

られたので、制御器パラメータを自動調整する機能の実装を検討する必要がある。そして、多関節運動制御での実験的評価を行うことが望まれる。

なお、本研究における下肢 FES 制御の実験的検討の遂行においては、財団法人日本障害者リハビリテーション協会による障害保健福祉総合研究推進事業(外国人研究者招へい)の補助を受けた。記して感謝する。

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

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 Transactions on Information and Systems, Vol.E89-D, No.4, pp.1525-1533 (2006)

G.-M.Eom, J.-K.Lee, K.-S.Kim, T.Watanabe and R.Futami: Nonlinear FES Control of the Knee Joint by Inversely Compensated Feedback System, International Journal of Control, Automation, and Systems, Vol.4, No.3, pp.302-307 (2006).

柴田 聡, 渡邊高志, Achmad Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法: 床反力を考慮したモデルシミュレーション, 生体医工学, Vol.44, No.4 (2006) (印刷中)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 表面電気刺激による動的感覚パターン提示を用いた情報伝達の実現可能性, バイオメカニズム学会誌, Vol.31, No.1, pp.30-35 (2007)

### 2. 学会発表

渡邊高志: 情報技術の麻痺肢機能再建への応用, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, p.125 (2006)

帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: フィードバック誤差学習を用いた FES 制御の臨床応用のための実験的検討, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, p. 242 (2006)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示のための電気刺激パラメータに関する検

討, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, p.627 (2006)

T.Masuko, T.Watanabe, A.Arifin, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: A Basic Study of Fuzzy Controller for Cycle-to-Cycle Control of Knee Joint Movements of FES Swing: First Experimental test with a Normal Subject, Proceedings of the 11th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, pp. 172-174 (2006)

柴田 聡, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法: 床反力を考慮したモデルシミュレーション, 生体医工学シンポジウム 2006 講演予稿集, pp.216-221, in CD-ROM (2006)

渡邊高志, 柴田 聡, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法 -モデルシミュレーションによる表面電気刺激用データの検討-, 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クス研究会), MBE2006-63, pp.25-28 (2006)

渡邊高志, 柴田 聡, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法: 筋電図に基づく刺激データの検討, 第 27 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, pp.167-170 (2006)

加茂井敏晃, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠: cycle-to-cycle 制御による片麻痺者の FES 歩行遊脚期制御のための刺激スケジュール評価の基礎的検討, 第 40 回日本生体医工学会東北支部大会, p.32 (2006)

A.Arifin, T.Watanabe: Knowledge Engineering Approach in Developing Framework of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES, 第 13 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.44-47 (2006)

G 知的財産権の出願・登録状況  
なし。

## 不全麻痺筋への筋電制御による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

分担研究者 半田 康延 東北大学医学系研究科教授

**研究要旨：** 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。この問題に対して著者らは最近、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、適用可能な患者数が多い。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、FES の一般的な説明の後、上記の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回路設計、および、合計 8 名の神経疾患患者に対して行った歩行運動支援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、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 制御方式となつて

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 [10]。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、著者らの報告以外に臨床応用例の報告は無かった。

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



図1. 筋電駆動型 FES による下垂足の矯正の原理（健側（図では右足）の立脚期に患側の足を背屈させる刺激を発生させ、患側の足先が地面に引っかかって起きる転倒の危険を低減させる。）

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。そこで本研究では、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。以下では著者らの局所的筋電駆動型 FES 制御方式に関連して、基本的原理、筋電増幅器への雑音混入低減に関する回路設計、合計 8 名の神経疾患患者に対して行った歩行運動補助の臨床試験結果などについて述べる。

## B. 研究方法

### 筋電駆動型 FES

筋電駆動型 FES とは、随意的な EMG を制御信号として用いる FES のことであり、下垂足矯正など、不全下肢麻痺者の歩行支援にも使えることが古くから知られている [16]。例え



図2. 局所的筋電駆動型 FES による膝伸筋支援の原理（膝伸筋群である大腿四頭筋の随意的張力が不足している患者では、例えば外側広筋の活動時に大腿直筋を含む大腿四頭筋を刺激することで、膝伸展力を増大させることができる。外側広筋は大腿四頭筋の一部である。）

ば、図1に示すように、健側足が接地して腓腹筋やヒラメ筋が活動していることを EMG で検出し、その振幅に応じて患側の前脛骨筋を電気刺激すれば、歩行動作中の下垂足矯正が可能になる。

### 局所的筋電駆動型 FES

筋電駆動型 FES の方法を図2に示すように膝伸筋群に適用すると、中枢性の障害によって十分な運動指令が筋に到達しないことによって膝伸展力が不足している患者の歩行を支援することができる。この場合、膝伸筋群の中の随意的 EMG が比較的大きく観測できる筋から EMG を導出し、随意的 EMG が小さい筋を刺激対象とする。このように、一つの筋または筋群において EMG 導出と電気刺激を行うものを局所的筋電駆動型 FES という [10][13]。このシステムは、膝伸筋群への支援の目的だけでなく、前述した下垂足矯正など他の目的にも利用できる。これは、筋電計測電極と刺激電極を兼用せず、別の電極とすることによって可能となった特長であるが、上肢など対象筋が小さい場合には、電極貼付に必要な皮膚表面の面積が十分にとれないため、いくつかの問題（電気刺激による痛みと筋電電極のインピーダンス増大など）が生じると考えられる。



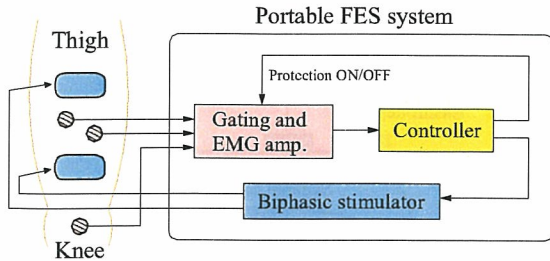


図 3. 局所的筋電駆動型 FES 方式の概要 (膝伸筋群に適用する場合)

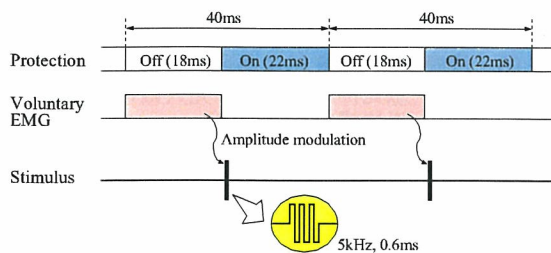


図 4. 筋電計測と刺激発生の時間関係 (約 18ms 間の筋電計測結果の大小に応じて刺激レベルを調節する。刺激後の約 22ms 間は、筋電増幅器の入力保護スイッチを ON にしてその利得を 0 にする。アナログ回路による信号処理で実現が可能。)

### 制御方式と設計

局所的筋電駆動型 FES では、刺激波形自体、刺激によって生じた遠心性の運動神経活動による EMG (M 波)、刺激によって生じた求心性の感覚神経活動が脊髄を介した反射で生みだす EMG (H 波など) が、脳からの指令による随意的な EMG に混入することになる。この問題を避けるため、周期的な刺激パルスの発生直後からしばらくは、筋電信号を増幅しない区間を設けて時分割的に刺激と筋電計測を繰り返す必要がある。

このような時分割方式によって同一筋での EMG 計測と皮膚表面電気刺激を可能にするために、我々は図 3 に概要を示すような計測・制御システムを構成した [10][13]。その構成要素は、筋電計測用電極、計測用保護回路、筋電増幅回路、筋電振幅を刺激振幅に変換する回路、昇圧回路、および皮膚電気刺激用電極である。筋電計測と刺激発生の時間関係は図 4 に示す

