

片麻痺者の F E S による歩行再建のための 電源システムに関する基礎研究

村上 肇* 小林宏彰* 伊藤建一* 渡辺高志**
大庭茂男*** 星宮 望*** 半田康延†

* 新潟工科大学情報電子工学科

〒945-1195 新潟県柏崎市藤橋 1719

** 東北大学情報シナジーセンター

*** 東北大学大学院工学研究科

† 東北大学未来科学技術共同研究センター

E-mail: *{murakami, itoh}@iee.niit.ac.jp

あらまし 片麻痺者の下垂足制御による歩行動作再建を想定し、ユーザ自身の発電による電力供給を行う機能的電気刺激 (F E S) システムを提案する。本報告ではまず仕様を明確化する。それに基づき、片麻痺者の健側で発電し、患側を刺激する、表面電極を用いた 1 チャンネル刺激のシステムを試作する。そして健常者を電気刺激して足関節背屈を誘発する実験によって、システムの動作を確認する。以上により本手法の原理的な実現可能性を明らかにする。

キーワード 機能的電気刺激, 片麻痺, 歩行, 電源, 発電

Fundamental Study on a Power Supply System for FES Gait Restoration of Hemiplegic Patients

Hajime MURAKAMI*, Hiroaki KOBAYASHI*, Ken-ichi ITOH*, Takashi WATANABE**,
Shigeo OHBA***, Nozomu HOSHIMIYA***, and Yasunobu HANDA†

* Department of Information and Electronics Engineering, Niigata Institute of Technology
Fujishashi 1719, Kashiwazaki-shi, 945-1195 Japan

** Information Synergy Center, Tohoku University

*** Graduate School of Engineering, Tohoku University

† New Industry Creation Hatchery Center, Tohoku University

E-mail: *{murakami, itoh}@iee.niit.ac.jp

Abstract A new Functional Electrical Stimulation (FES) system which electric power is generated by users themselves is proposed for the gait restoration of hemiplegic patients by controlling their drop foot. Specifications for the system are clarified and a prototype system for 1-channel stimulation with surface electrodes is developed. Its function is experimentally evaluated, and the dorsiflexion of the ankle joint of a normal subject is elicited by using the system. Hence the fundamental feasibility of the method is verified.

Key words Functional Electrical Stimulation, hemiplegia, gait, power supply, generation of electricity

1. はじめに

1960年代に Liberson らが脳卒中片麻痺者の下垂足を電気刺激によって制御して以来^[1], 機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation, FES) は, 片麻痺をはじめとする運動機能麻痺に対する生体工学的な再建法として広く用いられてきている^[2-5].

片麻痺は, 脊髄損傷等による四肢麻痺・対麻痺とは異なり, 一侧の上肢・下肢の機能が残存している。そこで片麻痺者へのFESの適用について, 健側の残存機能を利用して患側の機能再建を図る試みが行われている。既に我々は, 制御命令入力 of 健側からの検出という観点で, 上肢運動機能制御のための筋電図計測^[6], 歩行制御のための加速度の計測^[7]について報告している。これらは, 健側からの情報の取得という位置付けである。一方, 健側からのエネルギーの取得という観点も興味深い。すなわち, 健側で発電機を駆動し, それによって患側への電気刺激を発生させることになる。そのためには, 発電系をも搭載した新たなFES機器の開発が必要となる。

FESに関するエネルギーシステム, 言い換えれば電源システムに関する研究としては, 埋め込み機器に対する体外からの電力伝送^[8]や, 電極への直接給電^[9]の報告がある。しかし発電系を搭載するFESシステムという観点からの検討はない。従来のFESシステムでは電源として電池が利用されており, 実用上支障はないものの, 電池の容量に応じた寿命が連続動作の理論的限界となる。一方, 発電系を搭載することで, 装置構成は複雑になるものの, 電池の寿命による制約は解消する。そこで本論文では, ユーザ自身の発電によるFES機器への電力供給に関する基礎研究を目的とする。そして, 片麻痺者の歩行再建を対象としたシステムを試作し, 基本的な実現可能性を確認したので報告する。

2. 基本仕様

機能的電気刺激 (FES) による片麻痺者の下垂足制御のためには, 基本的には患側遊脚期に前脛骨筋や総腓骨神経等を刺激して足関節背屈を生じさせればよい。これにより, 遊脚期のトゥ・クリアランスが確保され, 歩行が再建される。本研究の刺激装置ではシステムを単純化させるために, 表面電極による1チャンネル刺激とした。麻痺が広範に渡ったり, 健常者の歩行パターンにより近づけるために, 多数

