

筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発

川西 努[†] 加納慎一郎[†] イムレ・ツカエロ[†] 二見 亮弘[†]

[†] 東北大学 大学院工学研究科 〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 05

E-mail: †{tsutomu,kanoh,imrec,futami}@bme.ecei.tohoku.ac.jp

あらまし 現在, FES を用いた不全麻痺患者の下肢制御においては rule-based 制御が主に用いられているが, 患者の障害レベルに応じてパラメータやアルゴリズムを調節する必要があった。これまで上肢では筋電駆動型の FES 制御システムの報告例はあったが下肢制御についての報告例は無い。今回作成した筋電駆動型下肢 FES 制御システムでは, 患者の筋電図を制御信号として用いるので患者毎に調節するパラメータやアルゴリズムが少なく, またベッドから車椅子への移譲, 起立, 歩行などの一連の動作を同一のアルゴリズムで制御することが可能であると考えられる。本稿では健常者の歩行動作において構築したシステムの有効性を示す。また, 刺激に伴い予想される増幅器への正帰還に関して・測定区間について・電極の配置方法についても検討を行なった。

キーワード 機能的電気刺激 (FES), 下肢, 不全麻痺, 筋電駆動

Development of EMG-driven type lower limb FES control system

Tsutomu KAWANISHI[†], Shin'ichiro KANO[†], Imre CIKAJLO[†], and Ryoko FUTAMI[†]

[†] Graduate School of Engineering, Tohoku University Aoba-yama 05, Sendai, 980-8579 Japan

E-mail: †{tsutomu,kanoh,imrec,futami}@bme.ecei.tohoku.ac.jp

Abstract In lower limb control for incompletely paralyzed patients by FES, rule-based control has been mainly used. However, parameters and algorithm needed to be optimized for each patient. In EMG-driven type lower limb FES control, that we propose here, patient's EMG is used as control signal, so as to decrease the number of parameters to adjust. Also it can be expected that the control is applicable to a series of motions, e.g., transfer from bed to wheelchair, standing up, walking, and so on. In this report, we confirmed the effectiveness of this method for the FES assisted walking of healthy person. We also examined the optimal arrangement of EMG measurement electrodes and stimulation electrodes.

Key words Functional Electrical Stimulation(FES), lower-limb, EMG-driven

1. まえがき

交通事故や転落事故などによる脊髄損傷あるいは脳卒中等により運動中枢に障害を受けると, 生体の感覚ならびに運動機能が麻痺する。このような患者の機能再建の手段として機能的電気刺激 (FES) が有効である。

現在, FES による下肢動作の再建では主に rule-based 制御が用いられているが, 患者の障害レベルや再建する動作に応じてパラメータやアルゴリズムを調節する必要がある。ベッドから車椅子への移乗, 起立, 歩行などの一連の動作を同一のアルゴリズムで制御することが出来れば患者の負担や不快感を減らすことが出来る。そこで本研究では, 不全麻痺患者を対象とし患者から得られる筋電図を FES の制御信号とすることで患者が動かしたい筋に電気刺激を用いて筋収縮を起こし運動を助ける

ことを目的としている。図 1 に本研究における制御方式の概略図を示す。

2. 計測区間の決定について

2.1 目的

今回作成したシステムの周期的な流れを図 2 に示す。本システムは RT-Linux を用いて刺激と刺激の間に筋電図の計測および次の周期での刺激の on/off および刺激の大きさの決定を行っている。刺激パルスは筋疲労と筋収縮強度のバランスを考えて繰り返し周波数 20Hz, パルス幅 200 μ s の刺激を用いている。よって制御に用いることのできる区間は 50ms である。しかしながら刺激用電極の近傍に計測用電極および筋電増幅器を設置するので刺激に伴う大電圧が筋電増幅器に影響を及ぼす

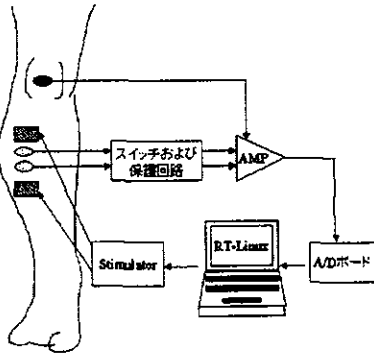


図1 本研究における制御方式の概略図

スイッチおよび保護回路部分の詳細については図3で示す

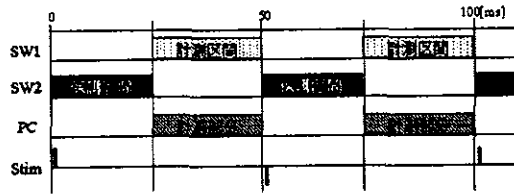


図2 本システムにおける計測・刺激周期

のを防ぐ必要がある。また刺激に伴い発生する M 波などの誘発筋電図がシステムの誤作動の原因となることが考えられる。そこで本システムでは電気刺激をしてから一定時間は測定を行わず増幅器を保護状態にし、一定時間経過後から計測することにした。

そこでまずは M 波等の誘発筋電図を計測し、増幅器の計測区間を決定した。

2.2 実験方法

図1に示した増幅器の保護のためのスイッチの詳細を図3に示す。SW1とSW2は1chの信号で交互にon/offが切り替わる様に設計した。SW1がonでSW2がoffの時に筋電図の計測区間で、SW1がoffでSW2がonの時に増幅器の保護区間である。

電気刺激による増幅器への影響を避けるためには最初の5msのみを保護区間とし、その後の45msを計測区間とした。これにより、誘発筋電図を計測し、増幅器の計測区間の決定を行なった。計測用電極はAg-AgCl電極(GE マルケット SDC113)、刺激用電極は導電性ゲルバット付ゴム電極(日本メディックス)を用い筋電図はA/D変換ボード(CONTEC社, AD 12-8 (PM))を介してサンプリング周波数1000HzでPCに取り込んだ。以下の実験においても同様の条件で実験を行なった。

2.3 実験結果と考察

結果は図4の様になった。結果からも明らかのように電気刺激による誘発筋電図であるM波が観測されている。この誘発筋電図が約15msで消えているのがわかる。今回の実験ではまず正の波形で刺激を行ない、50ms後に負の波形で刺激を行なうという刺激方法を用いているので正の波形による誘発筋電図と負の波形による誘発筋電図が交互に表れている。またM波以外の部分に若干のゆらぎが観測されている。これはスイッチを切替える際に発生する雑音であるが、筋電図と大きさの兼ね合

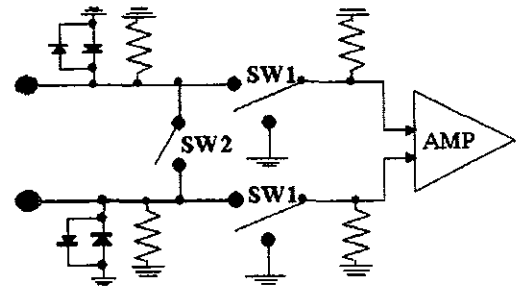


図3 筋電増幅器の保護用のスイッチの回路図

SW1とSW2は同時に閉じることは無い。SW1が閉じている時が計測区間でSW2が閉じている時が保護区間である。

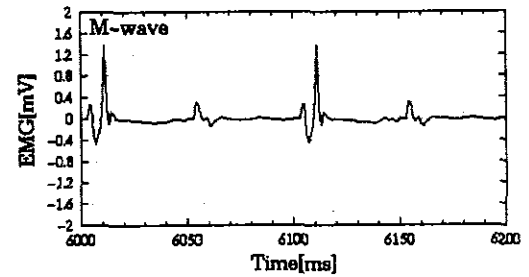


図4 誘発筋電図の計測結果

いから無視できると判断した。同じく誘発筋電図であるH波についても刺激レベルを種々に変えて実験を行なったが今回は観測できなかった。よって本実験ではH波については特に考慮せず、M波のみを考慮して保護区間を20ms、計測区間を30msとし、今後の実験を行なう。

3. 刺激が計測に与える影響に関する検討

3.1 正帰還に関する検討

3.1.1 実験方法

刺激の影響が筋電図に表れないことを確認するために図5の様な刺激・計測周期で実験・解析を行なった。100msを解析の1周期と考えはじめの50msは刺激あり次の50msは刺激なしとして各区間において最後の30msの計測をおこない比較を行なった。刺激強度は刺激による筋収縮の影響を避けるために感覚閾値以上、運動閾値以下に設定し計測時間中に随意的筋収縮を繰り返し行なうことで筋電図のある区間とない区間を意図的に作り比較・解析を行なった。筋電図の大きさはMVCの40~60%の大きさの筋収縮を行なった。

解析方法は以下のとおりである。

- 1) 各計測区間のRMSを求める。
- 2) 各周期において刺激のあった場合と無かった場合のRMSを比較する。

刺激による影響が筋電図に表れているのであれば、各区間のRMSに刺激による影響が表れているはずである。特に随意的に筋電図を出さなかった区間で顕著に表れるはずである。

3.1.2 実験結果

図6に計測した筋電図の波形と解析結果を示す。先に予測した通りに隣り合う筋電図とはいえ大きさが異なるので筋電図が出ている区間では各周期でRMSの差が大きくなったが、筋電



図5 刺激の影響を考慮する実験における実験周期

A 区間では刺激を入力した場合の筋電図を計測、B 区間では刺激を入力しなかった場合の筋電図を計測しそれぞれの区間を比較する。

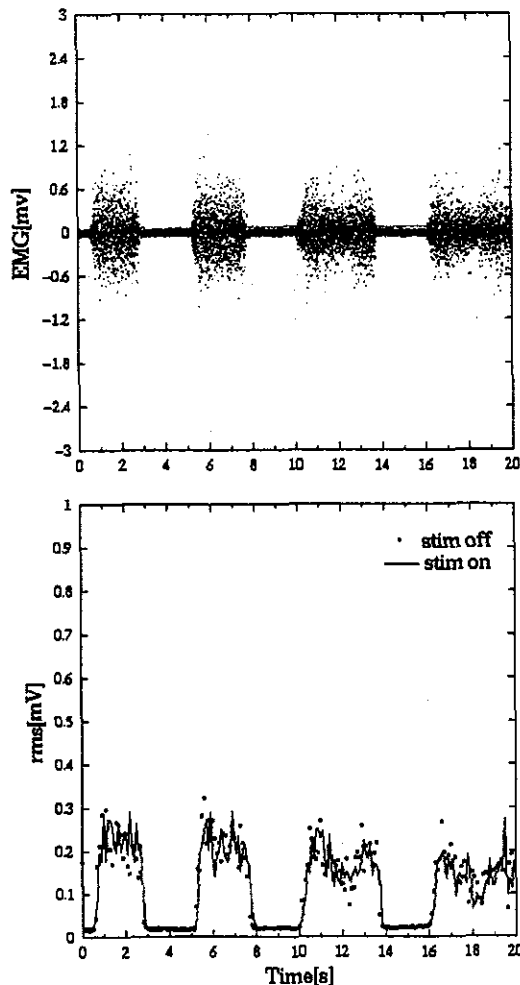


図6 刺激のある場合と無い場合での筋電図の比較
A タイプに電極を配置した場合

図が無い区間では刺激がある場合も無い場合も同じ値を示した。なお、筋電図が無い場合に RMS が 0 にならないのはスイッチの切替の際に雑音が生じているためである。しかしながら、計測や制御に影響を及ぼす大きさでは無いと判断したので今回は無視することにした。

