

機能的電気刺激による起立・歩行制御

藤田 欣也*・南谷 晴之**

1. はじめに

高齢化社会における医療問題の一つとして脳卒中、脳梗塞などの中枢神経障害による四肢麻痺患者の増加がみられる。付け加えて交通事故や労働災害、スポーツ障害などに原因した四肢麻痺も多発しており、これらの機能回復を目指した治療法ならびにリハビリテーション法の研究と臨床応用が盛んに行われるようになってきた。とくに、現在のモータリゼーションの発展に伴い、交通事故が多発し、多くの若者が脊髄・頸髄損傷のために寝たきり、あるいは車椅子生活を余儀なくされている。また、水泳、ラグビー、柔道競技などスポーツ中での同様な障害のため、起立や歩行動作の行えない若者も多く見受けられる。これらの麻痺・障害者に対して、近年、機能的電気刺激(functional electrical stimulation: 以下 FES と略す)による機能回復、あるいは機能再建法が取り入れられるようになり、対麻痺、片麻痺、上肢、下肢を問わずその適用例が多くみられるようになってきた。

FES は運動神経を電気パルス列で刺激して筋を収縮させることにより各種の機能を再建するものである。広義の意味では心臓ペースメーカーなども含まれることになるが、本稿ではとくに対麻痺者の起立、立位保持および歩行動作といった下肢機能の再建に関して、代表的な研究・開発の実

施例、すなわち下肢 FES の変遷と筆者らの経験を述べることにする。

これまで FES による対麻痺者の立位や歩行といった下肢機能の再建例は多数報告されており、うち一部は FES と補装具の併用によるものである。対麻痺者の立位機能の再建は、たとえば従来からの長下肢装具 (long leg brace: 以下 LLB) を用いた方法あるいは外骨格型の動力補装具などが考えられるが、FES では刺激により患者自身の筋力を活用するため、生体外部にアクチュエータを必要とせずに円滑な起立や歩行動作が可能になるという利点がある。また筋収縮により下肢の血流動態が改善されるなどの副次的効果も期待できる。起立から歩行といった実際の動作は連続して行われるものであるが、筆者らの経験については起立動作および立位姿勢の保持と歩行動作を分けて考えることにする。また、下肢は体幹などの重量を安定に支持する必要があるため実際の機能再建に先んじて筋力の再強化が必要となる。3章以降ではこれらの項目に関して順に述べる。

2. 下肢 FES の変遷

FES の臨床応用は、1961 年 Liberson ら¹⁾が、片麻痺患者の下肢に対し、腓骨神経を表面電極で刺激して足関節の背屈を促す、すなわち内反尖足を矯正し、歩行遊脚相の改善を試みたのが初めてである。その後、ユーゴスラビアの Vodovnik ら²⁾が中心となって上下肢 FES の研究開発が進められてきたが、Strojnik ら³⁾は片麻痺下肢に対してその足関節のみならず股関節、膝関節の関節運動を

* Fujita K 東北大学医学部解剖学第1講座

** Minamitani H 慶応義塾大学理工学部電気工学科

同時に制御する多チャンネル FES 装置を開発し、多チャンネル刺激を与えて健常足と同様の歩行パターンを得ることに成功している。また、Stanic⁹⁾や Krajnik⁹⁾は、表面電極 6 チャンネル FES 装置を片麻痺患者の下肢患側部の治療と歩行改善に使用している。足関節、膝関節、股関節各動作のタイミングに合わせて刺激プログラムを作成し、足底スイッチのオン・オフによりプログラムを実行させ、規則的な歩行を行わせている。あわせてフォース・プレート上で重心移動、歩幅、その他の歩行パラメータを測定し、その有効性を確認している。片麻痺患者の歩行矯正、歩容改善については、日本の駒井・川村⁸⁾も表面電極 FES 装置で患側下肢下垂足あるいは内反尖足に対して足底スイッチにより遊脚相にのみ腓骨神経を刺激して足関節背屈を行わせ、立脚相には足関節に制限を加えず歩行運動を円滑にしている。また、松矢・川村⁷⁾は短下肢装具の使用結果と比較するとともに和式生活への適応を検討し、FES 法の有効性を示している。

