

綜 説

麻痺上肢への機能的電気刺激

半田 康延¹⁾ 小松 繁¹⁾ 中土 幸男²⁾
八木 了³⁾ 杉本 良洋³⁾ 星宮 望⁴⁾

- 1) 信州大学医学部第2解剖学教室
- 2) 信州大学医学部整形外科学教室
- 3) 厚生連新町病院整形外科
- 4) 北海道大学応用電気研究所感覚情報部門

Functional Electrical Stimulation for the Paralyzed Upper Extremity

Yasunobu HANDA¹⁾, Shigeru KOMATSU¹⁾, Yukio NAKATSUCHI²⁾
Ryo YAGI³⁾, Yoshihiro SUGIMOTO³⁾ and Nozomu HOSHIMIYA⁴⁾

- 1) *Department of Anatomy, Shinshu University School of Medicine*
- 2) *Department of Orthopaedic Surgery, Shinshu University School of Medicine*
- 3) *Division of Orthopaedic Surgery, Koseiren Shinmachi Hospital*
- 4) *Section of Sensory Information Engineering, Research Institute of Applied Electricity, Hokkaido University*

Key words : functional electrical stimulation, upper extremity, tetraplegia, hemiplegia
機能的電気刺激, 上肢, 四肢麻痺, 片麻痺

はじめに

脊髄損傷・脳卒中などの上位運動ニューロン障害によって生じた永続的な四肢の麻痺に対し、電気刺激によって四肢の失われた機能を獲得しようとする機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: 以下 FES と略す) が、きわめて合理的かつ有効な方法として、最近脚光を浴びてきている。ことに下肢では、1961年 Liberson ら¹⁾が、はじめて FES を片麻痺の麻痺性尖足に應用して以来、ユーゴスラビアの Ljubljana 大学²⁻⁴⁾や米国 Rancho Los Amigos Hospital⁵⁻⁷⁾を中心として、各国で数多くの研究開発および臨床評価がなされ、すでにその装置が市販品として発売され、広く臨床的に使用されるまでになっている。本邦でも川村ら⁸⁾が下肢 FES の臨床評価を終え商品化している。これに対し、麻痺上肢の FES の研

究は、Long と Masciarelli⁹⁾ によって下肢 FES の研究開始に2年と遅れずに着手されたにもかかわらず、その後の進展が遅れ、研究者の層も非常に薄いのが実状である。この理由として、上肢は下肢に比し運動の自由度がきわめて大きく、また、三次元空間での意図的動作を非常に多く要求されることがあげられる。このため、三次元的な協調動作をコントロールするための複雑な制御アルゴリズムと、それを実行するハードウェアが必要とされ、従来の電子技術では多大な困難を伴う研究であった。しかし、マイクロコンピュータに代表される最近のエレクトロニクスの著しい発展により、FES による麻痺上肢の制御は、さほど困難なものではなくなってきている。そのため、欧米諸国では、ここ数年の間に、上肢 FES への関心が非常に高まってきており、マイクロコンピュータを駆使した multichannel FES system の研究開発が急ピツ

チで進められている。しかし、本邦では、残念ながら、この分野に関心を持つ研究者はほとんどなく、エレクトロニクスの分野で世界をリードする技術立国であるにもかかわらず、まったく立遅れているのが現状である。

本文では、上肢 FES のこれまでの研究状況とその問題点、および今後の発展性などについて述べてみたい。

原 理

麻痺肢への FES は、その麻痺が上位運動ニューロンの障害によるものである時、はじめて適応となる。すなわち、脊髄前角細胞を含む末梢神経系に障害がなければ、末梢神経とその支配筋は興奮性を維持しており、電気刺激によって活動電位を発生・伝播し、筋収縮を得ることができる。したがって、運動中枢の指令を何らかの方法で検出し、遮断された中枢神経内の伝導路をバイパスして、直接麻痺肢の神経・筋にその指令を与えることができれば、その目的動作を遂行することが原理的に可能である。現在行われている FES の大部分は、図 1 に示すごとく、運動麻痺患者の残存機能を control signal として刺激装置を駆動させ、表面電極あるいは埋め込み電極を介して、目的とする末梢神経・筋に刺激出力を与え、麻痺肢の意図的動作を可能ならしめようとするものである。

刺 激 法

上肢 FES を臨床的に用いるには、患者自身が麻痺上肢の動作を容易に FES で制御できることが保障さ

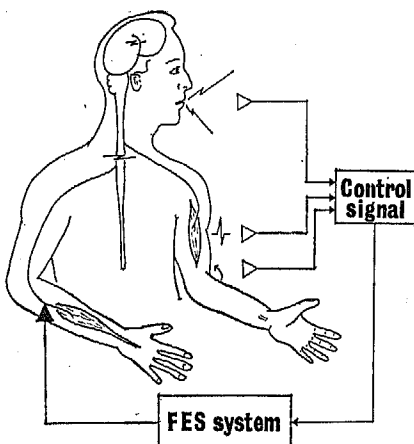


図1 FESの原理

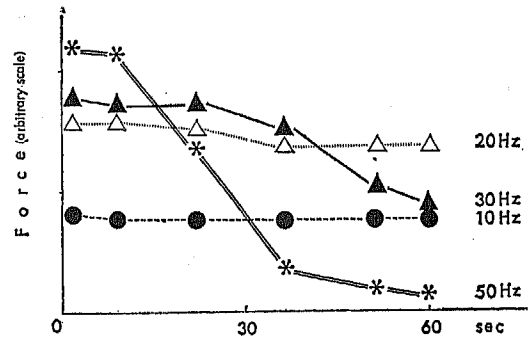


図2 刺激周波数と筋力との関係

C₄四肢麻痺患者の橈骨神経指伸筋枝を電気刺激し、指の伸展力を force transducer で検出し測定した

れなければならない。このためには、上肢動作に使われる個々の筋の収縮力、収縮時間そして収縮速度が、電気刺激のパラメーターを変えることによって、自由にコントロールできることが必要となる。筋の収縮力は、個々の筋線維の収縮頻度と、収縮に参加する筋線維の数に依存する。電気刺激で収縮力を得る場合、前者は刺激パルスのくり返し周波数で、後者は刺激パルスの振幅あるいはパルス巾で調整することができる。したがって、筋収縮力のコントロールは、周波数変調方式、振幅変調方式、パルス巾変調方式のいずれでも可能であるが、収縮時間（特に長い持続的収縮）を自由にコントロールしようとするには、周波数変調方式は不向きである。というのは、より強い収縮力を得るために刺激周波数をあげると、周波数に比例して phasic な収縮力は増えるものの、tonic な収縮力の時間依存性低下をきたすいわゆる疲労現象¹⁰⁾が生じてくるからである（図2）。この筋の疲労現象を抑えるには、低周波領域の刺激を用いることがよいのであるが、しかし、15Hz以下の刺激では、その刺激周波数に一致した筋のふるえが出現し、機能的に十分な収縮力が得られないという問題がおこってくる。そこで一般的には、15Hz～20Hzに刺激周波数を固定し、刺激パルスを振幅変調もしくはパルス巾変調することによって、収縮力をコントロールする方法が用いられている^{10)~13)}。