3.2 電極の配置に関する検討

3.2.1 実験方法

C.Frigo らの研究 [2] によると、随意的筋運動による表面筋電図を FES 制御に用いる場合の刺激用電極と計測用電極の理想的な位置関係はまだ確立されていないが実験によりいくつかの位置関係で良好な結果を得ていた。よって良好な結果を得ていた位置関係で実験を行ない本研究における刺激用電極と計測用電極の最適な位置関係を求めることにした。C.Frigo らの研究では以下の 3 つのパターンで比較的良好な結果を得ているので今回は図 7 に示す 3 つに位置関係について実験を行ない比較を行

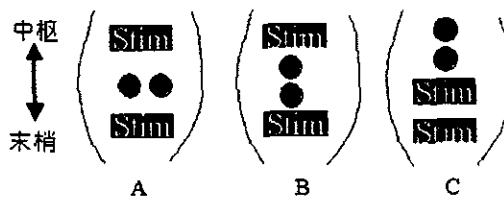


図7 刺激用電極と計測用電極の配置について

刺激用電極と計測用電極の配置について A,B,C の 3 通りについて実験を行ないいずれの配置が最も良いかについて比較を行なった。

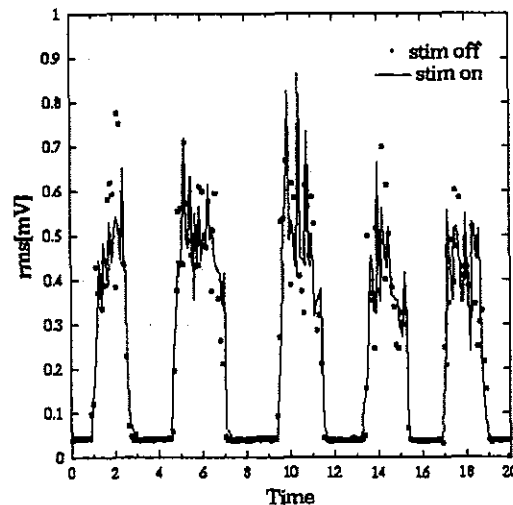


図8 B タイプに電極を配置した場合

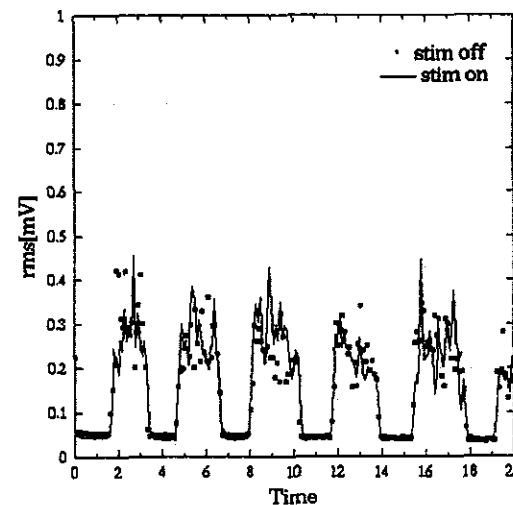


図9 C タイプに電極を配置した場合

なった。

3.2.2 実験結果

結果を図 6~図 9 に示す。すべての配置方法において刺激による影響は出ていなかった。よって本研究において計測する筋電図は微小であるので筋電図を最も大きく計測できる type-B の電極配置も用いて実験を行なうことにする。

4. 筋電駆動による刺激の制御に関する検討

4.1 実験システム

本研究における実験システムの概略図はすでに図 1 で示した

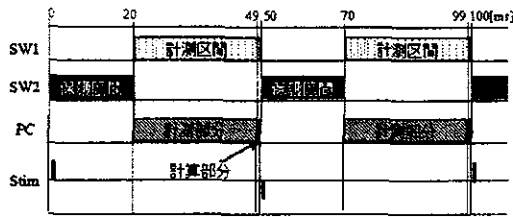


図 10 実際に用いたシステムの 1 周期の流れ

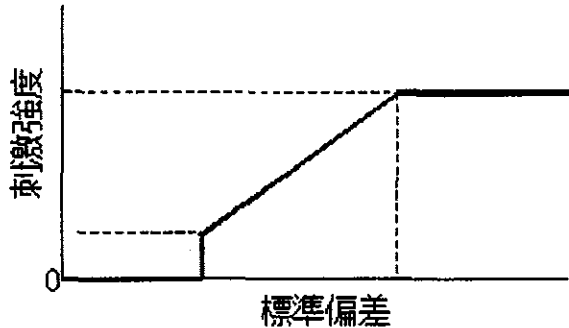


図 11 今回の実験で用いた刺激強度関数

刺激の大きさや刺激の入力における標準偏差に閾値や飽和値は試行錯誤的に決定した

通りである。また図 10 に本制御システムの流れを示す。本制御システムのアルゴリズムを以下に示す。1 周期は 50ms である。

- 1) 保護区間が始まる (SW 1-OFF, SW2-ON)
- 2) 刺激の入力 (前回の周期の刺激判定が ON の場合)
- 3) 20ms 後保護区間と計測区間が切り替わる (SW1-ON, SW2-OFF)
- 4) 計測開始
- 5) 49ms 後計測終了
- 6) 計測した筋電図の標準偏差を計算し刺激の ON/OFF および大きさを決定する。
- 7) 次の周期へ

今回使用した刺激強度関数を図 11 に示す。今回の実験では被験者が健康男性 24 歳であるため刺激強度は感覚閾値以上運動閾値以下に設定した。筋電図の閾値は雑音との兼ね合いから雑音による誤作動を防止出来る範囲を意図的に設定し、また一定値以上は刺激値を飽和させてある。

図 1 に示した方法で任意に運動を行ない、筋電図大きさによって刺激を制御出来ることの確認を行なった。実験に用いた部位は前頸骨筋である。

4.2 実験結果

実験結果を図 12 に示す。図からも明らかなように筋電図の大きさによって刺激レベルが制御されていることがわかる。また雑音による誤作動も生じていないことがわかる。よって刺激と計測を同一の筋で行なっても筋電図によって刺激を制御することが可能であることが示された。今回は試行錯誤的に刺激強度関数を設計したので今後は患者に適用するのに適した刺激強度関数を決定する必要がある。

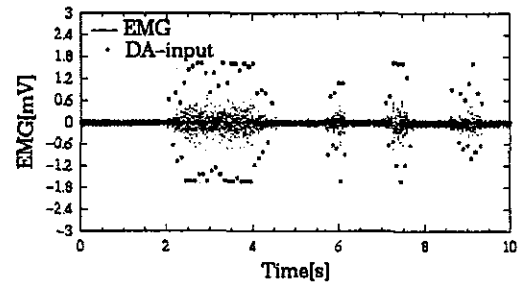


図 12 筋電図を用いて刺激の制御を行なった結果

5. まとめ

本稿では筋電駆動型 FES 下肢制御システムを開発するにあたって必要だと考えられる計測区間の決定、電気刺激が計測に与える影響、刺激用電極と計測用電極の最適な位置関係、について検討を行い、その結果をもちいて筋電図による刺激の制御に関して検討を行なった。今回の実験結果より筋電図を計測する筋に電気刺激をおこなっても筋電図をに影響を及ぼさずに計測する方法が確立出来た。また実際に筋電図の計測を行なう筋に電気刺激を行なった際に筋電図によって刺激強度を制御可能であることがわかった。

今後は健康者において実際に歩行運動を行ない実際のシステムを確立する予定である。

文 献

- [1] 半田勉, 亀山順一, 高橋博達, 半田康延, 星宮望, "筋電制御式機能的電気システムの開発とその臨床応用", FES 業績録 No.5pp.183-189
- [2] C.Frigo, M.Ferrarin, W.Frasson, E.Pavan, R.Thorsen, EMG signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation," Journal of Electromyography and Kinesiology 10, pp351-360, 2000.

筋電駆動型下肢FES制御システムの開発

○川西 努 加納慎一郎 イムレ ツカエロ 二見 亮弘

東北大学 大学院工学研究科

Development of EMG-driven type lower limb FES control system

○Tsutomu KAWANISHI Shi'ichiro KANOH Imre CIKAJLO Ryoko FUTAMI

Graduate School of Engineering, Tohoku University

1 まえがき

現在, FESによる下肢動作の再建では主に rule-based 制御が用いられているが, 患者の障害レベルや再建する動作に応じてパラメータやアルゴリズムを調節する必要がある。この問題を軽減する FES 制御方式の一つに筋電駆動型の制御方式がある。これは不全麻痺患者を対象とした制御方式で患者の残存している部位の筋電図を FES の制御信号とする制御方式である。これまで上肢での報告例 [1][3][4][5] や刺激する筋と異なる筋の筋電図を制御信号とした歩行補助の報告例 [6] や同一の筋で一對の電極で刺激と計測を行なった報告例 [7] はあったが下肢において同一の筋において刺激と筋電図の計測を行なった下肢歩行補助の臨床的な報告例は無い。

そこで本研究では不全麻痺患者において同一の筋において刺激と筋電図の計測を行なう筋電駆動型下肢 FES 制御システムの構築および臨床応用を目的としている。本制御システムによりベッドから車椅子への移乗, 起立, 歩行などの一連の動作を同一のアルゴリズムで制御することが出来れば患者の負担や不快感を減らすことが出来る。

本稿では健常者の歩行動作において構築したシステムの有効性を示す。また, 刺激に伴い予想される増幅器への正帰還, 測定区間, 電極の配置方法についても検討を行なった。図 1 に本研究における制御方式の概略図を参照。

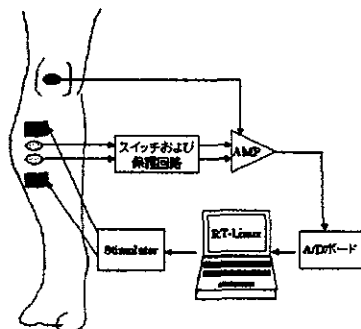


図 1: 本研究における制御方式の概略図

スイッチおよび保護回路部分の詳細については図 3 で示す

2 計測区間の決定について

2.1 目的

今回作成したシステムの動作の周期的な流れを図 2 に示す。本システムは RT-Linux を用いて刺激と刺激の間に筋電図の計測および次の周期での刺激の on/off および刺激の大きさの決定を行う。刺激パルスは筋疲労と筋収縮強度のバランスを考慮して繰り返し周波数 20Hz, パルス幅 200 μ s の刺激を用いた。この方式では刺激用電極の近傍に計測用電極および筋電増幅器を設置するので刺激に伴う大電圧が筋電増幅器に影響を及ぼすのを防ぐ必要がある。また刺激に伴い発生する M 波などの誘発筋電図がシステムの誤作動の原因となることが考えられる。そこで本システムでは電気刺激の前後の一定時間は測定を行なわず増幅器を保護状態にし, 一定時間経過後から計測することにした。そこでまず M 波などの誘発筋電図を計測し, 増幅器の計測区間を決定した

2.2 実験方法

図 1 に示した増幅器の保護のためのスイッチの詳細を図 3 に示す。SW1 と SW2 は 1 ch の信号で交互に on/off が切り替わる様に設計した。SW1 が on で SW2 が off の時が筋電図の計測区間で, SW 1 が off で SW 2 が on の時が増幅器の保護区間である。

