

## 脳血管障害に対する理学療法の効果 (足関節・足部)

## 機能的電気刺激による足関節・足部コントロール\*

鈴木 重行\*\*

## 要 約

種々の機能的電気刺激の中で、上位運動ニューロンを障害された脳血管障害者および脊髄損傷者に対する四肢の運動をコントロールすることを目的とした電気刺激法は、とくに機能的神経・筋刺激 (Functional Neuromuscular Stimulation, 以下, FNS と略す) と呼ばれている。

著者らは麻痺筋を再活用し、エネルギー補給も非常に小さなものでよいなどの特徴を持つ FNS を脳卒中片麻痺患者の歩行のコントロールに用いている。

FNS の適応例は、①独歩または一本杖歩行が可能 ②下肢運動機能は Br. stage IV~V ③痙性は軽度か中等度 ④足関節の可動域制限が著明でない ⑤足部の深部感覚が正常 ⑥下位運動障害がない ⑦精神障害がない などである。

脳卒中片麻痺患者の理学療法の中で、FNS の使用範囲はひろく、impairment から disability まで種々の目的に応用できると考えられる。

## はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation) とは、麻痺筋およびそれを支配する神経に刺激をあたえ、その筋肉および器官などが本来有する機能を復活させようとするものである。

現代医学における本法の使用範囲はひろく、呼吸器系、循環器系、筋・骨格器系、さらに神経系などに応用されている。例えば、心疾患に対する心臓ペースメーカー、脳性小児麻痺、脊髄損傷に対する排尿コントロール装置などはすでに市販され実用化している。これらの電気刺激の中で、著者らは上位運動ニューロン障害者の四肢の運動コントロールを目的とする FNS を用い、脳卒中片麻

痺患者の足関節・足部コントロールをおこなっているの  
で以下に述べる。

## 歴 史

FNSは1961年 Liberson が片麻痺患者の歩行に用いたのが最初である(表1)。

患側前脛骨筋の運動点に表面電極を用いて電気刺激をおこない、尖足を矯正し歩容の改善を試みた。

その後、FNSはアメリカ、ヨーロッパでもに発達し、ユーゴスラビアの Vodovnik たちを中心として、片麻痺用のFNSを製品化し多くの症例に用いた報告をしている。

神経および筋肉を刺激する方法は我々がおこなっている表面電極、皮膚を介して電極を挿入する経皮電極、さらに電極を生体内に埋め込んでしまう埋め込み電極の方法があるが、1971年 Moony および玉置らは埋め込みにより刺激する方法を開発し、足部の内反尖足の矯正をおこなっている。以後、埋め込み電極法は片麻痺患者だけでなく四肢麻痺患者にも用いられ、特に四肢麻痺患者の上肢コントロールに好成績をおさめている。

## 刺 激 装 置

著者らが用いているFNSは、電気刺激装置 (パンフィック・サプライ社製オルトフェス P-4)、大小2つの表面電極、電源となる単3乾電池、フットスイッチ、電極

表1 FNS の発達

1961年	Liberson	FNS の概念を提唱
65年	Vodovnik	臨床応用
66年	Gracanin	
75年	武 部	
71年	玉 置	
71年	Moony	
72年	今 村	埋め込み電極による刺激
78年	Vodovnik	
71年	Kralj	多チャンネル刺激の開発
73年	Rebersek	上肢コントロール
79年	Kralj	脊損の起立、歩行訓練

\* Application of Functional Electrical Stimulation for Ankle and Foot

\*\* 名古屋大学医療技術短期大学部  
Shigeyuki Suzuki, RPT: Nagoya Univ., College of Medical Technology

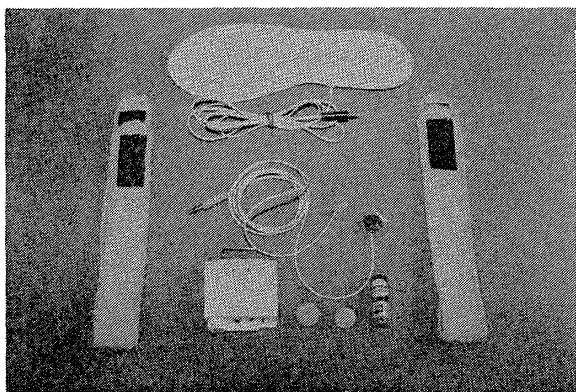


図1 FNS の構成

(電気刺激装置, 表面電極, 単3乾電池, フットスイッチ, 電極コード, 電極固定用バンド)

