

(24)

対麻痺者の FES 立位における筋疲労の影響と原因

(湘南工科大学) 藤田 欣也
 (国立療養所箱根病院) 野口 隆敏
 (慶応義塾大学) 南谷 晴之
 (東海大学) 戸松 泰介

といった問題がある。ここでは以上の3点に関して解析し検討することを目的とする。

1. はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: FES) は末梢の運動神経に電気パルス列を用いた刺激を行うことにより麻痺した筋を収縮させて運動機能を再建するものである。これまで FES あるいは FES と補装具の併用による対麻痺者の立位や歩行¹⁾²⁾といった下肢機能、また四肢麻痺者の把持動作などの上肢機能³⁾の再建が報告されている。ここで対麻痺患者の立位姿勢を維持するための最も基本的な動作は膝関節を伸展位に保持することと考えられる。

大腿四頭筋を刺激する2チャンネル FES 法³⁾は使用が簡便であり、また膝関節を伸展位に固定する長下肢装具 (LLB) による方法と比較して起立動作が自然であるなどの利点を有する。FES 法において問題となるのが大腿四頭筋が疲労して収縮力が低下すると、膝関節が屈曲して立位姿勢を保持できなくなる点である。すなわち FES により立位を保持可能な時間は大腿四頭筋の疲労によって制限を受ける。

疲労の要因としては第1に立位姿勢の効率の問題が挙げられる。対麻痺者が長下肢装具などを用いて立位姿勢を保持したときの姿勢は、特に股関節の伸展状態など健常者の姿勢とは異なっており、この姿勢の相違が原因となって大腿四頭筋に要求される収縮力が健常者よりも大きくなって、疲労速度が大きいものと考えられる。第2に麻痺者の筋の疲労特性は健常者のそれと同等であるのか、という筋の疲労特性の問題がある。第3に設定した刺激強度は立位を保持するのに適切な強度に設定されているのか、と

2. 対麻痺患者の立位再建

立位姿勢に関して今回検討を加えたのは長下肢装具を装着した状態で、①通常行われている装具の膝関節を固定して立位姿勢を保持する LLB 法、② LLB の膝関節を固定せず左右両足の大腿四頭筋を刺激する 2CHFES 法、の2法による平行棒内での立位である (図2)。FES 法での刺激条件は直流分を除去した電流パルスを用い、最大振幅 100 mA、パルス周波数 25 pps、最大パルス幅 300 μ sec とした。電極は炭素混入シリコンゴム製で導電性の 100 mm \times 70 mm の表面電極を用い、短辺が筋の走行方向と平行になるような向きに設置した。

対象は第8番胸椎損傷による18歳男性対麻痺患者で受傷後1年である。LLB や FES を用いて3ヵ月間の立位訓練をおこなった後に解析をおこなった。

3. 立位姿勢と膝関節屈曲モーメント

立位姿勢を維持するためには膝関節を伸展させ、これを維持する必要がある。2 CHFES 法はこの目的で大腿四頭筋の電気刺激をおこなうものである。ところが FES により立位を維持したときには数分間で大腿四頭筋の収縮力が低下して姿勢を維持できなくなる場合が多く観察された。また大腿四頭筋の収縮状態を観察したところ明らかに健常者の立位よりも大きな収縮力を発生させているように見受けられる。