一方、胸髄損傷による対麻痺患者に対して Kralj⁸⁾や Cybulski⁹⁾が、表面電極 4 チャンネル FES 装置で大腿四頭筋および足関節背屈筋群に刺激を与え、歩行器あるいは杖の使用のもとで歩行制御することを試みている。この FES では、刺激のオン・オフは、歩行器あるいは杖の握りの部分に取り付けたスイッチを患者自身が押すことによって行われる。さらに Bajd と Kralj¹⁰⁾は、座位からの起立動作、立位保持を FES で行い、歩行器の一種である RGO (reciprocating gate orthosis) を併用して歩行運動を容易にしている。その際、電気刺激は運動神経だけを活性化させるのみならず、求心性神経をも活性化し間接的に脊髄や脳も刺激して再学習をはかる。たとえば伏在神経を刺激して下肢の屈曲反応を起こして遊脚期の振り出しを行っている。また、Petrofsky¹¹⁾らのグループは、コンピュータ制御の表面電極・多チャンネル FES 装置を開発し、対麻痺者の下肢機能(歩行)の再建を試みている。Chizeck¹²⁾も FES コンピュータシステムによりプログラム化された電気

刺激で多数の筋を収縮させ、より健常人に近い形の起立、歩行を再建しようと試みている。これに対して Schwanda や Thoma¹³⁾は、対麻痺患者の殿筋、大腿四頭筋筋枝の神経上膜に埋込み電極を縫着し、刺激をテレメータによって伝送する方式を採用し、これによって起立歩行時における股関節と膝関節の伸展を可能にしている。Isakov¹⁴⁾らの研究¹⁴⁾では歩行の一周を片脚支持期、両脚支持期、遊脚期(逆側片脚支持)の 3 区間に分割し、各区分ごとに中臀筋、大腿筋膜張筋、大腿四頭筋、ヒラメ筋、腓腹筋などの刺激を表面電極でオン・オフすることによって筋収縮を起こさせ歩行を可能にしている。臨床評価は関節角変位、重心位置変化、呼吸量、心拍数などを測定し、患者への負担度を検討し、さらに麻痺により萎縮した筋を再強化する試みも行っている。

最近の下肢 FES はさらに高度化し、経皮あるいは埋込み電極のマルチチャンネル・システム、筋電制御方式、コンピュータ制御方式、補装具との併用によるハイブリッド・システムなどが取り入れられ、かなり実用的になっている。Marsolais¹⁵⁾は 48 チャンネル経皮電極法による FNS (functional neuromuscular stimulation) を完全対麻痺者に適用し、起立ならびに歩行制御を行っている。電極は下肢と骨盤の筋に留置され、FNS 単独あるいは歩行器や杖、LLB の併用で平地歩行や階段昇降を可能ならしめている。表面電極法に比べて歩容、歩行速度のいずれの面でも優れている。また、酸素消費量、心拍、血圧なども測定して FNS 単独による起立や歩行状態におけるエネルギーコストを算出し、起立に際してのコストは LLB 単独使用の場合とほぼ同等であるが、歩行動作では LLB のほうがよい。また FNS と歩行器の併用と LLB 歩行を比較すると、低速歩行時には LLB のほうがよく、早くなる(0.4~0.56 m/s)と同等の特性が得られると述べている。また、Popovic¹⁶⁾は、動力装具や外骨格型装具と表面電極刺激 FES の併用によるハイブリッド・システムを、Andrews¹⁷⁾も同様に埋込み電極によるハイブリッド・システムを開発し、歩行動作の獲

得について臨床応用を試みている。平行棒内の歩行では補装具の単独使用、FES 単独使用、両者併用のハイブリッド・システムの三つの方法について床反力を測定してエネルギー消費量や負荷トルクを算出し、それぞれの効果とハイブリッド・システムの有効性を評価している。Phillips の研究¹⁸⁾は表面電極 4 チャンネル FES 装置を使用して大腿四頭筋、ハムストリング、殿部伸筋を電気刺激し、T-5 レベルの対麻痺者を対象に起立、着座、歩行動作の再建に使用している。歩行においては RGO を併用し、付属するリモート・スイッチで刺激のオン・オフを制御する。一方、Pons ら¹⁹⁾は対麻痺者の下肢機能の訓練と身体移動用に 4 輪サイクリング車を開発したが、経皮電極 FNS で大腿四頭筋、膝屈曲筋群、腓腹筋を刺激して、発生するわずかな筋力によってサイクリング車を動かせるように設計している。各筋の発生 EMG に対応して刺激パターンをコンピュータ制御し、十分な駆動筋力が得られない場合には補助モーターが作動してサイクリング車の移動を可能にしている。そのほか、Graupe ら²⁰⁾は対麻痺者の歩行に筋電信号を利用する FES 装置の開発を行い、Khang ら^{21,22)}は対麻痺者の FES による立位再建のモデル化とシミュレーションを行い、McNeal ら²³⁾は麻痺下肢のスイング動作に関する開ループ FES 関節運動制御系の研究など、制御工学の面からも研究開発を進めている。

