

(23)

対麻痺者の機能的電気刺激における姿勢制御を目的とした 健全者の筋活動量の解析

(岩手大学) 藤田 欣也

(東北大学) 安達 登, 半田 康延, 星宮 望

(北陵クリニック) 高橋 晴美, 白土 幸子, 鈴木 智之, 市江 雅芳

1. はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: FES)¹⁾の中でも、胸部脊髄損傷による対麻痺患者を対象とした分野では、起立・立位保持や歩行といった下肢運動機能再建の試みが報告されているが²⁻⁷⁾、一般在宅で使用されるレベルには到達していない。その理由のひとつとして、障害程度に応じて整備された環境は、不完全な立位や歩行よりも快適であるという点が挙げられる。しかし整備されていない環境は、設計対象に起立した人間、しかも多くの場合は成人男子、を想定している場合が大半であり、こうした環境における行動能力を高めるという目的においては、起立こそが最も直接的な解決手段である。そのような場面で FES は有効な手段となりえるものと考えられる。

経皮的埋めこみ電極を用いた筆者らの最近の経験では、これまでに対麻痺者 2 名において、モデルシミュレーションと健全者立位から求めた理想的な立位姿勢を目標に、大殿筋、中殿筋、大腿四頭筋、前脛骨筋の刺激強度を調整し、立位保持訓練を行った⁸⁾。その結果、平行棒内で 30 分間の立位保持が可能となり、安定状態であれば片手支持による立位保持も容易であった。歩行動作に関しては、まだ多くの課題が残されているが、起立動作と立位保持のみに限定すれば、平行棒外環境でも、台所の流し台のように確実な両上肢の支持が得られれば可能である。

そこで FES 立位を日常生活面に応用するための課題を考えてみると、実用性を左右する要因は、起立・立位の、

- ① 可能な環境
- ② 持続時間
- ③ 安全性 (転倒の可能性など)
- ④ 作業性 (上肢作業可能範囲)

などが考えられる。①は流し台や洗面所などで、どの程度の支持が得られれば立位可能か、という問題で、起立-立位保持-着席という一連の動作において、特に過渡期である起立・着席動作に深く関与する。これらの動作に関しても、健全者の筋電解析など検討中である⁹⁾。②は、立っていられる時間、であり、特に筋疲労に関しては姿勢の効率や刺激方法など多数の要因とその対応策が考えられるが^{10,11)}、これも本論文では触れない。残る③は、どの程度の姿勢までならば転倒しないか、④は、立ってどれだけ上肢を自由に使えるか、という問題で、③④ともにいかに安定に立位を保持するかという点では同一である。特に、両上肢が自由に使えて初めて健全者と同等の作業が可能になることから、立位姿勢維持のための上肢依存を軽減することの重要性は明白である。そこで本研究では、上肢に依存せずに立位姿勢を維持すること、すなわち姿勢制御系を FES システム上に構築することを目標に検討を行った。

これまで、FES における閉ループ姿勢制御のためのモデル解析や実験の報告はあるが少数で、かつ FES のみで立位姿勢保持を可能にするものではなかった¹²⁻¹⁴⁾。人間の姿勢制御を考えると、まず

考えられるのが足関節まわりに振動する倒立振子である。実際に倒立振子モデルを基本にして、設計した姿勢制御系をFES立位保持に応用したところ、動揺振幅が減少して、基本的には有効性が確認されたものの、十分実用的なものを構築するには至らなかった¹⁴⁾。

本来の再建目標である健常者の姿勢制御機構の解析の報告は多く¹⁵⁻¹⁸⁾、姿勢制御と筋活動の関係を解析した報告も見られる¹⁹⁾。対麻痺者のFESでは体幹から下肢にかけての多数の筋を制御する必要があるため、多数の筋活動を解析する必要がある。歩行に関しては多数の筋の詳細な解析が報告されているが²¹⁾、姿勢制御に関しては、一部の筋に関するものしかなかった。そこで、本研究では健常者の直立姿勢制御における、体幹から下肢にかけての筋の、活動量変化を解析した。

また健常者の姿勢制御機構は、視覚、半器官の加速度覚、関節覚や足底の圧感覚などの情報をもとに姿勢の変化を検出していると考えられるが、ここではFES姿勢制御機構へのフィードバック情報として、足底につけた圧センサの情報を利用するための基礎的検討を行った。

2. 実験方法

実際にフィードバック制御系を構築して、対麻痺者の姿勢制御を行う場面を想定したとき、足、膝、股関節など全ての関節角度を計測して制御することは困難である。そこで、直立姿勢を足関節まわりに振動する1自由度の倒立振子モデルで近似し、重心と足関節を結ぶ線分が鉛直線と成す角度（以下重心傾斜角度と略す）のみを検出して、各筋の収縮力を操作する、1入力多出力のフィードバック制御器を考える。

このとき、膝関節や股関節などに働く、重力による屈曲や伸展のモーメントが筋力によって適切に補償されるならば、関節は屈曲・伸展しないため、倒立振子での近似が成立して、重心傾斜角度の制御が可能と考えられる。本研究では、このような条件下で、足底に装着した圧センサからの情報をもとに、

麻痺した体幹腰部から下肢の筋への刺激強度を操作して、重心傾斜角度をフィードバック制御するための、基礎的検討を、筋電実験と足底圧計測実験を通して行った。

2.1 筋電実験

筋電実験では、21歳から24歳の健常青年男子被験者6名に、前傾、後傾などの動作を指示し、そのときの筋放電量の変化を測定した。測定対象筋は、腰部から下腿にかけての24筋(右中殿筋前部線維と右脊柱起立筋を除く22本が左半身)で、近接した他の筋の活動の混入を低減するために、75 μ mステンレスワイヤ製、電極間5mmの双極電極を23G注射針を用いて刺入した。刺入位置は、原則として筋腹中央付近とし、多頭筋である腓腹筋、大腿二頭筋では、それぞれ外側頭、長頭に刺入した。筋放電量測定から処理までの信号の流れを図1に示す。

