

## 報 告

第6胸髄損傷完全麻痺に対する機能的電気刺激による  
起立・歩行機能再建\*

大西秀明<sup>1)</sup> 大山峰生<sup>1)</sup> 松村康弘<sup>1)</sup>  
 伊橋光二<sup>1)</sup> 八木 了<sup>1)</sup> 半田康延<sup>1)</sup>  
 古山智子<sup>2)</sup> 吉田忠義<sup>2)</sup> 半田郁子<sup>2)</sup>

## 要旨

第6胸髄損傷完全麻痺患者に対し、貫皮電極を用いた機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: FES) による起立・歩行機能の再建を試みた。FESによる起立を開始する前に、約1ヶ月間下肢の筋力増強、筋疲労の耐性、痙性の軽減などを目的に治療的電気刺激 (therapeutic electrical stimulation: TES) を行った。TESを行った期間が長くなるにつれてFESによる立位保持時間は延長し、TESを行ってから3年後には約1時間の立位保持が可能となった。これによって、トイレでのズボンの上げ下ろしや高所に置いてある物をとるなどの動作が可能となり、ADLの拡大を得ることができた。FESによる歩行動作の再建は平行棒内歩行より開始し、安定した歩行ができることを確認した後、歩行器による歩行訓練を行った。その後、刺激パターンや制御スイッチに改良を加え、TES開始後3年を経た現在では、歩行器を使用して自宅で歩行訓練ができるまでに至った。本研究によって、下肢装具を使用することなくFESにより、実用的な起立動作および訓練的な歩行動作の再建が可能であることが判明した。

キーワード 機能的電気刺激, 完全対麻痺, 歩行

## はじめに

## 脊髄損傷や脳血管障害などの上位運動ニューロ

\* Restoration of Standing and Walking Ability in a Patient with T6 Complete Paraplegia by Functional Electrical Stimulation

- 1) 東北大学大学院医学系研究科運動機能再建学分野  
 (〒980-8575 宮城県仙台市星陵町2-1)  
 Hideaki Onishi, RPT, Mineo Oyama, OTR, Yasuhiro Matsumura, MD, Koji Ihashi, RPT, PhD, Ryo Yagi, MD, Yasunobu Handa, MD: Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine
- 2) 北陵クリニック  
 Tomoko Furuyama, RPT, Tadayoshi Yoshida, RPT, Ikuko Handa, MD: Hokuryo FES Clinic  
 (受付日 1998年3月11日/受理日 1998年8月24日)

ン障害では、下位運動ニューロンに障害がなければ、下位運動ニューロンを含む末梢神経に電気刺激を与えるとそれに支配されている麻痺筋は収縮する。この原理を応用したものが機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: FES) であり、目的に応じてプログラムされた刺激パターンを麻痺肢の神経・筋に与えることによって、失われた運動機能を再建することが可能である<sup>1-8)</sup>。また、治療的電気刺激 (therapeutic electrical stimulation: TES) は、上位運動ニューロン障害では、筋萎縮の改善、筋力増強、筋の疲労耐性の獲得、痙性の軽減、関節拘縮の予防や改善などを目的に

おこなわれるものであり、その効果については数多くの報告がある<sup>9-14)</sup>。

理学療法では、一般的に完全対麻痺患者に対しては、長下肢装具を用いた起立・歩行訓練をおこなっている。しかし、装具装着の煩わしさや外観上の問題から、実用的に使われていることは少ない。一方、FESは対麻痺患者に起立・歩行動作を再建する有力な方法として近年注目を集め、多くの研究報告がなされるようになってきた。ことに、装具とFESを併用したハイブリッドFESは少ない電極で容易に制御ができ、エネルギー消費量が少なくすむことから好んで用いられている<sup>15-20)</sup>。しかし、FESを単独で用いた歩行機能再建についての報告は少ない<sup>21-23)</sup>。今回われわれは、第6胸髄完全対麻痺患者を対象に、下肢装具を使用せずに貫皮電極を用いたFESによる起立・歩行を試み、ADLの拡大をはかることができたのでその概略を述べ、若干の文献的考察を加えた。

