先と中足指節関節の中間)に取り付け、式(1), (2)により歩行中の関節角度を求めた。大腿部と足背部に各々2個のジャイロスコップを装着したのは、取り付け位置の測定結果への影響を調べるためである。また、ジャイロスコップの出力信号を基に計算される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膝関節と足関節の関節角度を同時計測した。ジャイロスコップとゴニオメータからの出力信号は、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。なお、関節角度の計算において、ジャイロスコッ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された関節角度とジャイロスコッ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、ジャイロスコッ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。

実験は、生体実験に関する承諾を得た健康被験者3名(20歳男子)に、幅1m, 長さ6mのアルミ板の上で、普通と感じる速度(通常速度)と遅いと感じる速度(遅い速度)での歩行を各々12回ずつ行わせた(片足5~7歩)。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

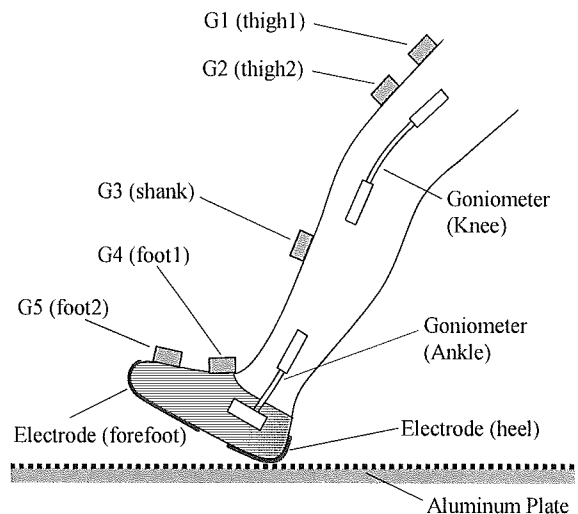


図2 計測に用いたセンサの配置

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、下記の4種類の歩行期を識別した。

- 1) 爪先と踵が着床: 立脚中期
- 2) 爪先が着床, 踵が離床: 踵離床期
- 3) 爪先と踵が離床: 遊脚期
- 4) 爪先が離床, 踵が着床: 踵接地期

C. 研究結果

(1) 1軸アーム動作による角度計測の評価実験

ジャイロスコップ, ゴニオメータ, ポテンシオメータの各センサから得られた計測値の近似度を二乗平均平方根(Root Mean Square, RMS)差と相関係数により求めた。その結果を表1に示す。表1より各センサから得られる計測データ間において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。

(2) 歩行動作による角度計測の評価実験

歩行速度は被験者ごとに異なったが, 通常速度の歩行で1.2m/s程度, 遅い速度の歩行で0.7m/s程度であり, 妥当な速度であったといえる。このときのジャイロスコップの出力波形を歩行期と共に図3に示す。図3で, G1とG2, G4とG5をそれぞれ比較すると同じ部位でも取り付け位置が異なるとセンサ出力が異なることが分かる。特に足背部に取り付けたG4とG5の間には中足指節関節があるため, 中足指節関節が大きく動作する踵

表1 1軸アーム動作による角度計測の比較

sensors	RMS	correlation coefficient
gyroscopes – potentiometer	1.37°	0.9999
goniometer – potentiometer	1.46°	0.9997
gyroscopes – goniometer	1.43°	0.9997