解析した動作は、自然な立位姿勢から

- ①前傾 ②戻す
- ③後傾 ④戻す
- ⑤右足荷重 ⑥戻す
- ⑦左足荷重 ⑧戻す

の8動作で、それぞれ転倒しない範囲内で随意的に可能な最大傾斜を行い、これらの一連の動作を3回反復した。また、先に述べたように倒立振子で近似した状態での制御を想定しているため、被験者には、足関節を中心とした傾斜動作を指示した。動作筋電図はデータレコーダに記録し、整流回路、積分回路(時定数0.5s)およびA/Dコンバータを介してサンプル間隔10msで計算機に取り込み、動作開始時、終了時および動作中最大値の筋放電量を求

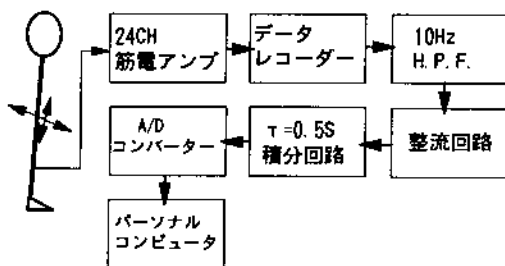


図1 筋電実験システムにおける信号の流れ

め、各筋につき平均と標準偏差を求めた。ただし筋放電量は、あらかじめ徒手筋力測定法(MMT)に準じる方法で、各筋の随意的最大収縮時の筋放電量を測定しておき、これを用いて各動作時の筋放電量を正規化した。また、明白なアーチファクトの認められた試行のデータは除外して処理を行った。

2.2 足底圧計測実験

健常者の姿勢制御機構は、足底の圧感覚をフィードバック情報として利用していると考えられるが、倒立振りモデルから理論的に構築される姿勢制御機構のフィードバック情報は重心傾斜角度である。すなわち、現在のFES姿勢制御システムに足底圧情報を利用するためには、計測された足底圧から重心傾斜角度を推定する必要がある。

矢状面での重心傾斜角度の推定問題を静的な場合に限って考えてみると、単純な倒立振りでは図2(a)のように足関節まわりの角度と、重心傾斜角度は同一であり、足関節角度を測定すれば姿勢変化が検出可能である。しかし図2(b)の例のように、足関節角度と重心傾斜角度が一致しない場合もありうる。このような場合でも図の例のように床反力作用点(足底圧中心)が変位するならば、重心傾斜角度を検出

できる可能性がある。そこで、足底圧と重心傾斜角度の関係を、静的な条件下での実験により検討した。

足底圧検出素子には、フットスイッチとして市販されている感圧導電ゴムを用いたもの(厚さ0.4 mm, 直径15 mm)を利用した。測定部位は母指、母指MP関節、小指MP関節、踵骨隆起接地点の4点である。

実験は、センサを装着した状態で床反力計上で立位姿勢をとって、30秒間で前傾と後傾を連続して2回行い、各時刻における床反力作用点のY方向(矢状方向)座標とセンサの導電率を計測した。感圧導電ゴムには、ヒステリシスと、飽和特性の非線形特性があるが、圧力と導電率には正の相関関係があるため、定性的ではあるが、これを足底の圧力指標として用いた。実験では、最初に健常者で、足底の圧変化と姿勢変化に関連があることを確認した後、第8胸髄損傷対麻痺者で測定した。対麻痺者の場合は、平行棒内における上肢支持状態でのFES立位で、裸足とプラスチック短下肢装具(SLB)の各条件で測定を行い、同時に矢状面内での姿勢をビデオ式動作解析装置で記録した。

3. 実験結果

3.1 筋電実験

筋電実験の結果を表2に示す。表中の2重丸(◎)は1検定で動作開始時と終了時の筋放電量が、危険率1%で有意差ありと判定された筋であり、丸(○)は5%の筋である。ここで、ある動作(例えば前傾)を行った時に筋放電量が増加していたならば、戻す動作で筋放電量は減少するはずである。ところが、必ずしもそのような検定結果となっていない筋が見られる。自然な立位姿勢をとったときにも微小な動揺があるため、動作開始時と終了時で姿勢が完全に一致するとは限らず、これが原因と考えられる。

そこで表2中では、有意な傾向を示した筋を区別するために、動作の往復両方で有意差ありと判定された筋の名称に下線を引いた。さらに、そのうち放

表1 足関節角度と床反力作用点からの重心傾斜角度推定(図2に対応)

| | ケース1 | ケース2 |
|---------------|------|------|
| θ から推定 | 可能 | 不可能 |
| y から推定 | 可能 | 可能 |

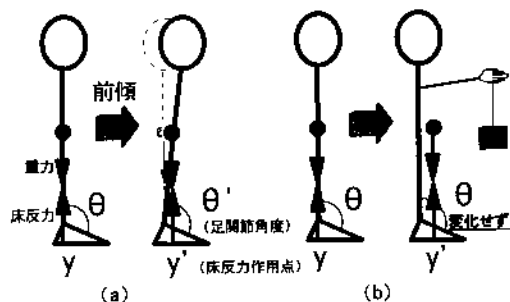


図2 足関節角度、床反力作用点と重心傾斜角度の関係(表1に対応)