## 方 法

### 1. 症例

症例は38歳の男性で、1993年5月交通事故により受傷した。受傷時第6/7胸椎脱臼骨折・脊髄損傷と診断された。急性期の治療に引き続き約7か月の一般的リハビリテーションが行われ、車椅子

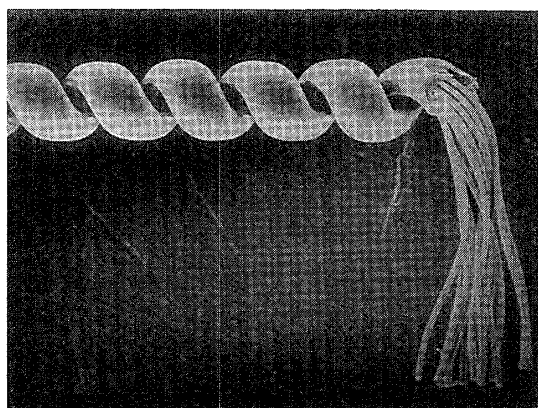
でのADLは全て自立し1994年1月に退院した。その後は自宅で生活し、維持的リハビリテーションを積極的に行っており、1994年5月に北陵クリニックを受診した。入院時の評価では第6胸髄完全麻痺で、ADLは車椅子を用いて全て自立しており、松葉杖と長下肢装具を使用することにより数百mの歩行が可能であった。しかし、装具装着の不便さのため実生活では使用していなかった。

### 2. 電極の埋め込みと刺激装置

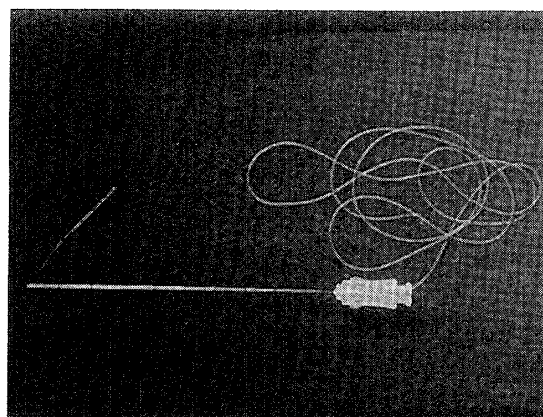
TESおよびFESのための電極として、われわれは貫皮電極 (SES114, 日本精線: 大阪) を用

表1 貫皮電極埋め込み筋および神経

筋	大殿筋 中殿筋 大腿筋膜張筋 外側広筋 内側広筋 外側ハムストリングス 内側ハムストリングス 内転筋群 大腰筋 腰方形筋 脊柱起立筋
神経	大腿神経 総腓骨神経 脛骨神経



(a)



(b)

図1 貫皮的ワイヤー電極

- (a) 電子顕微鏡による電極先端拡大図。直径25  $\mu\text{m}$ のワイヤー電極を19本撚り、テフロン被覆した後ヘリカル巻きに加工したもので、先端は電流を流すためにテフロンを剥いている。  
 (b) 手術用ガイド針に通しているワイヤー電極。電極を刺激部位に固定するために釣り針状に折り曲げている。

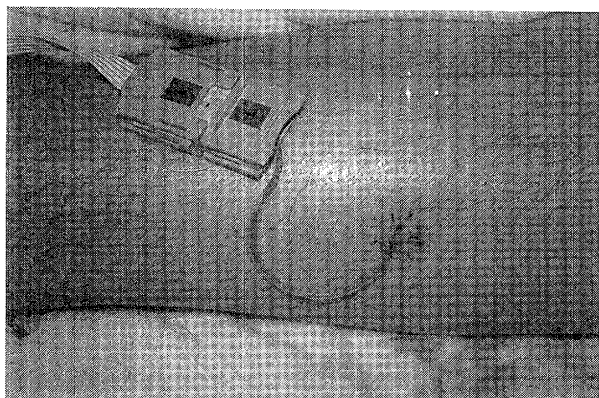


図2 貫皮電極の皮膚貫通部位

各肢に刺入留置された貫皮電極は皮下を通して一カ所に集め、刺激装置のコードと接続した。

いている (図1a, b)<sup>24)</sup>。本症例に対しては、医師が手術的に両下肢の目的とする筋・神経に合計40本の電極を埋め込んだ (表1)。各部位に埋め込んだ電極は皮下を通し左右の大腿外側中央部に集め、その部位で皮膚を貫通させ体外に露出しコネクタにコーキングした (図2)<sup>6)</sup>。電気刺激はコネクタを刺激装置と接続して行った。