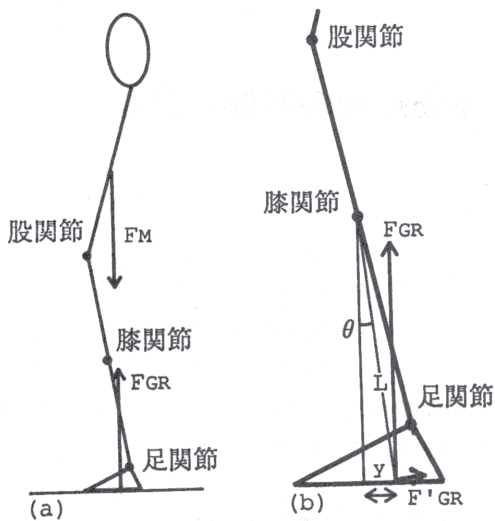


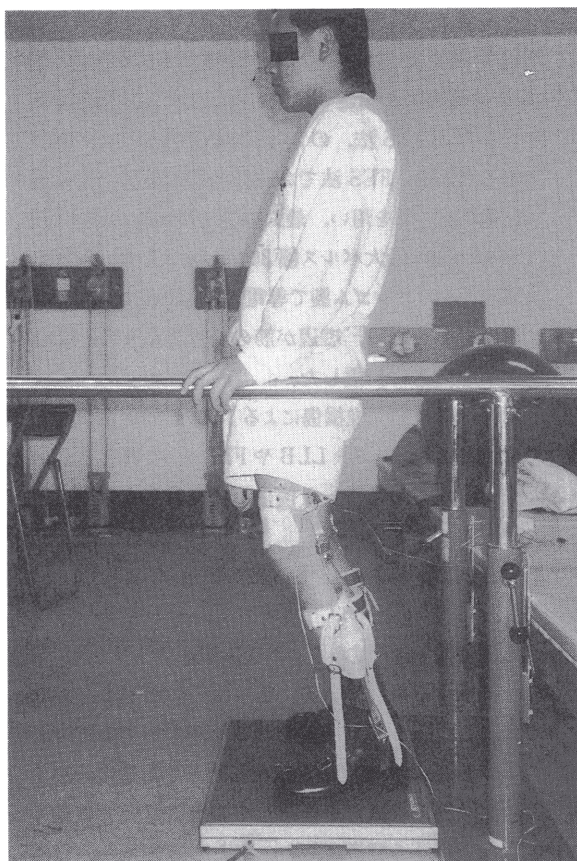
図 1 膝関節に働く力のモーメント

すなわち FES 立位は必要とする大腿四頭筋収縮力が健常者の立位よりも大きいものと考えられる。そこで FES による立位姿勢を維持するために大腿四頭筋に要求される収縮力を膝関節モーメントとして算出し、比較検討をおこなう。

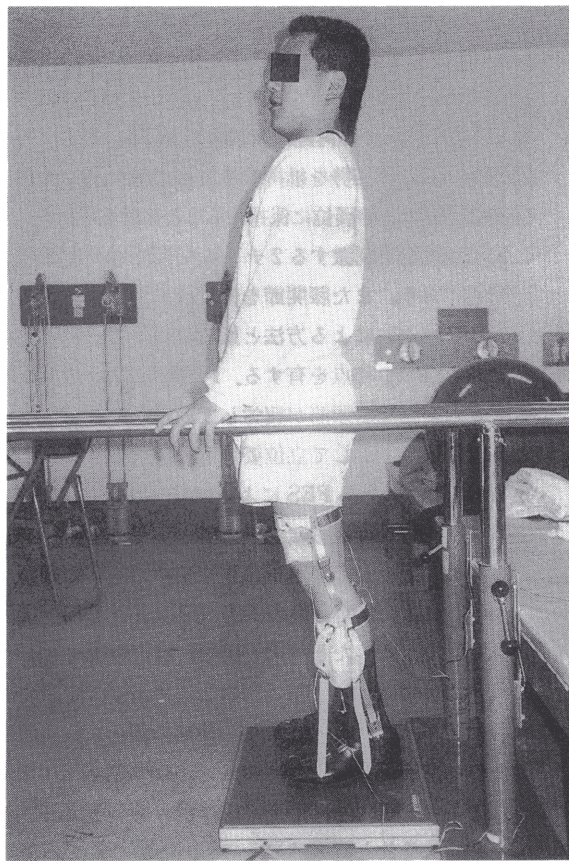
3.1 測定方法

立位姿勢をとったときに働く力は、膝関節との位置関係により伸展あるいは屈曲方向に作用する。ここでは姿勢が一定しているものとして、図 1 のように体重の下肢により支持されている成分と床反力のみを矢状面内で考える。

ここで体重心に働く力を F_M 、床反力を F_{GR} とする。膝関節と床反力作用点を結ぶ線分に対して F_{GR} の直交する成分を F'_{GR} 、膝関節と床反力作用点の距