- (a) ケース1: 倒立振り近似が成立する場合、
 (b) ケース2: 成立しない場合

表 2-1 前傾時の筋放電量の変化

| | ① 前 傾 | | | | | | ② 戻 す | | | | | | | |
|-----------------|-------|-----|------|------|-------------|------|-------|------|------|------|-----|--------------|------|----|
| | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | | |
| | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 検定 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 検定 |
| 腓 腹 筋 (外側頭) | 3.9 | 4.0 | 18.8 | 9.7 | <u>14.9</u> | 8.2 | ◎ | 19.0 | 7.6 | 0.4 | 0.6 | <u>-18.6</u> | 7.4 | ◎ |
| ヒ ラ メ 筋 | 7.4 | 8.6 | 16.3 | 12.1 | <u>8.9</u> | 5.1 | ◎ | 16.3 | 11.6 | 2.4 | 3.4 | <u>-13.9</u> | 8.8 | ◎ |
| 長 母 指 屈 筋 | 4.3 | 4.1 | 27.1 | 15.1 | <u>22.8</u> | 12.7 | ◎ | 23.4 | 13.2 | 1.6 | 1.6 | <u>-21.8</u> | 13.3 | ◎ |
| 後 脛 骨 筋 | 11.1 | 8.0 | 26.6 | 11.9 | <u>15.5</u> | 8.7 | ◎ | 25.2 | 12.0 | 2.2 | 1.6 | <u>-23.0</u> | 11.9 | ◎ |
| 前 脛 骨 筋 | 0.2 | 0.4 | 0.8 | 2.1 | 0.6 | 2.2 | | 0.4 | 0.4 | 2.0 | 4.0 | 1.6 | 3.9 | |
| 長 腓 骨 筋 | 2.8 | 2.7 | 14.3 | 9.1 | <u>11.5</u> | 8.6 | ◎ | 13.5 | 9.3 | 1.4 | 1.7 | <u>-12.0</u> | 8.9 | ◎ |
| 大 腿 二 頭 筋 (長) | 2.1 | 3.9 | 8.5 | 8.0 | <u>6.4</u> | 6.0 | ◎ | 8.9 | 8.1 | 0.5 | 0.8 | <u>-8.4</u> | 8.4 | ◎ |
| 半 膜 様 筋 | 1.3 | 2.6 | 3.8 | 4.0 | 2.5 | 3.4 | ◎ | 3.8 | 3.5 | 1.0 | 2.1 | -2.8 | 3.8 | ◎ |
| 外 側 広 筋 | 4.6 | 5.9 | 3.8 | 3.9 | 0.8 | 3.8 | | 3.3 | 3.1 | 5.6 | 4.6 | 2.3 | 3.1 | ◎ |
| 内 側 広 筋 | 1.9 | 2.1 | 1.8 | 1.5 | 0.1 | 1.9 | | 1.9 | 1.9 | 2.3 | 2.1 | 0.5 | 2.4 | |
| 大 腿 直 筋 | 1.5 | 5.7 | 1.2 | 4.4 | 0.4 | 1.3 | | 0.5 | 1.0 | 2.0 | 6.1 | 1.5 | 5.3 | |
| 大 内 転 筋 | 0.9 | 2.5 | 1.8 | 2.5 | 0.9 | 1.1 | ◎ | 3.2 | 5.6 | 1.7 | 3.9 | -1.5 | 2.2 | ○ |
| 長 内 転 筋 | 0.7 | 0.6 | 1.0 | 1.0 | 0.3 | 1.0 | | 1.1 | 0.7 | 0.8 | 0.6 | -0.4 | 0.8 | |
| 大 腿 筋 膜 張 筋 | 1.2 | 1.5 | 1.8 | 1.3 | 0.6 | 1.4 | | 1.5 | 1.2 | 2.1 | 2.6 | 0.5 | 2.8 | |
| 腸 腰 筋 | 2.0 | 4.3 | 1.8 | 3.9 | -0.2 | 1.0 | | 1.8 | 4.3 | 1.3 | 2.7 | -0.5 | 2.0 | |
| 中 殿 筋 (後部) | 5.2 | 7.6 | 4.7 | 6.5 | -0.5 | 1.6 | | 4.5 | 6.4 | 4.0 | 5.3 | -0.5 | 2.2 | |
| 中 殿 筋 (前部) | 3.2 | 4.5 | 4.2 | 3.0 | 1.1 | 6.1 | | 3.8 | 3.2 | 2.5 | 2.4 | -1.3 | 4.2 | |
| 中 殿 筋 (前部右) | 16.0 | 8.3 | 15.7 | 8.5 | -0.3 | 7.3 | | 14.5 | 7.7 | 14.0 | 7.8 | -0.5 | 6.3 | |
| 大 殿 筋 | 5.6 | 7.1 | 6.7 | 7.9 | 1.1 | 2.6 | | 6.2 | 7.4 | 4.6 | 5.9 | -1.6 | 2.7 | ○ |
| 腰 方 形 筋 | 1.8 | 2.5 | 7.5 | 6.5 | <u>5.8</u> | 5.0 | ◎ | 7.4 | 6.6 | 2.5 | 2.4 | -4.9 | 4.7 | ◎ |
| 腹 直 筋 | 0.3 | 0.5 | 0.2 | 0.4 | -0.1 | 0.7 | | 0.7 | 2.6 | 0.1 | 0.1 | -0.6 | 2.6 | |
| 外 腹 斜 筋 | 1.6 | 2.6 | 3.0 | 4.5 | 1.4 | 2.4 | ○ | 3.9 | 5.0 | 2.0 | 2.5 | -1.8 | 2.8 | ○ |
| 脊 柱 起 立 筋 (L2) | 7.3 | 4.1 | 12.9 | 3.9 | <u>5.5</u> | 3.8 | ◎ | 12.5 | 4.1 | 8.3 | 4.1 | -4.1 | 4.4 | ◎ |
| 脊 柱 起 立 筋 (L2右) | 8.9 | 9.1 | 15.9 | 9.4 | <u>7.1</u> | 4.0 | ◎ | 15.7 | 9.3 | 10.9 | 7.9 | -4.7 | 3.0 | ◎ |