の筋を刺激する例もあるが^[10], 本研究では考慮しない。

下垂足制御の電気刺激印加のタイミングを与えるためには, フットスイッチが広く用いられている^[11]。本論文のシステムもそれと同様に, 患側足底に取り付けたフットスイッチで離地, すなわち遊脚期を検出し, それに同期して刺激を開始させることを想定している。

FESでの刺激波形はパルス列であり, パルス幅0.2ms, 繰り返し周波数20Hzの振幅変調方式がよく用いられる^[12]。しかし本システムの場合, 電源電圧の制限により, 充分大きい振幅が与えられない可能性がある。そこで収縮量増大のために, パルス幅0.4ms程度, 繰り返し周波数60Hz程度とする。刺激強度は, 表面電極方式であることから電圧刺激で100V程度とする。パルスの包絡線については矩形とする。但しトゥ・クリアランスという観点から考えれば, 患側遊脚期全体に渡って足関節背屈を誘発しなくても, 遊脚期初期のみの制御で充分と思われる。そこで刺激期間は1秒程度とし, 自動的に刺激を停止させる。ところでより高周波数の刺激は筋疲労を誘起しやすいことが知られているが^[13], ここで想定している片麻痺者の歩行制御であれば刺激は間欠的で, デューティ比は小さくなることから, 影響は小さいものと思われる。

電源は健側足底に取り付けた発電機で供給する。健側接地時にこの発電機を踏み込むことで電圧を発生させ, これをいったんコンデンサに蓄える。そして前述の患側フットスイッチを介して刺激装置に電力を供給し, 刺激に供する。その場合, 1回の踏み込みで1周期に要する電力を発電しなければならぬ。生体の電気刺激に対する等価回路は, 1k Ω , 10k Ω , 0.015 μ Fを接続したものの^[14]があるが, 低周波数では1k Ω の純抵抗で近似できる。そこに前述のパルスが加えられた場合の消費電力は約6mWとなる。よってこの電力を供給できるだけの発電機, および充電できるコンデンサが必要となる。

3. 刺激装置

前章で述べた仕様を踏まえ, 刺激システムを試作した。全体は, 発電部・発電部・刺激増幅部に分けられる。

基本電源となる発電機は, 5V, 1.5Wの出力を有するドコモエンジニアリング製EGC-01を採用した。これを図1に示す。本体上部のグリップを握ること

によって発電が行われるが、本システムではこれを2台並べ、健側足部への装着を想定している。すなわち靴底の一部を図2のようにフラップ状にしておき、ここに発電機のグリップを連結する。立脚期の足底接地によってグリップが押され、給電される。5kg 重程度の踏み込みで発電機を駆動できることから、歩行中の体重移動による発電が可能である。本研究では主として電子回路構成の検証に重点をおいており、実際の装着部は製作していない。

発電部の回路図を図3に示す。前記の2台の発電機は直列接続し、図の左端の直流電源源となる。これらを同時に駆動することで10Vの出力を得る。これを、ダイオードを介してコンデンサに充電する。そして、患側に取り付けたフットスイッチによって、

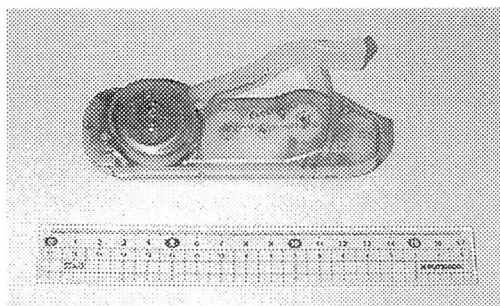


Fig.1 Generator of the system
(DoCoMo Engineering Inc., EGC-01)

患側足部の離地に同期して後段の回路に対して電力を供給する。但し、発振部に対しては、電源電圧は5Vに降下させている。

図4に示した発振部に電力が供給されると、前述の刺激パラメータに合わせたパルスがマルチバイブレータによって生成され、増幅部に送られる。なお回路は、通電後約1.5秒で発振を中止するように設定している。

図5は刺激増幅部である。発振部からのパルス信号は、トランジスタで電流増幅され、変圧器を介して刺激電極に送られる。

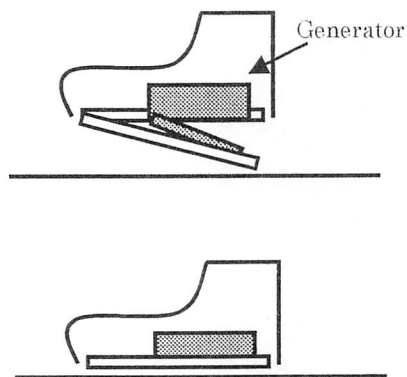


Fig.2 Generator attached on a shoe
Top: During the swing phase
Bottom: During the stance phase

