

綜 説

機能的電気刺激

市江 雅 芳

東北大学大学院医学系研究科運動機能再建学分野

Functional Electrical Stimulation

Masayoshi ICHIE

*Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation,
Tohoku University Graduate School of Medicine*

Key words: functional electrical stimulation, therapeutic electrical stimulation, spinal cord injury, stroke, motor paralysis機能的電気刺激, 治療的電気刺激, 脊髄損傷, 脳卒中, 運動麻痺

I はじめに

電気刺激を医療に利用する試みは、ジビレイなどの電気を発生する動物を使って紀元前より行われていたようである¹⁾。現代では、心臓ペースメーカー、除細動器を始め、電気刺激が様々な治療に用いられている。カエルを解剖し坐骨神経を電気刺激すると足が動くことは、多くの人が理科や生物学の実験で経験している現象であるが、これを脳卒中や脊髄損傷で麻痺した筋に応用したものが運動系の機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: FES) である。残念ながら現代の医学でも傷んだ中枢神経を直接修復することはできない。リハビリテーションにおいても、このような麻痺の回復には限界があるため、残存機能を最大限活用し、ADLを少しでも拡げることが目標となっている。しかし、たとえ運動麻痺そのものが回復しなくとも、麻痺した筋を何らかの方法で収縮させて目的に応じた動作を作ることができれば、障害者自身が自分の能力を拡大させることができる。FESは、麻痺して動かない手足を電気刺激で動かして日常生活で使うという、従来全くなかった概念の運動機能再建

方法である。

1961年に、Libersonら²⁾が世界で初めて脳卒中片麻痺の内反尖足を電気刺激で矯正したのが、麻痺筋に対するFESの最初の報告である。以来、この分野はコンピューターの進歩とともに急速に研究が進んできた。本邦では、信州大学医学部と北海道大学応用電気研究所の共同研究として1982年より研究が始まり、その後東北大学に研究拠点が集約され、1990年に経皮的埋込み電極 (貫皮電極) を用いたポータブルFESシステムが開発された。このシステムは厚生省の薬事審議を経て一般の医療現場で使えるようになったが、現在では東北大学、秋田大学、大分医科大学、北海道大学の4大学の高度先進医療で採用されており、他に該当するシステムがないことから事実上本邦におけるスタンダードとなっている。本稿では、FES全般について解説した後、このシステムを使ったFESの臨床応用例を中心に運動系FESについて詳述し、さらに、FESよりも対象患者がはるかに多い治療的電気刺激 (therapeutic electrical stimulation: TES) についても解説する。

II FESの研究領域

FESの基本的な概念は、「生体の失われた機能を電気刺激を用いて再構築する」というものである。生体

別刷請求先: 市江 雅芳 〒980-8575

仙台市青葉区星陵町2-1

東北大学大学院医学系研究科運動機能再建学分野

表1 機能的電気刺激 (FES) の研究領域

感覚系 FES	<ul style="list-style-type: none"> ・聴覚補綴 (蝸牛神経電気刺激=人工内耳) ・視覚補綴 (大脳皮質視覚野, 視神経電気刺激) ・皮膚感覚代行 (皮膚固有受容器電気刺激)
植物機能系 FES	<ul style="list-style-type: none"> ・心臓ペースメーカー ・呼吸ペースメーカー (横隔神経電気刺激) ・泌尿生殖機能再建 (排尿障害, 射精障害の改善)
運動系 FES	<ul style="list-style-type: none"> ・麻痺上肢の動作再建 ・麻痺下肢の動作再建 ・体幹の姿勢制御
機能代行 FES	<ul style="list-style-type: none"> ・Cardiomyoplasty (広背筋による心臓ペーシング) ・Graciloplasty (薄筋による肛門括約筋の代行)

の多くの機能は電気的な活動を伴っているため、FES が関与できる分野は広い。表1に現在行われている主な研究領域をまとめた。感覚系 FES, 植物機能系 FES, 運動系 FES, 機能代行 FES に分類することができる。

感覚系 FES では聴覚補綴が進んでいる。すでに人工内耳として健康保険の適用を受け、耳鼻咽喉科領域で治療が行われている³⁾。これは、内耳の蝸牛に多チャンネルの電極を埋め込み、蝸牛神経を周波数帯域に応じて電気刺激するものである。マイクロフォンを通した音を周波数分析し、スペクトルに応じた強度で電気刺激することで、音声の認識を可能にしている。近年制度化された言語聴覚士は、失語だけでなく人工内耳による音声認識訓練も担当する。視覚補綴は、大脳皮質視覚野にマトリックス状の電極を配置し、ビデオカメラで撮影された文字などの映像を電気刺激で認識させようというものであった⁴⁾。アルファベットを光として認識できる段階まで研究は進んだが、感染事故があり研究が一時中断していた。最近、視神経や網膜を電気刺激する新たな試みが行われている。