(a) 長下肢装具による立位 (電気刺激なし)



(b) FES による立位 (装具膝関節は非固定)

図 2 T8 対麻痺患者の平行棒内立位

離を L とすると膝関節に働くモーメント M_{GR} は、

$$M_{GR} = LF'_{GR} \quad (1)$$

である。また F'_{GR} と床のなす角は、膝関節から床への垂線と膝関節から床反力作用点を結ぶ線分のなす角に等しく、この角を θ とするとあきらかに、

$$F'_{GR} = F_{GR} \sin \theta \quad (2)$$

である。よって、

$$M_{GR} = LF_{GR} \sin \theta \quad (3)$$

ところが膝関節の床面上投影点と床反力作用点の距離を y とすると、

$$\sin \theta = y/L \quad (4)$$

であるため、結局、

$$M_{GR} = y F_{GR} \quad (5)$$

となる。また F_M と F_{GR} はあきらかに大きさが同一で、床面上に投影した点も同一のベクトルであるため、体重心に働く力による成分も同様にして得られ、結局膝関節の屈曲モーメントは、

$$M = 2y F_M \quad (6)$$

として、膝関節の床面上への投影点から床反力作用

点への前後方向距離と床反力（上肢の支持がなければ、すなわち体重）の積の2倍として計算することができる。

そこで FES 法、LLB 法により立位をおこなったときの膝関節の屈曲モーメントならびに健常者の屈曲モーメントを計測した。LLB 法および FES 法により立位を保持したときの結果を図2に、健常者の立位を図3に示す。図中に見られるように床反力計を用いて床反力作用点を計測し、同時に姿勢を写真記録して膝関節の床面上投影点と床反力作用点の距離を求めた。FES により立位をおこなう際には LLB の膝関節リングロックを解放して測定した。

また立位姿勢で刺激を経時的に減少させていって膝関節が屈曲したときの刺激強度を記録し、このときの膝関節の伸展トルクを図4の測定システムで測定した。伸展位と屈曲位では筋長が異なるため実際に立位を保持するときに発生しているトルクとは異なるが、これを膝関節を伸展位に保持するために要求されるトルクの実験的推定値と見なして表1中に

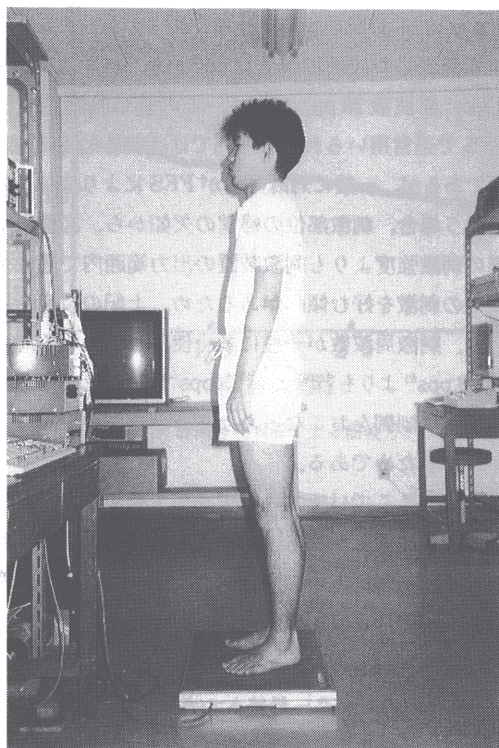


図3 健常者の立位

表1 膝関節に働く屈曲モーメント (両足分)

	屈曲モーメント(Nm)
FES 1	16
FES 2	(18)
LLB	28
健常者	-14(伸展方向)