単位%, ◎:危険率1%, ○:5%で有意な変化, 筋名称の下線:両方向の動作で有意な変化, 放電量の下線:放電量変化が5%以上, 筋名称の下線が太いもの:両方向の動作で, 放電量変化が5%以上で有意な変化。

電量の差が5%以上の筋には、放電量変化に下線を引き、筋名称の下線を太く表示した。すなわち下線が太いほど特徴的な傾向を示した筋を意味する。

3.1.1 前 傾

前傾に際して下腿背側の筋群と体幹背側の筋群の放電量が増加しているのは、姿勢変化に応じて、重力による足関節や体幹まわりの屈曲モーメントが増加したためと考えられる。ここで長腓骨筋は、下腿背側の抗重力筋群と同様の变化傾向を示していた。長腓骨筋は足関節の外反筋であるが、腱が外果の後方を通るので、矢状方向では下腿背側の筋と同様に、底屈作用を持つことから、妥当な結果と考えられる。また歩行動作などでは、股関節伸筋である大殿筋は特に負荷が大きいときにしか活動せず、大腿二頭筋や半膜様筋が、股関節伸展における主動筋であるとの報告があるが²¹⁾、前傾した場合も歩行と同

様に、大殿筋は統計的に有意な増加をみせず、むしろ大腿二頭筋や半膜様筋の筋活動が増加していた。

3.1.2 後 傾

後傾では、前脛骨筋、外側、内側広筋、大腿筋膜張筋など、前面の筋の活動量が増加していた。同じ前面の筋でも、腹直筋や腸腰筋に有意な増加が見られないのは、随意的最大放電量に比較して、著しく放電量が小さかったためと考えられる。この原因として、股関節の前面には、腸骨大腿靭帯や恥骨大腿靭帯などの強大な靭帯があり、股関節の過伸展を防ぐ作用があるため、股関節屈曲の筋力が必要なかったことが考えられる。また、後傾時に活動する筋は、下腿の前脛骨筋、大腿前面の筋、の順で、重心から遠位にあるほど活動が大きく、力学的に見ても妥当な結果が得られた。

表 2-2 後傾時の筋放電量の変化

| | ③ 後傾 | | | | | | | ④ 戻す | | | | | | |
|------------|------|-----|------|------|-------------|------|----|------|------|------|-----|--------------|------|----|
| | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | 検定 | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | 検定 |
| | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | |
| 腓腹筋(外側頭) | 1.2 | 2.5 | 0.9 | 2.2 | -0.3 | 3.5 | | 2.0 | 3.4 | 4.8 | 4.1 | 2.7 | 3.6 | ◎ |
| ヒラメ筋 | 3.0 | 4.1 | 1.4 | 1.4 | -1.5 | 4.4 | | 1.4 | 1.4 | 8.2 | 8.5 | 6.8 | 8.5 | ◎ |
| 長母指屈筋 | 1.5 | 1.4 | 3.2 | 4.5 | 1.7 | 4.8 | | 3.1 | 4.8 | 2.6 | 1.9 | -0.5 | 5.0 | |
| 後脛骨筋 | 2.5 | 1.5 | 2.8 | 2.6 | 0.4 | 2.6 | | 2.3 | 1.8 | 10.1 | 5.6 | 7.8 | 6.0 | ◎ |
| 前脛骨筋 | 4.3 | 7.1 | 25.0 | 18.0 | <u>20.7</u> | 17.0 | ◎ | 20.7 | 16.2 | 0.2 | 0.2 | <u>-20.5</u> | 16.2 | ◎ |
| 長腓骨筋 | 2.2 | 2.6 | 2.5 | 2.8 | 0.4 | 4.0 | | 2.5 | 2.9 | 3.4 | 3.0 | 0.9 | 4.0 | |
| 大腿二頭筋(長) | 0.5 | 9.8 | 0.3 | 0.7 | 0.1 | 1.0 | | 0.2 | 0.7 | 2.0 | 1.7 | 1.7 | 1.8 | ◎ |
| 半膜様筋 | 1.5 | 2.2 | 1.1 | 2.3 | -0.3 | 1.6 | | 1.2 | 2.4 | 2.1 | 2.6 | 0.9 | 2.0 | |
| 外側広筋 | 5.3 | 5.1 | 15.4 | 10.0 | <u>10.1</u> | 9.5 | ◎ | 14.7 | 10.9 | 1.9 | 0.9 | <u>-12.8</u> | 10.2 | ◎ |
| 内側広筋 | 2.2 | 2.0 | 9.9 | 8.6 | <u>7.8</u> | 8.7 | ◎ | 9.8 | 8.6 | 0.3 | 0.9 | <u>-9.5</u> | 8.5 | ◎ |
| 大腿直筋 | 0.5 | 1.6 | 2.4 | 4.4 | 1.9 | 5.0 | | 6.3 | 9.8 | 0.2 | 0.3 | -6.1 | 9.7 | ○ |
| 大内転筋 | 1.5 | 2.7 | 4.6 | 6.2 | 3.1 | 6.5 | | 3.9 | 6.6 | 0.6 | 0.9 | -3.2 | 6.5 | |
| 長内転筋 | 0.8 | 0.8 | 5.1 | 3.8 | 4.4 | 3.9 | ◎ | 3.7 | 2.8 | 0.7 | 0.5 | -3.0 | 2.5 | ◎ |
| 大腿筋膜張筋 | 1.6 | 1.8 | 6.9 | 5.1 | <u>5.3</u> | 4.9 | ◎ | 6.1 | 5.1 | 0.4 | 0.3 | <u>-5.7</u> | 5.0 | ◎ |
| 腸脛筋 | 1.5 | 2.9 | 0.2 | 1.2 | -1.2 | 3.2 | | 0.1 | 0.9 | 1.4 | 3.2 | 1.3 | 3.6 | |
| 中殿筋(後部) | 4.1 | 5.0 | 1.2 | 1.6 | -2.9 | 4.1 | ◎ | 1.0 | 1.8 | 3.1 | 4.7 | 2.1 | 4.4 | |
| 中殿筋(前部) | 2.5 | 2.3 | 2.4 | 3.6 | 0.1 | 1.8 | | 2.8 | 4.2 | 1.6 | 1.6 | -1.2 | 2.9 | |
| 中殿筋(前部右) | 12.8 | 6.6 | 6.7 | 5.1 | -6.1 | 5.4 | ◎ | 7.2 | 5.5 | 11.0 | 7.1 | 3.8 | 7.6 | |
| 大殿筋 | 4.9 | 6.0 | 2.7 | 4.1 | -2.2 | 6.4 | | 2.2 | 3.7 | 3.7 | 4.9 | 1.5 | 5.0 | |
| 腰方形筋 | 2.1 | 1.9 | 1.7 | 2.5 | -0.4 | 1.5 | | 1.8 | 2.2 | 2.9 | 2.4 | 1.1 | 1.8 | ○ |
| 腹直筋 | 0.1 | 0.1 | 2.2 | 3.9 | 2.1 | 4.0 | ○ | 2.0 | 3.9 | 0.0 | 0.0 | -1.9 | 3.9 | |
| 外腹斜筋 | 2.0 | 2.7 | 4.5 | 5.0 | 2.5 | 4.0 | ○ | 3.9 | 4.1 | 2.1 | 3.0 | 1.8 | 2.6 | ○ |
| 脊柱起立筋(L2) | 7.4 | 3.3 | 6.4 | 3.6 | 1.0 | 3.0 | | 7.0 | 4.6 | 10.0 | 4.5 | 3.0 | 5.1 | ○ |
| 脊柱起立筋(L2右) | 10.3 | 7.7 | 7.5 | 7.7 | -2.8 | 3.1 | ◎ | 7.9 | 7.4 | 10.6 | 9.5 | 2.7 | 3.4 | ◎ |