循環・呼吸・消化・泌尿生殖といった生命維持のための植物機能系 FES では、心臓ペースメーカーが代表的な存在である。呼吸ペースメーカーは、自発呼吸が障害された患者の横隔神経を電気刺激し、横隔膜を収縮させて陰圧による吸気を行うものである⁵⁾。ICU 等での一時的な利用が検討されている。泌尿生殖器の領域では、尿失禁などの神経因性膀胱の治療に電気刺激が試みられている。仙骨部を電気刺激する方法、肛門にプラグ型の電極を入れる方法、深会陰横筋へ経皮的埋め込み電極を留置する方法などがある⁶⁾。

ここ数年、世界各国で精力的に研究が進んでいる分

野が運動系 FES, すなわち電気刺激による麻痺上下肢の運動機能再建である。これは、脳卒中や脊髄損傷などの中枢性運動麻痺において、末梢の motor unit が電気刺激に対する反応性を有していることを利用するものである。コンピューターを用いて多数の筋を同時に制御し、多関節にわたる複雑な上肢の動作や、起立・歩行動作を作り上げている。

さらに、骨格筋電気刺激の特殊な応用例として、心筋の収縮力を補う cardiomyoplasty⁷⁾と肛門括約筋の機能を補う graciloplasty⁸⁾がある。前者は、拡張型心筋症でポンプ機能が損なわれた心臓に広背筋を巻き付け、これを電氣的にペーシングすることで心臓のポンプ機能を補助するものである。後者は、肛門括約筋の収縮力が低下して生じる便失禁に対して、薄筋で肛門部を囲み、これを電気刺激することで括約筋の代用にするものである。どちらも、電気刺激に反応する筋を他の部位から移行し、FES によるコントロールで本来の機能を代行させるものである。

このように、FES は生体の失われた機能を電気刺激を用いて再獲得するものであり、欧米では「neural prosthesis: 神経補綴」とも呼ばれている。

III 運動系 FES の原理

A 基本原理

人間の意図的な動作は前頭葉で企画され、運動中枢から発した信号が筋に届くことで筋収縮が生じ実行される。この信号は小脳や大脳基底核により調整を受けるが、基本的に中枢と末梢の2本の運動ニューロンを経由して筋に届いている。脳卒中や脊髄損傷では、運動中枢から発する1次運動ニューロンが障害されて運動麻痺が生じる。しかし、脊髄前角細胞から発する末

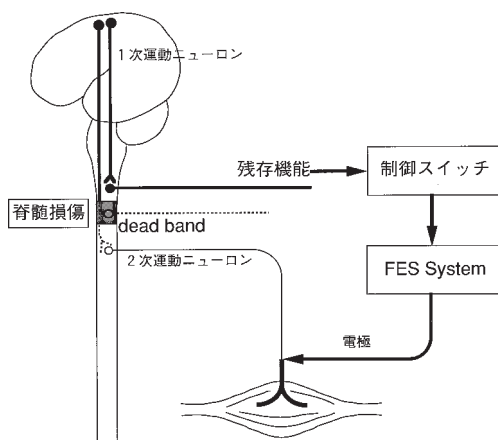


図1 FESの原理

FESの原理を脊髄損傷を例に示す。脳の中心前回から脊髄を下降してくる1次運動ニューロンは損傷部位で途絶し、本来接続していた脊髄前角細胞には脳からの信号は届かない。しかし、この前角細胞から発する末梢の2次運動ニューロンは生きているため、電気刺激により支配筋を収縮させることができる。FESでは、損傷部位より上の残存機能を用いて、患者自身が制御スイッチを操作し、麻痺筋に電気刺激を与え動作をコントロールする。なお、dead bandの部位は前角細胞が傷害されているため電気刺激には反応しない。

梢の2次運動ニューロンは無傷であるため生理学的な興奮性を維持している。これを電気刺激で発火させることは容易であり、神経近傍に電極を留置した場合、1ボルト程度の電圧で筋収縮を生じさせることが可能である。FESではこの現象を利用し、動作再建に必要な筋ひとつひとつに電極を留置し、各筋に対する電気刺激をコンピューターで統御することにより、多数の筋を同時に動かし目的とする動作を構築するものである(図1)。なお、末梢神経損傷では2次運動ニューロンが障害されるため、その支配領域にある筋は脱神経状態となり、いずれ萎縮し最終的には変性して結合組織に置き換えられてしまう。脱神経状態の筋を直接電気刺激で収縮させることは容易でなく、運動神経を発火させる場合に比べ数百倍の電圧が必要である。したがって、基本的には末梢神経損傷にはFESの適応がなく、中枢神経の障害による運動麻痺が適応となる。