コード, 電極固定用バンドにより構成されている(図1)。

刺激装置は小型軽量で, 最大出力は140V, 周波数30 Hz, パルス幅0.3 msec の負の矩形波を発生する。周波数は持続的な筋収縮をおこすには20Hz以上必要であり, 周波数が高くなると筋力は増加するが筋疲労が早くなる特性を考え, 30 Hz に設定している。

パルス幅の決定は, 刺激による痛みを最小限におさえるためには, 0.3 msec の定電圧刺激が望ましいという Gracanin らの報告によっている。

### 使用方法

本装置の使用方法は, まず出力調節ツマミを0にし, 本体に電極とフットスイッチのコードを接続する。つぎに電極を水に十分ひたし, 電極コードを接続し, 患者を椅子または車椅子に楽な姿勢で坐らせ, 関電極を腓骨神経上に, 不関電極を患側下肢の任意の部位に固定する。

つぎに, スイッチをテスト側にたおしフットスイッチに関係なく電流がつねに流れるように設定し, 出力調節ツマミをまわしながら, 足部の背屈と外反の適当な動きができるように, 刺激の量と関電極の位置を決定する。

このようなテスト段階を終えると, 実際の歩行にあわせて刺激できるようにフットスイッチを靴底に挿入する。

屋内で本装置を使用する時には, 靴下またはサポーターで前足部を切り取ったフットスイッチを足底に固定する。

ここまでセットできると患者を立たせ本体のスイッチをフットスイッチからの信号に反応する状態に切り換える。患側の踵ばなれでフットスイッチへの圧が除去されると刺激が開始され足部の背屈と外反をひきおこしスムーズな振り出しが可能となる。立脚相初期の踵接地でフットスイッチに圧が加わると刺激は遮断され, 足部は足底接地へと移行し, 再度踵が離れるまで, 重心の前方移

動に伴う足関節の動きを自由にしている。

### 対象症例

FNS施行の基準は, 独歩または一本杖歩行が可能な症例で, かつ遊脚相に下垂足と内反足の一方または両者が認められた症例である。

昭和55年5月から60年9月まで片麻痺患者の足部コントロールを目的としたFNS施行症例は, 我々のグループでは60症例をこえているが, これらの中でFNSの適応例と非適応例の代表例を紹介する。

#### 症例 1

本症例は, 61才男性で, 昭和60年3月脳出血のため右片麻痺を呈した。

発症後, 約2週間でベッドサイド訓練を開始し, 約1カ月後に運動療法室にて訓練を開始した。発症より約4.5カ月後にFNSを使用して歩行訓練を開始したが, その時の下肢の機能レベルは, ブルンストローム・ステージIVであった。以後, FNSを毎日20~30分間歩行訓練時に使用し, 一本杖歩行が可能となった。歩行訓練開始から約40日後にプラスチック製AFOの作製とともにFNSの使用を終了した。

本症例はFNSの適応患者であったが, その因子は次の3つが考えられる。①下肢機能が比較的良好であったこと ②歩行訓練開始と同時にFNSを用いたので, 患者の受け入れが良好であったこと ③足関節に可動域制限が無かったこと などである。

#### 症例 2

本症例は残念ながらFNSの使用を途中で断念した例である。症例は58才男性で, 昭和58年9月脳梗塞にて左片麻痺を呈した。

他病院からの転院後, 発症から約7カ月経過した時の評価では, 下肢ブルンストローム・ステージIII, 深部感覚脱失, 足関節可動域背屈 $-5^{\circ}$ の状態, 靴型AFO装着にて一本杖歩行が可能であったが, 実用的な歩行スピードではなかった。

FNS使用を前提として, その刺激に前もって慣れておくため毎日10分間低周波療法を施行した。約2カ月後, FNSによる歩行訓練を開始した。症例は当初「足が挙がりやすい。」と感想を述べ, 内反尖足にて接地する回数も減少したので約2カ月間経過観察した。しかし, 強度の下肢伸展共同運動が残存していたことと, 電気刺激をすることによりかえって足部の内反尖足が助長される現象も見られ, FNSの刺激と歩行とが的確に連動せず転倒の危険も生じたので中止した。