電気刺激による増幅器への影響を避けるためにははじめの 5ms のみを保護区間とし, その後の 45ms を計測区間とした。これにより, 誘発筋電図を計測し, 増幅器の計測区間の決定を行なった。計測用電極は Ag-AgCl 電極 (GE マルケット SDC113), 刺激用電極は導電性ゲルパット付ゴム電極 (日本メディックス) を用い筋電図は A/D 変換ボード (CONTEC 社, AD 12-8 (PM)) を介してサンプリング周波数 1000Hz で PC に取り込んだ。測定部位は健常被験者の前頭骨筋である。以下の実験においても同様の条件で実験を行なった。

2.3 実験結果と考察

図 4 の結果からも明らかなように電気刺激による誘発筋電図である M 波が観測されている。この誘発筋電図が約 15ms で消えているのがわかる。今回の実験ではまず正の波形で刺激を行ない, 50ms 後に負の波形で刺激を行なうという刺激方法を用いているので正の波形に

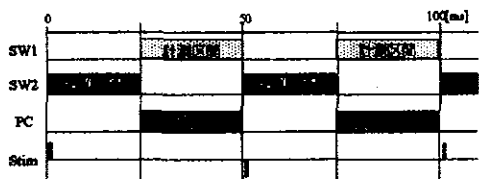


図 2: 本システムにおける計測・刺激周期

刺激波形は 50ms 毎に正と負を交互に発生させる

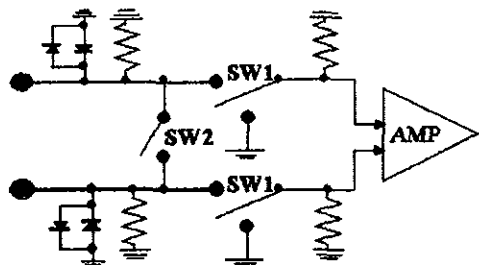


図 3: 筋電増幅器の保護用のスイッチの回路図

SW 1 と SW2 は同時に閉じることは無い。SW 1 が閉じている時が計測区間で SW2 が閉じている時が保護区間である。

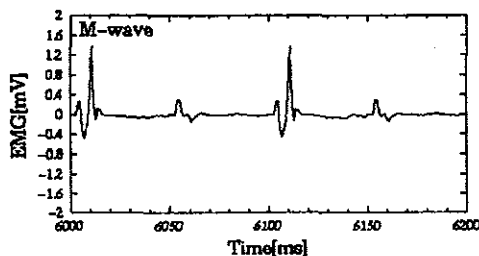


図 4: 誘発筋電図の計測結果

よる誘発筋電図と負の波形による誘発筋電図が交互に表れている。また M 波以外の部分にハムなどによる雑音が観測されているが、筋電図の大きさの兼ね合いから無視できると判断した。同じく誘発筋電図である H 波についても刺激レベルを種々に変えて実験を行なったが今回は観測できなかった。前頭骨筋以外に腓腹筋の内側頭、大腿四頭筋の外側広筋についても実験を行なったがほぼ同様の結果になった。よって本実験では H 波については特に考慮せず、M 波のみを考慮して保護区間を 20ms、計測区間を 30ms とし、今後の実験を行なう。

3 刺激が計測に与える影響に関する検討

3.1 正帰還に関する検討

3.1.1 実験方法

刺激の影響が筋電図に表れないことを確認するために図 5 の様な刺激・計測周期で実験・解析を行なった。100ms を解析の 1 周期と考え、はじめの 50ms は刺激あり、次の 50ms は刺激なしとして各区間において最後の

30ms の計測をおこない比較を行なった。刺激強度は運動閾値以上で随意的筋収縮運動に影響のでない大きさに設定した。計測時間中に随意的筋収縮を繰り返し行なうことで筋電図のある区間とない区間を意図的に作り比較・解析を行なった。筋電図の大きさは MVC の 40~60% の大きさの筋収縮を行なった。

解析方法は以下のとおりである。

- 1) 各計測区間の RMS (実行値) を求める。
- 2) 各周期において刺激のあった場合と無かった場合の RMS を比較する。

刺激による影響が筋電図に表れているのであれば、各区間の RMS に刺激による影響が表れているはずである。特に随意的に筋電図を出さなかった区間で顕著に表れるはずである。

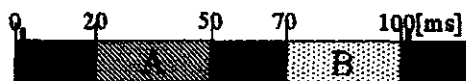


図 5: 刺激の影響を考慮する実験における実験周期

A 区間では刺激を入力した場合の筋電図を計測、B 区間では刺激を入力しなかった場合の筋電図を計測しそれぞれの区間を比較する。

3.1.2 実験結果

図 6 に計測した筋電図の波形と解析結果を示す。先に予測した通りに隣り合う筋電図とはいえ大きさが異なるので筋電図が出ている区間では各周期で RMS の差が大きくなったが、筋電図が無い区間では刺激がある場合も無い場合も同じ値を示した。なお、筋電図が無い場合に RMS が 0 にならないのはスイッチの切替の際に雑音が生じているためである。しかしながら、計測や制御に影響を及ぼす大きさでは無いと判断された。

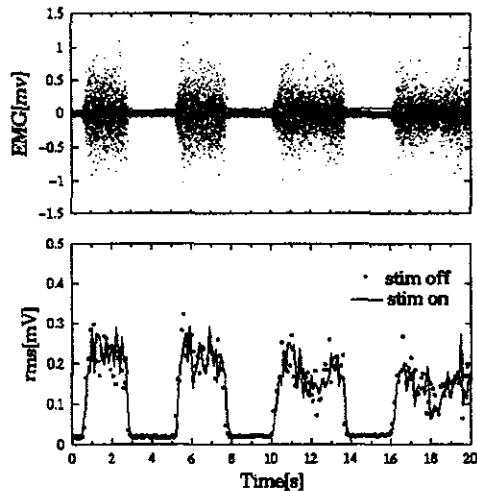


図 6: 刺激のある場合と無い場合での筋電図の比較
A タイプに電極を配置した場合

3.2 電極の配置に関する検討

3.2.1 実験方法

C.Frigoらの研究[2]によると、随意的筋運動による表面筋電図をFES制御に用いる場合の刺激用電極と計測用電極の理想的な位置関係はまだ確立されていないが実験によりいくつかの位置関係で良好な結果を得られていた。よって良好な結果を得ていた位置関係で実験を行ない本研究における刺激用電極と計測用電極の最適な位置関係を求めることにした。C.Frigoらの研究では以下の3つのパターンで比較的良好な結果を得ているので今回は図7に示す3つに位置関係について実験を行ない比較を行なった。

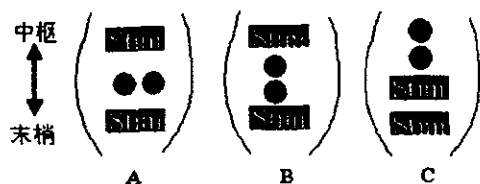


図7: 刺激用電極と計測用電極の配置について

刺激用電極と計測用電極の配置についてA,B,Cの3通りについて実験を行ないいずれの配置が最も良いかについて比較を行なった。

3.2.2 実験結果

結果を図6, 8, 9に示す。すべての配置方法において刺激による影響は出ていなかった。よって本研究において計測する筋電図は微小であるので筋電図を最も大きく計測できるtype-Bの電極配置を用いて実験を行なうことにする。

4 筋電駆動による刺激の制御に関する検討

4.1 実験システム

本研究における実験システムの概略図はすでに図1で示した通りである。また図10に本制御システムの流れを示す。

本制御システムのアルゴリズムを以下に示す。1周期は50msである。

- 1) 保護区間が始まる (SW 1-OFF, SW2-ON)
- 2) 刺激の入力 (前回の周期の刺激判定が ON の場合)
- 3) 20ms 後保護区間と計測区間が切り替わる (SW1-ON, SW2-OFF)
- 4) 計測開始
- 5) 49ms 後計測終了
- 6) 計測した筋電図の標準偏差を計算し刺激の ON/OFF および大きさを決定する。
- 7) 次の周期へ

今回使用した刺激強度関数を図11に示す。今回の実験

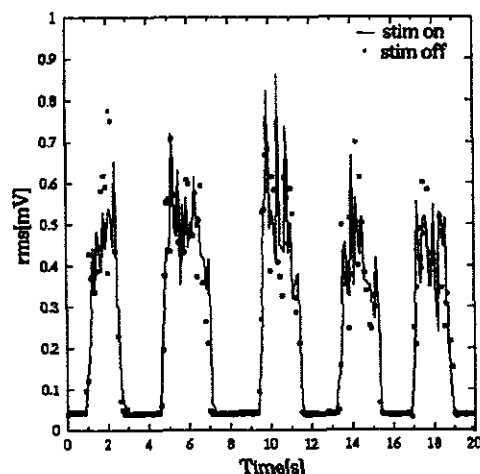


図8: Bタイプに電極を配置した場合

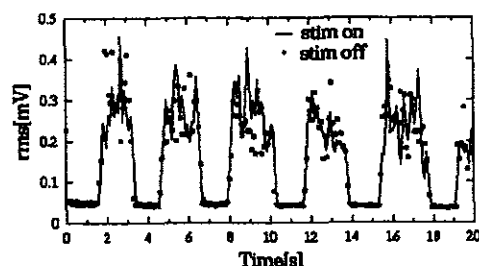


図9: Cタイプに電極を配置した場合

では被験者が健常男性24歳であるため刺激強度は運動閾値以上、痛覚閾値以下に設定した。筋電図の閾値は雑音との兼ね合いから雑音による誤作動を防止出来る範囲を意図的に設定し、また一定値以上は刺激値を飽和させてある。刺激強度と筋電図の閾値は試行錯誤的に決定した。

図1に示した方法で歩行運動における筋電図の大きさによって刺激が制御出来ることの確認を行なった。実験に用いた部位は前頸骨筋および腓腹筋である。前頸骨筋での実験時の様子を図12に示す。

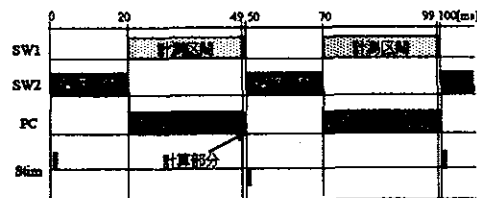


図10: 実際に用いたシステムの1周期の流れ

4.2 実験結果

実験結果を図13および図14に示す。図からも明らかなように歩行運動によって計測された筋電図の大きさによって刺激レベルが制御されていることがわかる。また雑音による誤作動も生じていないことがわかる。よって

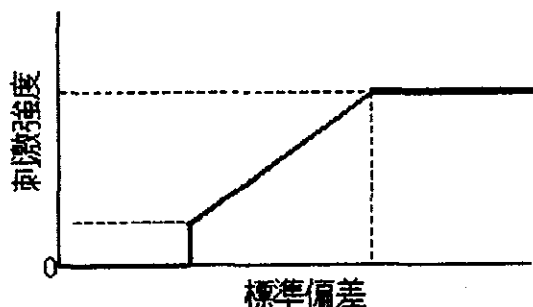


図 11: 今回の実験で用いた刺激強度関数

刺激の大きさや刺激の入力における標準偏差に閾値や飽和値は試行錯誤的に決定した



図 12: 健常者での歩行実験の様子

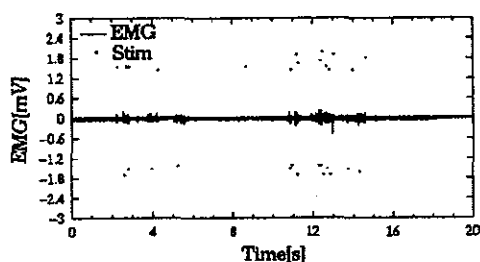


図 13: 歩行中の筋電図を用いて刺激の制御を行なった結果 (前頭骨筋)