日本においては齊藤・半田ら²⁴⁾が、胸腰髄障害による下半身麻痺者に対して経皮的埋込み電極を刺入留置し、30 チャンネル FES 装置と LLB を併用したハイブリッド・システムで歩行制御を行い、FES 単独の場合より歩行の安定度が高く、患者の疲労感も少なく、より長距離・長時間の歩行が可能であることを報告している。また藤田ら²⁵⁾も表面電極多チャンネル FES 装置で起立、立位保持、LLB 着用時の歩行動作を可能にしている。広川と Solomonow ら²⁶⁾は、胸髄損傷による対麻痺患者(C₄~T₄レベル)を対象に RGO, LLB, パラウォーカーの 3 種類の歩行装具を使用、また経皮電極 FNS 単独ならびに表面電極 FES と RGO を併用

したときの対麻痺者の歩行エネルギー消費がどうなるかを比較検討した。FNS 単独ではエネルギー消費量が多すぎるが、RGO で身体を支え麻痺筋を FES で駆動する方式ではエネルギー消費も少なく、患者の疲労が少なくもっとも効果的であると報告している。

以上のほかにも FES による対麻痺者の下肢機能の再建例は多数報告されている²⁷⁻³¹⁾。

3. 下肢 FES の準備段階

上位中枢神経系の麻痺により随意的収縮が行われなくなった筋でも電気刺激による収縮は可能であるが、多くの場合は変性のため収縮力が低下している。また、筋疲労の度合は著しく持続刺激による筋収縮力の維持は困難である。したがって機能再建のためには、準備段階として筋力の再強化期間が重要である。また、尖足や痙性などの動作を制限する要素に対して行われる通常のリハビリテーションや治療的電気刺激など、各種の訓練の成果も再建される機能を左右する大きな要因である。本文では詳細には触れないが、以下の結果はこれらの準備段階を経た後に得られたものである。参考までに反復して大腿四頭筋への電気刺激を行ったときの膝関節伸展モーメントの経時変化の一例を図 1 に示しておく³²⁾。刺激条件は最大振幅 100 mA, 周波数 25 p.p.s., パルス幅 300 μ s で、10 秒刺激と 10 秒休止の 30 分反復を極力毎日行った。長期にわたるトレーニング刺激により大腿四頭筋の収縮力が増加する様子が確認される。

4. 起立動作と立位保持

4.1 起立動作と立位姿勢の安定性

図 2 は大腿四頭筋刺激により膝関節を伸展させて平行棒内で立位状態をとった第 5 胸髄損傷 19 歳完全対麻痺患者の例である。また、第 8 胸髄損傷 18 歳完全対麻痺者が、平行棒内で、(a)図 2 と同様に大腿四頭筋への FES で膝関節を伸展させて起立動作を行ったときと、(b)膝関節も含めて大腿部から足部までを LLB で固定した状態で上肢の力で起立動作を行った場合の床反力 (ground