B 電極

現在、運動系のFESに使用されている電極には3つのタイプがある。ひとつは、FESの歴史上初期より用いられてきた表面電極である。ゴム製の電極を導

電性のよい粘着剤などを用いて皮膚に貼り付けるもので、装着は簡便であるが、下肢の比較的大きな表層の筋の刺激や、腓骨神経など表層を走る運動神経の電気刺激に用途に限られる。使用するたびに貼り替えるため、日常的使用では電気刺激の安定性に欠ける。2番目は、現在臨床的に多く用いられている経皮的埋め込み電極(貫皮電極)である。ワイヤー型の電極を、ガイド針を用いて目的とする麻痺筋のmotor pointに埋め込むタイプで⁹⁾、深層の筋や手内筋のような小さな筋も個別に電気刺激することができ、上肢のFES制御では欠かすことができない。電極が常に皮膚を貫いた状態になるため感染の危険があり、日々の消毒や医師による管理が必要である。3番目は、完全埋め込み型の電極である。これは、心臓ペースメーカーのように、電極と刺激装置(受信機)を完全に体内に埋め込むものである。基本的構造は経皮的埋め込み電極に準じる。皮膚貫通部のトラブルがないため管理が容易である。

C FESシステム

FES用の電気刺激装置に求められる機能は、研究段階では、刺激周波数・パルス幅・パルス波形などの刺激パラメーターが調節できることと、パルス列の強弱のプリセット(刺激パターン)・外部スイッチによる制御(closed loop制御も含む)などのプログラミングが可能なことである。臨床応用段階では、患者の限られた残存機能で麻痺肢の動作をコントロールしなければならないため、優れたman-machine interfaceを備えていることが重要である。

現在日本で手に入る電気刺激装置は、表面電極を用いた2チャンネル程度のものと、経皮的埋め込み電極を用いた30チャンネルのシステムがある。前者の大半は低周波治療用であり、単純なon-offの刺激出力を持つ。後者は国内4大学の高度先進医療で使われているものである。このシステムは、刺激データを作成するためのシステムコントローラーと、患者が日常的に使用するポータブル刺激装置より構成されており、複雑な刺激動作を簡単にプログラムすることが可能である¹⁰⁾¹¹⁾。システムコントローラーには健康人の動作筋電図分析より作られた再建動作の基本刺激パターンがインストールされており、ここに各筋の刺激閾値や最大刺激強度を入力することにより、各患者固有の刺激パターンが自動的に生成される。このデータはポータブルFES装置に転送され、システムコントローラーから切り離されてFES制御に使用される。

前述の完全埋め込み型 FES システムは、米国ではすでに 8 チャンネルの上肢用が開発され欧米を中心に市販されている¹²⁾¹³⁾。オーストリアでは 16 チャンネルの下肢用が試みられている¹⁴⁾。東北大学でも上肢下肢兼用の 32 チャンネルのシステムを開発中であり、すでに動物実験を行っている¹⁵⁾。心臓ペースメーカーのように、患者自身がシステムのメンテナンスにあまり気を配らなくて済むことから、将来的にはこの方式が主流になると考えられている。

Man-machine interface の開発は今後の最重要課題である。現時点では、上肢用 FES システムは患者が残存機能を利用してリモコンスイッチを操作する方式がほとんどであり、必ずしも使い勝手は良くない。将来的には脳波を利用するなど、患者が動作を意図したときにダイレクトにコンピューターを動かす技術が必要である。下肢の FES システムは、対麻痺用は手動スイッチが多く、片麻痺用はフットスイッチ等による自動的なものが多い。今後は、歩行の開始と停止、方向転換などは意識的に、定常状態では無意識的に制御できる技術の開発が必要である。

IV 運動麻痺に対する FES の現況

現在、FES の研究は世界各国で行われている。しかしながら、基礎的研究の段階であったり、一部の限られた患者に対して治療が行われているケースがほとんどであり、臨床的な治療法として一般医療に応用されているのは、日本と米国だけといってもよい。ここでは、臨床的な FES のアプローチについて、前述の経皮的埋め込み電極式 FES システムを用いた筆者の経験を中心に¹⁶⁾¹⁷⁾、各国の研究状況も含めて、脊髄損傷と脳血管障害に分けて述べる。

A 脊髄損傷

脊髄損傷は、日本では交通事故、米国では銃撃による傷害が多く、患者の平均年齢は比較的若い。脊髄の髄節がどこまで保たれているかにより残存機能に大きな違いが生じ、動作再建のアプローチも異なる。リハビリテーション医学においては、機能の保たれている最下端の脊髄髄節の位置で障害の程度を表現している。FES では、基本的に横隔神経が保たれており自力呼吸が可能、C4 四肢麻痺以下が治療の対象となる。起立制御は上肢機能が保たれている C8 以下が対象である。

脊髄の損傷は上下に幅を持った 3 次元構造をしているため、1 次運動ニューロンが途絶されるだけでなく、

損傷された髄節内の前角細胞までもが障害を受ける。したがって、その前角細胞によって構成される motor unit (末梢の 2 次運動ニューロンと支配筋) は電気刺激に対する反応性を失う。この部位を dead band とよび、通常、残存している髄節の直下に相当する (図 1)。Dead band の広さは、筋萎縮の程度を診察するだけでは判定できず、髄節ごとに末梢の運動神経を電気刺激し、筋の収縮を診て判断する。FES による動作再建は、2 次運動ニューロンの反応性が保たれていることが必要条件であるため、dead band が再建動作の主動作筋の髄節に及んでいる場合は動作再建が困難なこともある。このような症例に対しては、腱移行などの機能再建外科的アプローチと FES を組み合わせることが検討されている。