単位%, ◎:危険率1%, ○:5%で有意な変化, 筋名称の下線:両方向の動作で有意な変化, 放電量の下線:放電量変化が5%以上, 筋名称の下線が太いもの:両方向の動作で, 放電量変化が5%以上で有意な変化。

3.1.3 左右移動

右脚への体重移動では左脚の荷重が減少するため、下腿ではヒラメ筋、後脛骨筋などの放電量が有意に減少していたが、長母指屈筋では有意な傾向が見られないなど、機能の差による傾向の違いが推察された。また、左右の運動では、膝関節まわりの屈曲・伸展モーメントは変化しないため、大腿部の筋に有意な増減は見られなかった。体幹-骨盤まわりでは、腰方形筋と右中殿筋(前部)で増加が見られた。

左脚体重移動では、一般に抗重力筋群と呼ばれる筋に限らず、前脛骨筋も含めた下腿の全ての筋の放電量が増加していた。さらに大腿筋膜張筋や中殿筋の増加などが見られた。

両方の移動をまとめて支持脚側と非荷重脚側で分類すると、支持脚側では下腿の筋群、大腿筋膜張

筋、中殿筋の増加が見られ、非荷重脚側では、腰方形筋の増加と、下腿の一部の筋の減少が見られる。特に股関節回りの、支持脚側の中殿筋、大腿筋膜張筋の増加と、非荷重脚側の腰方形筋の増加が特徴的で、体幹と骨盤を結ぶ筋である腰方形筋と、骨盤と大腿骨を結ぶ中殿筋の、両者が協調して働いていることがわかる。

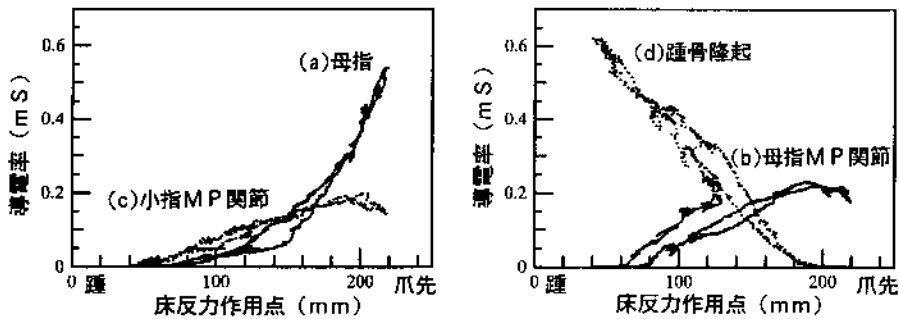
3.2 足底圧計測実験

健常者での実験結果を図3に示す。床反力作用点の矢状方向座標と、センサ導電率の関係を表示した。横軸は、床反力計の矢状方向(Y)座標で、原点が踵を、240mmの点が爪先を意味する。縦軸はセンサの導電率で、感圧導電素子であるセンサと10KΩの周定抵抗を直列接続し、5Vの直流電圧を印加したときのセンサ分圧から、導電率を算出し