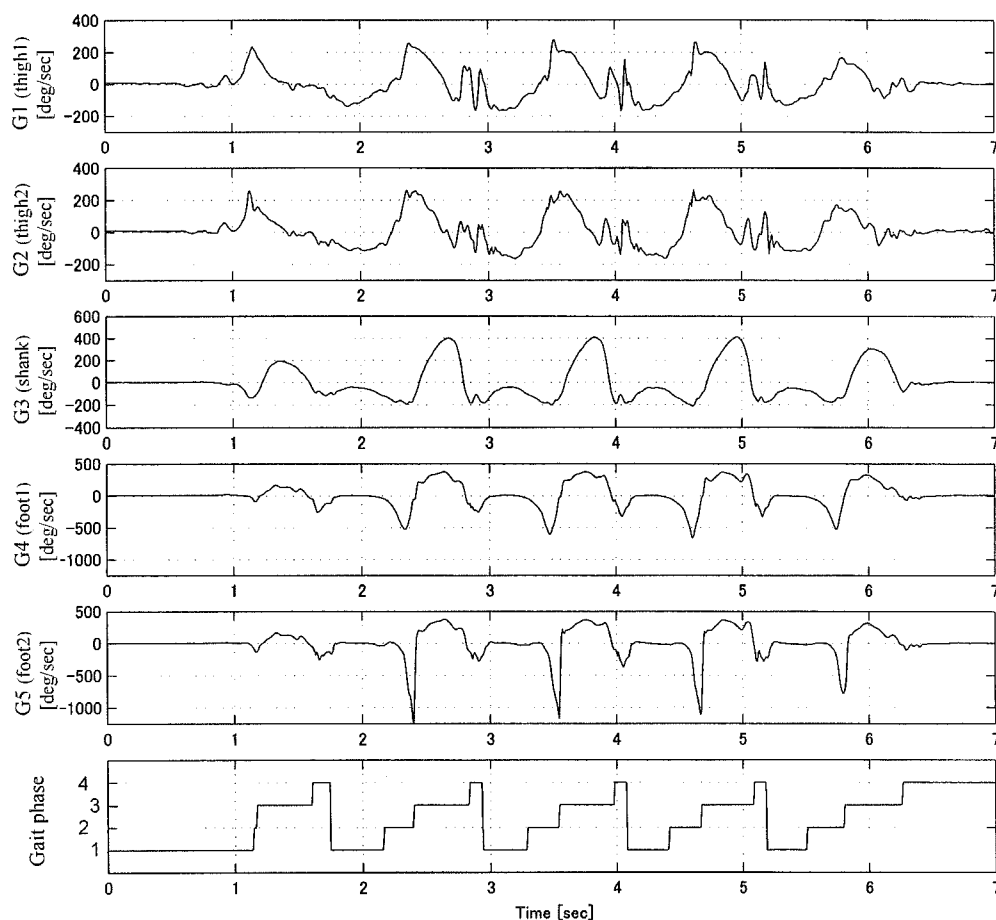


図3 ジャイロスコープで計測した角速度 (被験者 A, 通常速度の歩行). ジャイロスコープの取り付け位置は図2を参照. 歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期.

離床期の後半において, G5 の出力波形に大きな負の出力が見られる.

式 (1), (2) によりジャイロスコープの出力を基に膝関節と足関節の関節角度を計算し, ゴニオメータで計測した関節角度と比較した結果を図4に示す. また, 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. 被験者毎に算出した近似度の値は同じ傾向を

示したので, 平均値を求めて評価することとした. その結果を第2表に示す. 膝関節角度の計算においては, 全てのジャイロスコープを用いた計算において高い相関係数が得られた (0.985 以上). また, G2 より G1 を用いた場合の方がより高い近似度が得られた ($p < 0.01$, t-test). 一方, 足関節角度の計算では, G4 を用いた場合では高い近似度が得られたが, G5 を用いた場合では近似度が低かった. また, 通常速度の歩行より遅い速度