刺激装置は多チャンネルFESシステム (FES-MATE1000, NEC, 東京) を用いた。このシステムは刺激データ作成と刺激調整を行うためのシステムコントローラー (CE1100) と、各患者専用のポータブル刺激装置 (CE1230) から成っている (図3a, b)。この刺激装置はTESとしてもFESとしても使えるようになっている。TESを行うには本装置のスイッチを押すことにより行わ

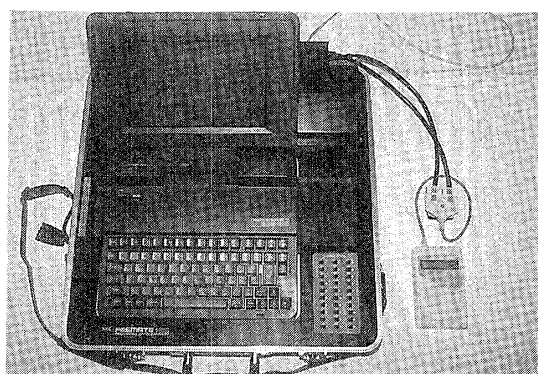
れる。起立・歩行のFESを行うには別のスイッチで本装置を制御して行う。刺激パラメータはパルス幅を0.2 ms, 周波数を20 Hzに固定した振幅変調方式で、振幅を0から-15 Vの間で調整して刺激の強さを決めた<sup>24)25)</sup>。

### 3. TES

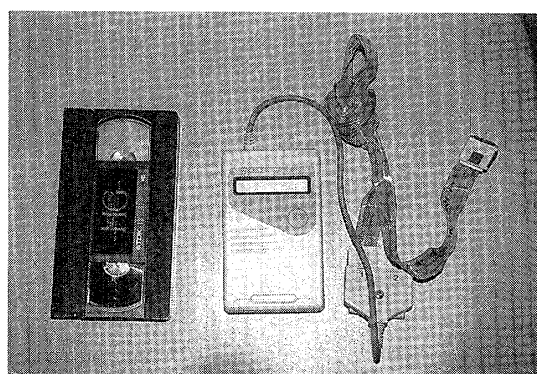
TESは埋め込んだ電極を屈筋群と伸筋群に分け、それぞれの筋が十分に強縮して各関節の運動が起こる強さで交互に刺激した。電極を埋め込んで約1週間の安静の後TESを開始した。1回の刺激時間と1日の刺激回数は刺激開始時から徐々に増し、最終的には1回30分間の刺激を1日6回行った。

### 4. FESによる起立再建の方法

FESによる起立動作の再建はTESを継続して約1か月後より開始した。起立動作を獲得するために、大殿筋、中殿筋、股関節内転筋群、大腿四頭筋、ハムストリングスを刺激した。起立・着席を制御するためのプログラムの概略を図4-aに示した。縦軸は刺激強度で、横軸は刺激データが格納されている番地 (アドレス) を示している。この刺激プログラムは、患者の指に装着した1個のスイッチにより制御することが可能であり、スイッチを1回押すと、大殿筋、中殿筋、股関節内転筋群、大腿四頭筋、ハムストリングスが刺激され、



(a)



(b)

図3 FES system (FESMATE1000)

- (a) FES system controller CE1100とPortable stimulator CE1230.  
 (b) Portable stimulator CE1230の大きさは14.5 × 8.9 × 3.1 cm, 重量は360 gであり, 1台で32チャンネル刺激が可能である。

再度スイッチを1回押すと刺激強度が徐々に弱くなり、1.25秒後に刺激が停止し、着席するように設定した。

#### 5. FESによる歩行再建の方法

歩行動作の再建は、FESによる起立動作が十分可能になった後開始した。起立・歩行制御プログラムの概要を図4-bに示した。縦軸および横軸は、起立・着席用プログラムと同様に刺激強度とアドレスを示している。この刺激プログラムは3個のスイッチ（起立・着席用、右下肢遊脚・左下肢立脚用、左下肢遊脚・右下肢立脚用）により制御することが可能である。