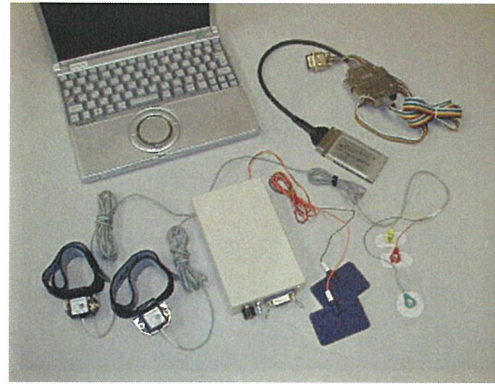


図 5. PC と AD/DA 変換器を用いた局所的筋電駆動型 FES 試作システム (筋電電極は 1 枚数十円で、約 1 週間程度使用可能)

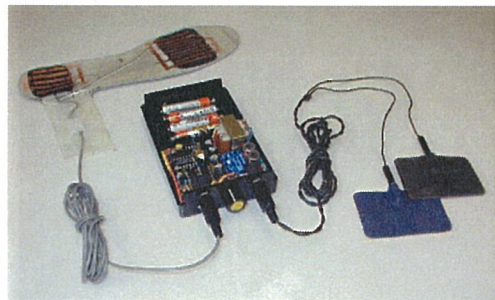


図 6. 足底圧センサを用いた下垂足用 FES 試作システム (この方法は、足底圧センサの耐久性に問題がある。)

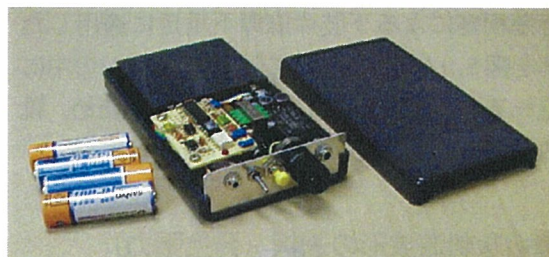


図 7. 携帯型の局所的筋電駆動型 FES 試作システム (電極とケーブルを除く本体重量は、単 3 型の Ni-H 充電電池 4 本を含めて約 328g である。)

通りである。

我々はこのシステムを、まずパーソナルコンピュータと AD/DA 変換器を用いた試験システムとして実装した (図 5)。次にその機能を、足底圧センサを用いた下垂足用 FES システム (図 6) に導入して、携帯型の局所的筋電駆動





図 8. 健側の足の底屈筋 EMG で患側の足の背屈筋を FES 制御する場合の電極装着例



図 9. 携帯型装置を腰に装着した様子

型 FES システム (図 7) を試作した。これを脊髄梗塞による下肢片麻痺下垂足に適用した例を図 8,9 に示す。ケーブル類はズボンの中に隠れる。足首付近はコードレスであるため、靴や靴下の脱ぎ履きには支障がない。

### 適切な刺激波形の選択 (発生張力)

図 10 に示すように、皮膚表面電極による FES は、運動神経のみならず皮下の一部の各種感覚神経も一齐に興奮させ、それらの興奮が脳に伝搬するとピリピリという電気刺激感覚として知覚される。また、刺激の強度が大きい場合には不快感や痛みを伴って知覚される。感覚神経と運動神経には、その体内での位置の違い (刺激電極からの距離の違い) があることに加えて、神経線維の太さの違いによって電気刺激波形・特に刺激のパルス幅に対する応答特性が

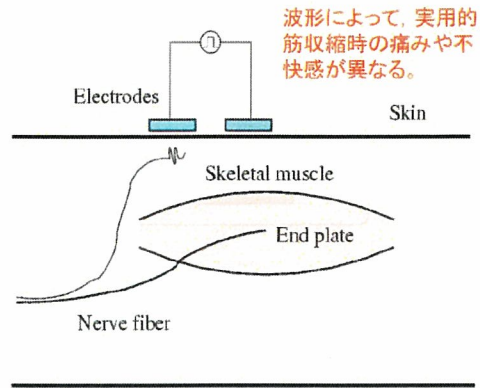


図 10. 皮膚表面 FES による運動神経と感覚神経の刺激 (感覚神経線維群の発火は電気刺激感覚や痛み・不快感をもたらす)



図 11. 実験的に比較した 8 種類の刺激波形 (刺激発生周期は全て 40ms で一定、振幅は 0 から「痛みか不快感が生じるレベル」までの間で変化させた。パルス幅は Unipolar, Reciprocal, Paired が 400  $\mu$ s、他は 100  $\mu$ s である。)