刺激と計測を同一の筋で行なっても筋電図によって刺激を制御することが可能であることが示された。今回は試行錯誤的に刺激強度関数を設計したので今後は患者に適用するのに適した刺激強度関数を決定する必要がある。

5 まとめ

本稿では筋電駆動型 FES 下肢制御システムを開発するにあたって必要だと考えられる計測区間の決定、電気刺激が計測に与える影響、刺激用電極と計測用電極の最適な位置関係、について検討を行い、その結果をもちいて筋電図による刺激の制御に関して検討を行なった。今

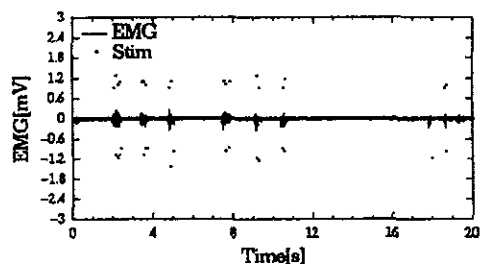


図 14: 歩行中の筋電図を用いて刺激の制御を行なった結果 (腓腹筋)

回の実験結果より筋電図を計測する筋に電気刺激をおこなっても筋電図に影響を及ぼさずに計測する方法が確立された。また実際に歩行運動を行ない運動に伴う筋電図を用いて刺激を制御することが可能であることが示された。

今後は健常者において歩行運動を行ない実際のシステムを確立し、不全麻痺患者への臨床的な応用を行なう予定である。

参考文献

- [1] 半田勉, 亀山順一, 高橋博達, 半田康延, 星宮望, : 筋電制御式機能的電気刺激システムの開発とその臨床応用, バイオメカニズム 11, pp285-291.
- [2] C.Frigo, M.Ferrarin, W.Frasson, E.Pavan, and R.Thorson: EMG signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation, Journal of Electromyography and Kinesiology 10, pp351-360, 2000.
- [3] Joseph P. Giuffrida and Patrick E. Crago, Member IEEE : Reciprocal EMG Control of Elbow Extension by FES, IEEE Trans Neural and Rehabil, vol.9, No.4, Dec, pp338-345, 2001.
- [4] Rune Thorsen, Maurizio Feffarin, Raffaella Spadone, Corlo Frigo: Functional Control on the Hand in Tetraplegics Based on Residual Synergistic EMG Activity, Artif Organs, Vol.23, No5, pp470-473, 1999.
- [5] Saxena S, Nikolic S, Popovic D: An EMG-controlled grasping system for tetraplegics, J Rehabil Res Dev, Feb, 32(1), pp17-24, 1995.
- [6] Daniel Graupe: EMG Pattern Analysis for Patient-Responsive Control of FES in Paraplegics for Walker-Supported Walking, IEEE Trans Biomed, Vol.36, No7, July, pp711-719, 1989.
- [7] Muraoka Y: Development of an EMG recording device from stimulation electrodes for functional electrical stimulation, Front Med Biol Eng, Vol.11, No.4, pp.323-333, 2002.

COMPUTER SIMULATION FOR MULTICHANNEL CLOSED-LOOP FES CONTROL OF THE WRIST JOINT

T. Watanabe*, M. Otsuka**, M. Yoshizawa*, N. Hoshimiya***

* Information Synergy Center, Tohoku University

** Graduate School of Engineering, Tohoku University

*** Tohoku Gakuin University

Abstract

A musculoskeletal model of the upper limb for FES research work was developed in this study. 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. 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 model was examined in multichannel closed-loop FES control of 2-DOF of movements of the wrist joint. Model predictions were qualitatively similar to results of experiments performed on neurologically intact subjects. Computer simulation studies using the developed model would be reasonable as an alternative to experiments in FES research work.

Introduction

In order to improve the current clinical FES system in Japan that is an open-loop control system, we have been developing a multichannel closed-loop FES control method [1, 2]. In studies of an FES control method, however, experiments with subjects, to whom electrical stimulation is applied, are required. Those experiments sometimes cause burdens on subjects and low reproducibility due to differences between subjects and so on.

Computer model simulation can be effective in FES research work because it makes it possible to evaluate new controllers or control methods without experiments on subjects. Since electrically stimulated musculoskeletal system shows complicated nonlinear and time variant properties, a musculoskeletal model at least including nonlinear properties has to be utilized for providing an alternative to experiments with subjects in FES studies.

In this paper, a musculoskeletal model of the upper extremity that would be used in FES study was developed. The developed musculoskeletal model was examined in closed-loop FES control of two degree-of-freedom (DOF) of movements of

the wrist joint through computer simulation comparing to experimental results obtained from neurologically intact subjects.

Material and Methods

Musculoskeletal Model for FES Study

A skeletal model of the upper extremity was constructed for FES control of elbow flexion/extension, forearm pronation/supination, and wrist dorsi/palmar flexions and radial/ulnar flexions. The shoulder joint was fixed at an arbitrary angle of flexion/extension. The 15 prime movers of those movements were modeled to be stimulated: biceps brachii long head, biceps brachii short head, brachialis, brachioradialis, triceps brachii long head, triceps brachii lateral head, triceps brachii medial head, pronator quadratus, pronator teres, supinator, extensor carpi radialis longus, extensor carpi radialis brevis, extensor carpi ulnaris, flexor carpi radialis and flexor carpi ulnaris.

The whole musculoskeletal model is outlined in Fig.1. Muscle force F_{CE} was described by the Hill type muscle model consisted of activation level determined by electrical stimulation $a(t)$, length-force relationship $k(l)$, velocity-force relationship $h(v)$ and maximum force F_{max} as follows:

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

t showed time. l and v were muscle length and contraction velocity, respectively, which were functions of time. Active torque τ_{CE} developed by electrical stimulation was calculated by muscle force F_{CE} and moment arm $r_f(\theta)$. That is,

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

Moment arm $r_f(\theta)$ was represented by an approximated polynomial equation as a function of joint angle θ for each movement of each muscle [3]. Each element of the F_{CE} is described as bellow.

The recruitment property of electrically stimulated muscle $u(s)$ was modeled by the following [4]:

$$u(s) = sc \cdot \tanh\{sh^{REC}(s - xc)\} + yc \quad (3)$$

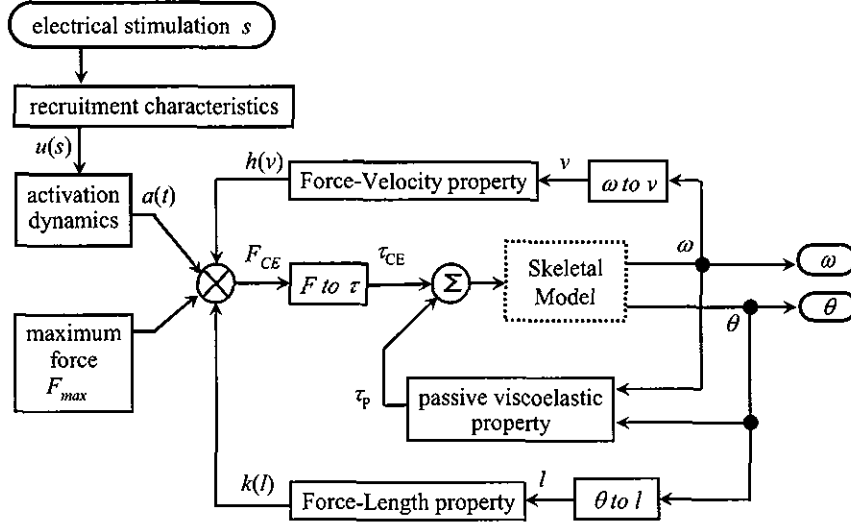


Fig. 1: Outline of the musculoskeletal model

where sc , sh^{REC} , xc and yc were parameters. Electrical stimulation was expressed by normalized stimulation intensity s as a function of time. The muscle activation $a(t)$ was described by the following dynamics using recruitment level [5]:

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

where t_r and t_f were time constants for rising and falling, respectively.

The length-force relationship $k(l)$ was described by eq. (5) using muscle length l that was a function of time and optimum muscle length l_o [6].

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

The velocity-force relationship $h(v)$ during shortening of muscle was modeled by using muscle contraction velocity v that was a function of time and maximum contraction velocity v_{max} [6]. For lengthening of muscle, the relationship was described based on our previous work [7].

$$h(v) = \frac{v_{max} - v}{v_{max} + 2.5v} \quad (v \leq 0: \text{shortening}) \quad (6)$$

$$h(v) = 1.3 - 0.3 \cdot \frac{v_{max} + 2.5v}{v_{max} - 2.5^2 v} \quad (v > 0: \text{lengthening})$$

The maximum muscle force developed by electrical stimulation F_{max} was determined by PCSA (physiological cross sectional area) as follows [3].

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

The passive viscoelastic element developed passive torque τ_p calculated by eq. (8) for each joint movement [8]. The range of motion was also

represented by this property.

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

where θ and ω , which were functions of time, were joint angle and angular velocity, respectively. Parameters k_0 , b_0 , k_1 and k_2 were constants determined for each joint movement. In this study, same passive property was used for the wrist dorsi/palmar and radial/ulnar flexions.

Validation of Musculoskeletal Model

The developed model was examined in multichannel closed-loop FES control of the wrist comparing to the experimental results that we performed with neurologically intact subjects [1, 2]. Two DOF of movements of the wrist joint, which were dorsi/palmar flexions and radial/ulnar flexions, were controlled by stimulating the extensor carpi radialis (ECRL/B), the extensor carpi ulnaris (ECU), the flexor carpi radialis (FCR) and the flexor carpi ulnaris (FCU). Since surface electrodes were used in the experiments, ECRL and ECRB were assumed to be one muscle because of difficulty in selective stimulation to them. Target trajectory of the closed-loop control was circle trajectory in joint angle plane. Model simulations were performed under two different cycle periods (movement velocity) and two different shoulder positions.

Model parameters were adjusted to produce an experimentally acceptable delay time from the onset of electrical stimulation to a start of movement and a time constant in the first order delay approximation of step response. The input-output characteristics of the muscles were also roughly fitted to experimentally measured one through model parameters adjustments.