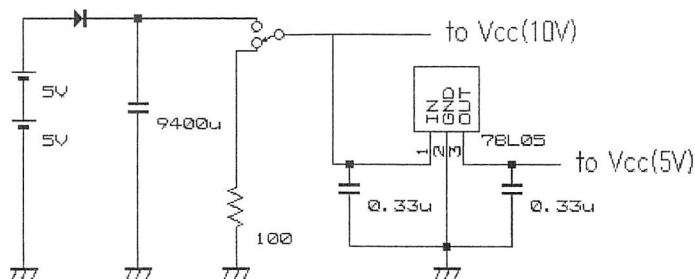


Fig.3 Power supply block

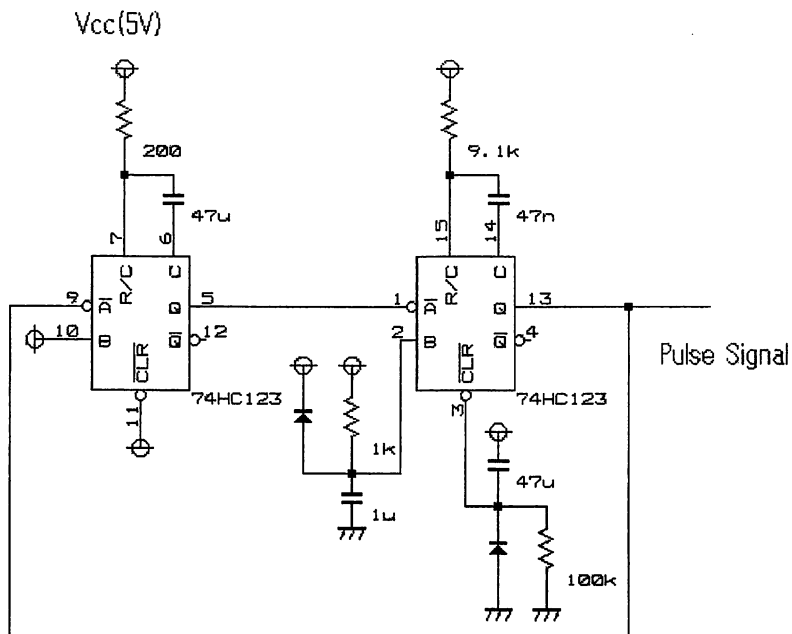


Fig.4 Oscillation Block

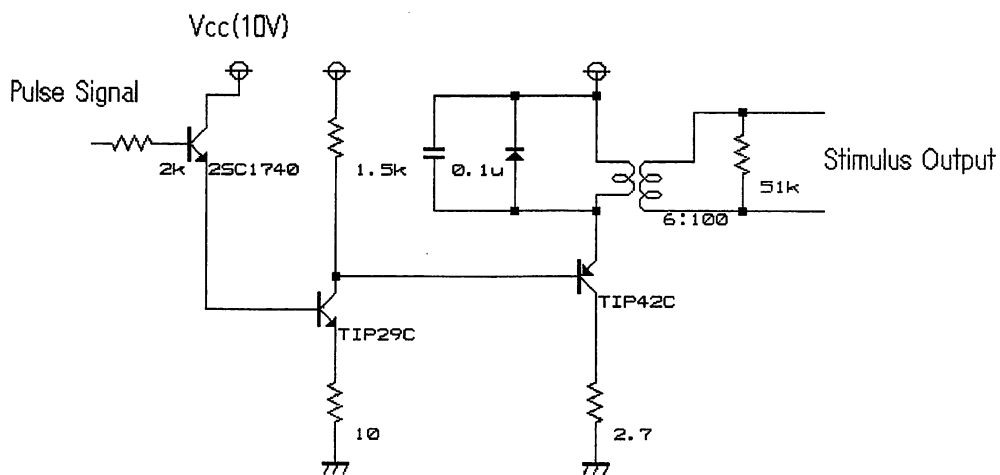


Fig.5 Stimulus amplification Block

4. 実験

前章のように設計・製作した試作システムについて、無負荷状態における動作確認、及び健常被験者による足関節背屈誘発の模擬実験を行った。

無負荷動作実験では、1回の充電と1回のスイッチオンを交互に行った。発電機は健側足部に装着せず、手で操作した。同様にスイッチも患側足部に装着せず、手で操作した。回路の刺激出力波形、および各部の電圧波形、信号波形をデータレコーダ(NEC