平行棒内での歩行動作の再建は、患者の手に巻き付けるバンドに装着した3個のスイッチを用いて行った。歩行器での歩行動作の再建は、3個の小型スイッチの裏面にベルクロバンドを貼り付け、歩行器に自由に取り付けることができるスイッチを作成して行った。起立・着席用スイッチを一回押すと、両側の大殿筋、中殿筋、大腿四頭筋、股関節内転筋群、ハムストリングスが同時に刺激され、起立動作が行われるように設定した。起立位保持の状態では、起立着席用スイッチを連続3回押すと、立位保持・歩行待機状態となる。この状

態で、右下肢遊脚期・左下肢立脚期用スイッチを押すと、右下肢には遊脚期相の刺激が開始して遊脚が生じ、同時に左下肢には立脚期相の刺激が開始される。左下肢遊脚期・右下肢立脚期用スイッチも同様に、1回押すと左下肢には遊脚期相の刺激が開始され、右下肢には立脚期相の刺激が同時に開始される。それぞれ、スイッチを離すと立位保持・歩行待機状態になり、両側下肢による立位保持状態となる。これを左右交互に繰り返すことによって連続した歩行動作が行われる。

FESにより歩行機能を再建するにあたり、初めは、遊脚期に大腿直筋を刺激することにより股関節屈曲を行わせ、ハムストリングスの刺激で膝関節を屈曲させ、腓骨神経を刺激することにより足関節背屈を行わせていた。また、立脚期には、大殿筋、中殿筋、大腿筋膜張筋、外側広筋、内側広筋、股関節内転筋群、脛骨神経、脊柱起立筋を刺激していた。その後、刺激筋の選定および刺激パターンを試行錯誤的に変更し、現在は、図5に示している刺激パターンを用いている。この刺激パターンでは、遊脚期に、腰方形筋と脊柱起立筋を刺激し骨盤を引き上げると同時に、総腓骨神経を刺激して足関節を背屈させ、かつ大腿筋膜張筋の刺激により股関節の屈曲を促すようにした。立

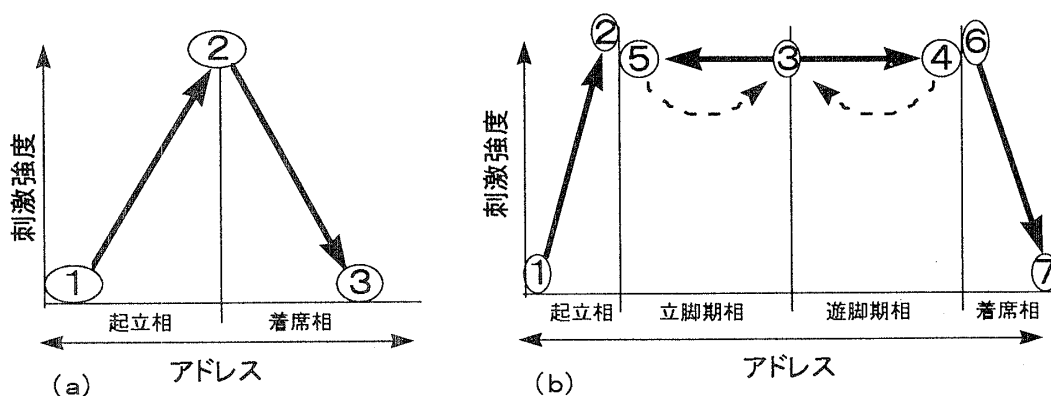


図4 FES制御プログラム

- (a) 起立・着席用プログラム (1個のスイッチにより制御可能)  
 ①：座位 (全く刺激されていない状態)、①～②：起立相、②：立位保持状態、②～③：着席相、③：座位
- (b) 起立・歩行・着席用プログラム (3個のスイッチ (a)起立着席用、(b)右下肢遊脚・左下肢立脚用、(c)左下肢遊脚・右下肢立脚用により制御可能)  
 ①：座位 (全く刺激をしていない状態)、①～②：起立相、②：立位保持状態、③：歩行準備状態 (スイッチ(b)、(c)が作動可能)、③～④：遊脚期相、③～⑤：立脚期相、⑥：着席待機状態、⑥～⑦：着席相、⑦：座位