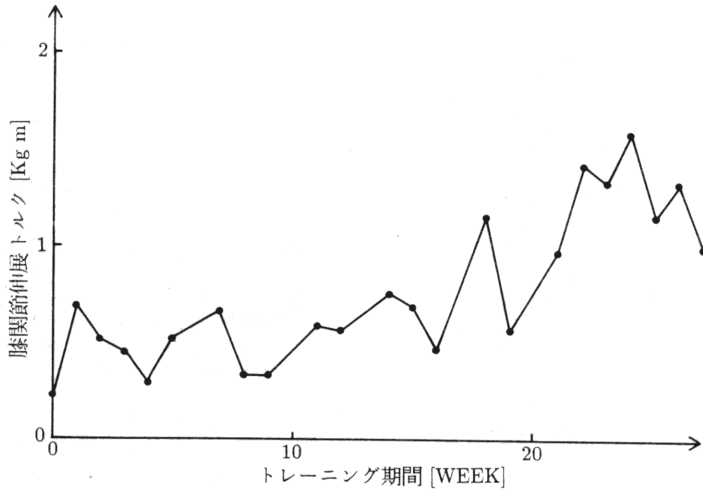


図1 電気刺激による筋力再強化の効果

大腿四頭筋を電気刺激したときの膝伸張トルクの週変化。



図2 FESによる第5胸髄損傷対麻痺者の平行棒内立位

reaction force : GRF) の経時変化が図3である。LLBを用いた場合には、一度完全に上肢により体重を支持しているのに対して、FESでは大腿四頭筋への刺激により円滑な起立動作が行われている。このことからFESによる膝関節の伸展が上肢への依存を低減し、立位動作に大きく寄与していることが確認される。さらに外観上も膝関節を常時固定するLLBよりFESのほうが優れている。

一方、立位保持期間においてはLLBを使用した図3(b)のほうが床反力の値は大きく、変動は小さい。すなわち、本例ではLLBを使用したほうが安定性のよい立位が獲得できている。これは膝関節を伸展位に固定する際に大腿四頭筋の収縮力で固定する方法とLLBで機械的に固定する方法

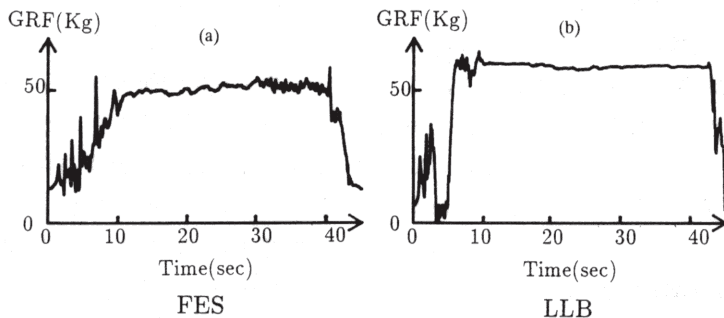


図3 第8胸髄損傷対麻痺者の平行棒内起立動作時の床反力の経時変化 (a) FES, (b) LLBによる結果。

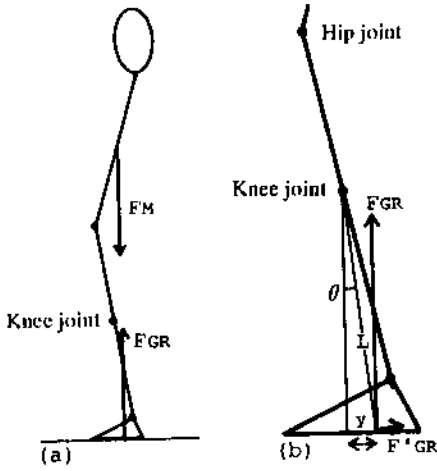


図4 立位姿勢のリンクモデル
膝関節に働く屈曲モーメントは図中 y と F_{GR} の積の2倍になる。

では、膝関節の安定性が異なることを意味する。そこで以下のようにモデルを用いて検討した³³⁾。

図4のような単純な矢状面内のリンクモデルを仮定すると、膝関節に働くモーメントは膝関節と床反力の前後方向の距離 y と床反力 F_{GR} の積の2倍として求められる。実際にモーメントを測定値から推定したところ健康者の立位では伸展方向へのモーメントが働いていた。これが膝関節のロックと呼ばれる現象で、このような姿勢をとることにより健康者は大腿四頭筋の負荷が最小になるような姿勢をとっていることが確認された。ところが対麻痺者の立位では約16 Nmの屈曲モーメントが働いているという推定結果が得られた。この原因は股関節と体幹の安定をさせるために、股関節を過伸展させたアルファベットの“C”形の姿勢をとることがおもな原因と考えられる。すなわち大腿四頭筋のみの刺激によるFES立位は、必要とする収縮力が健康者の立位よりも大きく、これが立位姿勢の安定性に影響を与えていた。しかもその原因は膝関節そのものではなく、主として股関節の角度による重心位置にあったことがわかった。