三栄製 RA1300: 入力インピーダンス $1M\Omega$ 以上) でサンプリング周波数 $10kHz$ にて記録した。

電源電圧に関する各部の波形の一例を図6に示す。波形は上から順に、発電機(2台直列)の出力、コンデンサの電圧、回路に供給される電源電圧($V_{CC}=10V$)を示す。発電時には、発電出力が $10V$ まで上昇し、それに合わせてコンデンサ電圧も上昇する。発電出力が下降しても、ダイオードが逆バイア

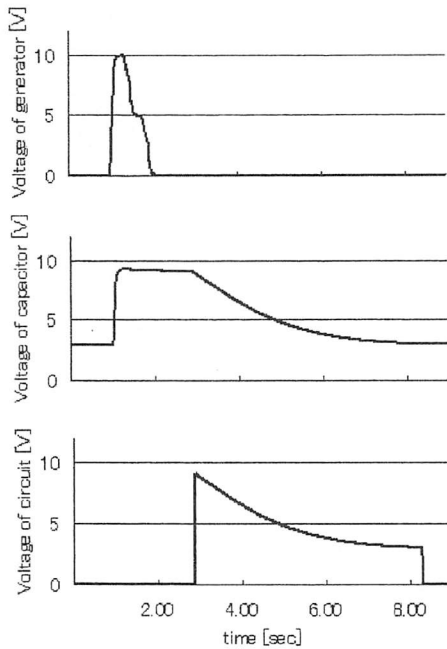


Fig.6 Supplied voltages of the circuit
Top: Voltage of series-connected generators
Middle: Voltage of charging capacitor
Bottom: Supplied voltage of stimulating Circuit

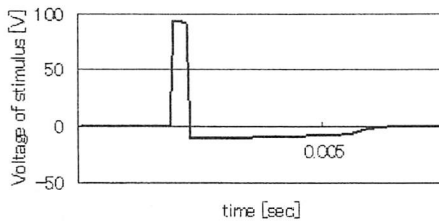


Fig.7 Output of the Stimulus amplification block

スとなるために、コンデンサ電圧は低下しない。スイッチがオンした刺激時には、回路動作に伴って電力が消費され、電源電圧が緩やかに下降する。スイッチがオフになると、電源電圧は0まで下がるが、コンデンサ電圧は次の充電時まで保持される。

刺激増幅部出力端における無負荷での波形の一例を図7に示す。図6下段に示したように電源電圧が時間とともに変化するために、振幅電圧は下降するが、パルス幅 $0.4ms$ 、繰り返し周波数 $56Hz$ 、最大振幅約 $100V$ の出力が得られた。

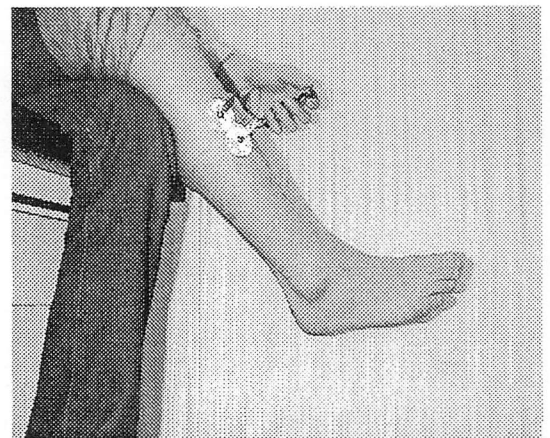
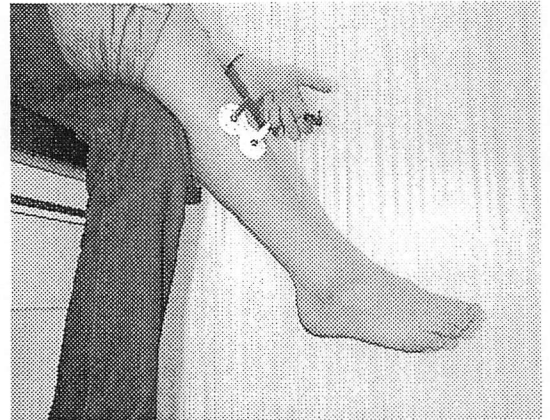


Fig.8 Elicited dorsiflexion of the ankle joint of a normal subject

Top: Before stimulation
Bottom: During stimulation

次に片麻痺者の下垂足制御を模擬した、健常被験者による刺激実験を実施した。刺激用の表面電極(NECメディカルシステムズ製ディスプレイ電極45352)を右下腿前面に貼付し、前脛骨筋を刺激した。なお、本来患側足部に取り付けるスイッチは手で操作した。実験の様子を図8に示す。同図上段ではスイッチをオフにしており、刺激を加えていない。したがって前脛骨筋は弛緩し、足関節は重力の影響で底屈している。同図下段ではスイッチをオンにした直後で、刺激が出力されている。したがって前脛骨筋が収縮し、足関節背屈が誘発されている。写真では示していないが、スイッチがオンした後、約1.5秒で刺激は停止し、足関節は初期状態に戻る。