FES 2: 実験的に測定した立位に必要な最小膝関節伸展トルク

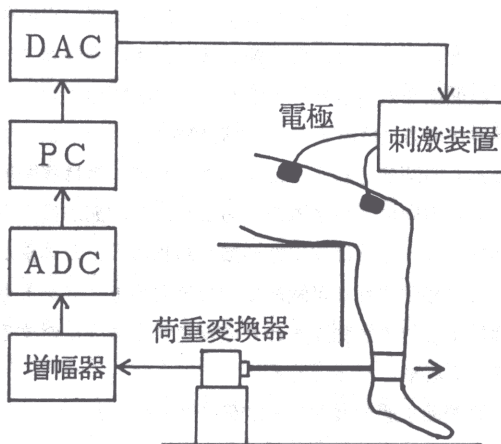


図4 膝関節伸展トルク測定システム

FES2として併記した。

3.2 測定結果

膝関節に働くモーメントの測定結果が表1で、値は各3試行の平均である。また床反力の大きさは体重の80~90%程度であった。本報告での測定条件では、FESで立位をおこなう際にもLLBの足関節部により足関節の角度が決定されるためLLBのとときと同一値となるものと考えられるが、測定結果はLLBの方が大きくなった。この原因として、大腿四頭筋は股関節の屈曲にも影響を与えるため、LLBによる場合よりも股関節の伸展角度が小さくなったものと考えられる。また床反力作用点と膝関節の床面上投影点から算出した値は、実験的に推定した値と同程度の結果を示している。

他方健常者の場合には体重が膝関節の伸展方向に作用するという結果を示している。実際には拮抗筋が弾性負荷として作用するなど必ずしも大腿四頭筋に収縮力が要求されないというわけではないが、健常者に比較して対麻痺者がLLBあるいはFESにより立位をおこなったときに膝関節を伸展位に保持するために必要な膝関節伸展トルクが多大なものであることは結果から明らかである。また16 Nmは健常者が随意的に発生できる最大モーメントの15~25%に相当し、図2の姿勢で必要トルクが大きいという結果は、同様の姿勢をとってみれば容易に推察できる。

ここで図2にも見られるように対麻痺者が立位姿勢をとるときには、股関節をほぼ最大に過伸展させて股関節を安定させる方法をとる。膝関節に対して体幹が前方に位置するように姿勢を変化させれば、すなわち股関節をわずかに屈曲させれば体重は膝関節の伸展方向に作用するのであるが、股関節が最大過伸展でなくなれば安定性が損なわれる。また体重が前方に移動すれば足関節に加わる力のモーメントも増加するため足関節まわりの安定性や強度に対する考慮も必要になってくる。

股関節を過伸展させずに安定化する方法としては、股関節を含む装具の使用⁶⁾や股関節まわりの筋の刺激⁷⁾などが考えられるが、大腿四頭筋のみの2チャネ

ルFES法に比較して使用が煩雑になるという問題がある。

4. FESによる筋収縮と筋疲労

FESによる対麻痺患者の立位姿勢は健常者より大きな大腿四頭筋収縮力を必要とするため疲労が大きいものと推定されたが、このほかに筋の疲労特性そのものも立位時の疲労を決定する重要な要素である。特に麻痺者の筋は日常的な動作をおこなっていないので、健常者の筋よりも疲労しやすいのではないかという疑問がもたれる。そこでここでは筋の疲労特性を測定した。一定強度の電気刺激により筋収縮をおこなったときの収縮力の経時的な低下は、筋そのものの収縮力の低下だけではなく、神経筋接合部の疲労である伝達疲労⁹⁾なども含まれるが、ここでは一括して「筋疲労」として取り扱う。

4.1 測定方法

FESにより膝関節の伸展をおこなったときの伸展トルクの30秒間の経時変化を、図4のシステムを用いて測定した。刺激強度は100 mA、パルス幅300 μ sec、周波数25 ppsである。この値は表面電極法FESで通常用いられる範囲内ではほぼ最大強度の刺激であるが、一般に対麻痺者がFESにより立位をおこなう場合、刺激部位の感覚の欠如から、必要最小限の刺激強度よりも刺激装置の出力範囲内で最大強度での刺激を好む傾向があるため、上記の設定を用いた。刺激周波数が一般に多く使用されている周波数20 pps⁶⁾よりも若干高い25 ppsであるのは、フィードバック制御をおこなったときのサンプル間隔を小さくするためである。

また、ここでは疲労の程度を表す疲労指数を(7)式のように刺激期間中での最大トルクに対して、刺激終了時の最終トルクが減少したトルクを100分率で表すことにより定義する。