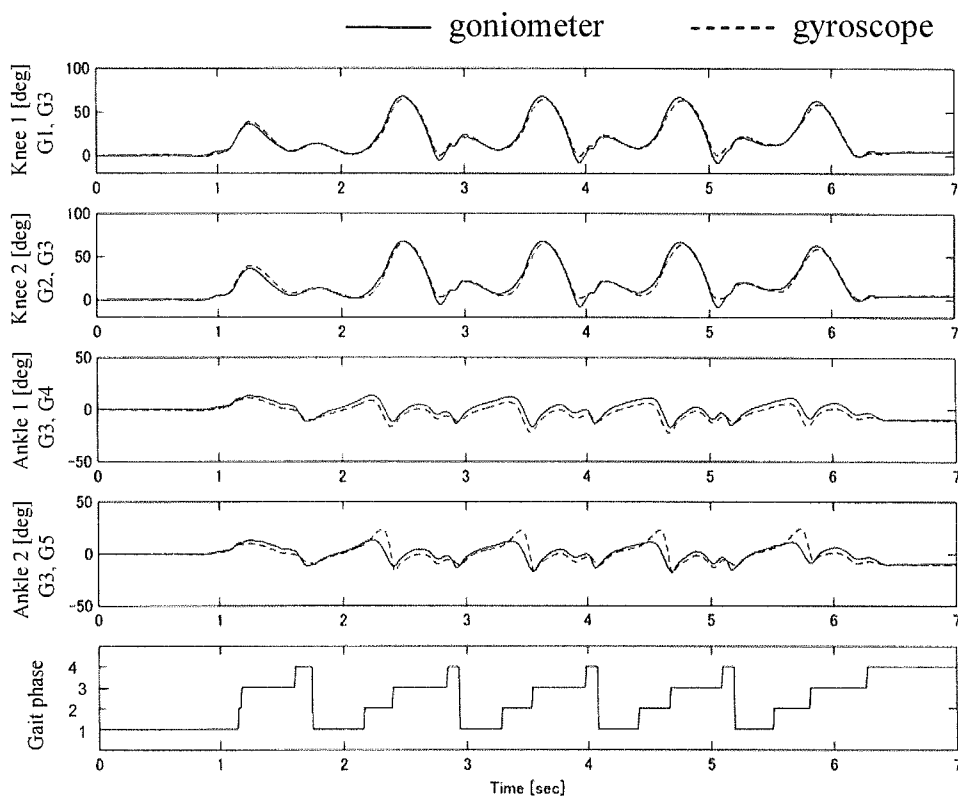


図 4 ゴニオメータで計測した関節角度とジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度との比較 (被験者 A, 通常速度の歩行). 計算に用いたジャイロスコープ: Knee1:G1&G3, Knee2:G2&G3, Ankle1: G3&G4, Ankle2:G3&G5. 歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期.

表 2 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で計測した関節角度との間の比較

joint	gyro.	normal speed walking		slow speed walking	
		RMS	correlation coefficient	RMS	correlation coefficient
knee	G1, G3	3.00°	0.991	2.58°	0.994
	G2, G3	4.15°	0.985	3.54°	0.988
ankle	G3, G4	2.90°	0.951	2.74°	0.952
	G3, G5	7.28°	0.773	6.75°	0.777

の歩行の方がやや高い近似度を示した。

D. 考察

1軸アーム動作による角度計測の評価実験の結果において、各角度センサから得られる計測データ間で高い近似度が示された。このことから、ジャイロスコープとゴニオメータによる角度測定自体にはほとんど差が無い

といえる。本手法による歩行中の膝関節角度計測では、ゴニオメータによる計測値との間の RMS 差が 3.00°, 相関係数が 0.99 であり、十分に高い近似度が示された。これらのことから、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。本計測法を含め一般的に用いられている関節角度計は 3 次元構造である身体の表面に装

着されることから、歩行動作等に伴う筋骨格系の複雑な動きを一つの角度で表現しているものと考えられる。したがって、センサ装着方法の違いが表 2 に示した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。

歩行実験の結果から、膝関節角度の計算では膝関節から離れた位置に装着した G1 を用いた方が G2 を用いた場合よりも近似度が高いこと、足関節角度の計算では中足指節関節の影響を受けない G4 を用いた方が G5 を用いた場合より近似度が高いことが確認された。このように、歩行中の関節角度を計測する場合には、センサを装着する位置が影響することを実験的に確認し、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。