図 12. 前脛骨筋刺激電極の貼付位置

異なるという性質があることが知られており、細い軸索の多い感覚神経は高周波刺激に応答しにくいとされている。

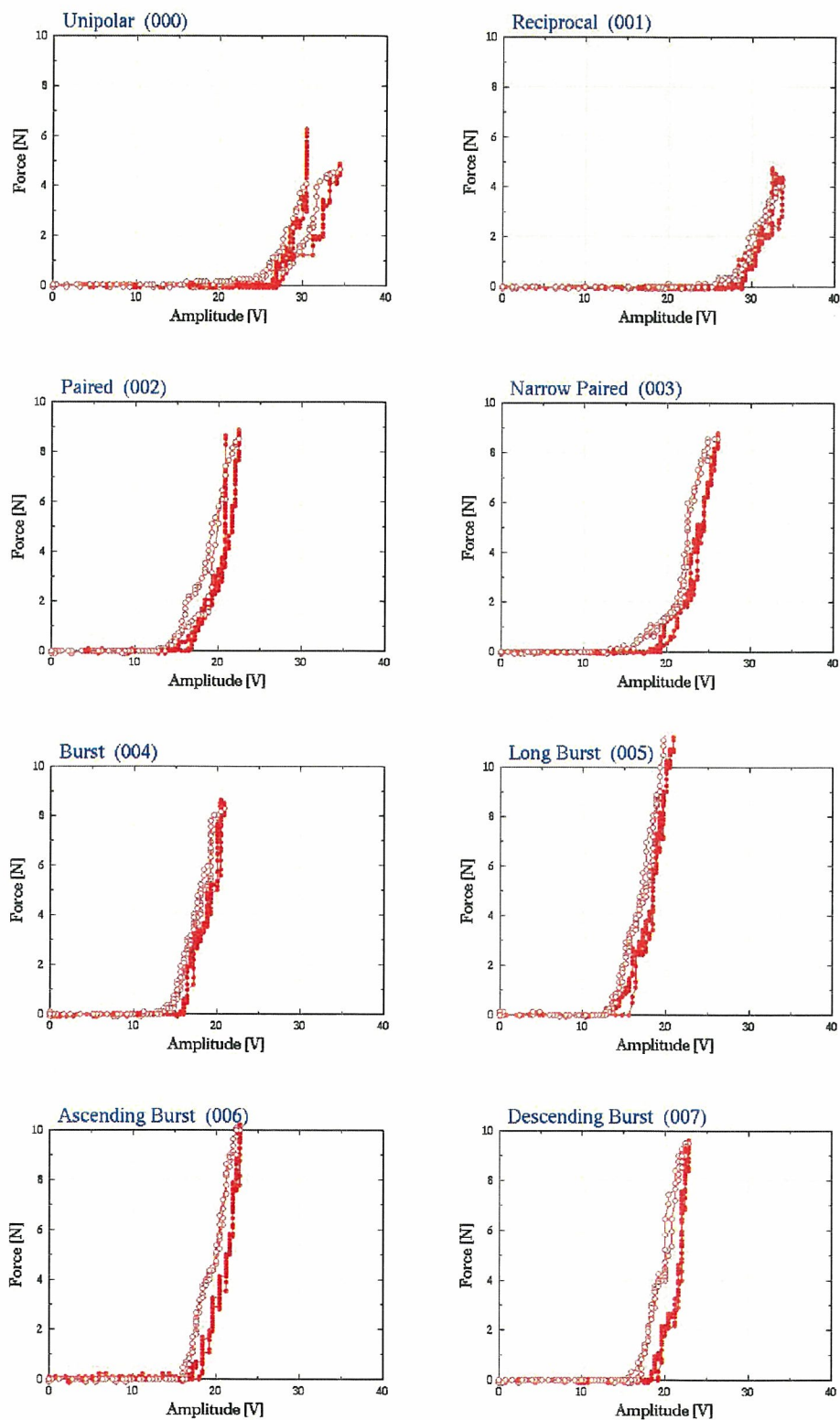


図 14. 電気刺激振幅と発生力の関係 (刺激波形の名称は図 11 の通り. 振幅は  $0 \rightarrow M \rightarrow 0 \rightarrow M \rightarrow 0$  と上下させた.  $M$  は痛みまたは不快感の生じる刺激レベルで, 予め測定しておいた. ●は振幅増大時の張力, ○は振幅減少時の張力を示す. 1 回目と 2 回目の張力上昇特性の変化は, ヒステリシスに比べて十分小さいことがわかる.)





図 13. カセンサによる足関節背屈力の計測

そこで本研究では、図 11 に示す 8 種類の電気刺激波形を用いて、波形ごとに異なる痛みや不快感の許容範囲内での、刺激振幅と発生力の関係を調べた。実験では、健常被験者の前脛骨筋付近に図 12 のように電極を貼付し、足関節背屈力を図 13 のように力センサで計測した。結果を図 14 に示す。この実験から、刺激波形が Unipolar と Reciprocal の場合には大きな発生力が得られず刺激振幅も大きい値が必要であること、Burst 刺激のある長さ以上の継続時間長は発生力や閾値に大きな影響を与えないことが確認できる。携帯型刺激装置の電池寿命を考慮すると、この結果は Burst 刺激の継続時間長を短くできることを意味するので、好都合である。また、バースト刺激のバースト内での振幅変化が Ascending であっても Descending であっても、発生力は変化しないことが確認できる。

### 適切な刺激波形の選択（不快感）

次に、刺激波形による主観的な不快感の違いを定量化する目的で、前の実験と同じ 8 種類の波形を用いた刺激実験を行った。日常的に下垂足矯正の目的で筋電駆動型 FES を用いている脊髄梗塞不全左下肢麻痺のある被験者が、どの刺激波形かを知らされず、ランダムな順序で選ばれた刺激波形の振幅を自分で調節して前脛骨筋に印加し、その刺激の好き嫌いを 1 ～ 5 で 5 段階評価した。好ましい刺激の場合を 5 とした。評価は全波形についてのセットを

表 1. 刺激波形による不快感の違い（図 11 の 8 種類の刺激波形を用いて、脊髄梗塞により不全左下肢麻痺のある被験者が、運動麻痺のある前脛骨筋への刺激の好ましさを 5 段階で主観評価した。）

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

2 回行った。結果は表 1 の通りである。この実験で用いた 8 種類の波形の中では、“Burst” が最も好ましい刺激であるという評価が得られた。また、Ascending Burst と Descending Burst は、後で二つの刺激系列を交互に提示して比較すると何ら感覚上の違いが知覚できないことが分かった。図 14 の発生張力特性にも明確な差異は見られない。それにも拘らず表 1 中で評価に差が出ているのは、直前に提示した刺激との主観的比較が反映されたものと考えられる。よって今後、より多い回数の評価結果を平均して用いる必要がある。

### 適切な刺激波形の選択（蓄積電荷）

本研究の局所的筋電駆動型 FES システムでは、刺激波形が筋電増幅器に直接与える望ましくない雑音電圧の影響（アーチファクト）が、刺激パルス終了後のできるだけ短時間のうちに消失することが必要である。そこで、健常者の前脛骨筋上の皮膚に刺激電極と筋電電極を貼付して、刺激波形によるアーチファクトの違いを調べた。刺激波形は、図 15 の各図の上段に示す 3 通りとし、対となる正負パルスの間隔を 50ms, 3ms, 0ms と設定した。結果は同図のそれぞれの下段に示す通りである。この結果から、EMG 計測を妨げる電極蓄積電荷を低減するには、交互双極性刺激の正負パルス間隔を 0



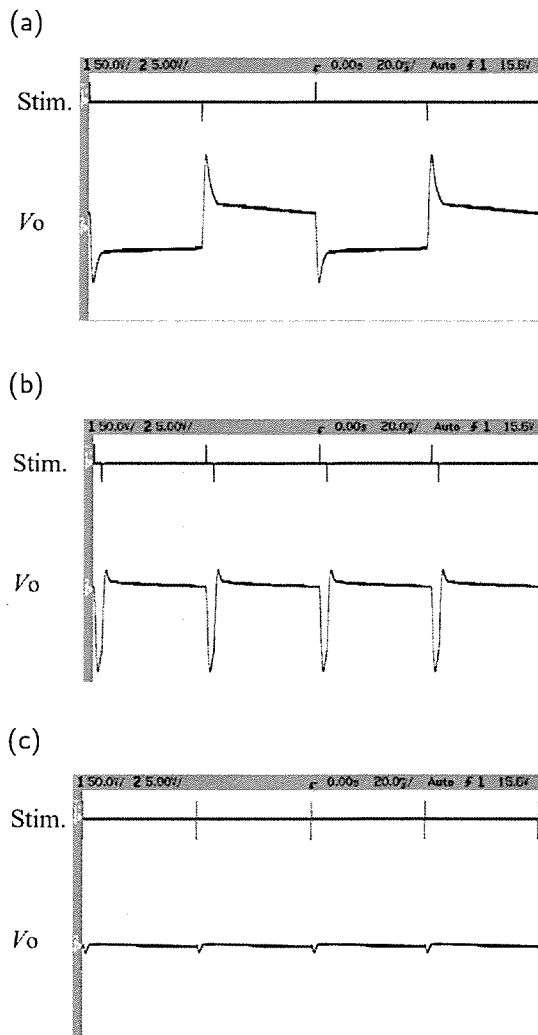


図 15. 刺激波形によるアーチファクトの違い (刺激電極のごく近傍で EMG 導出を行い、EMG 増幅器の出力電圧波形  $V_o$  を記録。Gating 回路は不使用。EMG 増幅率は 100 倍に下げている。EMG 計測を妨げる電極蓄積電荷を低減するには、交互双極性刺激の正負パルス間隔を 0 とすべきであることが分かる。)

とすべきであることが分かる。このことは、刺激電極や皮膚での電気化学的変化を最小限に抑えることも可能にするため、好都合である。

### アーチファクトを低減する回路

本研究では、ゲーティングのための入力短絡スイッチを有する EMG 増幅回路を用いた。その初段部分の回路を図 16 に示す。刺激パルス対の開始直前から必要な期間を入力短絡して、刺激パルスから筋電電極に蓄積される不要な

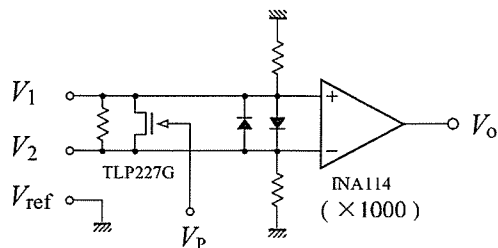


図 16. ゲーティングつき EMG 増幅回路の初段 (入力短絡には光 MOSFET を用いている)