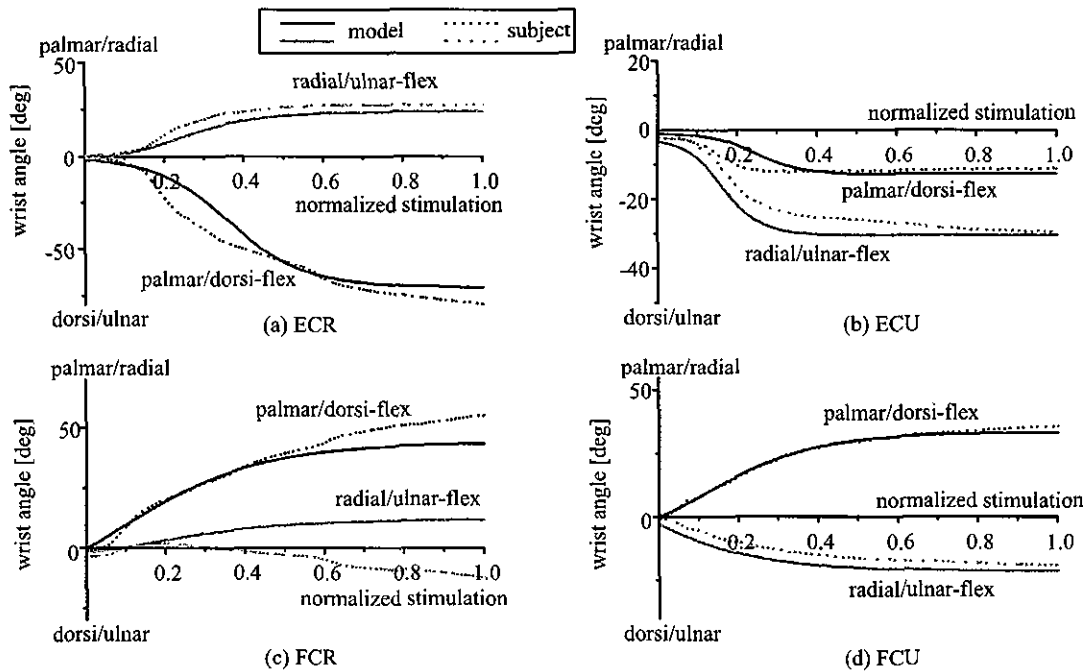


Fig. 2: Input-output characteristics of stimulated muscles after parameters adjustments.

Results

Fig.2 shows the input-output characteristics of the four muscles obtained from a normal subject and the model. Although it was difficult to make good fitting if a muscle had different nonlinearity in the characteristics of its functions, the model represented roughly similar characteristics.

An example of model simulation result of closed-loop FES control is shown in Fig.3 with the experimental result under the same condition. Stimulation pattern of the model was similar to the experimental one. That is, the stimulation intensities of ECR and FCU, those of ECU and FCR changed in reciprocal pattern as seen in antagonistic muscle pairs. However, stimulation intensities obtained from the model simulation were larger than those of the experiment.

Other model simulations also showed qualitatively similar responses to experimental results. For example, changing movement velocity or the shoulder joint angle (to put the upper limb in the horizontal plane) caused similar variation of stimulation intensities and joint angle trajectories between model simulations and the experimental results.

Discussions

Stimulation intensities of the model were larger than those of experiments as shown in Fig.3. This was mainly because the input-output characteristics of the model were not completely the same as the experimental one, but just roughly

fitted to them in model simulations.

In the model simulation result (Fig.3(a)), small oscillations of stimulation intensity was observed. Since the parameters of the PID controller were calculated by using slopes of approximated linear lines of the input-output characteristics [1], those oscillations were observed in experimental results if the linear approximations were insufficient. Even in those cases, the undesirable oscillation was suppressed by using an approximated line at the steepest part of the characteristic. In the model simulation, the same adjustment of the approximated linear line suppressed the undesirable oscillation.

In this study, the aim of using model simulation is not to predict responses on a specific patient, but just to use it as an alternative to the nonlinear musculoskeletal system. For this purpose, model simulations will be accepted if it predicts qualitatively experimental results. Since most of experimental results obtained from normal subjects were reasonably predicted by the model, the developed model is considered to be sufficient for this purpose. The model will be effective as an alternative to human subjects in FES research work.

References

- [1] Watanabe T., Iibuchi K., Kurosawa K., Hoshimiya N.: A method of multichannel PID control of 2-degree of freedom of wrist joint movements by functional electrical stimulation, *Systems and Computers in Japan*, 34(5), 2002, 25-36

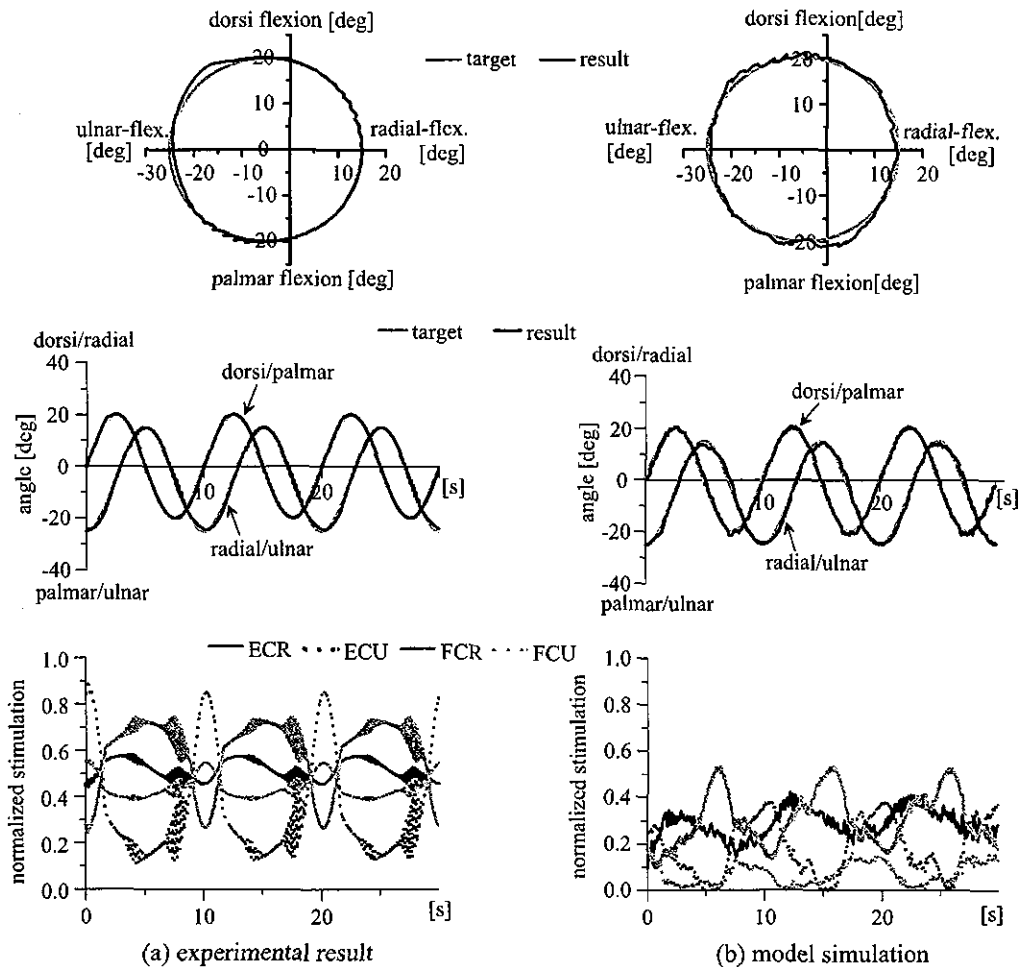


Fig. 3: Closed-loop FES control of 2-DOF movement of the wrist joint stimulating 4 muscles (the upper limb was in the direction of the gravity).

[2] Kurosawa K., Watanabe T., Futami R., Hoshimiya N., Handa Y.: Development of a closed-loop FES system using 3-D magnetic position and orientation measurement system, *J. Automatic Control*, 12(1), 2002, 23-30

[3] Lemay M.A, Crago P.E: A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist, *J. Biomech.*, 29(10), 1996, 1319-1330

[4] Levy M., Mizrahi J., Susak Z.: Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation, *J. Biomed. Eng.*, 12, 1990, 150-156

[5] Pandy M.G, Ganer B.A, Anderson C.: Optimal control of non-ballistic muscular movements –a constant-based performance criterion for rising from a chair, *J. Biomech. Eng.*, 37, 1995, 15-26

[6] Nigg B.M, Herzog W.: *Biomechanics of the musculo-skeletal system*, John Wiley & Sons Inc., NY, 1995

[7] Eom G, Watanabe T., Futami R., Hoshimiya N., Handa Y.: Computer-aided generation of stimulation data and model identification for functional electrical stimulation (FES) control of

lower extremities, *Frontiers Med. Biol. Eng.*, 10(3), 2000, 213-231

[8] Winters J.M, Stark L.: Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32(10), 1985, 826-839

Acknowledgment

This study was partly supported by the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology of Japan under a Grant-in-Aid for Scientific Research.

Author's Address

Dr. Takashi Watanabe
 Information Synergy Center, Tohoku University
 (In Dept. Electronic Eng, Tohoku University)
 Aramaki-aza-Aoba 05, Aoba-ku
 Sendai 980-8579, Japan
 e-mail: nabe@isc.tohoku.ac.jp

(21–184)% of the power output of LV ejection in the same pig. Mean stroke work of the SMV was 0.33 (0.07–1.08) J; that of the LV was 0.89 (0.42–1.35) J. Mean SMV stroke volume was 29.4 (10.1–58.3) mL; mean LV stroke volume of 80.6 mL (59.7–117.8) mL. SMV assist increased the mean aortic diastolic pressure from 46.8 ± 5.0 to 58.0 ± 6.5 mm Hg ($P = 0.0001$) and the endocardial viability ratio from 0.85 ± 0.09 to 1.13 ± 0.11 ($P = 0.0004$). SMV power output and volume ejected therefore compared favorably with that of the native LV. The SMV produced effective counterpulsation. The grafts that performed best were those in which the contractile activity had been most effectively preserved. The SMV power in this acute operative setting demonstrates the impressive potential for cardiac assist.

Supported by the British Heart Foundation.

129

Three Types of Eye Movement Patterns Elicited by Electrical Stimulation of Cats Superior Colliculus and Occipital Cortex: Pattern of Eye Movements and Receptive Field Properties

Novikov G, Moshonkina T

Pavlov Institute of Physiology, Russian Academy of Science, St. Petersburg, Russia

Eye movements (EMs) play a significant role in visual behavior. The superior colliculus (SC) and occipital cortex (OC) are known as key structures for the initiation of saccadic eye movements. Electrical stimulation of the mammalian SC and OC elicits saccadic EMs towards a region of the visual space where adjacent cells have their movement fields related retinotopically to the stimulus site. The amplitude and direction of EMs depend on the locus position in the SC and OC retinotopic map and the initial eye position. So, the SC and OC neurons have receptive and movement fields simultaneously. This is the basis for using these structures as a beautiful experimental model of the oculomotor interaction. We compared the data of saccade EMs elicited by local electromicrostimulation and the pattern of impulse activity of these neurons during adequate visual stimulation (using the same sites in SC and OC). EMs were elicited by local electrical stimulation with square impulses (pulse frequency 100–400 Hz, impulse duration 0.5–2.0 ms, current strength was dependent on SC layer and varied from 10 to 2 mA) using the same electrodes. The accuracy of the EMs recordings was 1–2 deg. Data obtained is likely to throw light on the functional interconnections between the directional properties of single SC and OC neurons and the spa-

tial characteristics of EMs elicited by local microstimulation of the same neurons. A principle schema for the transformation of visual signals to signals for initiation of saccadic EMs at the SC or OC level is proposed. This schema reflects a possible mechanism for the transmission of visual information about direction of object movement (angle of directional tuning) into saccade parameters (amplitude and direction of EMs) in the foveation process in vision.