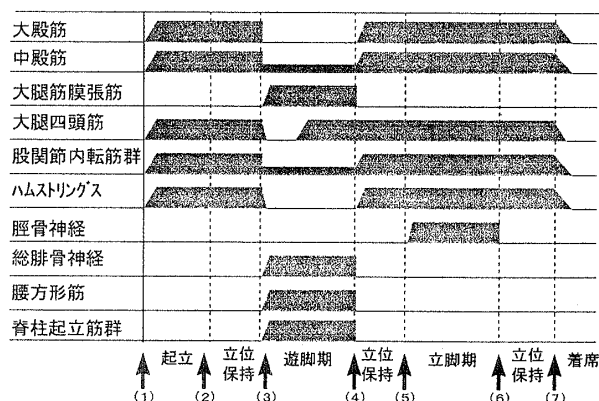


図5 FES起立・歩行・着席に用いた刺激筋・神経および刺激パターン

- (1): 起立・着席用スイッチを1回押す
- (2): 起立・着席用スイッチを連続して3回押す
- (3): 遊脚側スイッチを押す
- (4): 歩行用スイッチを離す
- (5): 遊脚側のスイッチを押すと対側には立脚相の刺激が通電される
- (6): 歩行用スイッチを離す
- (7): 起立・着席用スイッチを連続して3回押す

脚期には、大殿筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、脛骨神経を全て刺激することにより膝関節伸展中の膝折れを防ぎ、同時に股関節内転筋群、中殿筋を刺激することにより股関節の側方への安定性を得るようにした。また、脛骨神経の刺激は立位時に体幹が持ち上がるほど強くした。

## 結 果

### 1. TES

TES開始後1年で、電極埋め込み前に比べ大腿周径（膝蓋骨上縁より近位10cm）が右5cm、左4cm、下腿最大周径は左右共に4cm増大し、筋萎縮の改善が認められた。

### 2. FESを用いた起立

FESによる起立保持時間は、当初平行棒内で約10分間であった。その後徐々に起立位保持時間は延長し、1年6ヶ月後には30分以上、2年後には1時間以上の起立位を保持することができた。また、起立動作時は、平行棒や歩行器、手すり等を両手で支持し、立位保持時は、片手を離すことが可能であった（図6）。このため、トイレでのズボンの着脱や高所に置いてある物を取ることもでき、ADLの拡大につながった。

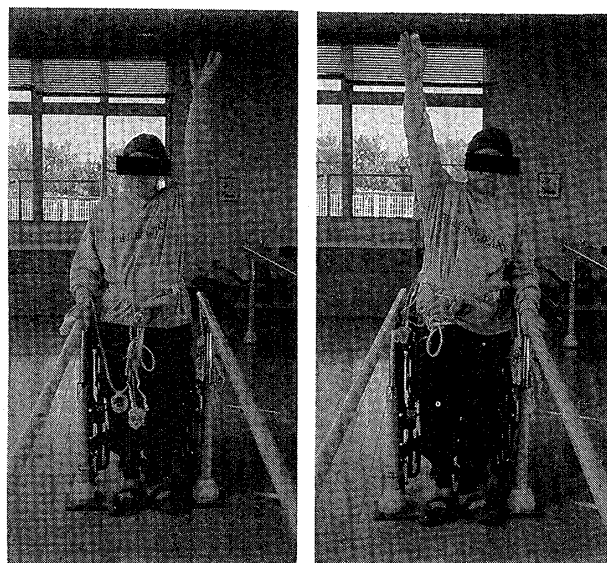


図6 FESによる起立位保持状態

片手のみの支持でバランスの良い起立位保持が可能である。

### 3. FESを用いた歩行

FESによる歩行訓練は平行棒内歩行から行った。歩行訓練を開始して約1ヶ月後には平行棒歩行が2往復可能となった。その後、家庭での平行棒内歩行訓練を継続することにより、TESを開始してから2年後には平行棒内を3往復することができ、また交互型歩行器を用いて8mを歩行することができるようになった。交互型歩行器を用いて歩行したときの歩行速度は1.8m/分であった。歩行直後の脈拍をみると平行棒内を3往復後には132/分であり、8mの歩行器歩行後には140/分であった。