振幅変調方式の場合のパルス巾は、最小の電流量で安定した刺激効果が得られ、かつ刺激による痛みが少ないという理由で、0.1～0.3 msecの範囲で用いられる⁴⁾。パルス巾変調方式では、刺激効果がパルス巾

0.1~0.2 msec の間で, plateau になるので¹⁴⁾¹⁵⁾, 0.01~0.2 msec の範囲でパルス巾が変調される¹⁶⁾¹⁷⁾。また刺激波の極性は, Pflüger の法則に従い, 双極電極では, 末梢側を負に, 単極電極では関電極側を負にする。

刺激振巾は, 電極その他の方法の違いにより異なる。表面電極法では, 肥満度や被刺激神経・筋の皮膚からの深さによって違ってくるが, 電圧刺激で, 数十V~百数十V程度である。埋込み電極法では, 電極と神経あるいは筋の距離によって刺激振巾に差が生じるが, およそ1V~十数Vの範囲である。

Crago ら¹⁴⁾は, 筋肉を直接電流刺激して, 収縮力とパルス巾およびパルス振巾の関係を調べた。その結果, パルス巾変調・振巾変調のいずれの刺激方式を用いても筋の収縮特性には大きな差はないが, パルス巾変調の方が同じ収縮力を得るに電力量が少なくすむと結論づけている(図3)。上肢 FES を臨床的に応用するには装置の低電力化が必要となるので, この点パルス巾変調方式が有利と思われる。

Peckham ら¹⁶⁾¹⁷⁾は, 四肢麻痺患者の麻痺手の制御に, 上述した電気刺激に対する筋の収縮特性を利用して, 興味ある刺激法を採用している。この方法は, 3本の電極を同一筋の異なった部位に埋め込み, 各電極から位相の異なった刺激パルス列を与えるもので, こ

れによって tetanic な収縮を得るための各電極における最低刺激周波数を, 1本の電極だけの場合の1/3に減らすことができる。彼らは, 各電極における刺激周波数を5Hzにして筋の疲労現象を最小限に抑えつつ, パルス巾変調を行うことによって, 筋の収縮力を自由に制御できたとしている。また, このパルス巾変調で得られる最大の収縮力を超える収縮力が必要とされる場合には, 各電極の刺激周波数を上げることによって, それを達成している。この刺激法は, 刺激による筋の疲労を抑えつつ筋収縮の dynamic range を拡げる方法として注目すべきものであろう。

残存機能を control signal として, 麻痺上肢を, FES にて制御しようとする場合, 入力である control signal と, 出力である筋収縮との関係が, 直線的比例関係にあることが最も望ましい。というのは, このような入出力関係の場合, 入力の大きさやその変化量(たとえば肩の力とその動きの速度)に1:1に完全に対応して, 上肢動作に必要な筋収縮の力や速度を自由に制御しうるからである。しかし, 刺激強度と筋の収縮力の関係は, 図3にみるごとく, 線形的ではなく非線形である¹⁴⁾¹⁸⁾¹⁹⁾。したがって, 刺激強度を単に control signal の量に比例させて変化させた場合には, 先に述べた入出力関係が非線形となり, 患者にとってきわめて制御しにくい FES システムとなってしまう。そこで, control signal の信号処理の際に, この非線形関数に対する逆関数処理をほどこすことが行われる¹⁴⁾。この結果, 入出力関係が total として直線的に修正され, より容易な上肢制御が可能となる。

神経に数百 Hz 以上の高周波刺激を与えると, その振巾やパルス巾の大きさに比例して, その神経を通るインパルスの伝導が遮断される²⁰⁾²¹⁾。このことを利用して, 筋の収縮力を制御しようとする試みが動物実験で行われている²²⁾。この場合, 神経のより近位部に, その支配筋の最大収縮力をもたらし supramaximal の低周波刺激(10~60 Hz)を駆動刺激として与え, より遠位部に, block 刺激として, 高周波パルスを振巾変調あるいはパルス巾変調させて与えている。この方法は, 駆動刺激で得られる筋の最大収縮力を block 刺激で任意に抑制し, 筋の収縮力を制御しようとするものであるが, block 刺激のパルス振巾あるいはパルス巾と筋収縮力の抑制効果との関係が線形であるため, 特別な信号処理をほどこさなくとも比例制御が可能である。しかも, 収縮力を強縮力の10~100%と, 非常

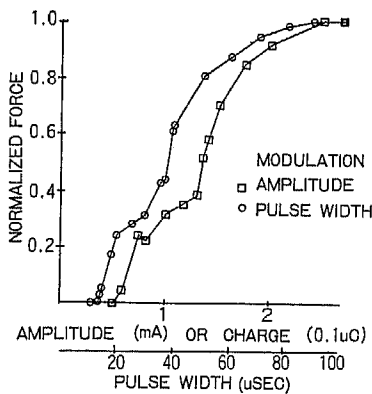


図3 パルス巾変調とパルス振巾変調の刺激効果の比較。

ネコヒラメ筋を刺激してその等尺性収縮力を測定。○は刺激パルス振巾を2.7mAに固定して, パルス巾を0~0.1msecまで変化させ, □は刺激パルス巾を0.1msecにしてパルス振巾を0~2.7mAまで変化させた場合を示す。刺激周波数は10Hz(Crago ら¹⁴⁾より引用)