(疲労指数) =

$$\frac{(\text{最大トルク} - \text{最終トルク})}{\text{最大トルク}} \times 100 \quad (7)$$

測定対象とした患者は脊髄損傷による対麻痺患者

で、損傷部位は胸椎の5～8番、年齢は17～19歳である。受傷後の電気刺激による筋力再強化期間は3～12ヵ月である。筋力強化は、電気刺激による10秒間の筋収縮と休止10秒の反復を1日あたり約30分程度、極力毎日おこなった。いずれの場合も受傷後2ヵ月程度経過後に刺激を開始した。

4.2 測定結果

膝関節伸展トルク測定結果の一例が図5で、被験者Aのものである。この被験者の場合には最大トルクに比較して30秒後のトルクは60%程度に低下している。他の被験者および健常者の平均も含めて表2に結果を示す。

今回の結果では3例と少数であり、さらに同一被験者でも体調などの要因により特性が変動することが確認されているため、現在のところ断定は困難であるが、1年間継続して筋力強化をおこなった患者Cの場合では、他の被験者に比較してトルクが大きく、疲労の影響が小さい傾向が見られる。

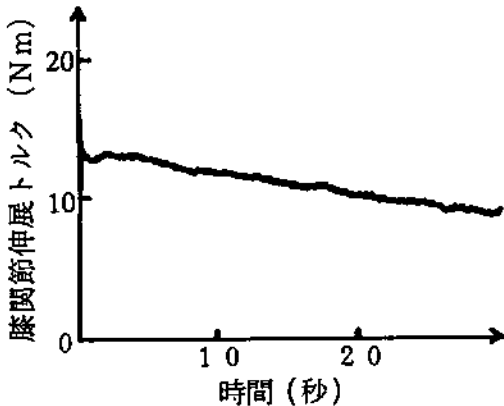


図5 30秒間持続刺激による筋疲労

表2 30秒間刺激時の筋疲労特性

被験者	筋力強化期間(月)	疲労指数(%)
A	3	44
B	3	29
C	12	10
N	—	17 (8~30)

A～C：脊髄損傷による対麻痺患者

N：健常者4名平均

ここで被験者Cを例にとり30秒間のトルク減少率が常に10%一定と仮定すると、刺激開始当初の膝関節伸展トルクが3節で求めた必要最小トルクの片足分8Nmまで低下する時間は計算上で約6分となる。被験者A、Bでは1分以下である。すなわち最大強度で大腿四頭筋を刺激して図2の姿勢をとる手法では、個体差はあるものの立位保持可能時間が数分以下に限定される。

また健常者の疲労指数は、8から30%の個体差を示している。表2での麻痺者と健常者の疲労指数の分布は一部重なっており、2群に分離できるほどの明瞭な特性差はない。このことから今回のように刺激による筋力強化をおこなった対麻痺者の筋の疲労特性は、健常者と同等であると考えても3節の姿勢の問題に比較して影響は小さいと考えられる。

むしろ健常者においても30秒で最大30%の低下が見られることから、問題点は強度の収縮を持続的におこなう点にあると考えられる。さらには随意的収縮と電気刺激による収縮のメカニズムの相違¹⁰⁾なども疲労を早める要因として挙げられるであろう。

5. 断続刺激と改良人工反射法

強度の刺激を連続的におこなうことにより多大な筋疲労がもたらされるのであれば、刺激強度を低減あるいは休止することが疲労を低減する方法として考えられる。フィードバック制御を用いれば刺激強度を自動的に必要最小値に設定することが可能であるが、一般にフィードバックを用いると制御器各係数の設定手順を要求し、適応制御¹¹⁾など自動調整をおこなう方法もあるが現時点では必ずしも使用が容易であるとは考えにくい。

ここで先に体重と床反力が膝関節の屈曲モーメントとして作用することを述べたが、姿勢が変化して健常者のように伸展方向に作用したならば、その間は刺激を休止することが可能である。Andrewsらは短下肢装具、股関節装具と2チャンネルFESを併用することにより杖立位をおこない、膝関節に伸展モーメントが働いているときには刺激を停止するフィードバック制御の手法を提案している⁹⁾。この方法は人