130

Stepping Restoration in Chronically Spinalized Rats by Treadmill Training

Moshonkina T¹, Novikov G¹, Gilerovich E², Fedorova E², Gerasimenko Y¹

Pavlov Institute of Physiology, Russian Academy of Science, St. Petersburg, Russia (1), Institute of Experimental Medicine, Russian Academy of Medical Science, Russia (2)

The investigation is devoted to methods of locomotor rehabilitation after spinal cord trauma. Stepping restoration by treadmill training was investigated in spinalized rats by behavioral and histological methods. Adult female Sprague-Dawley rats were treated with complete spinal cord lesion at the Th 9–10 level. The rats were trained to realize stepping movement on the treadmill starting the day after the injury for 8 weeks. Control animals were not trained. Motor activity, restoration of hind limb movements, and weight bearing were tested weekly. Eight weeks after the injury, the rats were sacrificed and the spinal cords were fixed and prepared for light microscopy investigation. It was revealed that treadmill training increased the motor activity of the rats after complete spinal cord lesion, induced locomotor movements of the hind limbs, and preserved the available motoneurons in the distal part of the spinal cord. Weight bearing by the hind limbs occurred on the running treadmill ribbon after training to realize the stepping cycle. It is speculated that the ability of the distal isolated part of the spinal cord to realize locomotor movements was due to the central pattern generator (CPG) localized in the lumbar thickening of the spinal cord. Treadmill training can start the CPG through the afferent system.

Supported by RFBI 03-04-48307a.

131

Computer Simulation for Multichannel Closed-Loop FES Control of the Wrist Joint

Watanabe T¹, Otsuka M², Yoshizawa M¹, Hoshimiya N²

Research Division on Advanced Information Technology, Information Synergy Center, Tohoku University, Japan (1), Department of Electronic Engineering, Graduate School of Engineering, Tohoku University, Japan (2)

The study of model simulations is desirable in FES research work because computer simulation makes it possible to evaluate new controllers or control methods without experiments on subjects. However, the responses of the musculoskeletal system to electrical stimulation have complicated nonlinear and time variant properties. As a minimum requirement, it is necessary to develop musculoskeletal models for use in FES research work that include nonlinear properties. A musculoskeletal model of the upper limb for FES control was developed. Elbow extension/flexion, wrist dorsi/palmar-flexion and radial/ulnar-flexion, and forearm pronation/supination can be controlled by stimulating 15 muscles. The shoulder joint is fixed in an arbitrary position during upper limb control. Nonlinear length-force and velocity-force relationships, nonlinear recruitment characteristics, joint angle dependency of moment arm, and so on were included in the model. The model was tested in a multichannel closed-loop FES control of the wrist comparing it with experimental results that were obtained with neurologically intact subjects. The two degrees of freedom of the wrist joint were controlled by stimulating the flexor carpi radialis, the flexor carpi ulnaris, the extensor carpi radialis, and the extensor carpi ulnaris. The target trajectory for closed-loop control was a circle for different cycle periods and different shoulder positions. Model parameters were adjusted to produce correct delay times and time constants for step responses and similar input-output characteristics for the muscles to the experimentally measured ones. Model simulation showed similar stimulation intensity patterns during tracking control. The effects of a change of cycle period or shoulder position in the model simulation were also the same as in the experimental results. The comparisons of model simulation results with experimental ones showed that the musculoskeletal model developed was reasonable to use in FES work and also that using model simulation in studying FES control was effective.

132

Contact Impedance Variability in Spinal Cord Stimulation

Bradley K, Meadows P
Advanced Bionics Corporation, Santa Clarita, CA, U.S.A.

In spinal cord stimulation (SCS), two types of pulse generators (PG) are used: single-channel and multi-channel. In any PG, the physiologic impedance (Z) of the tissue surrounding the stimulating contacts is important in determining the amount and distribution of the stimulating current to the spinal nerves. To evaluate these effects, in 32 patients, undergoing percutaneous trial of SCS for chronic pain, we measured the Z of common SCS leads (Medtronic Models 3487A and 3890) to characterize the impedance variability—the Z between contacts on the same lead and on dual-parallel leads in the same patient. We found a significant difference in the monopolar Z between contacts on the same lead (median: 31 Ohms, 25%–75% quartiles: 16–68 Ohms; $P < 0.05$). We also found a significant difference between the bipolar Z on matched bipolar contact combinations on dual-parallel leads implanted in the same patient (median: 79 Ohms, 25%–75% quartiles: 28–132 Ohms; $P < 0.05$). These results have clinical implications for SCS, as the ability to provide “balanced” multiple pain site coverage is difficult with single-channel PGs. The use of multichannel stimulators or stimulators with independently programmable current sources for each contact can mitigate these problems.

133

A Portable FES System Incorporating an Electrode Array and Feedback Sensors

Elsafy A¹, Fothergill J¹, Peasgood W²
Department of Engineering, University of Leicester, U.K. (1), Clinical Physics and Bioengineering, Walsgrave Hospital, Coventry, U.K. (2)

In the U.K. and elsewhere, there is an increasing number of multiple sclerosis (MS), Stokes, and Peripheral Nerve Disorders. These diseases affect the central nervous system and cause various nervous and muscular disabilities. Extremity muscle weakness such as foot drop, which affects the walking gait, is the most common difficulty that victims of these diseases suffer. Surface electrode Functional Electrical Stimulation (FES) systems have been used for many years for the rehabilitation of lost movement in extremities. Various surface electrode stimulators have been designed for different applications and some of them are available commercially. Most of these surface stimulators do not completely satisfy the users. For example, patients find it difficult to place the electrodes correctly, and they experience fatigue, skin irritation and hot spots. Furthermore the stimulators are not self-tuning. A completely new portable prototype surface electrode FES system has

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—

渡邊 高志*・星宮 望**

1. はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation; FES) は、上位運動神経系の障害に起因する運動機能や感覚機能の麻痺に対して、健全な末梢の神経・筋系に外部から適切な電気刺激を与えることで、失われた機能を補助・再建する方法である。FES による運動系の機能代行は、脊髄損傷や脳血管障害等により麻痺した上下肢の運動機能再建や排尿補助などで臨床的にも有効性が確認されており、末梢の神経・筋系に器質的障害がなければ重度の四肢麻痺に対しても適用可能である。

しかしながら、FES では、上肢の動作を患者の希望にしたがって自由に再建することや、下肢の運動機能を再建することでは、十分な実用性が達成されているとはいえない。現状では、限られた動作の再建のみが FES で実現できるだけである。したがって、中枢神経系の障害により運動機能麻痺となった患者、特に、重度の四肢麻痺者は、今なお、家族の協力のもと、障害による不自由な日常生活を送り続けているのである。我々は、このような現状を改善するため、特に四肢麻痺者が、少しでも多くの日常生活動作 (ADL) を獲得し、日常生活における自立が可能になるよう、多くの複雑な動作を実用的に再建する FES 制御の実現を目指している。

本稿では、FES による運動機能代行として、我々のグループの研究を工学的観点から紹介する。最初に、FES の原理やこれまでに開発された FES システムとその臨床応用について簡略に説明し、FES による麻痺肢制御の現状における問題点について考える。そして、複雑な動作を再建するために現在研究を進めている、冗長な特性を有する筋骨格系の多チャンネル FES 制御法について紹介する。

2. FES による麻痺肢の制御

2.1 電気刺激の方法

FES で用いられる電気刺激は、持続時間の短い負性のパルス電流または電圧であり、パルス振幅かパルス幅のいずれかを変化させて再建動作を制御する¹⁾。振幅やパルス幅を増大させると活動する運動単位の数が増加し (リクルートメント)、筋全体の収縮量が増える。刺激パルスの繰り返し周波数を変化させても筋収縮量を制御できるが、高い刺激周波数では筋疲労が早く生じ、低周波数では筋の震えが出現するので、FES の臨床応用では、適切な刺激周波数に固定するのが一般的である。

臨床での電気刺激法は、表面電極を用いて皮膚表面から神経・筋に電気刺激を与える方法と、ワイヤ電極などを筋内の末梢神経枝近傍に留置して電気刺激を与える方法とに大別できる。表面電極法では、2つの電極を用いて1個の筋を刺激する双極刺激法が一般に用いられる。最近では、導電性ソリッドゲルを使用する表面電極が多く、表面電極法は、これまでよりも簡便に利用できるようになっているが、個々の筋や深部の筋を選択的に制御することは困難な場合が多い。ワイヤ電極による刺激の場合には、体外の刺激装置を用いる貫皮的埋め込み電極法と、刺激装置とワイヤ電極を体内に埋め込む完全埋め込み電極法^{2,3)}とがあるが、いずれも、負電位側の電極を神経近傍に留置し、電位の基準となる電極を共通に使用する単極刺激法が一般的である。この刺激法は、神経束や筋の選択的刺激が可能であり、複雑な動作を再建する場合に実用的である。また、完全埋め込み電極法には、刺激電極を一体化した超小型刺激装置⁴⁾もあるが、双極刺激法であることを除けばワイヤ電極の場合と同様である。

2.2 臨床用多チャンネル FES システム

国内の臨床用 FES システムは、刺激データを作成するシステムコントローラと患者が携帯するポータブル刺激装置 (刺激出力 30 チャンネル) から構成

* Watanabe T 東北大学情報シナジーセンター先端情報技術研究部

** Hoshimiya N 東北学院大学

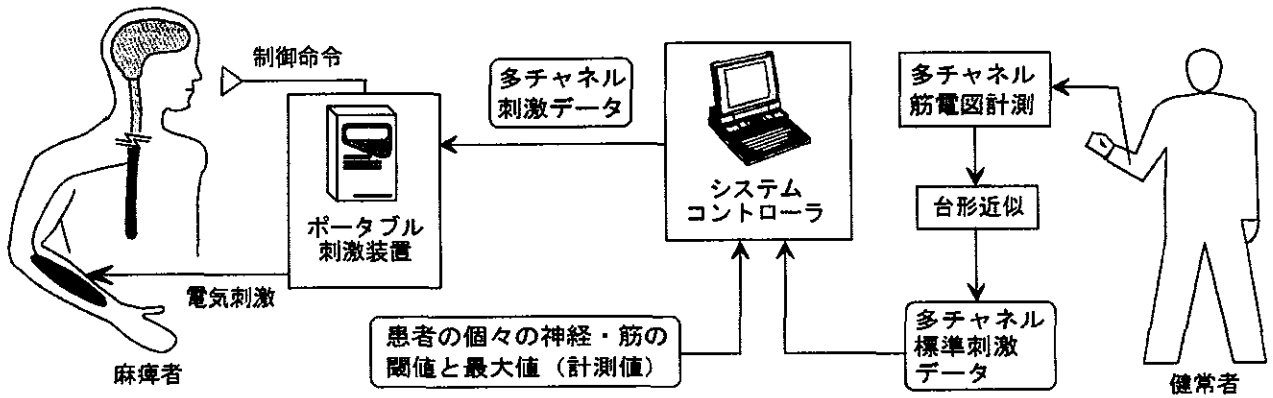


図1 国内の臨床用 FES システムによる運動機能再建法の概念図

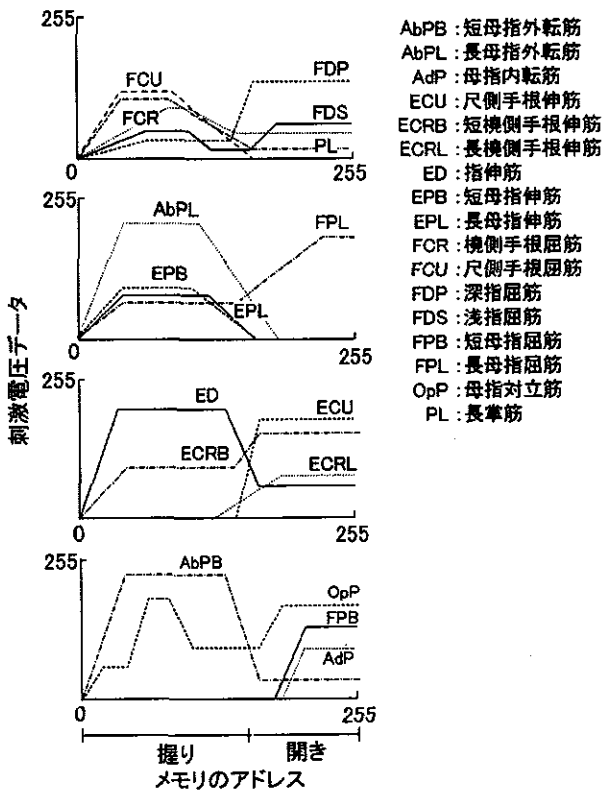


図2 国内の臨床用 FES システムで使用されている標準刺激データの例 (円筒握り)