本症例がFNSの適応とならなかった理由は次のこと

が考えられる。①下肢の機能レベルが低いため、FNSによる持続的な矯正効果が認められず、歩行中、足部の内反尖足が著明であったこと ②下肢の深部感覚が障害されていたこと ③足関節に可動域制限があったこと などである。

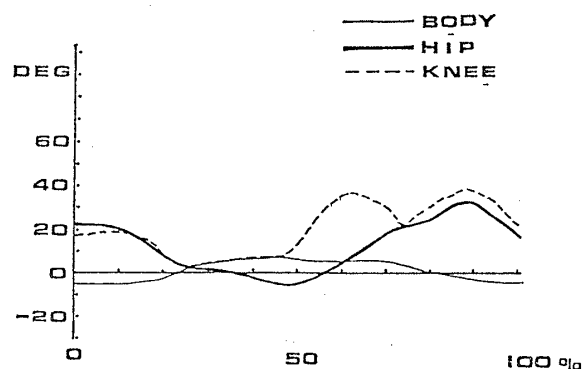
歩行分析

脳卒中後片麻痺患者の歩行の補助としてもっとも一般的に用いられているのは、靴型 AFO もしくはプラスチック AFO である。このうち、FNS の適応例とほぼ同じ機能レベルの患者に用いられるプラスチック AFO と FNS について、装着時の歩行分析をしたので、その一端を紹介する。

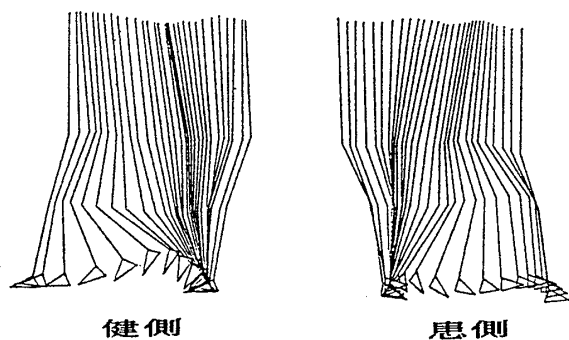
対象症例は、FNS の適応患者であった下肢ブルンストローム・ステージが IV の 61 才男性である。

実験方法は、症例に FNS またはプラスチック AFO を装着させ、一本杖にて 16 mm シネカメラの前を前後左右に歩行させ 32 コマ/sec にて撮影し分析した。

FNS 装着時の歩行では、矢状面の変化において健側は正常とほぼ同様のパターンを示したのに反し、患側は特異なパターンであった。すなわち、股関節は歩行周期の大部分が屈曲位であり、膝関節には遊脚相に 2 回大きな屈曲が発生していた。前半の屈曲は、下肢の振り出しの

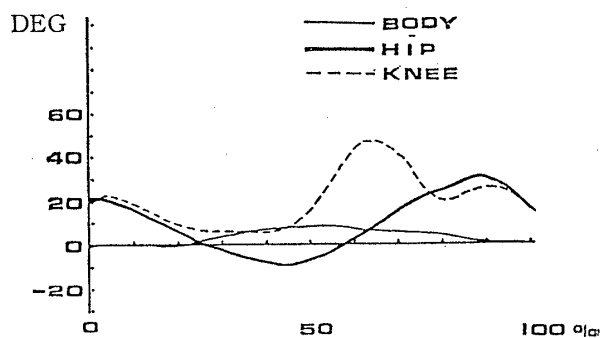


a. 患側の各関節角度変化

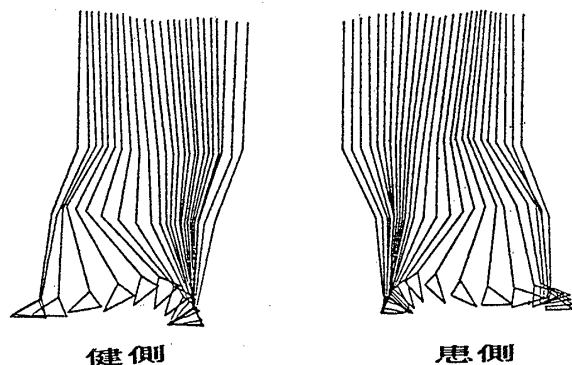


b. 歩行パターン

図2 FNS 装着時の歩行



a. 患側の各関節角度変化



b. 歩行パターン

図3 プラスチック AFO 装着時の歩行

ためであり、後半の屈曲は立脚相に移行するために歩幅の調節をおこなっているものと考えられる。健側と患側の歩行パターンの違いは、スティックピクチャーによっても明白であった(図2)。