TESを開始してから約3年後に図5に示した刺激パターンを用いた。その結果、脛骨神経の刺激による下腿三頭筋の収縮によって立脚側の足関節が強く底屈して身体を持ち上げ、それに加えて遊脚側の骨盤が引き上げられるため遊脚肢の離床が容易となった。さらに立脚肢の側方安定性が増し遊脚下肢の前方移動がスムーズになった。そのため、キャスター付き歩行器を用いて13mの歩行が可能となり、歩行速度は4m/分となった（図7）。歩行直後の脈拍をみると13mの歩行器歩行後に120/分であり、循環器系への負担が減少したことが判明した。現在、この患者は家庭内でキャスター付き歩行器を使用し歩行訓練をしている。

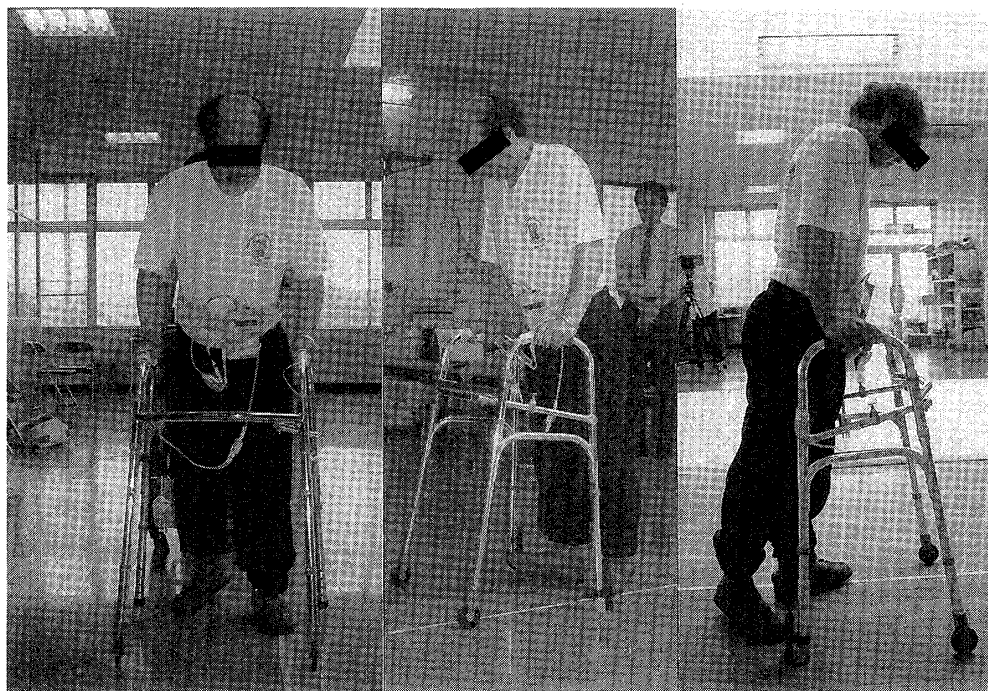


図7 FESによるTh 6完全対麻痺患者の歩行  
FES制御スイッチを装着したキャスター付き歩行器を使用して歩行している。

## 考 察

リハビリテーションでは、完全対麻痺患者の歩行機能再建は、長下肢装具と松葉杖を用いて行うことが最も一般的である。しかし、装具の装着の不便さや外観上の問題より、日常生活では利用されることが少ない。ここに示した症例も、当初のリハビリテーションの段階で長下肢装具を用いて立位・歩行訓練を行っており、訓練室での立位保持や平行棒歩行は自立していた。しかし、実生活では前述の理由により、装具の着用を望まず装具を併用しないFES単独での起立・歩行機能の獲得を強く希望して来院した。