され、振幅変調された電圧パルス列 (繰り返し周波数 20 Hz, パルス幅 0.2 ms) を用いて刺激を行うものである^{5,6)}。また、貫皮的埋め込み電極として、機械的強度が大きいこと、無毒で組織反応が少ないこと、耐食性が高いことなどの条件をもとに、SUS316L 硬質ステンレス線を用いた電極が開発されている¹⁾。

図1に、上述の FES システムを用いた運動機能再建法の概念を示す。この方法では、最初に、再建したい動作を健常者が行い、その動作に伴う筋活動を多チャンネル筋電図 (EMG) として計測し、それ

を整流・平滑した后台形近似する。これが、その動作の標準的な刺激パルス振幅データ (標準刺激データ) となる。標準刺激データの一例を図2に示す。縦軸は規格化した刺激電圧で、横軸は再建動作に対応し、刺激装置内のメモリのアドレスが割り当てられる。臨床適用の際には、標準刺激データと患者の被刺激筋の刺激電圧の閾値と最大値をシステムコントローラに与えると、患者個人のその動作の刺激データが作成される。ただし、麻痺の状態や筋骨格系の電気刺激応答特性は患者ごとに異なるため、作成した刺激データをさらに患者ごとに調整する必要がある。このように作成された刺激データは、ポータブル刺激装置に保存される。

患者は、残存機能を利用して刺激装置に制御命令を与え、再建する動作の選択や制御を行う。国内の臨床用 FES システムでは、次の3種類の制御命令が一般に必要なである。

- (1) 動作選択命令: FES 装置に登録されたいくつかの動作のうちの一つの動作を選択する。
- (2) 動作実行命令: 動作のスタート, 保持 (ホールド), ストップを命令する。
- (3) 比例制御命令: 刺激データのメモリアドレスを指すポイントを, アナログ的な量に比例して動かし, 動作を制御する。

表1は、上述の制御命令入力の一例を示す。これは、患者の呼気、吸気を2種類の呼吸センサで検出して制御命令として用いる方法で、C4四肢麻痺者の肘関節より遠位の関節運動を FES により制御する場合の例である。呼吸センサ S1 は動作選択命令を入力するためのもので、短い呼気を間欠的に目的の命令に対応する回数だけ与える。1回で手指・手関節の把持動作 (刺激データ1) が選択され、2回で肘関節の動作 (刺激データ2) が選択される。ま

表1 国内の臨床用FESシステムでの制御命令入力の例

スイッチ	間欠的呼気	呼気回数			
		1	2	3	4
S1		手指・手関節の把持 動作 (刺激データ 1)	肘関節の動作 (刺激データ 2)	停止	予備 (刺激データ 3)
スイッチ	S2	選択された動作 (刺激データ)			
		刺激データ 1	刺激データ 2	刺激データ 3	
		呼気	手の開き	肘関節伸展	(予備)
吸気	手の握り	肘関節屈曲			

た、3回で刺激の停止、4回で他の動作（予備）の選択も可能となっている。S1で動作を選択した後、S2へ呼気あるいは吸気を入力すると、S2へ命令を与えている間、装置内の刺激データのメモリアドレスを指すポインタが一定速度で移動し、ポインタが指すメモリ内の振幅を持つ刺激パルス列が順に出力され、動作が再建される。任意の位置で動作を保持する場合には、S2への呼気・吸気の供給を停止する。表1の刺激データ1では、呼気で手の開き、吸気で握りが制御され、刺激データ2では、呼気で肘の伸展、吸気で肘の屈曲が制御される。このように、S2は、比例制御命令を入力するために使われるが、肩の変位などのアナログ的な随意信号による直接的な比例制御を擬似的に実現する方法であり、応答時間に制約があるものの、零レベルの調節などが不要で使いやすい特徴がある。

2.3 臨床応用

前節で紹介した方法は、協調的、拮抗的に働く多数の筋を同時に制御する場合、特に、自由度が大きく極めて複雑で巧妙な動きをする上肢の動作再建において実用的であり、有効性も高い。これにより、最も複雑で不可能とされてきた重度の四肢麻痺者の手指・手関節・肘関節の動作を再建すること⁷⁾や、片麻痺者の肩を制御すること⁸⁾に世界で最初に成功している。しかし、あらかじめ刺激データを作成しておく必要があり、患者の多様な希望をかなえることまではできていない。FESの臨床応用の詳細については、医学的観点からの解説^{1,9~11)}があるので、以下では概略を述べる。

C4四肢麻痺では、BFO (Balanced Forearm Orthosis) により上肢を支持し、手指および手・肘関節をFESで制御して、食事や整容などの動作を実現している。しかし、複数の関節運動を多くの筋で制御する必要があること、残存機能が非常に制限

されているために制御命令を与える方法が少ないことなどから、多様な動作を再建するためには多くの課題がある。C5四肢麻痺では、肩関節や肘関節などに随意性が残されている場合が多いので、手指および手関節を制御するだけで、患者の希望に応じることが可能になる。また、C4四肢麻痺よりも残存機能が多く、制御スイッチの選択肢も増えるので、実用的になるといえる。しかしC6四肢麻痺になると、手関節の随意背屈も可能になるので、FESによる動作獲得の効果はあまり期待できなくなってしまう。

対麻痺では、特別な場合を除いてFES歩行は困難である。しかし、体幹のバランスをとることができている状態であれば、FESによる起立が可能になる。また、脊髄上位の損傷による麻痺で体幹が不安定な場合でも、車椅子とベッドとの間の移乗補助などにFESを利用することが有効であり、介護者の負担の軽減に役立ち、実用的になる。

片麻痺者の上肢の動作については、肩関節を含めた制御が可能である。しかし、健側によるスイッチ操作で動作を制御しており、両手を同時に動かすことはできていないので、実用性が高いとはいえない。下肢の場合には、フットスイッチを利用した古典的な尖足矯正が広く行われている。

3. 麻痺肢のFES制御における諸問題

3.1 筋・骨格系の制御

FESによる再建動作の制御を難しくしたり、FESの実用的利用を妨げたりする要因として、電気刺激による運動単位の活動の様子が随意運動の場合と異なること、電気刺激による運動の発生過程には、ダイナミクス、非線形性、および時変性が複雑に影響していること、臨床適用の際に、筋ごと、個人ごとの大きなばらつきがあることなどが挙げられる。そ

表2 FESによる動作制御に影響を与える性質

随意運動時の運動単位の活動様式との違い
運動単位のリクルートメント順序の反転
運動単位の同期的発火
筋・骨格系の非線形性, 時変性
刺激強度-筋張力関係, 刺激周波数-筋張力関係
筋長-張力関係, 収縮速度-張力関係
モーメントアーム
受動的粘弾性特性
発生張力の刺激履歴依存性 (ヒステリシス, 与えた刺激の強度や時間, 休憩時間など)
筋疲労
長期間の電気刺激による筋特性の変化
筋ごと, 個人ごとのばらつき
筋・骨格系の非線形性, 時変性
筋の機能 (肢位による違いもある)
麻痺の範囲, 症状

これらの項目について, 表2に例を示した。

電気刺激による運動単位のリクルートメントでは, 発生張力は大きい疲労しやすい運動単位が低い刺激強度から活動に参加し, 発生張力は小さいが疲労しにくい運動単位は刺激強度が大きくなると活動に参加しない。また, すべての運動単位が刺激パルスに対して同期的に発火してしまう。これらは, 随意運動のような滑らかな動作を再建する上での障害になるだけでなく, FESによる動作再建中に筋疲労が生じやすくなるといった重大な問題も引き起こす。これに対しては, 随意運動時のリクルートメント順序の実現や, 神経束内の微小領域の非同期的な発火などについて, 神経束刺激を用いた方法が研究されているが^{12~17)}, 実用化には至っていない。また, 神経束の外部から電気刺激を与えるため, 個々の運動単位を選択的に制御することは困難であると予想される。

表2に示したような, 筋ごと, 個人ごとのばらつきのために, 電気刺激に対する筋・骨格系の応答は患者によって異なるので, FESの制御対象部位や再建動作は, 患者の症状に個別に対応して決定される。また, 筋萎縮や関節拘縮などで関節可動域に著しい制限のある場合には適用外になること, 脊髄損傷の場合にはdead bandにより麻痺筋が電気刺激に反応しない部位もあることなど, 制御を行う以前の課題もある。これらに加え, 反射系の亢進なども起こり, 健常者では電気刺激による制御が適切に行え

(6)

たととしても, 麻痺者では行えない場合もある。このような対象の制御方法を開発するためには, 筋・骨格モデルを利用した計算機シミュレーションが有効になると期待される。最近では, 後述する制御方法の実験結果について, 計算機シミュレーションでも同様の結果を得ることが可能になってきた¹⁸⁾。

3.2 システムの操作

FESシステムを操作するための制御命令入力法を現在の技術で開発する際に考慮すべき点として, 以下のようなことが挙げられるであろう。

- (1) 使用者の残存機能を活用すること。
- (2) 日常生活において重要な役割を果たしたり, 頻繁に利用されたりする機能は使用しないこと。
- (3) 随意性の高い機能を割り当てること。
- (4) 多くの命令や複雑な命令を容易に入力できること (操作が煩雑でないこと)。
- (5) 同一の手法を多くの患者に適用できること。

現在のところ, これらを十分に満足する方法は無く, これまでに研究開発されてきた方法として, 音声の利用¹⁹⁾, 筋電信号 (EMG) の利用²⁰⁾, 残存する随意動作の利用^{21~23)} などがあるが, 現実的には, 残存する随意運動機能を利用したスイッチ操作が使用されているだけである²⁴⁾。したがって, 重度の四肢麻痺者ではシステムの操作が頭部や肩の機能を利用する方法に限られてしまい, また, 片麻痺者では健側で操作するので両側上肢の協調的な動作を再建することが難しい。下肢麻痺者でも上肢を使用する必要があるために, システム操作の煩わしさやもどかしさが残されている。このように, 制御命令入力法がFESの実用的利用の制約となっている。