工反射法 (Artificial Reflex) と呼ばれ、立位保持時間の延長に有効であったと報告されている。そこで刺激と休止を反復しておこなう断続刺激をおこなったときの、疲労特性への影響を検討した。

5.1 測定方法

断続刺激の疲労特性は4節と同様に図4のシステムを用いて、3秒間の刺激と3秒間の休止を反復しておこなったときの膝関節の伸展トルクから求めた。刺激時間は、筋の時定数よりも十分に大きい時間でなければならないので3秒とし、同一時間の休止をおいて反復した。断続刺激のときの測定時間は60秒間としたため、刺激の総量は30秒間の連続刺激と同一である。

さらに連続刺激と断続刺激の疲労特性を比較するために、5分間隔で30秒間連続刺激と60秒間断続刺激を交互におこなった。測定対象は4節に記述した対麻痺者3名である。

5.2 測定結果

断続刺激による膝関節伸展トルクの経時変化は図6に示すように、全体的な傾向としては図5と同様のほぼ単調減少傾向を示した。また図5と図6は総刺激量は同一であるため、最終トルクもほぼ同等であるが、断続刺激の図6の方が若干大きくなっている。

ここで図7の結果を見ると、各測定値のばらつきがあるものの、平均で比較すると断続刺激の方が疲

労が小さくなっている。すなわち刺激と休止を反復すれば、連続的に刺激したときに比較して、休止した時間以上に立位時間が延長される可能性がある。実際に休止可能な時間は装具の併用や刺激部位などと密接な関係があるため一意に決定できないが、刺激の休止あるいは設定強度と疲労特性の関係は周波数や波形など他の条件も含めてさらに検討を要する課題である。

5.3 改良人工反射法の提案

装具を用いない2チャンネルFESでは、3節で述べたような膝関節屈曲モーメントが作用するため刺激を完全に休止することはできない。そこで刺激を完全に休止せずに低減させる改良型人工反射法を提案し、図8にその動作原理を示す。膝関節が伸展しているときには刺激強度を自動的に減少させてゆき、膝関節の屈曲を検出して刺激を再び最大強度に戻す方法をとる方法である。この方法では刺激は完全には休止しないが、平均での刺激量は最大強度で連続的