本手法ではジャイロスコープの出力信号を積分し関節角度を計算している。その関節角度は相対値であるため、初期値を設定する必要がある。また、本研究ではジャイロスコープの出力信号に含まれるオフセット値の影響を除去し解析したが、そのオフセット値は測定誤差の原因となる。これらの問題は、関節角度が特定できる立位から歩行を開始し、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、特定の歩行のタイミングで関節角度値を補正することにより、これらの誤差の影響を除去することが可能になると考えられる。

E. 結論

本研究では、下肢の姿勢計測法として、圧電式ジャイロスコープを膝関節と足関節について、各々の関節軸を挟んだ両側に装着し、各センサの出力の差分値を基に下肢関節角度を簡便に計測する方法を提案した。1 軸アーム動作による評価実験ではゴニオメータとジャイロスコープによる角度計測値にほとんど差が無く、また、健常被験者における歩行中の関節角度計測により評価した結果、市販のゴニオメータにより計測した関節角度との間に高い近似度がみられたことから、提案した方法により関節角度を適切な精度で計測でき、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。

以上のことから、歩行訓練において、提案した下肢関節角度の計測法を有効に用いる

ことができるものと考えられる。今後は、麻痺患者における歩行実験等を通して、動作解析や実用上の問題をさらに検討することにより、訓練方法を検討する必要があると考えられる。

F. 研究発表

1. 論文発表

古瀬則夫, 渡辺高志, 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, 43巻4号, pp.538-543, 2005.

2. 学会発表

なし

III. 研究成果の刊行に関する一覧表

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
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. of 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering		PA-2-2 5	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. of 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering		PA-2-2 8	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		801-80 4	2005
Achmad Arifin, Takashi Watanabe, and Nozomu Hoshimiya	Computer Simulation Test of Fuzzy Controller for the Cycle-to-Cycle Control of Knee Joint Movements of Swing Phase of FES Gait	IEICE Transactions on Information and Systems	E88-D(7)	1763- 1766	2005
Watanabe T, Matsudaira T, Hoshimiya N, Handa Y	A test of multichannel closed-loop FES control on the wrist joint of a hemiplegic patient	Proc. of 10th Annual Conference of the International FES Society		56-58	2005
Futami R., Seki K., Kawanishi T., Sugiyama T., Cikajlo I., Handa Y.	Application of Local EMG-Driven FES to Incompletely Paralyzed Lower Extremities	Proc. of 10th Annual Conference of the International FES Society		204-20 6	2005
Kenji Kurosawa, Ryoko Futami, Takashi Watanabe and Nozomu Hoshimiya	Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller	IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering	13(3)	359-37 1	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		357	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		183-18 6	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		275-27 8	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		MBE20 05-88	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	43(4)	538-54 3	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	43(4)	544-55 0	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 会学術講演会講演論 文集		10-12	2005
柴田 聡, 渡邊高志, A.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		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 ー電気 刺激感覚の残存について の基礎実験ー	第12回日本FES研究 会学術講演会講演論 文集		42-45	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	30(1)	31-35	2006
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		105-10 6	2006

IV. 研究成果の刊行物・別刷

A Computer Simulation Study of the Feedback Error Learning Controller for FES on the Wrist Joint's 1-DOF Movement

S. Chosa*, T. Watanabe**, M. Yoshizawa** and N. Hoshimiya***

* Graduate School of Engineering, Tohoku University, Sendai, Japan

** Information Synergy Center, Tohoku University, Sendai, Japan

*** Tohoku Gakuin University

seiichi@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

Abstract: The Feedback Error Learning (FEL) for Functional Electrical Stimulation (FES) controller was examined through computer simulation using a musculoskeletal model. Dorsi and palmar flexions of the wrist was controlled by stimulating the extensor carpi radialis longus/brevis (ECR) and the flexor carpi ulnaris (FCU). The computer simulation results were similar to those of experiments performed previously with a neurologically intact subject. Furthermore, it was shown that the Artificial Neural Network (ANN) trained with fast movement could control the slower one. The feasibility of the FES controller using the FEL was also shown by the computer simulation. The model simulation was considered to be a good method to advance the FES research.