4.2 フィードバック姿勢制御

つぎに膝関節以外の関節、ここでは足関節に関して考えてみる。人間の立位姿勢を最も単純なモ

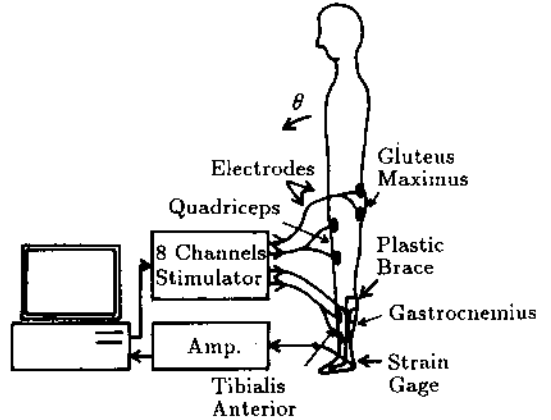


図5 フィードバック姿勢制御システム
足関節角度を身体傾斜角とみなして、前脛骨筋と腓腹筋の刺激を決定する矢状面内での制御。

デルで考えると、足関節を支点とする倒立振り子モデルで近似される。また筋収縮力、関節角度および関節の機械インピーダンスをフィードバックすることによりFESでそれらを任意に制御可能であることも従来の研究からわかっている³⁴⁻³⁸⁾。そこで図5のように足首関節角度を計測して腓腹筋(底屈)と前脛骨筋(背屈)の刺激強度をI-PD制御器を用いて決定する矢状面でのフィードバック制御系を構築し、第5胸髄損傷完全対麻痺患者に適用した³⁹⁾。図5中では大腿四頭筋と大臀筋にも刺激を行っているが、これらの刺激強度は一定である。

平行棒内で立位を保持したときの、30秒間での床反力作用点の軌跡が図6である。フィードバックなしの図6(a)に比較してフィードバックありの図6(b)では矢状面内での動揺が減少している。また、各5試行の平均では立位時の重心動揺がフィードバックにより20%以上低減されていた。この結果より足関節まわりのフィードバックが姿勢の安定化に有効であることが確認された。ただし、健康者の立位では床反力作用点は10mm四方の範囲に納まる程度であることから考えてみると、足関節まわりの制御だけでは無補助での立位にはまだ不十分であろう。

4.3 無補助立位の可能性

膝関節に働く多大な屈曲モーメントの低減、お

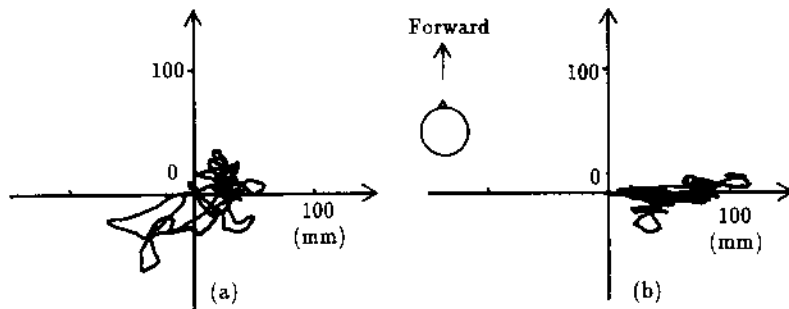


図6 平行棒内でFESにより第5胸髄損傷対麻痺者が30秒間立位保持したときの床反力作用点軌跡
(a) 足関節フィードバックなし、(b) 足関節フィードバックあり。

よび足関節まわりのフィードバック制御が立位姿勢の安定化に有効であることがこれまでにわかってきた。これらを改善し、上肢での支持を必要としない立位の可能性を考えてみる。

膝関節の屈曲モーメントに関しては、股関節の過伸展の影響が大であることから、股関節を過伸展することなく安定化する方法の検討が望まれる。すなわち股関節のフィードバック制御を行い、重心と膝関節の位置関係を最適化する必要がある。足関節まわりの制御は姿勢安定化に有効ではあったが、足関節の制御は膝関節の安定性に影響を与えるため、膝関節が完全に固定でもされない限り足関節の制御器には制約が存在する。すなわち、足関節単独での制御では安定性の改善に限界があるのは明白である。