1 頸髄損傷 C4 完全四肢麻痺

人工呼吸器なしで生存可能な最も重度の障害である。上肢の機能は肩の挙上程度しか残されていないため、FES では手指・手関節・肘関節の制御が必要である。肩関節筋が dead band で反応しないことが多く、BFO (balanced forearm orthosis) や arm sling などで上肢を支持している。FES 装置の制御スイッチを操作する残存機能が、肩の挙上、頭部の動き、呼吸、音声など、非常に限られている。

イスラエルの Nathan¹⁸⁾は、小さな表面電極を用いて動作再建を行っている。表面電極としては限界とも思える非常に巧緻な動作制御を行っているが、毎回電極を張り替えなければならず、日常的な使用には向かない。実用的には他の電極の方式に移行する必要がある。

我々は、経皮的埋め込み電極を用い、30 チャンネルの出力で肘関節・手関節・手指の制御を行っている。患者は 2 本のノズルを備えた呼吸制御スイッチを使用し、コンピューターに制御命令を伝える。現在再建されている動作は、cylindrical grasp, key grip, parallel extension grasp の 3 つの把持動作と肘関節の動きを連動させたものであり、これまでに食事や整容などの動作再建が実現している (図 2)。

2 頸髄損傷 C5 完全四肢麻痺

この障害レベルでは、肩関節の屈曲・伸展・外転と肘関節の屈曲が残存しており、さらに重力を利用して肘を伸展させることもできる。したがって、前腕の位置を随意的にコントロールできるため、FES による制御は手指と手関節のみでよい。

我々は、スプーンやフォークの把持、示指のみ伸展

させたキーボード操作、ハンドルを把持した電動車椅子の運転といった、患者の要望に応じたADL動作を再建している(図3)。C4四肢麻痺に比べると、残存機能が多いため制御スイッチの選択肢も広く、卓上型スイッチの他、電動車椅子のアームレストに装着可能な押しボタン式スイッチなど、患者の生活場面に応じた制御スイッチを開発することができる。

Nathan¹⁹⁾は、制御部位を減らすために手関節を固定し、手指のFESだけを行う簡便な装置を開発した。これは「Handmaster」といい、cock up splintの内部に5つの表面電極を装備し、手指の把持動作を患者自身が簡単にコントロールできる。



図2 C4完全四肢麻痺のFESによる上肢動作再建
この症例では、肩の筋がdead bandにより電気刺激に反応しないため、BFO (balancend forearm orthosis) を使って上肢を支持している。肘関節、手関節と手指は、2本のノズルより構成される呼吸スイッチで別々に動かすことができる。

3 頸髄損傷C6完全四肢麻痺

このレベルの患者は、通常の状態でも随意的に手関節の背屈ができるため、dynamic tenodesis action と呼ばれる受動的な手指の屈曲運動を使い、紙のような軽いものを把持することができる。FESを導入する目的は、手指の屈筋を電気刺激し、ADL上実用的なレベルの握力を身につけることにある。我々の経験では、母指と手指の屈筋を制御することで、母指と他の指との間でしっかりと筆記具を握ることができ、十分な筆圧を得ることができた。また食事に際しては、普通のスプーンを健常人と同じ肢位で使用できるため、自助具を用いた場合よりも疲労が少ない(図4)。

米国Case Western Reserve大学のPeckhamら²⁰⁾は、C5・C6四肢麻痺患者の上肢機能再建を、経皮的埋め込み電極によるFESで行っていたが、近年「Freehand」という8チャンネルの完全埋め込み型FES装置を開発した¹²⁾¹³⁾。チャンネル数が少ないため、手指の屈筋腱を一塊として側々縫合することにより、通常は3~4チャンネル必要なこの部位の電極を1チャンネルで済ませるなどの工夫をしている。したがって、再建動作は限られ、巧緻な動作を作ることは難しい。

カナダAlberta大学のProchazkaら²¹⁾は、手掌から前腕部を包む手袋の内部に3つの表面電極を取り付け、簡単な把持動作の再建を行う「Bionic Glove」を開発している。