Introduction

Functional Electrical Stimulation (FES) is an advancing technology for restoring paralyzed motor functions caused by the spinal cord injury or the stroke. One of the main subjects of FES study is to develop a controller that restores movements precisely and stably. Open-loop controllers usually used at clinical sites have problems that they need initial and periodical adjustments in stimulation patterns, which are burdening both patients and medical staffs. The multi-channel PID controller developed by our research group [1] performed good tracking on 2-DOF movements of the wrist joint stimulating four muscles. However, the tracking error increased as the velocity of the desired movement was high.

The Feedback Error Learning (FEL) [2] controller was a hybrid regulator with a feedforward and a feedback controller, which was supposed to make up for their weak points each other. Our research group showed the feasibility of the FES controller using FEL through the experiments with an able bodied subject [3]. Further examinations of the FEL controller under various conditions are desired for clinical application. Computer simulation is considered to be preferable to experiments with subjects for the examination since it is difficult to perform a number of experiments with subjects.

In this paper, the FES controller based on the FEL was examined by using the musculoskeletal model

developed by our group [4]. The musculoskeletal model could express different muscle properties easily, which wasn't possible by the forward dynamics model used in the previous study [3]. First, learning and control ability of a trained feedforward controller was tested applying to a different subject model. Then the capability of the FEL FES controller was examined in tracking periodic movements with several different cycle periods.

Materials and Methods

Feedback Error Learning FES Controller: Figure 1 shows the diagram of the control system. The FEL controller consists of a feedforward controller and a feedback controller. In this study, the PID controller [1] was used as a feedback controller. Three-layered perceptron neural network shown in Figure 2 was used as a feedforward controller. The number of neuron was 18 for the input layer, 18 for the hidden layer and 2 (the number of muscles stimulated) for the output layer. The

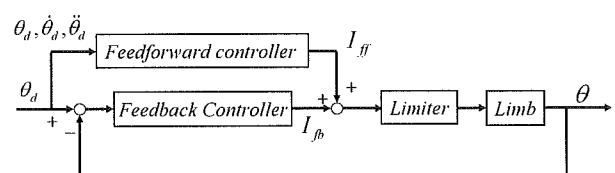


Figure 1. The block diagram of the control system

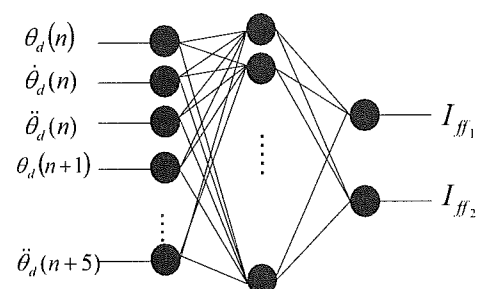


Figure 2. 3-layered perceptron neural network for the feedforward controller

inputs of the neural network were desired angle, angular velocity and angular acceleration at the time t to $t+5$. The output function of the neurons in the second and the third layer was the sigmoid function whose output was between 0 and 1. The neural network was trained by the error back-propagation algorithm using the output of the feedback controller as the error signal.

Computer Simulation: The musculoskeletal model designed based on Hill-type model of muscle [4] was used as the control object. Movements of the elbow, the forearm and the wrist could be controlled by stimulating 15 muscles with the shoulder joint fixed at an arbitrary angle of flexion/extension and rotation. The muscle model had nonlinear length-force and velocity-force relationships, recruitment characteristics and activation dynamics. Nonlinear joint angle dependency of moment arm and passive viscoelastic property were also included into the model.