FNS による歩行の改善度を見るために一週間ごとに経過観察した。前述のパターンと比較し遊脚相後半の膝関節の屈曲角度が減少し、踵接地期における体幹の後傾角度も減少しており、歩容の改善が認められた。また、前額面の比較では、骨盤の傾斜角度と体幹側屈角度の両者とも FNS 装着期間の延長とともに改善効果が見られた。

プラスチック AFO 装着時の歩行を観察すると、健側の矢状面における変化は、FNS 装着時と大きな違いは見られなかった。しかし、患側では FNS 装着初期と比較すると、遊脚相後期から立脚相初期にかけての体幹の後傾が改善され、股関節の伸張が増強し、膝関節の屈曲も改善した。スティックピクチャーによっても、下肢の振り出しから踵接地にかけてのスムーズさがうかがえた(図3)。

FNS 装着による歩行に慣れるにしたがい、矢状面の変化は AFO 装着時のそれとほぼ同様であった。しかし、前額面の変化を見ると、FNS 装着では両脚支持期で体幹がほぼ直立していたのに対し、AFO 装着では全歩行周期

をとうして健側に傾斜していた。

### 理学療法への応用

FNS の適応例はプラスチック AFO と同じく機能的にある程度恵まれた患者に対してであるが、理学療法実施における FNS の利用を考えるとその範囲はさらに拡大する(表2)。すなわち、訓練初期における impairment に対する FNS と訓練中期および後期における disability に対する FNS である。

急性期および亜急性期のベットサイドにおいては、下肢運動機能の促通、拘縮の予防、muscle pumping による浮腫の予防あるいは軽減を目的として、著者らは治療用 FNS を用いている。

ベットサイドを離れ運動療法室で訓練が施行されると、歩行訓練開始までの期間は、痙性抑制効果を期待して一般的な治療器による低周波刺激を持続して施行し、ベット上における治療用 FNS とともに impairment に対して積極的にアプローチする。

訓練の経過とともに歩行訓練が開始されると、歩行パターンの獲得とともに歩行の介助を目的としておもに

表2 FNS の理学療法への応用

1. impairment に対して
時期：おもに急性期、亜急性期
目的：下肢運動機能の促通
拘縮の予防
浮腫の予防、軽減
痙性の抑制
2. disability に対して
時期：おもに亜急性期、慢性期
目的：歩行パターンの獲得
装具作成の目安
日常歩行の補助

disability に対する FNS が適用される。

また、1個の FNS があればどの患者に対しても使用できることと、プラスチック AFO と適応例が似通っているため、装具作製の目安としても用いることができる利点を有している。

歩行用 FNS は症例によりその使用期間は大きく異なる。下肢運動機能の低下が著しいため、一度だけの使用で適応なしと判断される患者から、靴下またはサポータの装着により和式生活にも対応できるので退院後も継続使用している患者までさまざまである。

FNS は上位ニューロン障害患者であれば、impairment から disability までいろいろな目的に使用することが可能である。

### おわりに

脳卒中片麻痺患者の足関節・足部コントロールに対する FNS の歴史、装置の紹介、使用方法、装着例および歩行分析結果などについて述べた。

今後とも FNS の理学療法における積極的使用および客観的評価をすすめてゆきたい。

最後に、発表にあたり御指導と御助言および御協力をいただきました大阪労災病院、中部労災病院、労災義肢センター等のスタッフの方々に深謝いたします。

### 参考文献

- 1) 川村次郎・他：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.
- 2) 松矢正利・他：片麻痺理学療法への機能的電気刺激(FES)の導入、理学療法学、11：201-207, 1984.
- 3) 鈴木重行・他：脳卒中片麻痺患者に対する機能的電気刺激、理・作・療法、17, 331-335, 1983.