C6四肢麻痺では、体幹が不安定であり手指の把持力もないことから、現時点ではFESによる起立制御

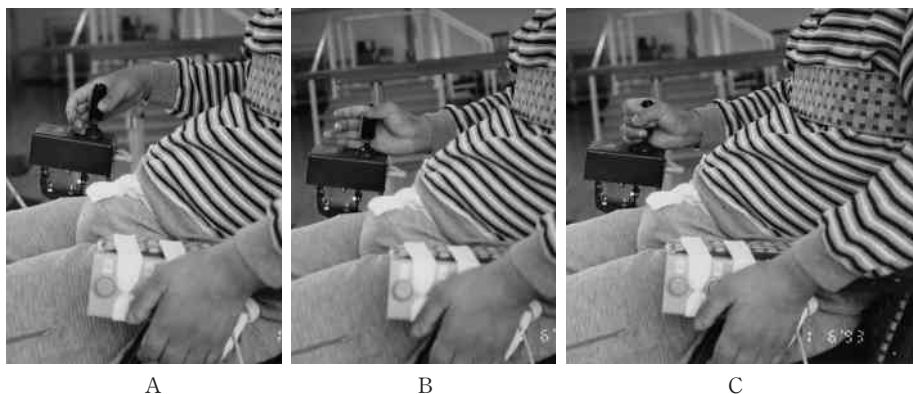


図3 C5完全四肢麻痺のFESによる上肢動作再建

電動車椅子のハンドルを把持する一連のFES動作。左側のアームレストに取り付けた押しボタン型スイッチを左手首で操作する。A；FES制御前，B；手指伸展，C；ハンドル把持。ハンドルを把持した後は、肩と肘の残存機能を使って運転する。



図4 C6完全四肢麻痺のFESによる上肢動作再建

FESによるスプーンの把持。テーブル上の単ボタン型スイッチだけで操作する。自助具を使用する場合は肩を外転させ肘を高い位置にする必要があるが、FESによる動作では、ほぼ健康人と同じ肢位で食事が可能である。

の対象とはならない。しかし、起立でなくトランスファーを容易にするためにFESを利用することは可能である。通常この障害のレベルでは、push upにより臀部を浮かせることが困難であり、トランスファーの際に介助を要する。そこで、殿筋群と大腿四頭筋の抗重力筋を電気刺激により収縮させ、下肢で体重の一部を支えることによりトランスファーを自立させることができる。

4 胸髄損傷による完全対麻痺

下位の胸髄損傷による完全対麻痺では、体幹が比較的安定しているためFESによる起立の制御が実用的な段階に入っている。T8完全対麻痺では、台所のシンクに立ち片手を離して家事を行ったり、車椅子にバーを取り付けることにより車椅子から直接起立することも可能である。ただし、第12胸椎あたりの骨傷では、脊髄末端と馬尾が損傷を受け、起立に必要な大腿四頭筋が電気刺激に反応しない場合が多い。

近年、多くの研究者が課題として取り組んでいるのは、脊髄損傷による完全対麻痺の歩行再建である。使用する電極の種類、装具を併用するかどうか、全ての関節を制御するかあるいは屈曲反射を利用するか、制御技術としてclosed loop controlを取り入れるかどうかなど、その研究の内容は多岐にわたっている。

現在、最も実用的な歩行再建を行っているのは、米国Louisiana州立大学のSolomonowら²³⁾のグループである。「Louisiana State University Reciprocating Gait Orthosis: LSURGO」という相反性歩行装具と表面電極によるFESを組み合わせた、Hybrid FES

によるアプローチを行っている。LSURGOは、体幹および股関節の側方動揺を抑え、足関節と膝関節をロックし、2本のワイヤーで両側の股関節部のヒンジを連結している。この結果、一侧の振り出し動作と他側の蹴り出し動作が連動し、股関節の交互運動が効率的に行われる。電極は両側の大腿前面と後面にそれぞれ双極の表面電極を貼り付け、歩行器に取り付けたスイッチの操作で、一侧の大腿前面と反対側の大腿後面が同時に電気刺激される。膝関節がロックされているため、大腿前面の電気刺激による大腿直筋の収縮は股関節屈曲に働き、大腿後面の電気刺激によるハムストリングス（大腿二頭筋・半膜様筋・半腱様筋）の収縮は股関節伸展に働く。大腿部の2関節筋の作用をうまく利用した方式である。LSURGO単独で立位保持ができ、FESは遊脚期のみ用いられていることから、エネルギー消費が極めて少なく、患者の疲労もほとんどない。そのため、実生活での長時間にわたる歩行が可能である。

この方式と対極に位置するのが、米国Case Western Reserve大学のMarsolaisとKobetic²³⁾のグループである。彼らは装具を全く用いず、経皮的埋め込み電極を用いたFESで、平地歩行や階段昇降に成功している。股関節・膝関節・足関節が全て自由になる結果、単に屈曲・伸展を制御するだけでなく、関節を安定させるstabilizerとしての筋も制御する必要がある。また、ハムストリングス・大腿直筋・腓腹筋などのような2関節筋は、他の筋との力学的な関係により各関節への作用が変化してくるため、制御は大変複雑なものになる。また、股関節の本来の屈筋である腸腰筋や、体幹の安定化をもたらす広背筋や腰方形筋なども制御する必要があるため、制御対象となる筋の数は片側だけでも20以上となっている。

オーストリアのVienna大学では、Stoehrら¹⁴⁾が16チャンネルの完全埋め込み型システムを開発中であるが、チャンネル数が少ないため、適応に限られる。カナダAlberta大学のAndrewsら²⁴⁾は、足関節を固定する短下肢装具(ankle foot orthosis: AFO)と表面電極を用いたFESを組み合わせた、Hybrid FESを開発している。秋田大学の島田²⁵⁾は、同様なシステムの他、長下肢装具を股関節部で接続する「Walkabout」によるHybrid FESも試みている。