電荷を放電することで、刺激のアーチファクトが筋電増幅に乗らないようにすることが目的である。この回路では、筋電計測時間窓の継続時間長をできるだけ長くしたいという要請と、アーチファクト低減のために入力短絡時間長を出来るだけ長くしたいという要請が対立するため、適切な妥協点を見出す必要がある。刺激パルス対の繰り返し周波数を下げることは、筋収縮力に含まれる震えを増加させるので、適切ではない。

図 15(b) の双極パルス対と 4 通りの入力短絡時間長を用いてアーチファクトを観測した結果を図 17 に示す。この結果から、約 20ms 以下の入力短絡時間長は使えないこと、それ以上の入力短絡時間長を使っても十分とは言えないことが分かる。従って、初段でこのような回路を用いた後に、さらに後段で対応を行う必要性が示唆される。この後段での処理としては、CPU と AD 変換器を使うことが可能であれば、隣り合う 1 組の刺激パルス対を全く同じ振幅にして、それに対応する EMG 増幅器の出力を記録し、それらの区間どうしの差分をとってアーチファクトを除去し、区間どうしで無相関な随意的 EMG の電力だけを抽出する方法があり、商用電源からのハムの除去、スイッチング自体から発生するアーチファクトの除去、M 波や H 波の低減などの効果も期待できる。しかし本研究では、刺激装置の簡略化と低価格化を目的として、そのようなデジタル信号処理を導入することなく、アナログ回路による処理を採用する。(ノート PC を用いた試作機の段階では上記差分方式の有効性を確認した)

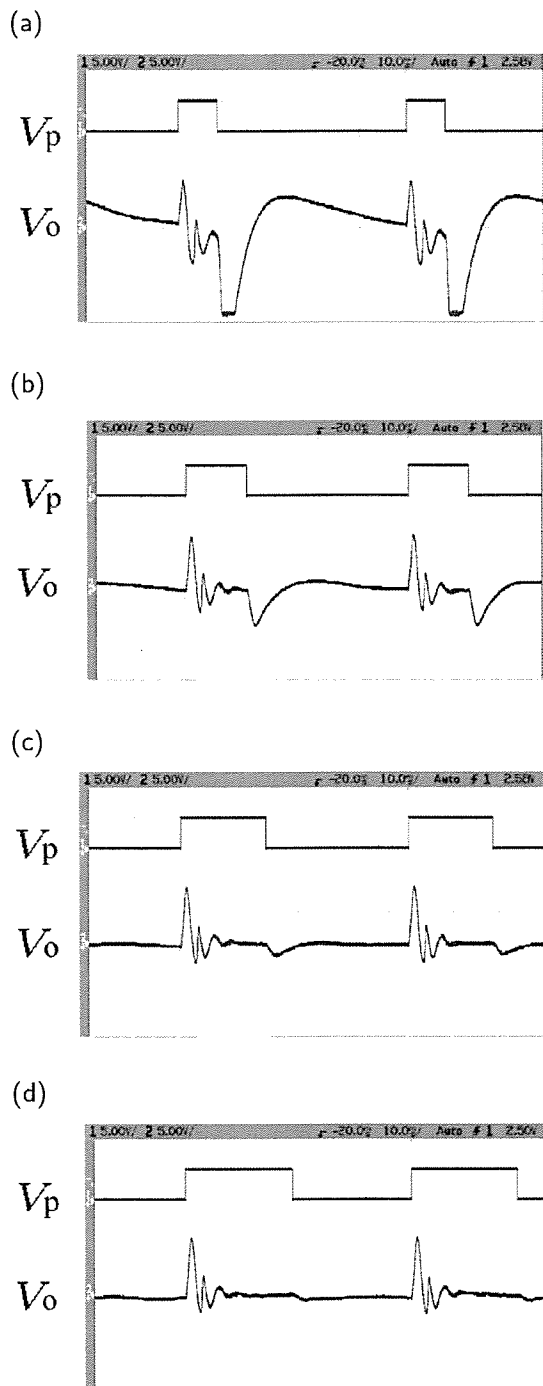


図17. 筋電増幅回路の入力短絡時間長によるアーチファクト低減効果の変化 (刺激波形は図15(b)の双極パルス対の繰り返しとした。入力短絡時間は、(a): 9ms, (b):14ms, (c):19ms, (d):24msである。)

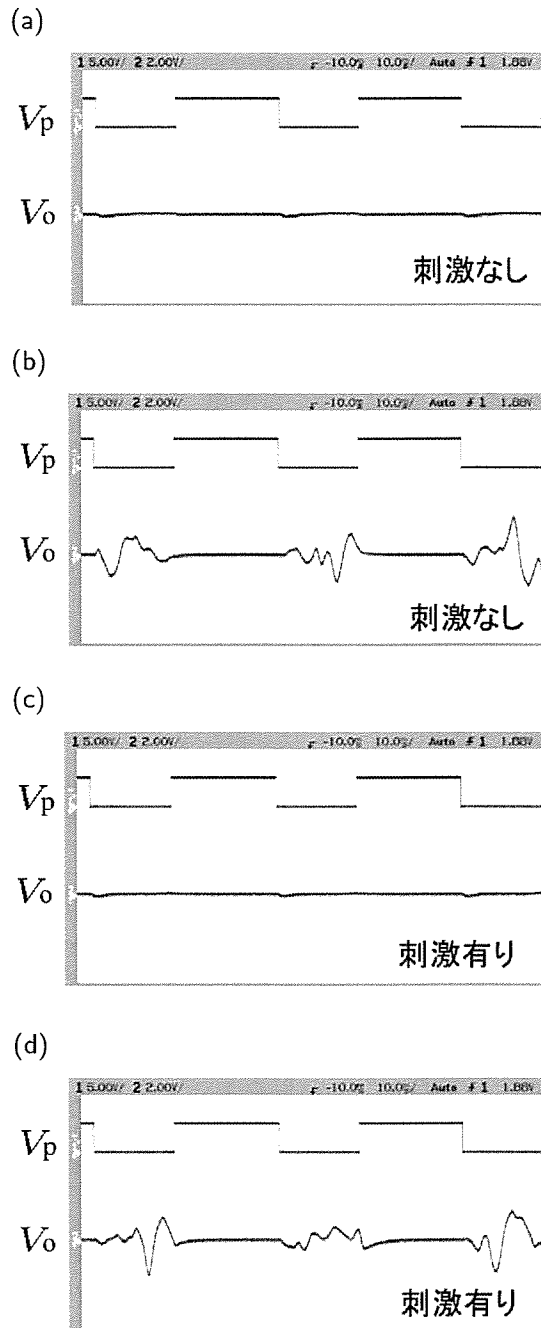


図18. 健常者の前脛骨筋上の電極で行った筋電計測の例 (刺激波形は間隔0の正負パルス対25Hzとし、振幅は足関節が下垂状態から約30度屈曲する程度に設定した。(a): 刺激なし、随意的筋活動なし。(b): 刺激なし、随意的筋活動あり。(c): 刺激あり、随意的筋活動なし。(d): 刺激あり、随意的筋活動あり。)