表 2-3 右体重移動時の筋放電量の変化

| | ⑤ 右体重移動 | | | | | | ⑥ 戻す | | | | | | | |
|------------|---------|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|-----|-------|------|----|
| | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | 検定 | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | 検定 |
| | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | |
| 腓腹筋(外側頭) | 4.6 | 3.5 | 0.4 | 0.6 | -4.2 | 3.5 | ◎ | 1.1 | 1.6 | 4.1 | 3.9 | 3.0 | 4.2 | ◎ |
| ヒラメ筋 | 8.2 | 7.7 | 0.8 | 0.8 | -7.4 | 7.7 | ◎ | 1.4 | 1.4 | 8.1 | 7.8 | 6.7 | 7.9 | ◎ |
| 長母指屈筋 | 3.0 | 2.7 | 2.5 | 4.5 | -0.5 | 3.9 | | 2.8 | 5.3 | 3.2 | 4.0 | 0.4 | 7.3 | |
| 後脛骨筋 | 8.9 | 4.2 | 1.9 | 2.1 | -6.9 | 4.8 | ◎ | 2.4 | 2.1 | 9.5 | 7.1 | 7.1 | 6.2 | ◎ |
| 前脛骨筋 | 0.7 | 1.8 | 1.8 | 2.7 | 1.1 | 3.4 | | 2.3 | 3.2 | 0.2 | 0.1 | -2.1 | 3.2 | ○ |
| 長腓骨筋 | 3.0 | 2.8 | 0.9 | 1.5 | -2.2 | 2.7 | ◎ | 1.2 | 1.7 | 1.6 | 2.2 | 0.5 | 2.0 | |
| 大腿二頭筋(長) | 2.3 | 2.5 | 3.3 | 5.0 | 0.9 | 4.1 | | 4.1 | 5.2 | 1.3 | 1.4 | -2.8 | 4.6 | ○ |
| 半膜様筋 | 2.1 | 2.7 | 1.9 | 2.1 | -0.2 | 1.8 | | 2.8 | 2.8 | 1.6 | 2.3 | -1.3 | 1.1 | ◎ |
| 外側広筋 | 2.1 | 1.6 | 2.6 | 1.5 | 0.4 | 2.0 | | 2.9 | 1.9 | 2.0 | 1.0 | -0.9 | 1.9 | |
| 内側広筋 | 1.9 | 6.8 | 1.7 | 1.6 | -0.3 | 7.4 | | 1.9 | 2.7 | 0.6 | 1.5 | -1.2 | 3.2 | |
| 大腿直筋 | 0.3 | 0.7 | 0.4 | 1.1 | 0.2 | 1.4 | | 0.2 | 0.4 | 0.2 | 0.3 | -0.1 | 0.3 | |
| 大内転筋 | 1.6 | 2.4 | 3.0 | 5.8 | 1.4 | 5.8 | | 3.3 | 7.1 | 1.8 | 4.8 | -1.5 | 2.9 | ○ |
| 長内転筋 | 1.5 | 3.6 | 0.9 | 0.6 | -0.5 | 3.6 | | 1.0 | 0.6 | 0.6 | 0.5 | -0.4 | 0.6 | ○ |
| 大腿筋膜張筋 | 1.0 | 1.6 | 1.6 | 1.9 | 0.6 | 2.5 | | 1.3 | 1.3 | 1.5 | 2.0 | 0.2 | 1.6 | |
| 腸腰筋 | 1.7 | 3.9 | 0.3 | 1.6 | -1.4 | 3.1 | | 0.3 | 1.5 | 1.0 | 2.5 | 0.6 | 2.0 | |
| 中殿筋(後部) | 4.3 | 6.0 | 2.1 | 3.4 | -2.2 | 4.5 | | 2.1 | 3.4 | 3.5 | 4.9 | 1.5 | 2.2 | ○ |
| 中殿筋(前部) | 2.1 | 3.1 | 2.0 | 2.7 | -0.1 | 4.5 | | 2.5 | 4.1 | 2.0 | 1.7 | -0.5 | 4.6 | |
| 中殿筋(前部右) | 12.1 | 8.0 | 22.2 | 9.6 | 10.1 | 5.1 | ◎ | 21.0 | 9.1 | 12.4 | 8.4 | -8.7 | 6.5 | ◎ |
| 大殿筋 | 3.8 | 4.4 | 3.7 | 4.9 | -0.2 | 2.3 | | 3.3 | 4.8 | 2.9 | 4.4 | -0.4 | 2.3 | |
| 腰方形筋 | 4.4 | 5.4 | 16.3 | 13.6 | 11.8 | 11.1 | ◎ | 16.3 | 11.1 | 4.0 | 4.3 | -12.3 | 12.1 | ◎ |
| 腹直筋 | 0.6 | 1.7 | 0.8 | 1.9 | 0.2 | 2.6 | | 1.0 | 2.6 | 0.3 | 0.8 | -0.7 | 1.9 | |
| 外腹斜筋 | 2.5 | 3.1 | 4.5 | 6.6 | 2.0 | 5.0 | | 5.0 | 6.2 | 2.1 | 2.9 | -2.9 | 3.8 | ◎ |
| 脊柱起立筋(L2) | 8.6 | 4.4 | 9.5 | 4.5 | 0.9 | 2.7 | | 10.6 | 4.6 | 9.2 | 4.8 | -1.4 | 2.5 | ○ |
| 脊柱起立筋(L2右) | 6.3 | 4.0 | 4.3 | 3.2 | -2.0 | 3.5 | ○ | 7.1 | 6.6 | 9.1 | 9.2 | 2.0 | 4.1 | |

単位%, ◎:危険率1%, ○:5%で有意な変化, 筋名称の下線:両方向の動作で有意な変化, 放電量の下線:放電量変化が5%以上, 筋名称の下線が太いもの:両方向の動作で, 放電量変化が5%以上で有意な変化。