中枢性の完全運動麻痺においては、麻痺の期間が長いほど廃用性に筋萎縮が進行し、筋の性質は速筋化することが知られている<sup>26)</sup>。このことは、長期的に麻痺した筋は電気刺激に対して反応するものの、その発揮張力は著しく減少し疲労しやすい状態になっていることを示唆している。これに対し、麻痺筋へ長期的なTESを行うと、廃用性の筋萎縮が改善して電気刺激で発揮される張力が増大すると共に、筋の遅筋化が生じ疲労耐性が向

上することが判明している<sup>11-13)</sup>。したがって、本症例のような完全対麻痺者において、FESのみで起立・歩行機能を得るには、十分な期間のTESが必要である。本症例では2年以上のTESを行った結果、FESによって容易に起立が可能となり1回の刺激で連続して1時間以上の立位保持が獲得できた。FESによる起立はトイレでのズボンの上げ下ろしや高所への物の上げ下ろしが可能となるなど、ADL面でも実用的となっている。

Marsolaisらの研究グループは、我々と同様に貫皮電極を用いた対麻痺の歩行機能の再建を行っている<sup>21-23)</sup>。彼らの報告によれば、23歳のT8対麻痺患者でFESによる歩行訓練を行った結果、44ヶ月後には0.8 m/秒の歩行速度で330 mを歩行できたことを報告している。この成績は我々の成績より数段優れたものであるが、その差の主な原因として体幹の安定性および股関節屈曲の制御法の違いが挙げられる。すなわち彼らは、脊柱起立筋や腹直筋などの体幹の筋や股関節屈筋である腸腰筋に電極を埋め込んで制御しており、これらの筋群を制御していない今回のわれわれの制御法

との大きな差となっている。しかしながら本症例においても、FES制御による歩行機能が徐々にではあるが改善してきている。これは筋力の増強や筋疲労耐性の改善だけでなく、刺激パターンの改善、歩行器の選定、制御スイッチの改善などが関与したためと考えられる。今後は、歩行距離・歩行スピードをさらに改善し、実用的な歩行機能を獲得するには体幹安定性や股関節屈曲の制御に加えて、関節角度や下肢・体幹の肢位や姿勢の情報を用いたフィードバック制御を適用するなど、多々改良しなければならない点がある。

FESによる運動機能再建は今後益々発展していくと思われる。しかしそのためには、工学と医学の緊密な協力による共同研究が必要とされる。ことに、FESによるADL拡大の実現に向けた臨床応用研究の領域では、運動学・解剖学・生理学の知識を十分に有し、運動麻痺についての障害像を的確に理解し治療を行っている理学療法士・作業療法士の役割は極めて大きく、今後積極的な参加が必要であると思われる。