に広い dynamic range で制御することができるので、今後、従来の刺激法の欠点を補う麻痺筋制御の新しい方法として発展する可能性を秘めている。

電 極

電極は、FES 装置から生体へ信号を伝達する interface として、重要な役割を持っている。表面電極は、人体を傷つけることなく手軽に使用できるという最大の利点故に、最も一般的に FES に用いられている。ユーゴスラビアの Ljubljana 大学では、表面電極を利用した上肢 FES を精力的に開発してきている²⁾⁻⁴⁾²³⁾²⁴⁾。しかし、この研究グループの一員である Vodovnik 自身、この表面電極の利点があまにも強調されすぎたために、そのもつ重篤な欠点が覆いかくされていることを指摘している⁴⁾。その欠点として、①電極の位置決め難しさ、②電極の移動、③刺激効果の不確実性、④刺激による疼痛・不快感の存在、⑤高電圧刺激（数十～百数十V）と、電極一皮膚間の抵抗増大に伴う熱傷の危険性、⑥個々の神経・筋の選択的刺激の困難さ、等が挙げられよう。したがって、FES の専門医のいる病院での使用は可能であるが、家庭に復帰後の使用は難しいものと思われる。また、cosmetic な点で、患者の使用拒否の問題も指摘されている⁴⁾。

埋め込み電極の欠点として、おもに問題となるのは、電極材料に対する組織反応である。これによって刺激の閾値が上昇し、最悪の場合刺激効果がまったく消失する可能性があるとしばしば指摘される。その他、手術の必要性、感染や電極の破損の可能性等が、埋め込み電極の問題としてとりあげられている²⁵⁾。McNeal^ら²⁶⁾は、Rancho Los Amigos Hospital において、下肢に電極を埋め込んだ31例の症例のうち5例に、シリコンによると思われるアレルギー反応を認め電極を除去したことを報告している。一方、電極以外の問題で drop-out した症例を除いて、18例で、平均4.6年、最長7.3年に亘り電極を埋め込んで使用していると述べている。1982年玉置²⁷⁾は、同じ Rancho Los Amigos Hospital での経験と、McNeal^らと同様の電極を埋め込んだ自験例に基づいて、電極による異物反応はさほど重篤なものではなく、それよりもむしろ、埋め込み電極を使用することによって得られる利点の方が大きいと指摘している。Caldwell^と Reswick²⁸⁾は、筋電導出用に、皮下針で経皮的に刺入し留置する埋め込み電極を開発したが、Peckham^ら¹⁶⁾²⁹⁾は、こ

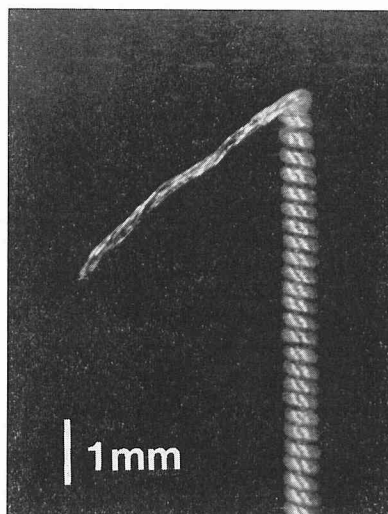


図4 経皮的埋め込み電極

7本の316ステンレス線をより合わせ、テフロンでコーティングしたものを、コイル状に巻いてある。

れを若干 modify して、上肢 FES の刺激電極として使用した。これは、10本の細いステンレス線 (Type 316) をより合わせ、テフロンで被覆したもので (直径約100 μ)、機械的強度をさらに増すためにコイル状にしたものである。彼らは、この電極を四肢麻痺患者の前腕に埋め込み、途中物理的理由による電極の移動や断線により交換したものの、神経麻痺や感染等の事故もなく、最長6年間 FES を施行し、尚続行中であると報告している。この場合、患者は退院して、FES により獲得した上肢機能を利用して日常生活を送っているとの記述は、特記すべきであろう。我々も¹¹⁾⁻¹³⁾³⁰⁾、米国 A-M Systems 社製の multistrand teflon-coated stainless steel wire を Caldwell 型の電極に加工し、埋め込み電極として用いている (図4)。この電極を家兎の腓骨神経近傍に埋め込んで組織学的検索を行ったところ、埋め込み後2週までは電極周辺に比較的強い組織反応が認められるが、それ以降反応は減少し、1カ月以後は電極周辺に限局的な fibrosis のみを認める所見を得ている。また、神経線維や髄鞘には何らの形態学的変化も生ぜず、電気生理学的検索にても神経の興奮性は維持されることがわかった。一方、四肢麻痺の患者に電極を埋め込んで、筋肉強化の目的で1日3時間 FES を与え続けたところ、電極間抵抗は数カ月以上を経てもほとんど変化せず、また刺

激閾値は FES 開始後 1 カ月位若干上昇するものの、その後開始直後よりやや低い値に落ち着くのが認められた。これまで最長 11 カ月の埋め込み電極による FES を行っているが、この間、刺激による不快感や痛みの訴えもなく、感染事故もおきていない。

これらのことより、電極による組織反応は、そのために埋め込みを拒絶するほどのものではないと言ってよからう。

Caldwell 型の経皮的埋め込み電極の欠点として、皮膚刺入部と筋膜と筋の移行部での機械的ストレスにより電極の破損を招いたり、筋収縮に伴って電極が移動することがあげられる。Peckham ら²⁹⁾は、このため 3 カ月から 6 カ月に 1 度、電極の再留置を余儀なくされている。我々も、3 例ほど皮膚刺入部と筋膜と筋の移行部での断線を経験している。皮膚刺入部での断線は、毎日のコネクタのつけはずしの際の機械的圧迫によるものであり、コネクタの場所を刺入部より遠ざけることにより解決することができる。しかし、筋膜と筋の移行部での断線は、経皮的刺入の場合、現在の電極材料では避けることは難しい。我々の経験では、手術的に筋膜の間を通して、目的とする筋の支配神経に電極を埋め込んだ例においては、これまで断線や電極の移動は認めていない。したがって、我々は、経皮的埋め込み法は、簡便ではあるものの実用性が低く、手術的に埋め込んだ方が、確実に安全性が高く実用的であるとの感触を得ている。

今後、computer 制御による multichannel stimulator が上肢 FES 装置の主流となると考えられることより、埋め込み電極は必要不可欠なものとなる。そのため、より機械的強度が大きく flexibility の高い安全な電極の開発が要望されてこよう。

FES を行う前の訓練刺激

実用的な上肢の協調動作を得るための FES を開始する前に、3～6 カ月程度の電気刺激による個々の筋への訓練の必要性が説かれている¹⁷⁾²⁹⁾。これは、麻痺の発症から FES をはじめるまでの期間中に、麻痺筋は廃用性萎縮に陥ると同時に、痙性が増加し、場合によっては、筋や関節の拘縮が生じてくるために、FES を行っても十分な力や協調動作が得られないことによるものである。