### アーチファクト低減効果の確認

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

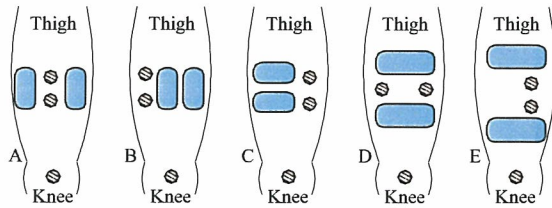


図 19. 膝伸展力の支援を行う際の、筋電電極（丸）と刺激電極（四角）の配置。（計測された EMG の振幅に応じて配置を選択した。基準電極は膝蓋骨上とした。）

などを用いて行った筋電増幅の例を図 18 に示す。刺激波形は間隔 0 の正負パルス対 25Hz とし、刺激を与える場合の振幅は足関節が下垂状態から約 30 度屈曲する程度に設定した。アナログ回路処理による方法であっても、実用上十分に刺激のアーチファクトを除去して、随意的筋活動に伴う EMG を抽出・増幅できていることが確認できる。

### 電極配置に関する検討

刺激用電極と筋電計測用電極の配置のしかたによって、刺激のアーチファクトが筋電計測に与える影響が変化する。また、患者によって筋毎の麻痺の程度や残留 EMG の振幅が異なるため、最適な電極配置が異なると考えられる。このため、図 19 に示した各種配置について、本研究の制御方式で十分なアーチファクト除去が行えるかを健常被験者で調べた。その結果、先に述べた回路方式を用いれば、図 19 のすべての配置において、十分にアーチファクトや雑音を抑圧した筋電計測が可能であることが分かった。臨床試験においては、患者の不全麻痺筋から十分な振幅の残留 EMG が導出できる皮膚表面位置において、できるだけ筋線維の走行方向に筋電計測用電極を貼付する必要がある。また、残留 EMG の振幅が小さい位置、つまり電気刺激による収縮補助を行うべき位置に電気刺激用電極を貼付することが望ましい。

## C. 研究結果

現在までに、脳卒中などによる不全片麻痺



図 20. 患者 4 の杖歩行での膝伸展力支援（外側広筋の EMG で大腿直筋への FES を制御）



図 21. 患者 5 の杖歩行での膝伸展力支援（外側広筋の EMG で大腿直筋への FES を制御）

の後遺症を持つ 48～87 才の 8 名に対して、医師が本研究の手法を適用して評価した。協力頂いた被験者は、随意的な膝伸展力が不足しているが杖歩行は可能な患者 1～6 と、下垂足のある患者 7～8 である。膝伸展力の支援目的で使用する場合には、図 19 に示すような電極配置の中から適切なものを選択した。各患者の年齢・性別・症状と適用結果は、以下の通りである。多くは定性的ではあるが、全ての患者で局所的筋電駆動型 FES システムの効果が確認された。

**患者 1：** 71 才男性、脳梗塞不全左片麻痺、膝伸展力を支援。

**患者 2：** 男性、脳梗塞右片麻痺、左上下肢重度感覚障害、失語症、膝伸展力を支援。

**患者 3：** 男性、脳幹梗塞、左片麻痺、両側変



形性膝関節症による膝伸展制限，膝伸展力を支援。

**患者 4：** 58才男性，脳出血不全右片麻痺，膝伸展力を支援。FESなしの10m杖歩行は51.38秒・46歩であった。FESありでの10m杖歩行は45.47秒・42歩であった。(図20参照)

**患者 5：** 87才女性，脳出血不全右片麻痺，膝伸展力を支援。FESなしの10m杖歩行は52.52秒・66歩であった。FESありでの10m杖歩行は38.17秒・46歩であった。(図20参照)

**患者 6：** 73才女性，脳梗塞不全左片麻痺，膝伸展力を支援。

**患者 7：** 62才女性，脳梗塞不全右片麻痺・下垂足，足背屈力を支援。

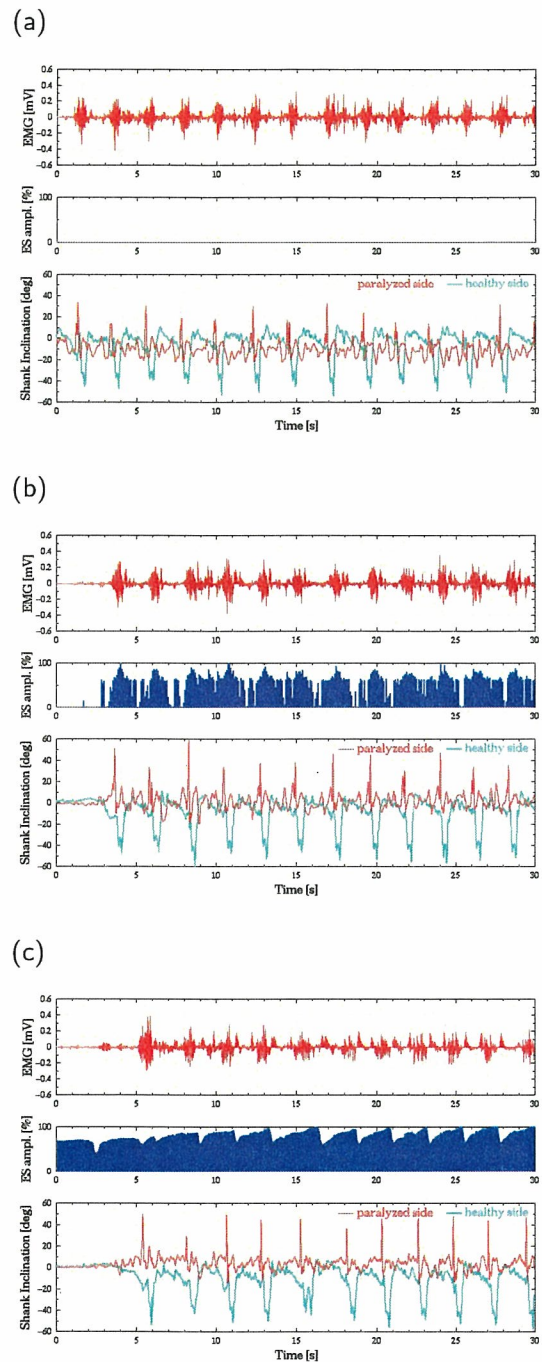
**患者 8：** 48才男性，脊髄梗塞による不全左下肢麻痺・下垂足，右下肢感覚障害，足背屈力を支援。試作機を長期に渡って利用し，高い満足度が報告された(図8,9参照)。通常の使用頻度でのNi-H充電電池の寿命は，充電後約2週間以上であった。この患者専用の携帯型刺激装置には，刺激振幅が一定値に達すると2秒後に刺激振幅の減少が始まる機能も持たせた。

## D. 考察

上記の評価のうち患者4においては，さらに詳しく，

- FESなしでの杖歩行。
- 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。
- 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。杖押下力を閾値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を記録した。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



**図 22. 患者 4 の歩行結果** (a) は FES なし。10m 歩行：51.38 秒，46 歩。(b) は局所的筋電駆動型 FES あり。10m 歩行：45.47 秒，42 歩。(c) は杖力駆動 FES あり。10m 歩行：49.13 秒，44 歩。

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。対象患者は FES なしでの歩行時に、「患側の足」と「健側の手に持った杖」をほぼ同期して着床・離床するような方法を用いていることに注目したものである。

結果として、患者 4 において局所的筋電駆動型 FES の杖力駆動 FES に対する有効性が確認された（1 例の結果であり信頼性は低い）。患者 5 においては、疲労のためテストを中断せざるを得ず、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 EMG・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 22 に示す。下腿傾斜角データから読みとれることは左右の対称性と着床・離床のタイミングであるが、FES の効果の定量的な評価には利用しにくいことが示唆された。

## 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だろう。

より多くの患者で短期的・長期的な効果に関する客観的評価を行うことが今後の課題である。また、システムの多チャンネル化、脊髄損傷や脊髄梗塞等による不全片麻痺者の歩行補助への適用、不全片麻痺患者の足漕ぎ車椅子利用時の下肢運動支援への適用など、他の症例や動作への適用についても検討と臨床評価を行う必要がある。さらに、本研究のシステムを用いた訓練の効果 [15] についても評価を行う必要がある。