(a) 母指, (b) 母指 MP 関節, (c) 小指 MP 関節, (d) 踵骨隆起
 図 3 健康者の姿勢変化と足底部感圧導電センサのコンダクタンス変化

た。導電率と足底圧は正の相関関係があるので、導電率の増加は、定性的に足底圧の増加を意味する。

図 3 では、前傾にしたがって、床反力 160-180 mm 付近(足 MP 関節付近)まで母指、母指 MP 関節、小指 MP 関節の 3 点において、導電率が増加しており、これらの点での足底圧の増加を示してい

る。さらに前傾すると、MP 関節の圧力は一定になってから減少する傾向を示し、対照的に、母指では、さらに圧力が増加する傾向が見られた。これらの点とは逆に、踵骨隆起では前傾による圧力減少を示した。以上の結果から、健康者の場合には、足底の装着した圧力センサから、床反力作用点の変位に

表 2-4 左体重移動時の筋放電量の変化

| | ⑦ 左体重移動 | | | | | | ⑧ 戻す | | | | | | | |
|------------|---------|-----|------|------|-------------|------|------|------|------|------|------|-------|------|----|
| | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | 開始時 | | 終了時 | | 差 | | | |
| | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 検定 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 平均 | 偏差 | 検定 |
| 腓腹筋(外側頭) | 3.9 | 3.4 | 14.2 | 10.8 | <u>10.3</u> | 9.2 | ◎ | 12.5 | 8.1 | 1.6 | 2.2 | -10.9 | 8.7 | ◎ |
| ヒラメ筋 | 6.4 | 7.2 | 10.5 | 7.9 | 4.1 | 3.3 | ◎ | 9.8 | 7.7 | 5.9 | 7.3 | -3.9 | 3.8 | ◎ |
| 長母指屈筋 | 2.8 | 2.7 | 11.1 | 10.8 | <u>8.3</u> | 10.4 | ◎ | 11.5 | 14.5 | 2.5 | 2.9 | -9.1 | 12.8 | ◎ |
| 後脛骨筋 | 8.3 | 5.3 | 14.0 | 9.1 | <u>5.7</u> | 5.4 | ◎ | 15.7 | 14.1 | 8.3 | 5.0 | -7.4 | 12.5 | ○ |
| 前脛骨筋 | 0.2 | 0.2 | 6.6 | 6.3 | <u>6.4</u> | 6.3 | ◎ | 4.9 | 5.5 | 0.2 | 0.2 | -4.7 | 5.6 | ◎ |
| 長腓骨筋 | 1.6 | 1.9 | 4.8 | 6.8 | 3.2 | 5.3 | ○ | 7.3 | 12.1 | 2.0 | 2.8 | -5.2 | 9.8 | ○ |
| 大腿二頭筋(長) | 1.5 | 1.2 | 0.2 | 0.3 | -1.4 | 1.2 | ◎ | 0.2 | 0.3 | 2.7 | 3.4 | 2.6 | 3.5 | ◎ |
| 半膜様筋 | 1.7 | 2.5 | 0.5 | 1.1 | -1.2 | 1.8 | ○ | 0.5 | 1.1 | 1.4 | 1.8 | 0.9 | 1.7 | ○ |
| 外側広筋 | 1.9 | 1.0 | 2.2 | 1.6 | 0.3 | 0.9 | | 2.5 | 1.7 | 1.8 | 0.9 | -0.6 | 1.5 | |
| 内側広筋 | 0.7 | 1.1 | 1.5 | 1.6 | 0.8 | 1.6 | | 1.3 | 1.9 | 0.7 | 1.0 | -0.6 | 1.8 | |
| 大腿直筋 | 0.2 | 0.3 | 1.0 | 2.8 | 0.8 | 2.8 | | 0.2 | 0.6 | 0.1 | 0.3 | -0.1 | 0.7 | |
| 大内転筋 | 1.5 | 3.1 | 1.1 | 1.1 | -0.4 | 2.5 | | 1.0 | 1.3 | 0.8 | 1.2 | -0.3 | 1.4 | |
| 長内転筋 | 0.6 | 0.5 | 1.0 | 1.1 | 0.4 | 0.8 | | 0.8 | 0.6 | 0.7 | 0.7 | 0.1 | 0.6 | |
| 大腿筋膜張筋 | 2.1 | 3.3 | 15.2 | 9.8 | <u>13.1</u> | 9.2 | ◎ | 13.0 | 7.8 | 0.4 | 0.6 | -12.6 | 7.8 | ◎ |
| 腸腰筋 | 1.1 | 2.8 | 6.0 | 8.5 | 4.9 | 7.3 | ○ | 5.3 | 7.4 | 0.7 | 2.0 | -4.5 | 6.2 | ◎ |
| 中殿筋(後部) | 3.7 | 5.5 | 5.3 | 5.4 | 1.6 | 2.3 | ○ | 4.8 | 4.6 | 3.3 | 4.6 | -1.5 | 1.4 | ◎ |
| 中殿筋(前部) | 3.3 | 4.7 | 10.1 | 10.4 | <u>6.7</u> | 11.0 | ○ | 13.2 | 12.1 | 1.1 | 1.5 | -12.0 | 11.1 | ◎ |
| 中殿筋(前部右) | 12.0 | 8.3 | 5.5 | 8.3 | <u>6.5</u> | 11.6 | ○ | 6.8 | 9.7 | 15.5 | 10.0 | 8.7 | 15.5 | ○ |
| 大殿筋 | 2.6 | 4.4 | 1.3 | 1.3 | -1.3 | 4.0 | | 1.4 | 1.5 | 2.0 | 2.2 | 0.6 | 1.5 | |
| 腰方形筋 | 3.5 | 3.3 | 0.8 | 0.9 | -2.7 | 3.1 | ◎ | 0.8 | 1.3 | 3.0 | 3.1 | 2.2 | 2.4 | ◎ |
| 腹直筋 | 0.2 | 0.5 | 0.9 | 2.3 | 0.7 | 2.2 | | 0.1 | 0.2 | 0.8 | 1.7 | 0.7 | 1.7 | |
| 外腹斜筋 | 2.2 | 2.8 | 2.0 | 2.9 | -0.2 | 1.8 | | 2.1 | 3.0 | 2.3 | 2.9 | 0.2 | 1.5 | |
| 脊柱起立筋(L2) | 9.0 | 4.2 | 6.0 | 4.0 | -2.9 | 2.9 | ◎ | 5.8 | 3.6 | 8.7 | 4.5 | 2.9 | 2.5 | ◎ |
| 脊柱起立筋(L2右) | 9.5 | 8.8 | 11.3 | 7.8 | 1.8 | 3.3 | ○ | 11.6 | 7.8 | 9.5 | 9.5 | -2.1 | 3.8 | ○ |