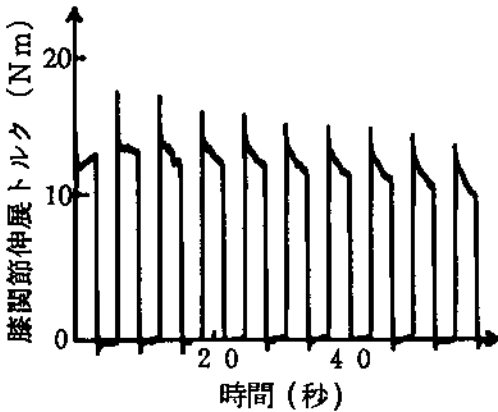


図6 60秒間断続刺激による筋疲労

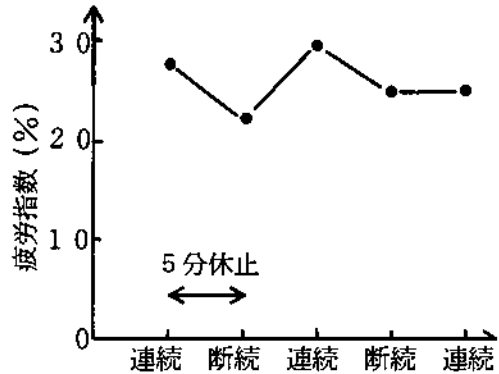


図7 刺激方法と筋疲労の関係

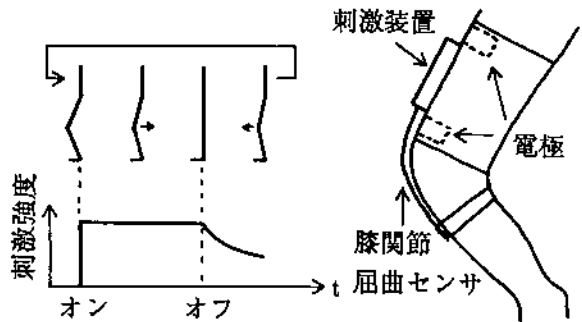


図8 改良型人工反射法の動作原理

に刺激する場合に比較して減少するため疲労も低減されるものと期待される。

人工反射法は刺激強度の設定を必要としないため使用が簡便になるという利点も有しているが、膝関節屈曲の早期検出を必要とする点が問題点である。また実際に改良型人工反射法により延長可能な立位保持時間は現在の検討課題である。

6. 検 討

3 節では対麻痺者と健常者の立位姿勢における膝関節屈曲モーメントを比較し、健常者は伸展方向に作用するのに対して対麻痺者は屈曲方向に作用するという結果が得られた。これに対して、4 節での疲労特性の比較では電気刺激による筋力強化をおこなった麻痺者と健常者では、有意な差は見だしにくい。麻痺者と健常者の比較から見た現在の 2 チャネル FES における最大の問題点は、股関節を安定化するための股関節過伸展であるといえる。現在 FES による対麻痺者の立位、歩行機能再建に関しては装具の併用、多チャネル化などが提案されているが、膝関節の固定を大腿四頭筋への FES によりおこなうのであれば、股関節も同時に制御することが疲労の点から重要となる。

また 5 節の連続刺激に比較して断続刺激をおこなった方が疲労が小さいという結果から、刺激が必要ない期間は刺激を休止する、あるいは刺激を立位保持のための必要最低強度に設定することが効果的であると考えられる。刺激強度を麻痺者が立位中に調整することは困難であると考えられるため、すなわち FES 装置に刺激調整機能をもつことが要求されるものと考えられる。

以上の結果より、特に膝関節屈曲モーメントの問題に対しては股関節の影響が大であることから、2 チャネルのみの FES では疲労の問題が完全には解決できないものと考えられる。しかし 2 チャネル FES は筋疲労の影響を受けるという問題があるが装置が小型で装着が容易であるなどの利点を有している。つまり FES による立位機能再建法は、使用が容易であるが立位時間の短い 2 チャネル法と、使用はやや煩

雑になるが装具と併用するあるいは多チャネル法の 2 群に分類される。使用目的と要求機能に応じた選択が必要であろう。

7. ま と め

2 チャネル FES による対麻痺者の立位は健常者の立位に比較して大腿四頭筋の負荷が大きいいため、疲労が大きく長時間の立位が困難である点を指摘した。また 3~12 ヶ月間筋力強化をおこなった対麻痺者と健常者において連続刺激をおこなったときの疲労特性を比較したところ、明確な差は見いだせなかった。さらに連続刺激と断続刺激の比較から断続刺激による疲労低減の可能性を示し、このことから改良型人工反射法による断続的刺激法を提案した。

大腿四頭筋のみの 2 チャネル FES 法における筋疲労の要因のうち、最大強度の刺激を連続的に加えるという点に関しては刺激の断続などさらに検討の余地があるが、姿勢の影響による疲労を低減するには股関節の制御を必要とするため、2 チャネル FES のみでは回避不可能である。時間的制約があるが立位のための簡便な方法として 2 チャネル FES 法を用いるのか、あるいは装具との併用または多チャネル FES を用いて煩雑ではあるが歩行なども含め長時間の立位を求めるのか、使用者の目的に応じた選択が要求されるものと考えられる。

参 考 文 献

- 1) Kralj, A., Bajd, T., Turk, R., Krajnik, J. & Benko, H.: Gait restoration in paraplegic patients: A feasibility demonstration using multichannel surface electrodes FES, *J. Rehabilitation R & D*, 20 (1), 3-20, (1983).
- 2) Chizeck, H. J., Kobetic, R., Marsolais, E. B., Abbas, J. J., Donner, I. H. & Simon, E.: Control of functional neuromuscular stimulation system for standing and locomotion in paraplegics, *Proc. IEEE*, 76 (9), 1155-1165, (1988).
- 3) Jaeger, R. J., Yarkony, G. M. & Smith, R. M.: Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: Refinement of a protocol for clinical use, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME 36 (7), 720-728, (1989).
- 4) Popovic, D., Tomovic, R. & Schwirtlich, L.: Hybrid assistive system-the motor neuroprosthesis, *IEEE*