痙性麻痺の筋に電気刺激を与え続けると、その痙性が軽減することが知られている¹⁵⁾²⁷⁾³¹⁾³²⁾、その効果は被刺激筋の拮抗筋に著明である³³⁾。我々は、C₄四

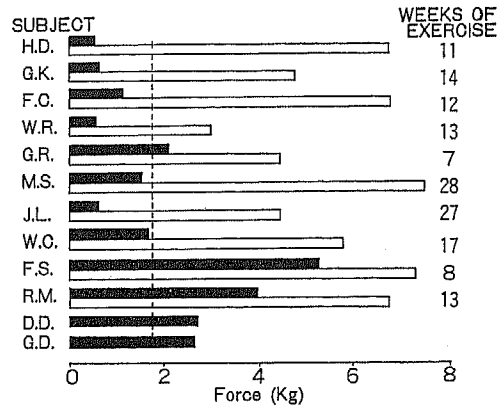


図 5 電気刺激訓練の最大筋収縮力におよぼす効果
 被検者は C₄～C₆ までの四肢麻痺患者 (subject) ■ 訓練開始前、□ week of exercise に示した週だけ訓練した後の筋力 (Peckham ら³⁴⁾より引用)

肢麻痺患者の一侧前腕・手の屈筋群に 1 日 3 時間の電気刺激訓練を行わせたところ、訓練開始後 2 カ月頃より刺激側前腕・手の伸筋群に有意の痙性の低下を認めた。屈筋群の痙性も若干低下していたが、伸筋群ほど著明ではなかった。

電気刺激訓練による筋力の増加も、訓練開始 2 カ月後から著明に認められる³¹⁾。図 5 は Peckham ら³⁴⁾による筋力に対する訓練効果を示しているが、3 カ月以上の訓練で、四肢麻痺患者の麻痺筋の筋力は、開始前の数倍に増強しているのがわかる。

また、この訓練は、電極刺激に対する筋疲労の抵抗性を増大させる効果ももつことが知られている¹⁷⁾²⁹⁾³⁴⁾。我々の経験でも、20 Hz の刺激パルスでの訓練において、開始初期では 2～3 分で著明な筋力の低下を認めたのに対し、開始後 2 カ月を過ぎると、20 分以上刺激を持続しても、筋力の低下はほとんどなかったことを確認している。

このほか、電気刺激訓練は、片麻痺患者の麻痺肢の随意的制御の改善効果があることも報告されている³¹⁾³⁵⁾。これらのことより FES によって上肢機能を再建する前に、電気刺激による十分な訓練が必要とされることが理解できるであろう。

FES による上肢協調動作の獲得

上肢は、三次元的にきわめて複雑な運動を行う。したがって、上肢関節の自由度は非常に大きく、およそ

27ほどであり、その関節運動に関与する筋肉の数は50以上におよぶ。現在のところ、これらの筋のすべてをFESで制御し、正常人と同様の上肢動作を獲得することは不可能である。しかし、上肢の完全麻痺は別として、上肢の麻痺が不全麻痺である場合には、麻痺筋のうちで機能上重要な少数の筋群を制御するだけで、日常生活動作 (activities of daily living: ADLと略) 上有用な上肢動作が得られることが多い。

片麻痺では、ある程度の随意運動が可能なものの、手指の屈筋群の痙性が強いために、日常生活動作に手を使えない症例が多くみられる。このような症例の場合、手を開くことさえできれば物体の把持が可能となる⁴⁾。そこで、この手の opening をFESで行わせることが試みられている。この場合、刺激される筋肉は主として指伸筋であるが、RebersecとVodovnik²³⁾はこれに長母指伸筋と長母指外転筋を、Merlettiら¹⁹⁾は橈側および尺側手根伸筋を加えている。また、最近のVodovnik³⁾⁴⁾らの報告によれば、指伸筋の単独刺激だけでもADL上有用な手の把持動作を獲得することが可能であり、実際に携帯可能な小型のFES装置を開発し、臨床的に適用していると述べている (図6)。一方、随意的な把持動作が十分にできない片麻痺患者に対し、正中・尺骨および橈骨神経を同時刺激したり、



図6 片麻痺患者用FES装置

ユーゴスラビアで開発したFES装置で、健側肩の挙上により指伸筋が刺激され、手のopeningが行われる。

(Vodovnikら³⁾より引用)

あるいは肘関節や手関節部の尺骨神経を刺激して、把持動作を獲得する試みも行われている³⁵⁾。

四肢麻痺のうちC₅・C₆麻痺では、手のopeningと把持動作が可能であれば、上肢に関してある程度ADL上自立することが可能である。というのは、これらの四肢麻痺患者では、肩関節のほぼすべての運動、肘関節の屈曲、前腕の回外および手関節の伸展などが、ある程度可能だからである。このため、上肢FESの大部分の研究は、C₅・C₆麻痺患者の手の機能を再建することに主眼をおいている。

手のopening動作を得るには、片麻痺の場合と同様、指伸筋にFESを与えることで可能である⁹⁾³⁶⁾、これに母指伸筋群への刺激を加えて、openingをさらに完全なものにしている報告もある¹⁶⁾¹⁷⁾。著者ら¹¹⁾¹³⁾³⁰⁾は、橈骨神経深枝を刺激して、母指から小指に至るすべての指伸筋群を収縮させ、手のopening動作を得ているが、手掌中にコップなどの物体を把持させるようなprecision graspあるいはpower graspを得ようとする場合は、それに加えて、正中神経反回枝を刺激して母指を対立位へ持っていき、次のstepの把持動作に容易に移行できるようにしている (図7-a, b)。

Peckhamら¹⁷⁾によれば、FESによって比較的容易に獲得できる把持動作として、palmar prehensionとlateral prehensionとがあり、この2通りの動作で90%以上の把持機能が得られるという。彼らは、palmar prehensionを得るために、浅指屈筋と深指屈筋を刺激し、lateral prehensionでは、それら2つの筋の刺激に加えて、母指対立筋や母指内転筋を別々あるいは同時に刺激している。ことにlateral prehensionによって、ペンやフォークなどの書字や食事に必要な道具を持つことが可能になったことを報告している。八木ら¹³⁾は、ペンやフォーク等の比較的細い道具を持つために強い把持力を必要とする場合には、手関節部尺骨神経の単独刺激を行っている。この刺激によって、Ⅱ指からⅤ指の中手指節 (MP) 関節の屈曲、指節間 (IP) 関節の伸展と母指の強い内転により、扇状に開いたトランプを持つ手に似た動作を得ることができ、上記の道具を強く把持してその目的動作を行うことができる。 (図7-c, d)。また、コップ・ジュースカン・電気カミソリ等の物体をpower graspあるいはprecision graspによって把持させようとする場合は、正中神経反回枝を刺激して母指の対立位を得ながら、正中神経長母指屈筋枝・浅指屈筋枝およ