B 脳血管障害

脳血管障害による麻痺は、ある程度随意性の残された不全片麻痺が多い。しかし、高次脳機能障害や感覚

障害を伴い、痙性に随意運動が妨げられるため、麻痺の程度は様々である。片麻痺では上下肢とも健側が使えるため FES の適応は少なく、後述の治療的電気刺激 (TES) を行うことが多い。

1 片麻痺上肢

肩や肘の麻痺が軽度で、手指の随意的な屈曲が可能であるが伸展ができない場合は、手指の伸筋群を FES で制御することにより手指の opening が可能となり、日常生活にとって有用である。麻痺がもう少し重く随意性が乏しい場合でも、痙性が弱く関節可動域の制限があまりなければ、患肢を挙上して対象物を固定する補助手レベルの動作を再建できる。しかし、健側で制御スイッチの操作を行っているため、同時に両手を動かすことは不可能であり、通常の日常生活ではいまだ実用性が低い。したがって、患者が仕事をする上で、患肢による単純な固定動作が非常に有益となる場合に、適応に限られる。

2 片麻痺下肢

最も長い歴史を持つのが尖足矯正の FES である。麻痺側の踵部にフットスイッチを装着し、踵が浮くと総腓骨神経に電気刺激が与えられ、足関節の背屈が生じる仕組みになっている。遊脚期の drop foot を改善するものであるが、リハビリテーションにおいては短下肢装具の装着で十分であるため、これまであまり普及していなかった。近年、カナダ Alberta 大学の Stein らは、短下肢装具なみの価格で、装具より簡単に装着できる「WalkAid」というサポーター式 FES システムを開発した。大規模な臨床試験を行った結果を Wieler ら²⁶⁾が報告している。

V 治療的電気刺激 (TES)

FES による動作再建を行うには、廃用性萎縮による筋力低下を改善する必要がある。この目的のため、通常、電極を埋め込んでから数週間から数か月間、連日電気刺激による筋力強化トレーニングが行われる。この電気刺激により、単に筋萎縮が改善されるだけでなく、相反抑制による拮抗筋の痙性減弱が生じる。また、受動的な関節可動域訓練で異所性骨化が生じやすい症例でも、電気刺激による関節運動では生理的な状態に近い場合、骨化はほとんど生じない。このような現象を積極的に治療として用いているのが治療的電気刺激 (therapeutic electrical stimulation: TES) である。TES は、完全麻痺肢の FES 前トレーニングだけでなく、不全麻痺肢の随意性を改善させる治療法

として位置づけることができる²⁷⁾。

電気刺激装置は基本的に FES と同じものが使用可能である。リハビリテーションの物理療法で用いられている低周波治療器も利用できる。ただし、この場合は表層の筋しか刺激できず、得られる筋収縮が弱いため、用途は限られる。TES を行う上でのポイントは刺激時間と回数であり、我々は、経皮的埋込み電極を使用した場合は 1 回 15 分間のセッションを 1 日に 6 回、表面電極を使用した場合は 1 日 2~3 回行っている。

TES の対象疾患は、脳卒中や脊髄損傷などの中枢神経系に原因がある痙性麻痺疾患や廃用性筋萎縮など多岐にわたる。この中で最も対象患者が多いのは脳卒中による片麻痺である。TES の効果は上肢でも下肢でも同じように得ることができ、痙性の減弱や随意的な筋力の増加が期待できる。上肢の場合は、かなり随意性が残されていないと実用的な意味での機能改善は難しい。下肢の場合は、随意性の残されている患者では歩容が改善し、随意性の低い患者でも麻痺側の支持性が増すことで歩行が安定する。筆者の経験では、機能がプラトーになっている慢性期の片麻痺患者において、経皮的埋込み電極および表面電極どちらの場合でも、平均 20% の歩行速度改善が認められている²⁸⁾。

TES を行うと、直接筋が収縮することにより筋萎縮や関節拘縮が改善する。また、筋の循環系に対するポンプ機能が復活するため心肺機能が改善し、さらには末梢循環が改善することにより褥瘡の予防にも効果がある。したがって、不全麻痺だけでなく、頸髄損傷による完全四肢麻痺の下肢へも、生体機能維持を目的に TES が行われている。なお、下肢の TES を行っていると、排尿や排便が改善されるケースがかなり認められているが、この効果が血流改善によるものか自律神経に対する電気刺激の影響によるものかどうかは、現在のところ確認されていない。

近年、Handa ら²⁹⁾は筋萎縮性側索硬化症患者の上肢に TES を行い、筋萎縮の進行を遅らせるだけでなく、随意的な筋収縮がスムーズになるなどの機能改善があったことを報告している。また、不全麻痺だけでなく、尿失禁の改善や難治性顔面神経麻痺の治療にも効果が認められている。

TES は導入が容易であり対象となる疾患や患者の数も多いため、今後リハビリテーションの有力な治療方法のひとつになると思われる。

VI FES と筋疲労

FES に関する研究は、電極や装置の開発、刺激方法や刺激パターン、電気刺激に対する筋の収縮特性、feedback 制御、装具と併用した Hybrid FES、筋移行と FES の併用、残存機能を考慮した control strategy といった様々な課題について、金属工学・電子工学・医用生体工学・運動学・生理学・解剖学・臨床医学などの多くの領域で行われている。その中でも、電気刺激によって生じる筋疲労を低減させることは、特に重要な課題となっている。