立位姿勢の安定化のためには下肢の各関節を十分に安定化することが必要であり、これまでに十分に検討されていなかった股関節の制御についても行う必要がある。また各関節の安定性が重要なのもちろんのこと、これらは相互に影響を及ぼすため、各関節を単独に制御するのではなく、それらの機能的、力学的な関係を考慮した多入出力制御が最終的には要求されるものと考えている。

5. 平行棒内歩行

5.1 歩行結果

立位の次段階として平行棒内でLLBとFESの併用であるハイブリッド歩行を試みた結果が図

7である。FESと装具を併用する方法のすべてが一般的にハイブリッド法と呼ばれているが、装具の装着部位やFESでの刺激部位は手法によって種々多様であり^{16,17,30,31}、必ずしも特定の手法を意味してはいない。ここでの方法は、主として安全性の観点からLLBを膝関節の固定に使用し、FESで股関節の屈曲を行う単純な方法である。刺激電極設置部位は股関節から大腿前面にかけての部分で、主として大腿神経刺激による大腿直筋が作用したものと考えている。このとき股関節の屈曲角度は立位姿勢から約30度得られた。

このようにして平行棒内歩行を行ったときの歩行中(図7参照)の支持脚の床反力を測定したものが図8である。着床後は徐々に支持脚に荷重移動してきて40kg程度まで増加した後に、一度床反力が減少して、また増加した後に、徐々に反対脚に荷重移動して床反力がゼロになっている。図8中の4~7秒の区間では床反力が一度減少して増加しているが、本来は遊脚である反対脚の荷重を軽減するために支持脚には一時的に全体重がかかるはずである。ところが実際には体重を支持脚ではなく上肢によって支持するため、支持脚の荷重も減少している。上肢によらずに遊脚への荷重を零にすることが、LLBと2チャンネルのFESという単純な形態のハイブリッド歩行での問題点である。

5.2 上肢支持軽減への課題

左右両脚への荷重配分の制御は、すなわち前頭

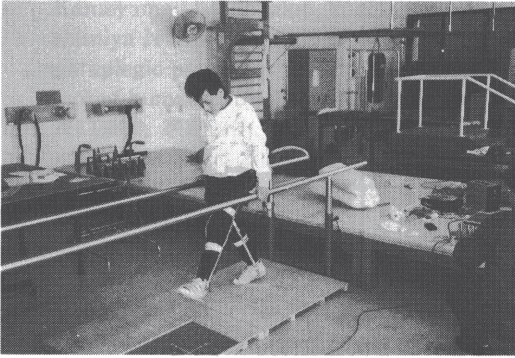


図7 ハイブリッド FES による第 8 胸髄損傷対麻痺者の平行棒内歩行
膝関節を LLB で固定し、股関節の屈曲を FES で行う。

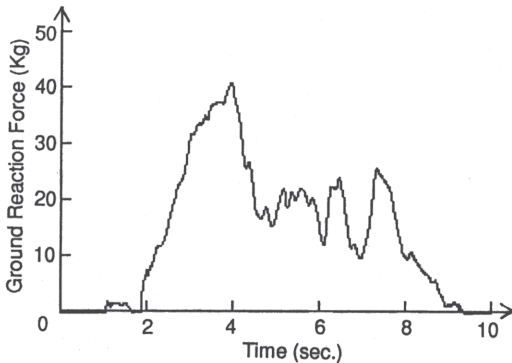


図8 平行棒内歩行時の支持脚の床反力
着床時の床反力の増加と離床時の床反力の減少はスムーズだが、一脚支持であるはずの 4 から 7 秒の間で全体重が支持脚にかかっていない。

面内での姿勢制御の問題になってくる。ここまで矢状面内での問題に限定して検討を進めてきたが、今後は前頭面内での制御も検討しなければならないであろう。また前頭面での制御は 4 章で触れた立位についても当然ながら今後は必要であろう。

とくに歩行に際して両脚の荷重配分を制御するためには、膝関節や足関節に比較して前頭面での自由度が大きい股関節や体幹の影響が大きいものと予測される。したがって股関節の外転や体幹の側屈などの作用が重要と考えられ、受傷部位にもよるが中臀筋や内外腹斜筋など深部の筋の収縮力制御が必要になってくることも考えられる。ちなみに中臀筋は経皮刺入電極により刺激可能である