- a : 橈骨神経深枝への刺激
- b : a にさらに正中神経反回枝の刺激を加え、母指の対立位を得ている。
- c : 手関節部尺骨神経への刺激による書字動作
- d : c と同様の刺激による食事動作
- e : 正中神経反回枝、長母指屈筋枝、浅指屈筋枝および深指屈筋枝を刺激して得られる power grasp による電気カミソリの把持。

(a～d, 八木ら¹³⁾より引用)

図7 経皮的埋込み電極法による FES

び深指屈筋枝を同時に刺激する方法を我々とはっている(図7-e)。これらの FES で得られる把持動作によって、C₆四肢麻痺患者は、食事、書字、整容等の ADL 上重要な上肢機能を獲得することができる。

通常 FES では、刺激波形のパラメーターや刺激パターンの決定は、各研究者によって行われる。これに対し、Vossius ら³⁷⁾は、患者自身がそれらを決めかつ実行させることを提案している。すなわち、車イス

にマイクロコンピュータの key board をとりつけ、この key を患者自身が押すことによって、刺激振巾や刺激周波数等の刺激パラメーターや、協調動作のための各筋への時間的空間的刺激パターン等をプログラムし、かつそれを実行させることができるような FES システムを開発している。患者が日常生活で積極的に用いようとする機器の開発がリハビリテーション工学に要求されることから、この方法は、今後の 1

つの方向性を示すものとして興味深い。

一般的に、1つのシステムを制御しようとする場合、その系に feedback loop を含む閉ループ制御方式か、それを含まない開ループ方式のいずれかが採用される。単純な動作をすばやく行わせる場合には開ループ制御が優れているが、複雑な運動をより巧緻に実行させようとする場合は、閉ループ制御の方が適している。これまで報告された大部分の上肢 FES は、視覚による feedback があるという点では閉ループ制御になっているが、常に制御状態に対する注意の集中が必要であり、また、情報を得てから反応するまでの delay time が大きいことを考え合わせると、最適な制御法とはいえない。そこで、角度センサーや圧センサーを、必要とする上肢の関節や皮膚にとりつけ、そこからの情報を直接あるいは生体を介して feedback させる閉ループ制御方式がそれを解決する手段として浮かび上がってくる。実際、この閉ループ制御方式の方が、開ループ制御より協調動作を得るための筋の制御には優れていることが報告されており¹⁴⁾³⁸⁾³⁹⁾、Morecki ら⁴⁰⁾は $C_5 \cdot C_6$ 四肢麻痺患者の手の制御にこの方式を用いている。この方法は、今後、FES による上肢協調動作の制御に必要な不可欠なものとして、とり入れられていくと思われる。

このほか、FES による麻痺肢の制御精度をあげるために、協同筋のほかに拮抗筋にも適当な刺激を与える方法が研究されている⁴¹⁾⁴²⁾。今の所実験的段階であり、患者には適用されていないが、最適制御を目指す上で検討の必要があろう。

随意的制御のための control signal

麻痺上肢を随意的に FES で制御するため、その control signal として、患者の残存機能が利用される。しかし、それをどこに求めるかは、麻痺の性質や程度によって異なってくる。また同時に、彼らの日常生活を阻害しない信号源である必要がある。

片麻痺では一側に障害がまったくなく、四肢麻痺でも、 C_6 以下の麻痺であれば、随意的な肘関節の屈曲や重力を利用した伸展が可能であるので、非刺激側の上肢で、スイッチや joystick などの FES の controller を操作することができる。Rudel¹⁴⁾は、車イスに FES の controller をとりつけ、四肢麻痺患者がそれを操作して手の把持動作を制御し、書字動作や食事動作を得ることができたと報告している。我々も、 C_6 四肢麻痺患者の電動車イスに FES の制御装

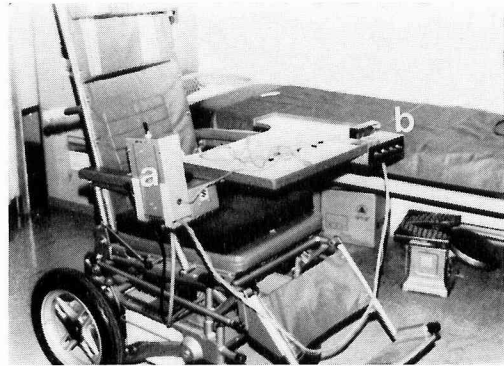


図8 電動車椅子にとりつけた FES 装置

- a : スイッチ部、電源の ON-OFF スイッチと、把持動作選択用のスイッチが取り付けられている。
- b : 刺激振巾制御部、レバーを前方に押すと手の opening、手前に引くと把持動作のための刺激振巾が増大する。

置をのせ、実用に供している(図8)。この制御装置は、電源の投入、把持パターンの選択のためのスイッチ部と、手の開閉動作制御のための control lever 部よりなり、前者は右上肢で、後者は左上肢で操作される。これによって、lateral pinch, power grasp および扇状に開いたトランプを持つ手の動作のうちから、目的に合った動作を患者自身が選択し、それを実行することができる。したがって、患者は、鉛筆のような細いものからコップのように太く重いものまで、自分の意志で把持することが可能となり、ADL 上この FES 装置が非常に有用であることが判明している。

上肢 FES の対象となる患者では、上肢からの知覚の feedback がほとんどないので、視覚に頼る部分が多く、上記のような方式の場合、一方で controller の操作状況を見ながら、他方で手の把持動作を監視する必要がでてくる。これは、操作に熟達することによって、ある程度克服できるものの、制御のしやすさという点では得策ではない。この欠点を補うため、各種のセンサーを随意動作の可能な身体の健常部分に直接とりつけ、それらのセンサーから送られてくる信号によって刺激装置を制御することが考えられる。