## 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)
- [10] 川西, 加納, ツカエロ, 二見: “筋電駆動型下肢 F E S 制御システムの開発”, 第 11 回日本 F E S 研究会学術講演会論文集, pp.49-52 (2004)
- [11] Imre Cikajlo, Zlatko Matjacic, Tadej Bajd, and Ryoko Futami: “Sensory Supported FES Control in Gait Training of Incomplete Spinal Cord Injury Persons”, Artificial Organs, Vol.29, No.6, pp.459-461 (2005)
- [12] 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)
- [13] 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)
- [14] Ryoko Futami: “Plenary Lecture: FES Control for hemiplegic and paraplegic patients”, Abstracts of the International Conference on Mechatronics and Information Technology, p.7 (2005)
- [15] 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)
- [16] G.M.Lyons, T.Sinkjaer, J.H.Burridge, and D.J.Wilcox: “A Review of Portable FES-Based Neural Orthoses for the Correction of Drop Foot”, IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, Vol.10, No.4, pp.260-279 (2002)
- [17] R.Futami, T.Fujii, Y.Handa and N.Hoshimiya: FES gaiting of hemiplegic and paraplegic patients, Proc. 6th Polish-Japanese Symposium on Bio-Medical Engineering, pp.36-37, 2003

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

- Gwang-Moon Eom, Jae-Kwan Lee, Kyeong-Seop Kim, Takashi Watanabe, and Ryoko Futami: Nonlinear FES Control of Knee Joint by Inversely Compensated Feedback System. International Journal of Control, Automation, and Systems. Vol.4, No.3, pp.302-307 (2006)
- T.Fukumoto, G.Eom, S.Ohba, R.Futami and N.Hoshimiya: Temporal Resolution of the Skin Impedance Measurement in Frequency-domain Method. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.1, pp.170-173 (2007)

### 2. 学会発表

該当なし

## H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許出願予定  
二見亮弘: 電気刺激による運動支援装置
2. 実用新案登録  
該当なし



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。そこで、ジャイロスコープを使用した歩行期の識別方法の実用性を検討した。健常被験者による歩行解析の結果、センサシステムが誤り無く遊脚期と立脚期を実用的に検出できることが示された。したがって、ジャイロスコープを使用することにより臨床で使用可能な妥当な精度を有する歩行期を識別するセンサシステムを安価でコンパクトに構成できることが示された。また、以上のことから、提案したセンサシステムを歩行訓練において有効に用いることができるものと考えられる。

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、歩行期を識別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。

昨年度の研究では、ジャイロスコープを体幹、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した。本年度は、それらの出力を基に遊脚期と立脚期の識別を行った。この計測方法について、健常被験者における歩行実験により検討した。そして、ジャイロスコープを使用することによって、臨床で使用

可能な妥当な精度を有する歩行期を識別するセンサシステムを構成できるかを検討した。

B. 方法

(1) 計測システム

図1に示すように、角速度を計測する5個のジャイロスコープを（以下、G1～G5と表

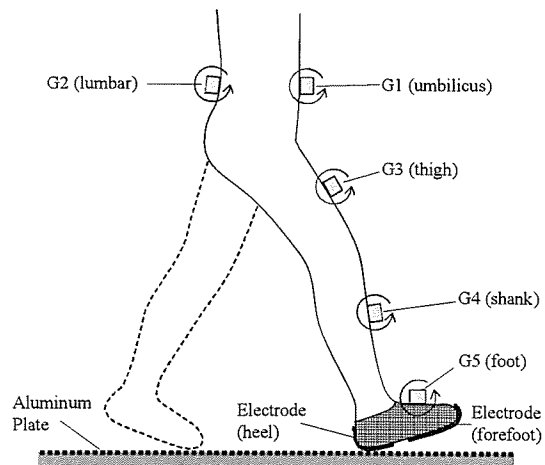


図1 計測に用いたセンサの配置。各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示す。

記する)、臍部、腰部、右側下肢の大腿部（股

関節と膝関節の間), 下腿部 (膝関節と足関節の間), 足背部 (足関節と中足指節関節の間) に取り付けられた. 図 1 における各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示しており, 歩行動作により矢印の方向に回転成分が検出されるとジャイロスコープより正の出力が得られる. ジャイロスコープの出力信号は, L.P.F. (2 次,  $f_c=22.6\text{Hz}$ ,  $Q=0.71$ ) 処理した後, 120Hz サンプルングによりパーソナルコンピュータに取り込んだ.

ジャイロスコープの出力信号を基に識別される歩行期の妥当性を評価するため, 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, 足底の接地のタイミングを認識した. それら足底部の接地状態により, 4 種類の歩行期 (立脚中期, 踵離床期, 遊脚期, 踵接地期) を識別した.

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

回のステップを行った.

## (2) 歩行期の識別方法

前述の計測方法で測定した歩行時のジャイロスコープの出力波形の一例を, 歩行期と共に図 2 に示す. 図 2 において体幹に装着した G1 と G2 ではセンサの出力が小さく, 下肢に装着した G3 と G4 と G5 ではセンサの出力が大きくなっていることがわかる. 本研究では, 遊脚期と立脚期の識別を検討した. 立脚期は立脚中期, 踵離床期, 踵接地期から構成される. 歩行実験では 5 個のジャイロスコープを用いたが, 歩行期の識別には歩行中にその出力が歩行期に対応して明確に変化している G4 と G5 のみを用いた. また, G5 は装着位置が足部にあるため, 足底の状態と関連性が高い出力信号を取得できると考えられる.

遊脚期と立脚期の識別のアルゴリズムは図 2 の結果を基に作成された. 立脚期が検出された後 G5 の出力に 2 回目の負のピークが

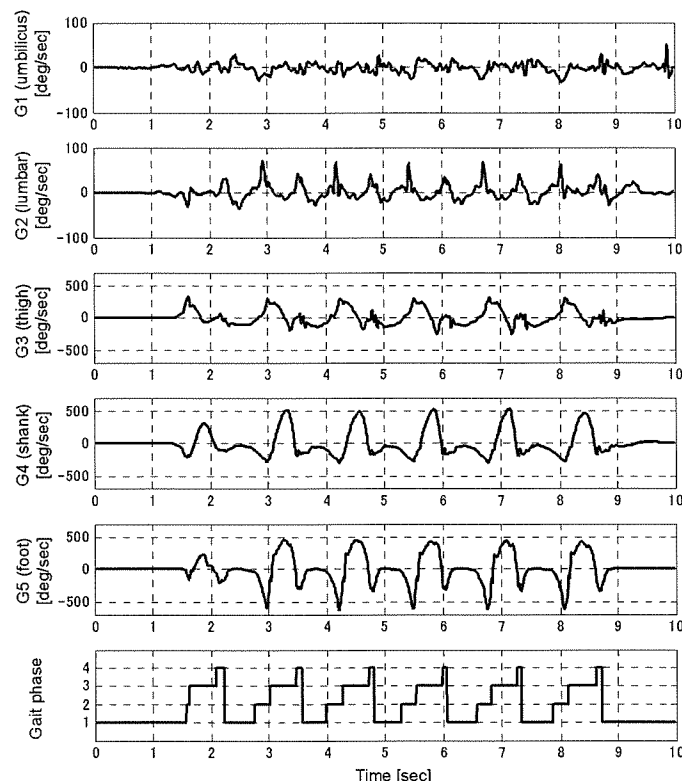


図 2 ジャイロスコープで計測した角速度 (被験者 A). ジャイロスコープの取り付け位置は図 1 を参照. 歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期. 常速度) での歩行を 10 回ずつ行わせた (片足 6 歩). したがって, 各被験者は合計で 60 歩目においては最初の負のピークが検出