近年では, 脳電図 (EEG) や脳から直接計測して解析した神経活動を利用してユーザ・インターフェイス (Brain Computer Interface; BCI) を実現しようとする方法もある^{25~28)}。しかし, 皮膚表面から計測する脳波は複数の神経活動の合成として計測されるため, FESシステムの操作に利用するには限界があると思われる。一方, 脳の神経活動を直接計測して利用する場合には, 電極を含めた計測技術の開発と, 計測された信号から情報を抽出し, 操作者の複雑な意思を的確に理解する方法の開発が, 任意の動作を自由に再建するための課題であろう。

4. 多チャネル FES 制御法の開発

4.1 多チャネル閉ループ制御

臨床的に用いられているほとんどの FES システムは、前述のような開ループ制御を採用している。そのため、以前から閉ループ制御の実現が望まれているものの、適切な制御アルゴリズム、実用的なセンサの開発が大きな課題となっている。

制御アルゴリズムに関しては、冗長性を有する筋・骨格系、すなわち、刺激強度の決定において不良設定問題を生じる場合の FES 制御法の開発が必要不可欠である。これに対し、我々が検討している方法は、計測した筋の入出力特性（刺激強度 - 関節角度特性）から、次式で表される多チャネル PID 制御器のパラメータを決定する方法である²⁹⁾。

$$S_n = S_{th} + K_p e_n + K_i \sum_{i=0}^n e_i + K_d (e_n - e_{n-1})$$

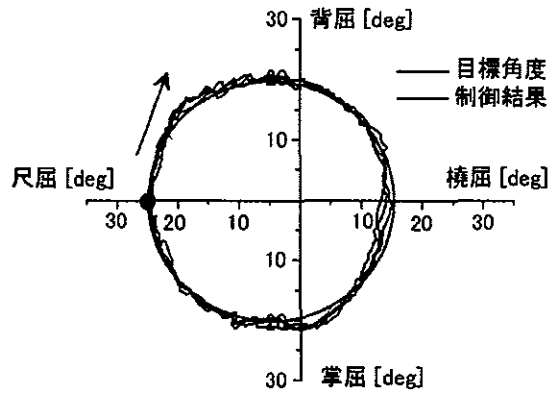
ここで、 S_n は時刻 n での刺激強度、 S_{th} は制御時の刺激強度の最小値、 e_n は時刻 n における目標角度と測定角度との差を表すベクトルである。 K_p 、 K_i 、 K_d はパラメータ行列で、その要素は次式で表される。

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

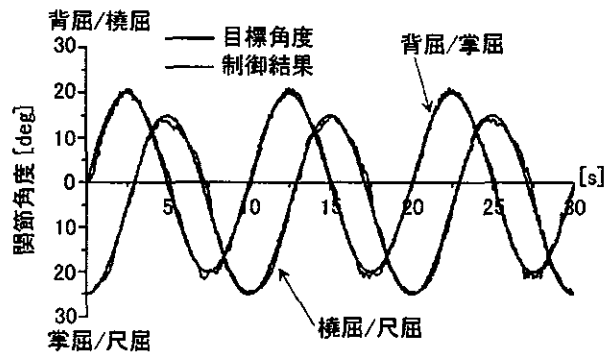
L_i 、 T_i は、筋 i のステップ応答をむだ時間を含む 1 次遅れ特性で近似した場合のむだ時間と時定数であり、筋が複数の運動に関与する場合、各運動 j について求めた値の平均値を採用した。 Δt はサンプリング間隔である。 m_{ij}^- は行列 M^- の要素で、 M^- は、筋骨格系の入出力特性を刺激最小値と最大値との間で直線近似し、その直線の傾きを要素とする行列 M の一般化逆行列である。

この方法を、手関節の掌屈・背屈、橈屈・尺屈の 2 自由度運動を制御対象とし、長橈側手根伸筋 / 短橈側手根伸筋（橈側手根伸筋群、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）を被刺激筋として、健常被験者に適用した。これらの 4 筋は、制御対象とした複数の運動に関与し、逆に、制御対象とした各運動には、複数の筋が関与する。したがって、動作を再建する場合に、各筋への刺激量を一意に決定することが容易にできないことがわかる。

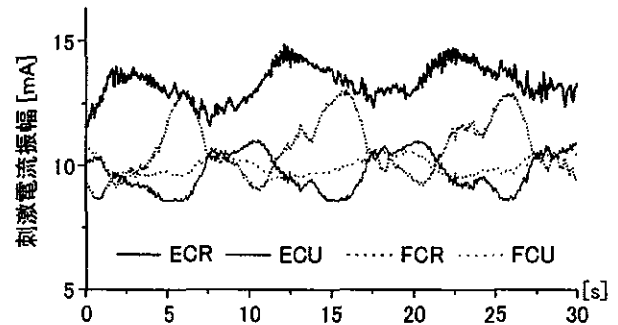
上述の方法による閉ループ制御結果の一例を図 3 に示す。このように、健常被験者での実験ではある



(a) 関節角度軌跡



(b) 関節角度の時間変化



(c) 刺激電流の時間変化

図 3 多チャネル閉ループ FES 制御による関節角度の追従制御結果の例

が、手関節の 2 自由度運動の 4 筋刺激による閉ループ制御を実現できている。この方法では、冗長性を有する対象の多チャネル閉ループ制御の実現可能性は示されたが、複数の関節の運動の制御や、パラメータ調整法などが課題として残されている。また、患者が再建したい動作の目標軌道などをどのようにシステムに与えるかといったユーザ・インターフェイスの問題、関節角度等を計測する実用的なセンサの開発も解決しなければならない課題である。

4.2 フィードバック誤差学習の応用

前述の閉ループ制御では、センサを常に身体部位に装着しなければならないことや、速い動作に対応

しにくいといった課題がある。これに対し、フィードバック誤差学習³⁰⁾を用いることで、開ループ制御器と閉ループ制御器を併用したFES制御器を実現できる可能性がある³¹⁾。これは、速い運動を行える開ループ制御器と外乱補償が行える閉ループ制御器の両者の利点を有しており、各制御器を単独で使用することも可能である。また、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)をリアルタイムに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ので、制御対象の特性が変化してもIDMがそれに合わせて変化できるといった特徴もある。

制御系のブロック図を図4に示す。目標関節角度(θ_d)とその一次微分、二次微分を用いて開ループ制御器(IDM)が各筋への刺激強度を出力する。また、目標関節角度(θ_d)と実際の関節角度(θ)の差をもとに、閉ループ制御器も刺激強度を出力する。これらの出力の和に、電気刺激に対する筋の応

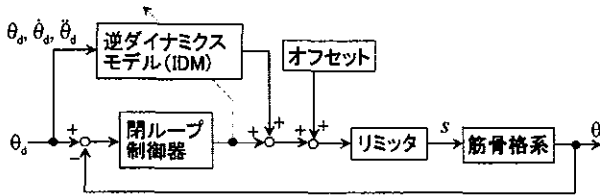


図4 フィードバック誤差学習を用いたFES制御系のブロック図

答の閾値に相当する量をオフセットとして加え、刺激最小値と最大値での制限を与えて最終的な制御器出力 s とする。

閉ループ制御器に前述のPID制御器を用いて、健常被験者の手関節の橈尺屈方向の往復運動を橈側手根伸筋群(ECR)と尺側手根屈筋(FCU)の2筋刺激により制御した。その結果を図5に示すが、現実的な繰り返し回数でANNが学習でき、速い目標動作に対して遅れ量の少ない制御を実現できることが確認された。また、全制御器の出力パワーに対する開ループ制御器の出力パワーの割合と関節角度の平均誤差を図6に示した。学習が進むにつれて誤差

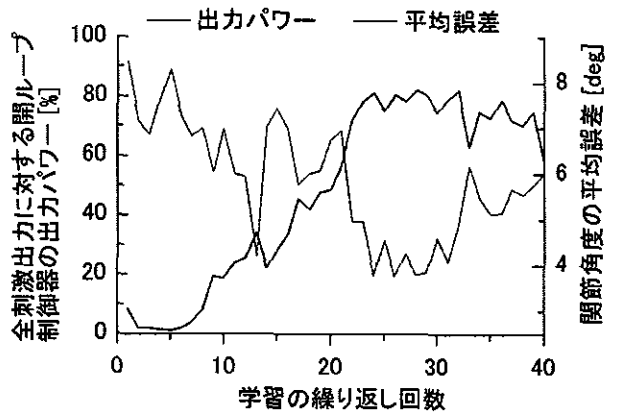
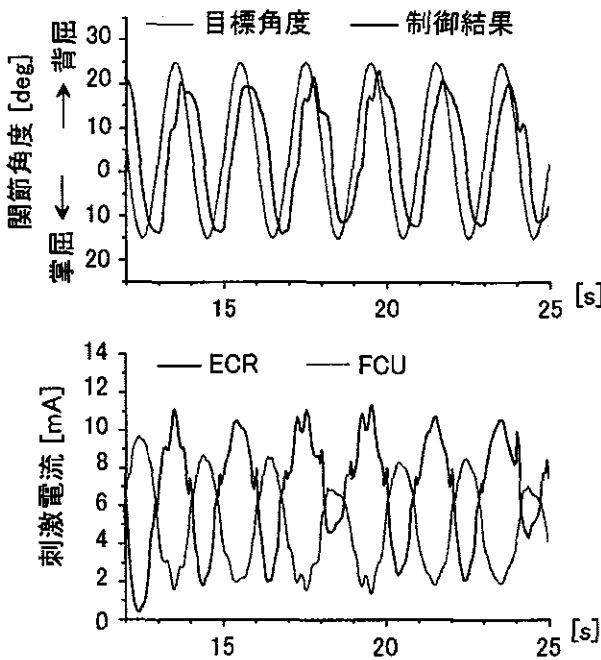
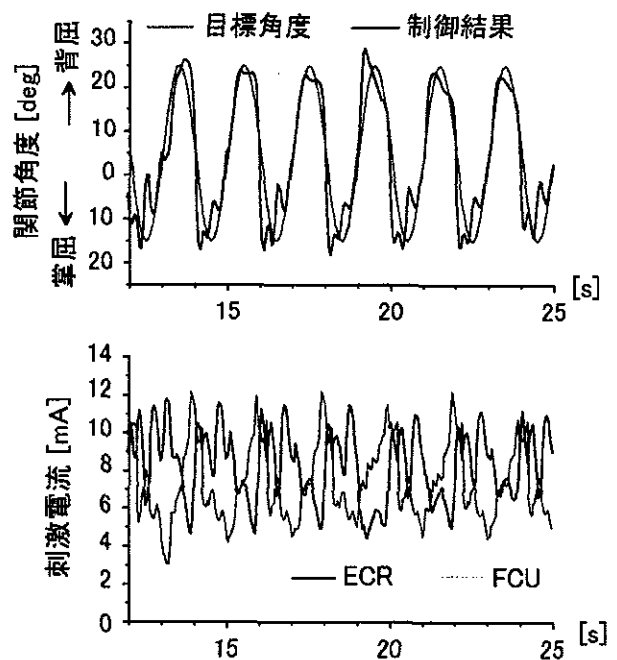


図6 開ループ制御器の出力パワーと関節角度の平均誤差の変化



(a) 学習回数 1回



(b) 学習回数 24回

図5 フィードバック誤差学習を用いた制御器による制御結果の例。