その1つとして、筋電図を control signal として、FES の制御に用いる方法がある。この場合、信号源として、障害を受けることが少なく日常生活を阻害しないという観点から、僧帽筋や胸鎖乳突筋が選ばれる

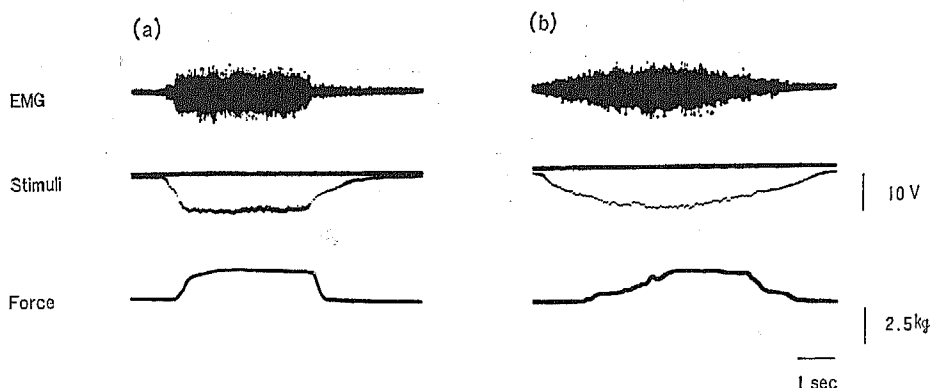


図9 筋電制御形 FES の効果

a : 肩を一定の力で挙上させた時の効果

b : 肩を徐々に挙上させ、おろした場合の効果

ことが多い。筋電図を上肢 FES の control signal としてはじめて用いた Vodovnik ら³⁶⁾は、僧帽筋の筋放電を整流後積分し、これで刺激パルスを変調させて刺激出力の調整を行わせた。彼らは、この刺激出力を指伸筋に与えて手の opening 動作を得ているが、これと flexor hinge splint とを組み合わせ、ADL 上有用な手の機能を獲得しようと試みている。我々も、筋電制御方式の上肢 FES を行っている。当初、筋電図波形の零交叉頻度に刺激パルスを比例させる周波数変調方式を試みたが、100Hz を超える高周波刺激によって筋の疲労が生じやすいのと、過渡的な小さな変化や外乱雑音により誤動作しやすいため、実用的でないとの判断で現在は行っていない。そこで今は、筋電図を表面電極で誘導し、高弁別比差動増巾器で増巾後時間平均をとって、その包絡線電圧によって、周期 50msec、巾 0.2msec のパルス電圧を振巾変調する方式を用いている¹¹⁾¹²⁾³⁰⁾。図9は、非刺激側の僧帽筋の筋電図で手の把持動作を行わせた場合の、筋電図、刺激出力、握力の関係を示したものであるが、筋放電の頻度にはほぼ比例して握力が変化しているのが認められる。

これらの方法では、筋電図を麻痺筋の比例制御に適用しているのであるが、一方、筋電図をスイッチして利用している報告もある¹⁷⁾。すなわち、比例制御のための control signal は肩や頭にとりつけた position sensor から得て、筋電信号には、刺激の ON-OFF あるいは必要な刺激強度の維持や解除を制御するスイッチの役割を持たせている。この筋電図による刺激強度の維持と解除機能を FES に組み込むことにより、

患者の FES に対する視覚的および意識的集中度を大巾に減らすことができるため、患者にとってより制御しやすい FES システムになっている点注目される。これとは別に、Hansen⁴³⁾は、片麻痺患者の手の opening を FES で行わせるために、不全麻痺状態の指伸筋の微弱な信号をトリガーとして刺激装置を駆動させ、同筋の収縮を補強させる方法を採用している。この場合、刺激時間や刺激強度の調整を患者自身が manual にしなければならない所に難点があるが、本来動かそうとする筋の筋電図を利用して制御を行おうとする点で面白い発想である。

他方、機能の残存している身体部位の位置や変位量を sensor で検知し、比例制御のための control signal とする方法も多く採用されている。最初に上肢 FES を試みた Long と Masciarelli⁹⁾は、非刺激側の上肢にとりつけた balanced forearm orthosis (BFO) の回転部分に potentiometer をセットし、その回転角度で刺激振巾を変えられるようにしている。ユーゴスラビアの Ljubljana 大学の研究グループは、片麻痺による麻痺手の opening の control signal として、健側肩の上下運動を利用している³⁾⁴⁾²³⁾。また、米国 Case Western Reserve 大学の研究グループも、四肢麻痺患者の麻痺手の比例制御のために、肩の position sensor をとり入れている¹⁶⁾¹⁷⁾。この position sensor の本体は前胸部にとりつけられ、spring wire を介して、肩の2軸4方向の動きを検知することができる。このうち、肩の elevation と depression の2つの動作で、手の把持と opening が行われるように設計している。また、彼らは、首の屈

曲や外転を damped gravitational sensor によって検知する軽量小型の head position transducer を開発し、手の制御に用いている。これは、患者の耳にかけることができるようになっており、この中にイヤホンも組み込まれていて、head position transducer として働くと同時に、この FES システムによる上肢の制御状態を音で feedback するような設計となっている。

先に述べた筋電図を control signal として利用する方式では、誘導電極の置き方、増巾器の性能などの条件により、しばしば刺激パルスを誘導し、そのためシステム全体が発振状態となり制御不能となることが指摘され⁴⁾、実施に当たり刺激パルスの誘導を極力少なくするような工夫が必要である。しかし position sensor や変位 sensor を利用した制御方式は、外乱雑音に強く、比較的安定した信号を供給する。したがって、sensor 技術の発展に伴い、これらの sensor は、好んで上肢 FES の制御のために用いられるものと思われる。

臨床応用

上肢 FES を日常生活に使用し、長期間その効果について観察を行った報告はきわめて少ない。このことは、とりまなおさず、上肢 FES にはまだまだ解決すべき問題が残っており、未だ多くの研究が実験的段階に留まっていることを示している。しかし、これらの問題を徐々に解決しつつ、実用化に向け一步一步前進していることも事実である。

ユーゴスラビアでは、手指の伸展が困難なために把持動作ができない片麻痺の症例に対し、健側肩の挙上動作を control signal として、表面電極を介して、指伸筋に刺激を与える軽量、小形の携帯用 FES 装置を開発した³⁾⁴⁾。この装置は、すでに製品化され、臨床的に使用されているという。対象患者を限定し、非常に単純な方法で麻痺手を制御しようとしたことが、製品化までに至った大きな理由であろう。