The wrist movement was controlled by the electrical stimulation of the extensor carpi radialis longus/brevis (ECR) and the flexor carpi ulnaris (FCU). The desired trajectory was given by a sinusoidal angle trajectory with 30 degrees in peak-to-peak amplitude (25 degrees in the palmar-flexion, 5 degrees in dorsi-flexion). 6 cycles of the movement were included in one control trial. Computer simulations under the two conditions were performed in this study as follows:

1. *Muscle properties for control are different from those for training*

The cycle period of the desired trajectory was 2 seconds. Firstly the neural network was learned on the musculoskeletal model with certain muscle property (model A). Then the trained ANN was applied to the control of a different musculoskeletal model which had different properties in input-output characteristic and step response (model B). Figure 3 shows the input-output characteristics and step response of the muscles of the model A and the model B.

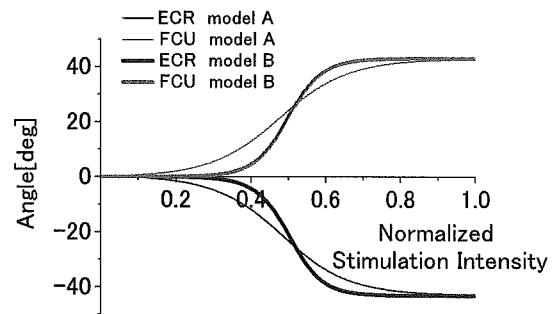
2. *Cycle period of the desired trajectory for control is different from it for training*

Firstly the ANN was trained through the control of tracking the sinusoidal angle trajectory with 2, 5 or 10 seconds in cycle period. Then the trained ANN was applied to the control of tracking the trajectory with 2, 5 and 10 seconds in cycle periods.

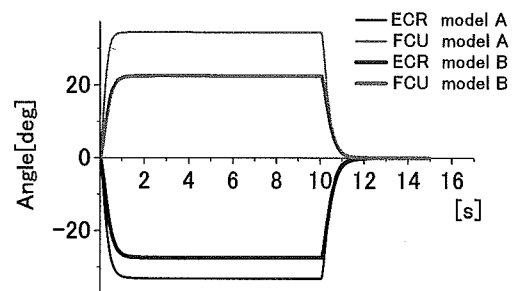
Results

The control results of the first and the 24th trials are shown in Figure 4. It is obvious that the control error and delay seen in the first trial were reduced in the 24th trial. The stimulation outputs of the controller were mainly determined by the PID controller in the first trial [Figure 4 (A) (b)], while they were determined by the ANN in the 24th trial [Figure 4 (B) (b)]. The feedforward controller constructed by learning of the ANN enabled the controlling of fast movements with less delay and error.

Figure 5 shows the changes in mean error and power ratio when the neural network was trained with random weights or the pretrained weights as initial value. The



(a) input-output characteristic



(b) step response

Figure 3. Properties of muscles in the input-output characteristic and the step response used for the ANN training (model A) and for examination with a different subject (model B)

error was small and the power ratio was high at the first trial if the neural network was pretrained. Furthermore, the mean error was reduced enough and better control was achieved after a few iterations of training of the pretrained ANN. On the other hand, about 40 iterations were required for the training when the ANN training was started with random weights.

Figure 6 shows the mean error obtained from the control of tracking movements with different cycle periods from those for training. Computer simulation for the training was conducted 5 times changing the initial values of the ANN's weights. The graph shows the mean value of the 5 results. The mean error was smallest when the cycle period for control was same as that for training. The ANN trained with fast movements could also control the slower movements than the movement for training with small mean error.

Discussion

The FES controller using the FEL was examined by the musculoskeletal model. The computer simulation could predict similar results to the experiment with a neurologically intact subject [3]. That is, the mean error and the delay were reduced after the training of the ANN and the number of iterations required for training of the ANN was reduced by the pretraining (Figure 5).