5. 考察

本研究では、機能的電気刺激(FES)システムで消費する電力を、ユーザ自身が発電して供給することを目的としている。試作システムで実験した結果、所望の特性が得られ、健常被験者による模擬実験ではあるが足関節背屈運動が誘発された。したがって、本研究で提案した手法についての原理的な実現可能性が確認された。

ユーザによる発電は通常の歩行動作の中で行われることから、特別な操作なしにエネルギーを装置に供給できる。このことは、発電装置の装着感が加わるかもしれないが、一連の歩行動作の中で装置をあまり自覚せずに歩行動作再建が遂行できるものと思われる。

本研究のシステムでは、健側で発電して患側を刺激することから、両側の下腿を配線で結ぶ必要がある。このことは、システムの装着を困難にし、またコスメリックな意味でも問題が生じるかもしれない。ところで本研究は健側からのエネルギーの取得という観点で進められてきたが、それに限定せずに、ユーザからのエネルギーの取得と広く考えたとすれば、患側への発電部の配置が1つの解決法となる。それにより、システム全体を患側の足部から下腿までに集約できる。但し、患側への発電機の配置が歩行動作の遂行に負担となる可能性があり、この方式についてはユーザの残存能力等を考慮する必要がある。

6. 結論

本研究では、片麻痺者の歩行再建を想定し、健側に装着した発電機でエネルギーを供給して患側を刺

激する機能的電気刺激(FES)システムを提案した。そして仕様の明確化、システムの試作、その動作確認により、本手法の原理的な実現可能性を確認した。今後は、健側の発電機や患側のフットスイッチを含めてシステム化・小型化する予定である。

なお本研究の一部は、財団法人 内田エネルギー科学振興財団の試験研究費助成を受けた。記して感謝する。

文 献

- [1] W.T.Liberson, H.J.Holmquest, D.Scott, and M.Dow, Functional electrotherapy, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol.42, pp.101-105, 1961
- [2] シンポジウム“機能的電気刺激(FES)の基礎と臨床,” 臨床整形外科, vol.25, no.9, pp.1030-1066, Sept.1990
- [3] 特集“機能的電気磁気刺激,” BME, vol.6, no.8, pp.1-54, Aug.1992
- [4] 特集“FES 最前線,” バイオメカニズム学会誌, vol.17, no.1, pp.5-54, Feb.1993
- [5] 特集“治療に役立つ電気刺激,” クリニカルエンジニアリング, vol.12, no.1, pp.3-47, Jan.2001
- [6] 村上 肇, 伊藤建一, 渡辺高志, 星宮 望, 赤坂清和, 半田康延, “機能的電気刺激(FES)システムの制御信号としての上肢筋電図計測,” 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), MBE97-110, pp.129-134, Nov.1997
- [7] 山岸史歩, 渡辺高志, 古瀬則夫, 村上 肇, 大庭茂男, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, “片麻痺者の FES 歩行制御のための動作識別に関する検討,” 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), MBE2000-99, pp.109-116, Nov.2000
- [8] 高橋幸郎, 星宮 望, 松木英敏, 半田康延, “体外電力供給方式による埋め込み型機能的電気刺激装置,” 医用電子と生体工学, vol.37, no.1, pp.43-51, Mar.1999
- [9] 佐藤健実, 佐藤文博, 松木英敏, 佐藤忠邦, “機能的電気刺激用電極への直接給電及び信号伝送法の基礎的研究,” 第40回日本ME学会大会論文集, no.2aF1-7, p.386, May.2001
- [10] 半田康延, “FESの最近の進歩,” 臨床整形外科, vol.30, no.2, pp.155-162, Feb.1995
- [11] 市江雅芳, 半田康延, “機能的電気刺激(FES)の現状と未来,” BME, vol.13, no.2, pp.20-27, Feb.1999
- [12] 星宮 望, 半田康延, “機能的電気刺激,” BME, vol.2, no.11, pp.705-714, Nov.1988
- [13] 星宮 望, 生体工学, pp.167-169, 昭晃堂, 東京, 1997
- [14] 石山陽事, MEの基礎知識の安全管理, ME技術講習会テキスト編集委員会(編), pp.84-85, 南江堂, 東京, 1994