随意的に筋収縮が行われる場合と、電気刺激で筋収縮を引き起こす場合とでは、生理学的に多くの相違点がある。通常、生体では、細い神経線維により構成される筋疲労に強い motor unit が活動しており、必要に応じて太い神経線維からなる粗大な筋力を生じる易疲労性の motor unit が参加してくる。これを orderly recruitment という。また、これらの motor unit の活動は同期していないため、各筋線維は数ヘルツの収縮頻度でも、筋腹全体としては振動のない滑らかな筋収縮が行われている。ところが、外部からの電気刺激により motor unit を発火させると、通常とは逆に、太い神経線維によって構成される易疲労性の motor unit が最初に興奮してしまう。また、発火した motor unit は全て同期してしまうため、生理的な状態よりも高い周波数で電気刺激を行わないと、振動のない滑らかな収縮を得ることは難しい。さらに、電気刺激に対して筋収縮力は非線形性の特性を示す。したがって、電気刺激による微細な筋収縮の制御は非常に困難であり、FES では常に中等度以上の筋収縮を生じさせて動作再建を行っている。以上の理由から、FES による筋疲労は生理的な状態よりもかなり早く生じることになる。

このような問題に対して、Baratta ら³⁰⁾は高周波刺激を併用し、太い神経線維をブロックしながら低周波刺激を行い、ブロックを徐々に解除することで orderly recruitment に近い筋収縮の制御を試みている。また、Karu ら³¹⁾は、電気刺激の通常のパルスを doublet,

triplet という細かいパルス列に分割し、パルス列の数を変化させたときの筋疲労について比較している。その他、低頻度の電気刺激により筋線維そのものの疲労抵抗性が変化するといった Scott ら³²⁾の報告など、様々なアプローチがなされているが、いずれも現段階では臨床的に応用できるレベルに達していない。

VII おわりに

リハビリテーション医学は20世紀に発達した新しい学問であるが、FES はさらに短い40年ほどの歴史しか持たない。しかし、科学技術の発展、特にコンピューターテクノロジーの進歩により近年急速に研究が進み、装置の開発と治療対象の拡大が行われている。

本邦における臨床応用については、高度先進医療として4大学で治療が行われているが、一般の治療法として普及する段階に至っていない。潜在的な患者は非常に多いため、心臓ペースメーカーや人工内耳のように保険診療が認められると、多くの患者が FES の治療を受けることができるようになる。

現時点での FES は、装置の装着やりモコンスイッチの操作など、目的の動作を遂行するためにいくつものステップを踏まなければならない、必ずしも完成度が高いわけではない。今後、新しい技術を導入した man-machine interface の改善が期待される。また、歩行に関しては、FES だけによる歩行の実現には解決すべき問題が多いため、装具を併用した Hybrid FES も臨床的な価値は高いと考えられている。

現在、世界の研究者が最も関心を持っているテーマは、完全埋込み型 FES 装置の開発である。各国で様々な取り組みがなされており、一部は実用化されている。また、マイクロマシンやマイクロセンサーといった超小型化技術の発展に伴い、これまでの FES では不可能であった微小な組織の電気刺激が可能になると思われる。生体の様々な機能が電氣的な現象を介して行われていることを考えると、神経や筋といった組織レベルだけでなく、細胞レベルにまで FES の領域が広がるのが予想され、従来の枠を大きく越えた治療体系を形成することも考えられる。

文 献

- 1) McNeal DR: 2000 years of electrical stimulation. In: Hambrecht FT, Reswick JB (eds), Functional Electrical Stimulation: Applications in Neural Prostheses, pp 3-35, Marcel Dekker, New York, 1977
- 2) Liberson WT, Holmquest HJ, Scott 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