### 引用文献

- 1) Onishi H, Ikeda T, *et al.*: Multichannel functional electrical stimulation assisted walk for incomplete tetraplegia. Proc IRMA VIII 1473-1478, 1997.
- 2) Handa Y, Ohkubo K, *et al.*: A portable multichannel FES system for restoration of motor function of the paralyzed extremity. Automedica 11: 221-231, 1989.
- 3) Yagi R, Kiyoshige Y: Multichannel FES-assisted walk for the hemiplegia using intramuscular wire electrode. Proc 2nd Intern FES Symp 200-205, 1995.
- 4) Ihashi K, Matsumura Y, *et al.*: Restoration of standing in paraplegia by means of functional electrical stimulation. Proc IRMA VIII 1479-1482, 1997.
- 5) 八木 了, 松村康弘・他: 麻痺肢に対する機能的電気刺激 (FES) と治療的電気刺激 (TES). 整・災外 39: 1273-1280, 1996.
- 6) 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). J Clinical Rehabilitation 4(10): 939-941, 1995.
- 7) 白土幸子, 市江雅芳・他: 機能的電気刺激によるC6完全四肢麻痺のADL拡大. 理学療法学 23(2): 51-58, 1996.
- 8) Kagaya H, Shimada Y, *et al.*: An electrical knee lock system for functional electrical stimulation. Arch Phys Med Rehabil 77: 870-873, 1996.
- 9) 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.
- 10) 伊橋光二: 中枢性運動麻痺に対する電気刺激療法. 理学療法 14(7): 546-552, 1997.
- 11) Masuda M, Yagi R, *et al.*: Influence of therapeutic electrical stimulation on contractile property and fatigability of the human paralyzed vastus lateralis muscle. Proc IRMA VIII 455-458, 1997.
- 12) 真寿田三葉, 清重佳郎・他: 治療的電気刺激が麻痺筋の収縮特性, 疲労耐性に与える影響. 理学療法学 25(3): 121-127, 1998.
- 13) Kagaya H, Shimada Y, *et al.*: Changes in muscle force following therapeutic electrical stimulation in patients with complete paraplegia. Paraplegia 34: 24-29, 1996.
- 14) Peckham PH, *et al.*: 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.
- 15) Nene AV, Hermens HJ, *et al.*: Paraplegic locomotion: a review. Spinal Cord 34: 507-524, 1996.
- 16) Ichie M: Restoration of locomotion by functional electrical stimulation. Proc Rehabil Intern Seminar pp. 1-12, 1990.
- 17) Shimada Y, Sato K, *et al.*: Clinical experience of functional electrical stimulation in complete paraplegia. Paraplegia 34: 615-619, 1996.
- 18) Andrews BJ, Baxendale RH, *et al.*: Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback. J Biomed Eng 10: 189-195, 1988.
- 19) Andrews BJ, Barrnet RW, *et al.*: Rule-based control of hybrid FES orthosis for assisting paraplegic locomotion. Automedica 11: 175-199, 1989.
- 20) 佐藤峰善, 島田洋一・他: 閉ループ制御システムを併用した機能的電気刺激による対麻痺患者の歩行再建. 理学療法学 23: 359-364, 1996.
- 21) Marsolais EB, Kobetic R, *et al.*: Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. J Bone and Joint Surg 69-A: 728-733, 1987.
- 22) Kobetic R, Marsolais EB: Synthesis of paraplegic gait with multichannel functional neuromuscular stimulation. IEEE Trans Rehab Eng 2: 66-79, 1994.
- 23) Kobetic R, Triolo R, *et al.*: Muscle selection and walking performance of multichannel FES system for ambulation in paraplegia. IEEE Trans Rehab Eng 5: 23-28, 1997.
- 24) Handa Y, Hoshimiya N, *et al.*: Development of percutaneous electrode for multichannel FES sys-

- tem. IEEE Trans Biomed Eng 36: 705-710, 1989.
- 25) Hoshimiya N, *et al.*: A multichannel FES system for the restoration of motor function in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system for multijoint upper extremity. IEEE Trans Biomed Eng 36: 754-760, 1989.
- 26) Shields RK: Fatigability, relaxation properties and electromyographic responses of the human paralyzed soleus muscle. J Neurophysiol 73: 2195-2206, 1995.

〈Abstract〉

**Restoration of Standing and Walking Ability in a Patient with T6 Complete Paraplegia by Functional Electrical Stimulation**

Hideaki ONISHI, RPT, Mineo OYAMA, OTR, Yasuhiro MATSUMURA, MD,  
Koji IHASHI, RPT, PhD, Ryo YAGI, MD, Yasunobu HANDA, MD  
*Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine*

Tomoko FURUYAMA, RPT, Tadayoshi YOSHIDA, RPT, Ikuko HANDA, MD  
*Hokuryo FES Clinic*

Functional electrical stimulation (FES) using percutaneous intramuscular wire electrodes was applied to restore standing and walking ability for a patient with T6 complete paraplegia. Before using FES, a therapeutic electrical stimulation (TES) was applied to the paralyzed lower extremities to reduce spasticity and to increase strength and fatigue resistance of the muscles. Control of standing by FES was started after one month from the start of TES. After 3-year TES program, he could tolerate to stand by FES for more than one hour, and thus, utilizing this standing activity for his daily tasks after discharge. Walking by FES without using any orthoses was firstly achieved in a parallel bar, and then we tried control of walking by FES under the usage of a rolling walker. During this trial, the stimulation pattern was improved and control switches attached to the walker's arm were developed. After confirming reliability and safety of walking by FES, his walking has been challenged by the circumstances of his life. It is suggested that our FES system could supply practical standing and walking ability for the paraplegic.