四肢麻痺では、Peckham ら¹⁷⁾が C₅・C₆ 四肢麻痺での長期にわたる FES の応用例について報告している。用いた FES 装置は、頭や頸の動きを control signal として、経皮的に留置した intramuscular electrode を介して電気刺激を目的とする筋に与え、手の opening と把持動作を行わせるものである。また、この装置には、把持動作の維持と解除のための筋電図制御形のスイッチ機構もとり入れられている。彼

らは、この装置を15名の患者に装着を試みている。そのうちの9例は入院中の使用のみで、退院後は使用せず、2例は装置の問題が原因で途中でやめている。残る4例が、退院後もこの装置を装着して、最長約6年ADLに使用し、なお継続中であるという。埋め込み電極による多チャンネル刺激で手の機能を獲得し、しかも長期にわたってそれをADLに用いていることは、今後の上肢FESに明るい見通しをもたらしてくれたものとして、大いに評価されるべきであろう。

今後の展望

最近の新しい電子機器の登場や、コンピューター技術の著しい発展は、上肢 FES にも高度な制御技術の導入を可能にしている。ことに、四肢麻痺患者では、control signal source として利用できる残存機能がきわめて限定されているため、最小限の信号源で最大の効果を得ることが要求される。また、常に視覚的あるいは意識的に FES の制御効果を監視しつづけることは、患者にとって大きな負担であるので、極力その度合いを減らし、我々が日常行っているように、無意識的に上肢動作の制御ができるようにすることが必要である。このような制御は、マイクロコンピューターを FES システムに導入することによってはじめて為し得るといっても過言ではない。Vossius⁴⁴⁾は、把持すべき対象物の位置を超音波で検知し、マイクロコンピューターによって、手を対象物まで持っていくための軌跡を求め、その軌跡上を手が移動するための FES の制御アルゴリズムを計算し、それを実行させることを提案している。また、星宮¹²⁾は、音声の持つ豊富な情報量に注目し、音声認識システムを上肢 FES 装置に組み入れることを今後の方向として提言している。このほか、上位運動ニューロンの障害では、多少なりとも知覚障害を伴うので、手指やその他の部位にとりつけた各種センサーからの信号を、local な feedback 信号として FES システムの中央演算装置に直接 input させるとともに、電気刺激あるいは圧刺激用の actuator を介して知覚障害のない健康な皮膚へ代行感覚として与える装置の開発も考えられている。また、電極を含む刺激部を完全に体内に埋め込むための、多チャンネルテレメーターシステムの開発も試みられつつある⁴⁵⁾。

上肢動作は、多数の筋が随意的な指令のもとに、二重三重の feedback 機構を介して、時間的空間的に統御されて遂行されるものだけに、新しい電子機器やコ

ンピューターを導入した FES 制御システムの開発が、く実用化されるようになるのもさほど遠くはないであろう。今後の重要な課題になるものと思われる。そして、これらの技術を駆使することによって、上肢 FES が広

文 献

- 1) Liberson, W.T., Holmquest, H.J., Scott, D. and 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., Stanic, A., Kralj, A., Acimovic, R., Gracanin, F., Grobelnik, S., Suhel, P., Godec, C. and Plevnik, S. : Functional electrical stimulation in Ljubljana. In : Hambrecht, F.T. and Reswick, J.B. (eds.), *Functional Electrical Stimulation : Applications in Neural Prostheses*, pp. 39-54, Marcel Dekker, New York, 1977
- 3) Vodovnik, L., Kralj, A., Stanic, U., Acimovic, R. and Gros, N. : Recent applications of functional electrical stimulation to stroke patients in Ljubljana. *Clin Orthop*, 131 : 64-70, 1978
- 4) Vodovnik, L., Bajd, T., Kralj, A., Gracanin, F. and Strojnik, P. : Functional electrical stimulation for control of locomotor systems, *CRC Crit Rev Bioeng.* 63-131, 1981
- 5) Waters, R. and Montgomery, J. : Lower extremity management of hemiparesis. *Clin Orthop*, 102 : 133-143, 1974
- 6) Waters, R.L., McNeal, D.R. and Perry, J. : Experimental correction of foot-drop by electrical stimulation of the peroneal nerve. *J Bone Joint Surg[Am]*, 57 : 1047-1051, 1975
- 7) Waters, R. : Electrical stimulation of the peroneal and femoral nerves in man. In : Hambrecht, F.T. and Reswick, J.B. (eds.), *Functional Electrical Stimulation : Applications in Neural Prostheses*, pp. 55-64, Marcel Dekker, New York, 1977
- 8) 川村次郎, 王置哲也, 西原一嘉, 富永晟浩, 坂本隆弘, 松矢正利, 広田茂美, 鈴木重行, 林 義孝, 鮎沢芳穂 : 電気刺激による麻痺筋の機能代償—片麻痺内反尖足への応用を中心に—. *総合リハ*, 11 : 207-212, 1983
- 9) Long, C. and Masciarelli, V.D. : An electrophysiologic splint for the hand. *Arch Phys Med Rehabil*, 44 : 499-503, 1963
- 10) 玉置哲也 : 植え込み電極法の整形外科的応用—とくに麻痺性尖足に対する臨床応用を中心として—. *臨整外*, 6 : 262-268, 1971
- 11) 半田康延, 小松 繁, 内藤 輝, 中土幸男, 八木 了, 杉本良洋, 星宮 望 : 麻痺手への機能的電気刺激 その 1・筋電同期形 FES システム. *医用電子と生体工学*, 21 : 231, 1983
- 12) 星宮 望, 半田康延, 小松 繁, 中土幸男, 八木 了, 杉本良洋 : 機能的電気刺激 (FES) によるヒト上肢機能制御の試み. *SICE 北海道支部学術講演会資料*, 5-6, 1983
- 13) 八木 了, 杉本良洋, 半田康延, 小松 繁, 内藤 輝, 中土幸男, 星宮 望 : 麻痺手への機能的電気刺激 その 2・C₆四肢麻痺患者への FES の応用. *医用電子と生体工学*, 21 : 255-256, 1983
- 14) Crago, P.E., Peckham, P.H. and Thrope, G.B. : Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng*, 27 : 679-684, 1980
- 15) 山根友二郎 : 植え込み電極法の整形外科的応用—とくに麻痺性尖足に対する臨床応用と電気生理学的観察—. *臨整外*, 7 : 904-912, 1972
- 16) Peckham, P.H. and Mortimer, J.T. : Restoration of hand function in the quadriplegic through electrical stimulation. In : Hambrecht, F.T. and Reswick, J.B. (eds.), *Functional Electrical Stimulation : Applications in Neural Prostheses*, pp. 83-95, Marcel Dekker, New York, 1977
- 17) Peckham, P.H., Mortimer, J.T. and Marsolais, E.B. : Controlled prehension and release in the C₆ quadriplegic elicited by functional electrical stimulation of the paralyzed forearm musculature. *Ann Biomed Eng*, 8 : 369-388, 1980
- 18) Crochetiere, W.J., Vodovnik, L. and Reswick, J.B. : Electrical stimulation of skeletal muscle—A study of muscle as an actuator. *Med Biol Engin*, 5 : 111-125, 1967
- 19) Merletti, R., Ačimovič, R., Grobelnik, S. and Cvilak, C. : Electrophysiological orthosis for the