- 3) 松島純一, 伊福部達: 聴覚障害者の人工聴覚のためのエレクトロニクス. 日本 ME 学会雑誌 BME 7 : 21-26, 1993
- 4) Dobbelle WH, Mladejovsky MG : Phosphens produced by electrical stimulation of human occipital cortex, and their application to the development of a prosthesis for the blind. *J Physiol* 243 : 553-576, 1974
- 5) 永井博子, 星 信一, 渡辺秀雄, 高木信博: 横隔膜ペーシングによる人工呼吸管理. *総合リハ* 24 : 225-229, 1996
- 6) 石井延久: 機能的電気刺激の泌尿器系への応用. 日本 ME 学会雑誌 BME 6 : 34-41, 1992
- 7) You J, Landymore RW, Fris J : Effect of cardiomyoplasty on systolic and diastolic function. *Eur J Cardiothorac Surg* 9 : 672-677, 1995
- 8) Baeten CG, Geerdes BP, Adang EM, Heineman E, Konsten J, Engel GL, Kester AD, Spaans F, Soesters PB : Anal dynamic graciloplasty in the treatment of intractable fecal incontinence. *N Engl J Med* 332 : 1600-1605, 1995
- 9) 八木 了, 半田康延: 経皮的埋め込み電極による麻痺肢への機能的電気刺激(FES)と治療的電気刺激(TES). *臨床リハ* 4 : 938-941, 1995
- 10) Handa Y, Ohkubo K, Hoshimiya N : A portable multi-channel FES system for restoration of motor function of the paralyzed extremities. *Automedica* 11 : 221-231, 1989
- 11) Handa Y, Handa T, Ichie M, Murakami H, Hoshimiya N, Ishikawa S, Ohkubo K : Functional electrical stimulation (FES) systems for restoration of motor function of paralyzed muscles ; versatile systems and a portable system. *Front Med Biol Eng* 4 : 241-255, 1992
- 12) Keith MW, Peckham PH, Thrope GB, Stroh KC, Smith B, Buckett JR, Kilgore KL, Jatich JW : Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand. *J Hand Surg* 14A : 524-530, 1989
- 13) Kilgore KL, Peckham PH, Keith MW, Thrope GB, Wuolle KS, Bryden AM, Hart RL : An implanted upper-extremity neuroprosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 79 : 533-541, 1997
- 14) Stoehr HG, Mayr W, Thoma H : Multichannel multipurpose implantable nerve stimulators. *Proceedings of the 11th Annual International Conference IEEE/EMBS* : 1000-1001, 1989
- 15) 石川清一, 古川 孝, 下斗米 敬, 佐藤耕太郎, 星宮 望, 半田康延, 松木英敏, 高橋幸郎: 埋め込み型機能的電気刺激装置の制御信号通信方式. *医用電子と生体工学* 37(Suppl) : 251, 1999
- 16) Ichie M, Handa Y, Matsushita N, Naito A, Hoshimiya N : Control of thumb movements ; EMG analysis of the thumb and its application to functional electrical stimulation for a paralyzed hand. *Front Med Biol Eng* 6 : 291-307, 1995
- 17) 市江雅芳: FES の適応と限界. *臨整外* 30 : 183-192, 1995
- 18) Nathan RH : An FNS-based system for generating upper limb function in the C4 quadriplegic. *Med Biol Eng Comput* 27 : 549-556, 1989
- 19) Nathan RH : A non-invasive FES system for restoration of hand function in C5 quadriplegia and CVA. *Proceedings of the 2nd International FES Symposium in Sendai* : 128-133, 1995
- 20) Peckham PH, Mortimer JT, Marsolais EB : Controlled prehension and release in the C5 quadriplegic elicited by functional electrical stimulation of the paralyzed forearm musculature. *Ann Biomed Eng* 8 : 369-388, 1980
- 21) Prochazka A, Wieler M, Gauthier M : The bionic glove. *Proceedings of the 1st Annual Conference of the International FES Society. Cleveland* : 13, 1996
- 22) Solomonow M, Baratta R, Hirokawa S, Rightor N, Walker W, Beaudette P, Shoji H, D'Ambrosia R : The RGO generation II ; muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic

- paraplegics. *Orthopedics* 12 : 1309-1315, 1989
- 23) Marsolais EB, Kobetic R : Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. *J Bone Joint Surg Am* 69 : 728-733, 1987
- 24) Andrews BJ, Baxendale RH, Barnett RW, 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
- 25) 島田洋一 : FES による歩行制御. *臨整外* 30 : 163-171, 1995
- 26) Wieler M, Stein RB, Ladouceur M, Whittaker M, Smith AW, Naaman S, Barbeau H, Bugaresti J, Aimone E : Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. *Arch Phys Med Rehabil* 80 : 495-500, 1999
- 27) 半田康延 : 麻痺筋・廃用筋に対する治療的電気刺激. *総合リハ* 24 : 211-218, 1996
- 28) Ichie M, Furuyama S, Takahashi H, Urano Y, Handa Y : Therapeutic electrical stimulation to the lower extremities of stroke patients by using percutaneous electrodes. *Proceedings of the 1st Annual Conference of the International FES Society*. Cleveland : 3, 1996
- 29) Handa I, Matsushita N, Ihashi K, Yagi R, Mochizuki R, Mochizuki H, Abe Y, Shiga Y, Hoshimiya N, Itoyama Y, Handa Y : A clinical trial of therapeutic electrical stimulation for amyotrophic lateral sclerosis. *Tohoku J Exp Med* 175 : 123-134, 1995
- 30) Baratta R, Ichie M, Hwang SK, Solomonow M : Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode. *IEEE Trans Biomed Eng* 36 : 836-843, 1989
- 31) Karu ZZ, Durfee WK, Barzilai AM : Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulationg with N-let pulse trains. *IEEE Trans Biomed Eng* 42 : 809-817, 1995
- 32) Scott OM, Vrbova G, Hyde SA, Dubowitz V : Effect of chronic low frequency electrical stimulation on normal human tibialis anterior muscle. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 48 : 774-781, 1985

(H 13. 8. 10 受稿)