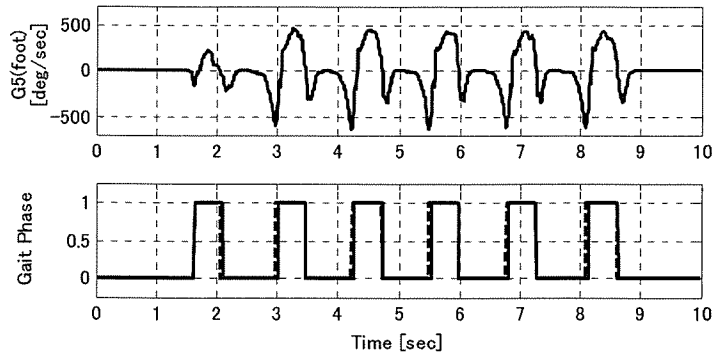


図3 G5 の出力と遊脚期と立脚期の識別結果 (被験者 A). 歩行期: 0) 立脚期, 1) 遊脚期.

表1 アルミ電極で計測した歩行期に対するジャイロスコープの出力から求めた歩行期の遅れ時間. 表内の数値でマイナスの値はジャイロスコープの出力から求めた歩行期の方が早く識別したことを示す.

Detect phase (used gyro.)	Subject A [msec]	Subject B [msec]	Subject C [msec]	Average [msec]
Swing (G5)	-38.1±14.3	-50.0±13.1	-55.7±10.1	-47.9±14.6
Stance (G5)	- 5.0±10.2	1.4±17.0	- 1.9±20.8	- 1.9±16.7
Stance (G4)	- 6.9±10.8	1.9±10.7	- 4.4±30.2	- 3.1±19.7

された. G4 または G5 の出力が正のピークに達した後負の値になったとき, 立脚期の開始が検出された.

### C. 研究結果

上記の方法を用いて遊脚期と立脚期の識別を行った結果の一例を図4に示す. また, 被験者毎に平均して求めたアルミ電極により識別される歩行期に対するジャイロスコープの出力により識別される歩行期の遅れ時間を表2に示す. その結果から, 上記の方法を用いることにより, 全被験者の遊脚期と立脚期を誤りなく識別することができた. 遊脚期の開始においては, アルミ電極を使用する識別方法より, ジャイロスコープの出力を使用する識別方法の方が早く検出された. 立脚期の開始は電極を使用する方法とジャイロスコープの出力を使用する方法において, ほぼ同時に検出された. 本研究で使用された識別アルゴリズムにおいては, 遊脚期より正確に立脚期を検出することが示された ( $p < 0.01$ , t-test).

### D. 考察

立脚期の開始は, 電極を使用する方法とジャイロスコープの出力を使用する方法で, ほぼ同時に検出された. しかしながら, 識別のタイミングは約10~30msec変動した. この変動は識別のタイミングの誤りとなると考えられる. 遊脚期の開始はアルミ電極を使用する識別方法よりジャイロスコープの出力を使用する識別方法の方が, 40~50msec早く検出された. しかしながら, 識別のタイミングの時差をジャイロスコープで識別される歩行期の検出の時刻に加えることによって, アルミ電極で識別される歩行期をより正確に識別できると考えられる.

G4 の出力による識別方法と G5 の出力による方法では同程度のタイミングで立脚期を識別できた. 一方, 遊脚期の識別において, G4 を使用した識別方法ではしばしば遊脚期を識別できないことがあり, 今回用いた方法において G4 を使用する遊脚期の識別が難しいのが示された. これらのことから, 今回の方法においては G5 を用いることにより遊脚期と立脚期を十分に識別できることが示さ



れた。

#### E. 結論

本研究において、圧電式ジャイロスコープを使用した歩行期の識別方法の実用性を検討した。健常被験者による歩行解析の結果、センサシステムが、誤り無く遊脚期と立脚期を実用的に検出できることが示された。したがって、ジャイロスコープを使用することによって、臨床で使用可能な妥当な精度を有する歩行期を識別するセンサシステムを安価でコンパクトに構成できることが示された。以上のことから、提案したセンサシステムを歩行訓練において有効に用いることができるものと考えられる。また、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

なし

##### 2. 学会発表

- ・ Norio Furuse, Takashi Watanabe and Nozomu Hoshimiya: Gait Re-education System for Incomplete Spinal Cord Injured Patients - Measurement of Hip Joint Angle by Piezoelectric Gyroscope -, Proc. of the 11th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, pp.228-230, 2006.
- ・ 古瀬 則夫, 渡邊 高志: 圧電式ジャイロスコープによる歩行中の股・膝・足関節角度の測定, 信学技報, Vol.MBE2006-78, pp.49-52, 2006.
- ・ 佐々木陽輔, 古瀬則夫, 渡邊高志: 圧電式ジャイロスコープによる歩行遊脚期・立脚期の識別に関する基礎的検討, 第13回日本FES研究会・学術講演会予稿集, pp.39-43, 2006.

運動機能麻痺者用ヒューマンインターフェイスの開発

分担研究者 加納慎一郎 東北大学大学院工学研究科 助手

研究要旨

機能的電気刺激（FES）システムを患者自身が制御するために、脳波から on/off のコマンドを検出する BCI（brain-computer interface）システムの開発を行った。ユーザの頭頂部から1チャンネルの脳波を計測し、それからユーザの足の運動イメージの有無を検出するシステムの検討を行った結果、6名中2名の被験者で60～90%程度の正答率でコマンド検出が可能であった。

A. 研究目的

機能的電気刺激（FES）システムを患者自身が制御するために必要な、ヒト・コンピュータ間のインターフェイス技術の開発を行う。

B. 研究方法

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

B.1 検討を行った BCI：Brain Switch について

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

運動動作を行ったり、またそれをイメージ

したりすることにより、感覚運動野近辺で  $\mu$  波、 $\beta$  波の帯域信号強度が増加（event-related synchronization：ERS）あるいは減少（event-related desynchronization：ERD）することが知られている。本システムではこれを利用し、運動動作をユーザがイメージしたときに生じる  $\beta$  波（20～30Hz 程度）の帯域強度がある閾値を越えた場合にコマンドを検出する。本システムの主要な構成を図1に示す。

B.2 実験方法

本実験には6名の健常被験者が参加した。被験者は実験中、足の動作のイメージを行うことを求められた。

Ag-AgCl 電極により、被験者の頭頂部（CZ-FCZ）から脳波を双極誘導した。接地電極は前頭部（AFZ）とした。計測した信号は増幅し、0.5～100Hz に帯域制限した後、サンプリング周波数 250Hz でパーソナルコンピュータに取り込んだ。

計測・増幅されたデータに帯域通過フィルタを適用し、二乗したあと、単純移動平均によって平滑化することで、計測した脳波に含まれる  $\beta$  帯域成分の信号強度を計算した。これが閾値をある一定期間（滞留時間：dwell time）連続して超えた場合にコマンドが検出されることとした。コマンド検出後には不応

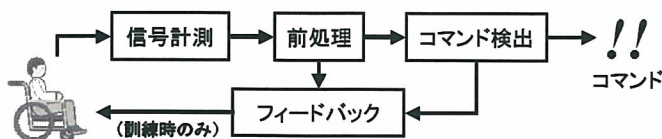


図1. Brain Switch の構成図

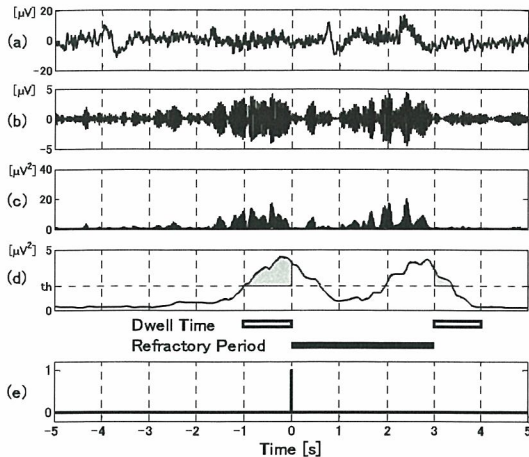


図2. Brain Switchにおける信号処理の例. 原信号(a), 帯域通過フィルタ通過後(b), 二乗演算後(c), 平滑化後の信号(d)と, 検出されたコマンド(e)を示す.