- Trans. Biomed. Eng.*, BME-36 (7), 729-737, (1989).
- 5) Andrews, B. J., Baxendale, R. H., Barnett, R., Phillips, G. F., Yamazaki, T., Paul, J. P. & Freeman, P. A. : Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback, *J. Biomed. Eng.*, 10, 189-195, (1988).
 - 6) Solomonow, M., Barrata, R., Beaudette, P., Shoji, H. & D'Ambrosia, R. : Gait performance of paraplegics ambulating with the reciprocating gait orthosis powered by electrical muscle stimulation, *Proc. IEEE 11th Ann. Conf. EMBS*, 1013, (1989).
 - 7) 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).
 - 8) 半田康延, 星宮望 : 機能的電気刺激(FES)による麻痺上下肢の制御, *ME 誌*, 24(1), 1-7, (1986).
 - 9) 真島英信 : 生理学, 文光堂, (1956).
 - 10) Baratta, R., Ichie, M., Hwang, S. K. & Solomonow, M. : Orderly stimulation of skeletal muscle moter units with tripolar nerve cuff electrode, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-36 (8), 836-843, (1989).
 - 11) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 南谷晴之 : モデル規範形適応制御器を用いた機能的電気刺激による関節角制御, *信学論 (D)*, J71-D (12), 2692-2695, (1988).



CAUSE AND EFFECT OF MUSCLE FATIGUE ON FES STANDING OF PARAPLEGIA

Kinya FUJITA*, Takatoshi NOGUCHI**,
Haruyuki MINAMITANI*** and Taisuke TOMATSU****

* *Department of Elec. Eng., Fac. of Eng., Shonan Institute of Technology*

** *Department of Orthopedic Surgery, Hakone National Hospital*

*** *Department of Elec. Eng., Fac. of Sci. and Tech., Keio University*

**** *Department of Orthopedic Surgery, Sch. of Med., Tokai University*

Muscle fatigue is one of the serious problems of functional electrical stimulation (FES), because possible standing time is limited by the fatigue. In this study, the three factors of muscle fatigue on FES standing in paraplegia is discussed.

First, standing postures with a long leg brace (LLB) and two FES channels were analyzed. The subject was a male, 18-year-old, paraplegic patient with a T8 spinal cord injury. The knee joint flexion moment was calculated from the relationship between the zero moment point of the ground reaction force and the knee joint position. The estimated knee joint flexion moments were 16 Nm (FES) and 28 Nm (LLB). The average moment of three normal subjects was 14 Nm in the extending direction. It was found that the knee joint moment of a paraplegic is significantly greater than that of a normal subject. Knee flexion moment requires a large contraction force of quadriceps. This is one of the reasons for quadriceps fatigue.

Second, the properties of muscle fatigue against electrical stimulation in paraplegia and normal subjects were measured. The contractile force decrease by 30 seconds' maximal intensity continuous stimulation varied from 44 to 10 per-

cent in paraplegia. The contractile force decrease in normal subjects was 17 percent on average. The obvious difference between paraplegiacs and normal subjects was not found in the fatigue property. The high-intensity continuous stimulation is a serious problem, because it brings considerable muscle fatigue in both paraplegic and normal subjects.

Finally, the fatigue rates caused by the 30 seconds' continuous stimulation and the 60 seconds' alternative stimulation, 3 sec on and 3 sec off, were compared. The alternative stimulation showed a lower fatigue rate. This result shows that stimulation stop or decrease can decrease muscle fatigue. According to this result, an FES standing device was developed. The device was used in the artificial reflex method, one of the stimulation sequences driven by knee joint flexion.

In conclusion, three factors were pointed out. 1) Two-channel FES standing requires large quadriceps contractile force. 2) High-intensity continuous stimulation brings serious muscle fatigue. 3) Alternative stimulation decreases the muscle fatigue.