ことが確認されており、経皮刺入電極を用いれば、より歩行機能の再建は容易になるものと考えられる。

より健常者に近く、エネルギー消費の少ない歩行機能を再建することが FES による歩行機能再建の目的であるが、そのためのアプローチとしては麻痺部位の筋をすべて制御しようとする方向と^{8,27,29)}、装具を併用することにより単純な制御で代償しようとする二つの方向が存在する^{16,17,30,31)}。二者択一の決定的な答えは求まっていないのが現状のようである。

6. おわりに

FES による筋力の再強化から対麻痺患者の平行棒内起立、立位保持および歩行に関して筆者らの経験をもとに記述した。下肢の機能だけに関しても多くの課題が残されているという現状であるが、2 章で示したように国内外を問わず FES による下肢機能再建法の研究・開発は数多く、その発展は麻痺・障害者の光明になりうるものと確信する。本稿が多少なりとも読者諸兄の参考になれば幸いである。

文 献

- 1) Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M: Functional electrotherapy. Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* **42**: 101-105, 1961
- 2) Vodovnik L: Functional electrical stimulation of extremities. In *Advances in Electro. Electr Phys* **30**: 283-297, 1966
- 3) Strojnik P, Kralj A, Ursic I: Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking. *IEEE Trans Biomed Eng* **BME-26**: 112-116, 1979
- 4) Stanic U, Acimovic R, Gros N, Trnkoczy A, Bajd T, Kljajic M: Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait. *Scand J Rehabil Med* **10**: 75-92, 1978
- 5) Krajnik J, Stanic U, Malezic M, Acimovic R, Gros N, Kljajic M, Pirnat P, Stopar M: Experiences with multi-channel electrical stimulation in the correction of hemiplegic gait. *Proc*