- upper extremity in hemiplegia, feasibility study. Arch Phys Med Rehabil, 56 : 507-513, 1975
- 20) McNeal, D.R., Bowman, B.R. and Momsen, W.L. : Peripheral block of motor activity. In : Gavrilovic, M. and Wilson, A.B. (eds.), Advances in External Control of Human Extremities, pp. 473-519, Belgrade, Yugoslavia, 1970
 - 21) Tanner, J.A. : Reversible blocking of nerve conduction by alternating current excitation. Nature, 195 : 712-713, 1962
 - 22) Solomonow, M., Eldred, E., Lyman, J. and Foster, J. : 神経筋機能刺激の新しい技術. 加藤一郎訳, 第4人間の手足の制御, pp. 207-221, 学献社, 東京, 1981
 - 23) Rebersek, S. and Vodovnik, L. : Proportionally controlled functional electrical stimulation of hand. Arch Phys Med Rehabil, 54 : 378-382, 1973
 - 24) Rudel, D., Bajd, T., Reberšek, S., Vodovnik, L. and Kolnik, L. : Proportionally controlled FES of quadriplegic patients. Annual Progress Report, Rehabilitation Engineering Center Ljubljana, 1 : 71-72, 1978
 - 25) 加倉井周一 : 上位運動ノイロン障害に基づく麻痺性尖足に対する機能的電気刺激療法. 神経進歩, 23 : 94-100, 1979
 - 26) McNeal, D.R., Waters, R. and Reswick, J. : Experience with implanted electrodes. Neurosurg, 1 : 228-229, 1977
 - 27) 玉置哲也 : 埋込み電極による機能的電気刺激法—その問題点と展望—. リハビリテーション工学国際セミナー (REIS-'82) 講演論文集, 36-42, 1982
 - 28) Caldwell, C.W. and Reswick, J.B. : A percutaneous wire electrode for chronic research use. IEEE Trans Biomed Eng, 22 : 429-432, 1975
 - 92) Peckham, P.H., Marsolais, E.B. and Mortimer, J.T. : Restoration of key grip and release in the C₆ tetraplegic patient through functional electrical stimulation. J Hand Surg, 5 : 462-469, 1980
 - 30) 半田康延, 小松 繁, 中土幸男, 八木 了, 星宮 望 : 頸髄損傷による麻痺手への機能的電気刺激. 中部整災誌, 26 : 9-11, 1983
 - 31) Vodovnik, L. : Therapeutic effects of functional electrical stimulation of extremities. Med Biol Eng Comput, 19 : 470-478, 1981
 - 32) Vodovnik, L., Valenčič, V., Strojnik, P., Klun, B., Štefančič, M. and Jelnikar, T. : Improvement of some abnormal motor functions by electrical stimulation. Med Prog Technol, 9 : 141-147, 1981
 - 33) Levine, M.G., Knott, M. and Kabat, H. : Relaxation of spasticity by electrical stimulation of antagonist muscles. Arch Phys Med, 33 : 668-673, 1952
 - 34) Peckham, P.H., Mortimer, J.T. and Marsolais, E.B. : Alteration in the force and fatigability of skeletal muscle in quadriplegic humans following exercise induced by chronic electrical stimulation. Clin Orthop 114 : 326-334, 1976
 - 35) Dimitrijevic, M.R., Gracanic, F., Prevec, T. and Trontelj, J. : Electronic control of paralyzed extremities. Biomed Eng, 3 : 8-19, 1968
 - 36) Vodovnik, L., Long, C., Reswick, J.B., Lippay, A. and Starbuck, D. : Myo-electric control of paralyzed muscles. IEEE Trans Biomed Eng, 12 : 169-172, 1965
 - 37) Vossius, G., Nürnberg, H.G., Scholtes, T. and Peckham, P.H. : Programmed control of multichannel functional stimulation. 13th Int Cong Med Phys Biomed Eng, 12.07, 1982
 - 38) Crago, P.E., Mortimer, J.T. and Peckham, P.H. : Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle. IEEE Trans Biomed Eng, 27 : 306-312, 1980
 - 39) Stanič, U. and Trnkoczy, A. : Closed-loop positioning of hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation. IEEE Trans Biomed Eng, 21 : 365-370, 1974
 - 40) Morecki, A., Kiwerski, J., Paśniczek, R., Borowski, H., Gasztold, H. and Kotwicki, E. : New conception of the hybrid system of supporting of the grasping movements. In : Gavrilovic, M. and Wilson, A.B. (eds.), Advances in External Control of Human Extremities, pp. 147-158,

Belgrade, Yugoslavia, 1978

- 41) 引地拓夫, 宇都宮敏男 : 麻痺肢の電気刺激による運動補助. 第17回日本ME学会大会講演集, 2-D-16 : 317, 1978
- 42) Vodovnik, L., Crochetiere, W.J. and Reswick, J.B. : Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonists. *Med Biol Engin*, 5 : 97-109, 1967
- 43) Hansen, G.v.O. : EMG-controlled functional electrical stimulation of the paretic hand. *Scand J Rehabil Med*, 11 : 189-193, 1979
- 44) Vossius, G. : Control aspects of electrical functional stimulation for the paralyzed. 13th Int Cong Med Phys Biomed Eng, 12.02, 1982
- 45) Peckham, P.H., Poon, C.W., Ko, W.H., Marsolais, E.B. and Rosen, J.J. : Multichannel implantable stimulator for control of paralyzed muscle. *IEEE Trans Biomed Eng*, 28 : 530-536, 1981

(58. 6. 20 受稿)