期 (refractory period) を設定し, 一定期間コマンドの検出を抑制した.

図2に実際の信号処理(前処理とコマンド検出)の例を示す. 前処理を施された信号は平滑化された脳波の帯域強度である. この値が閾値(th)以上の値を連続して滞留時間(本図では1s)だけ維持できた場合, コマンドが検出される(時刻0s). 検出後に不応期(本図では3s)が設定され, その終了後に上述の処理が再開される.

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

実験は, 非同期型, 同期型の2種類で行った. 非同期型では, 被験者が自分のペースで

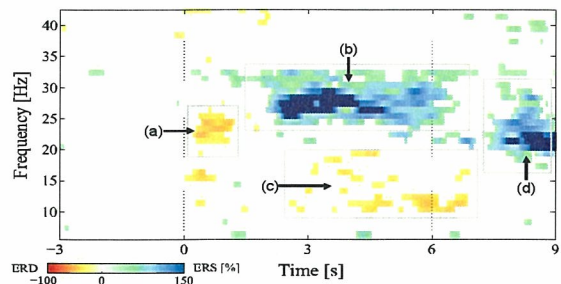


図3. 足動作のイメージ時(0~6s)に生じた脳波の時間一周波数解析の例. 統計的に有意な応答( $p < 0.01$ )のみを示す. ERD (a, c), ERS (b, d).

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

(倫理面への配慮) 本研究の実験は, 「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われた. 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, 被験者の安全と人権保護に十分配慮した.

## C. 研究結果及び考察

### C.1 運動動作イメージで生じたERS/ERD

6名中2名の被験者からは, 足動作のイメージに起因すると思われる特徴的なERS, ERDが観測された. このうち1名の被験者のあるセッションにおける応答(全60試行)を時間一周波数解析した結果を図3に示す. この2名の被験者の応答には, 図3に示されるような以下の4種類の周波数成分が認められた.

- (5)  $\beta$  帯域 (20~25Hz) : ERD (イメージ開始直後)
- (6)  $\beta$  帯域 (25~30Hz) : ERS (イメージ中に生じる持続的応答)
- (7)  $\mu$  帯域 (10~15Hz) : ERD (イメージ中に生じる持続的応答)
- (8)  $\beta$  帯域 (20~25Hz) : ERS (イメージ終了直後)

このうち, (1)は運動計画に関連する応答, (2)



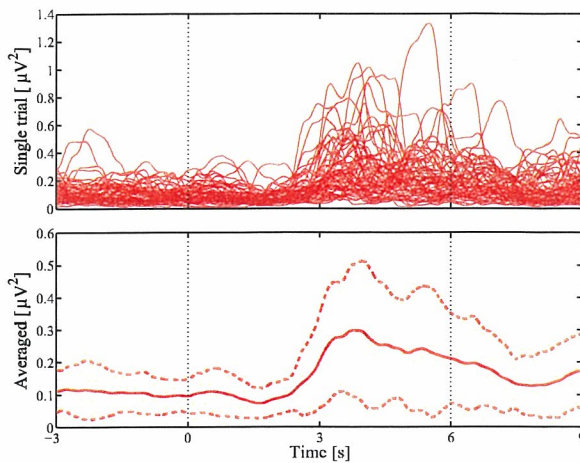


図 4. 単一試行データのβ帯域成分 (25～30Hz)の強度(上)とその加算平均(下). 図3と同一のデータの解析結果.

は足動作のイメージに関連する運動皮質由来の応答, また(4)は運動イメージの終了に伴うリバウンド応答であることが示唆された.

この中で, (2)は帯域強度の増加であり, 加えて他の応答に比べて非常に大きく, かつ持続時間が長い持続的な応答である. そのため, この成分をコマンド検出に使用可能であることが示された.

一方, 残りの4名の被験者では, 動作のイメージ中に弱く帯域の広い ERD (上記の(3)に類似した応答) が認められるだけであった.

## C.2 単一試行データの評価とコマンド検出

C.1 における成分(2)に着目して, 有意な ERS が観測された2名の被験者のデータについて, 単一試行データの評価を行った. 図4は, 帯域周波数を25～30Hzとしてデータの前処理を行った単一試行データ(図上), およびその加算平均と標準偏差(図下)である. 解析の対象となったデータは図3のものと同一である. この図から, 上記の成分(2)が本システムの前処理法で抽出可能であることがわかった.

また, これら2名のデータに対してオフラインでコマンド検出を行った. その結果, 足動作のイメージを60～90%程度の精度で検出でき, 本手法の有効性を確認できた.

## C.3 考察

6名の健常被験者中, 2名で本システムが機能することが示された. これら2名の被験

者からは, 足動作のイメージによって頭頂部からβ波の増加が観測された. この応答は試行間の平均応答(図3, 図4下)をみると有意であるが, 試行ごとの応答を観察すると, 増大した強度やその持続時間にはばらつきがある. そのため, コマンド検出の正答率は十分とはいえない.

また, セッションごとに脳波の品質(アーチファクトの有無など)が異なるために, コマンド検出のためのパラメータの設定が容易ではないことが問題点として挙げられる. このパラメータの設定にコマンド検出の成績は大きく依存するため, 正答率の評価も容易ではない. 現行のシステムでは, パラメータを経験的手法によって若干調整している. 今後は, より安定したコマンド検出をするためのパラメータ設定法を開発する必要がある.

なお, ユーザに対して訓練を繰り返すことによって, 計測される脳波の特性(特定周波数成分の強度の増加率の向上など), またはパターン検出精度が向上することが知られている. 現在はこの訓練を試行錯誤で行っているが, 今後はプロトコルを確立して, 効率的かつ効果的に訓練を実施する必要がある.

本システムは, 運動動作によって, 特定周波数帯域の増加(ERS)が生じることが適用に際する前提である. 本システムは閾値を用いて検出を行っているため, S/N比が低くなる方向への変化(ERD)を検出するにはリスクが伴う. またμ波はα波と同一の周波数帯域であり, ユーザの状態(覚醒度や目の開閉など)によって変化するα波は本システムではアーチファクトとなる. 本システムは少ない電極数, 簡易な信号処理を目指したものであり, α波とμ波を分離することはできないため, 本手法ではμ波を対象とはできない.

現行の Brain Switch を最終的に全てのユーザに適用できるかどうかはまだ不明である. 足動作のイメージによって頭頂部にμ帯域の ERD が観測されることが多いことを示唆した知見があり, 本実験でも4名の被験者からは類似の結果が得られた. 今後は個々のユーザから得られた信号からの特徴抽出を的確に行うことにより, より多くのユーザに適用できる Brain Switch の開発を行うことも今後の課題である.