- 4th Annu Conf Rehabil Eng 1981, 238-243
- 6) 駒井啓二, 富永晟浩, 川村次郎, 松矢正利, 福井信佳, 田中政敏: 麻痺肢の機能的電気刺激(表面電極法について). *バイオメカニズム—生体の機能と代行—* 8: 155-164, 1986
 - 7) 松矢正利, 川村次郎, 玉置哲也, 西原一嘉, 広田茂美, 鈴木重行, 富永晟浩, 鮎沢芳穂, 田村 茂: 片麻痺患者に対する機能的電気刺激装置—適応症例, 短下肢装具との比較, 和式生活への適応—, *理・作・療法* 18: 127-131, 1984
 - 8) Kralj A, Bajd T, Turk R, Krajnik J, Benko H: Gait restoration in paraplegic patients. A feasibility demonstration using multichannel surface electrodes FES. *J Rehabil Res Dev* 20: 3-20, 1983
 - 9) Cybulski GR, Pen CA, Jaeger RJ: Lower extremity functional neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury. *Neurosurg* 15: 132-146, 1984
 - 10) Bajd T, Kralj A, Turk R, Benko H, Sega J: The use of a four-channel electrical stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients. *Phys Therapy* 63: 1116-1120, 1983
 - 11) Petrofsky JS, Phillips CA, Heaton HH: Feedback control systems for walking in man. *Comput Biol Med* 14: 135-149, 1984
 - 12) Chizeck HL: Helping paraplegic walk: Looking beyond the Media Blitz. *Technol Rev* 88: 55-63, 1985
 - 13) Schwanda G, Mayr W, Stohr H, Thoma H: Analysis of FES treated paraplegic patients with implants. *Proc 38th Annu Conf EMB* 1985, 294
 - 14) Isakov E, Mizrahi J, Najenson T: Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients. *J Rehabil Res Dev* 23: 9-19, 1986
 - 15) Marsolais EB, Edwards BG: Energy costs of a walking and standing with functional neuromuscular stimulation and long leg braces. *Arch Phys Med Rehabil* 69: 243-248, 1988
 - 16) Popovic D, Tomovic R, Schwirtlich L: Hybrid assistive system—The motor neuroprosthesis. *IEEE Trans Biomed Eng BME-36*: 729-737, 1989
 - 17) Andrews BJ, Baxendale RH, Barnett R, Phillips GF, Yamazaki T, Paul JP, Freeman PA: Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback. *J Biomed Eng* 10: 189-195, 1988
 - 18) Phillips CA: Electrical muscle stimulation in combination with a reciprocating gait orthosis for ambulation by paraplegics. *J Biomed Eng* 11: 338-344, 1989
 - 19) Pons DJ, Vaughan CL, Jaros GG: Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics. *Med Biol Eng Comput* 27: 1-7, 1989
 - 20) Graupe D: EMG pattern analysis for patient-responsive control of FES in paraplegics for walker-supported walking. *IEEE Trans Biomed Eng BME-36*: 711-719, 1989
 - 21) Khang G, Zajac FE: Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part 1—Computer model and control-system design. *IEEE Trans Biomed Eng BME-36*: 873-884, 1989
 - 22) Khang G, Zajac FE: Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part 2—Computer simulation studies. *IEEE Trans Biomed Eng BME-36*: 885-894, 1989
 - 23) McNeal DR, Nakai RJ, Meadows P, Tu W: Open-loop control of the freely-swinging paralyzed leg. *IEEE Trans Biomed Eng BME-36*: 895-905, 1989
 - 24) 齊藤親子, 市江雅芳, 半田康延, 半田 勉, 児玉南海雄, 渡部洋一, 沼沢真一, 星宮 望, 大窪清司, 田中正彦, 石川清一: ハイブリッド FES による歩行制御, 第 5 回リハ工学カンファレンス 論文集 1990, 131-134
 - 25) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: ハイブリッド 2 チャンネル FES による対麻痺者の平行棒内歩行, 第 31 回日本エム・イー学会大会 論文集 JJME 30(Suppl): 328, 1992
 - 26) 広川俊二: 対麻痺患者の歩行エネルギー消費—機能的電気刺激とエネルギー消費との関係, *医用電子と生体工学* 29: 1-8, 1991
 - 27) Marsolais EB, Kobetic K: Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. *J Bone Joint Surg* 69A: 728-733, 1987
 - 28) Chizeck HJ, Kobetic R, Marsolais EB, Abbas JJ, Donner IH, Simon E: Control of functional neuromuscular stimulation system for standing and locomotion in paraplegics. *Proc IEEE* 76: 1155-1165, 1988
 - 29) Jaeger RJ, Yarkony GM, Smith RM: Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: Refinement of a protocol for clinical use. *IEEE Trans Biomed Eng BME-36*: 720-728, 1989
 - 30) Solomonow M, Walker W, Barrata R, Beaudette P, Hirokawa S, Shoji H, Rightor N, D'Ambrosia R: The RGO Generation II: Muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics. *Orthopaedics* 12: 1309-1315, 1989
 - 31) Saito C, Ichie M, Handa T, Takahashi H,

- Kameyama J, Tanaka Y, Handa Y, Hoshimiya N: FES-controlled locomotion in the paraplegic patient. *Advances in external control of human extremities X*: 91-97, 1990
- 32) 野口隆敏, 宗定 伸, 鳥山克佳, 村上慶郎, 藤田欣也: 対麻痺者への電気刺激による筋力強化について. *理学診療* **2**: 8-11, 1991
- 33) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: 対麻痺者の FES 立位における筋疲労の影響と原因. *バイオメカニズム* **11**: 275-283, 1992
- 34) Vodovnik L, Crochetiere WJ, Reswick JB: Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonist. *J Med Biol Eng* **5**: 97-109, 1967
- 35) Crago PE, Mortimer JT, Peckham PH: Closed-loop control force during electrical stimulation of muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* **BME-27**: 306-312, 1980
- 36) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 南谷晴之: 筋電気刺激による目標値フィルタを備えたヒト足首関節制御システム. *電子情報通信学会論文誌 J70-D*(8): 1651-1658, 1987
- 37) 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 藤田欣也, 南谷晴之: 電気刺激による筋張力制御系の安定性の評価. *電子情報通信学会論文誌 J72-DII*(9): 1543-1549, 1989
- 38) 久保公人, 藤田欣也, 板倉直明, 井口弥寿彦, 南谷晴之: FES 二関節制御系における拮抗筋の硬さ制御を用いた外乱抑制. *電子情報通信学会論文誌 J74-DII*(1): 274-281, 1991
- 39) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: FES による対麻痺者立位姿勢のフィードバック制御. *電子情報通信学会論文誌 J75-DII*(4): 791-798, 1992