単位%, ◎:危険率1%, ○:5%で有意な変化, 筋名称の下線:両方向の動作で有意な変化, 放電量の下線:放電量変化が5%以上, 筋名称の下線が太いもの:両方向の動作で, 放電量変化が5%以上で有意な変化。

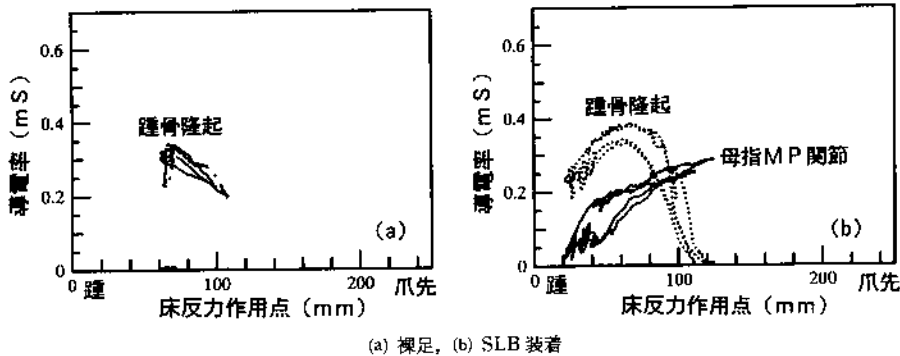


図 4 T8 対麻痺患者の平行棒内 FES 立位中の姿勢変化と足底部感圧導電センサのコンダクタンス変化

関連した信号が得られることが示された。

そこで, T8 対麻痺者が平行棒内で前傾と後傾を行った結果が図 4 である。このときビデオ式動作解析装置で計測した姿勢の変化角度(外果と大転子を結ぶ線分と水平面の成す角)は, 裸足で 30°, SLB 装着で 23°であった。裸足のとき, 踵骨隆起部分の

センサ以外では圧力が低く, 検出感度外であった。SLB 装着では, 母指 MP 関節部分のセンサにも変化が見られ, 導電率の変化量(図中 Y 方向の変化幅)は, SLB 装着で顕著に増大した。すなわち, 裸足では姿勢変化による足底圧の変化量が小さいが, SLB 装着により足底圧の変化量は増大することが

わかった。

また床反力計でみた床反力作用点の変化量（図中 X 方向の変化幅）も、両者で異なっており、SLBの方が大きかった。しかし動作解析装置から見た姿勢変化角度は、むしろ裸足の方が大きく、後でこの原因を検討する。

4. 検 討

4.1 筋電実験

前傾、後傾したときには、足関節に作用する下腿の筋の活動量変化が顕著であったが、大腿部や体幹の筋活動量も変化していた。これは、身体傾斜によって、各関節まわりの重力によるモーメントが変化するのを、筋が補償しているものと考えられる。さらに、前傾時に活動していた大腿二頭筋、半膜様筋は、股関節の伸展に寄与しているものと考えられるが、これらの筋は膝関節の屈筋でもあるため、膝関節に関しては立位姿勢を維持することを阻害する。すなわち、膝関節屈筋群が収縮したときに発生する膝関節屈曲モーメントは、重心が膝関節よりも前方に位置することによって発生する膝関節伸展モーメントよりも、小さくなくてはならない。したがって、姿勢制御系は、この範囲内で膝屈筋群を収縮させていることが推察される。実際に FES 姿勢制御系を構築する際にも、実験で活動量に変化していた筋の刺激量を、姿勢変化に応じて増減させれば、重力によるモーメントを補償可能であると考えられる。

また、前傾したときの下腿の筋活動の増加量も、筋により異なる傾向を示した。姿勢変化を定量的に測定していないため、明確な区別は困難であるが、以下の3点から、下腿の筋群における各筋の機能分担が、特に足関節に作用する筋と、足指に作用する筋において、推察される。

- 1) それぞれの筋の起始・停止は異なっており、また、単関節筋と二関節筋の相違など、解剖学的に機能の相違が予想される。
- 2) 足底圧計測実験で床反力が MP 関節付近を

超えると MP 関節部での圧力が一定になり母指ではさらに増加した。

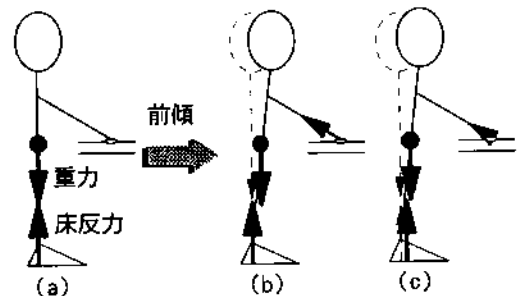
- 3) 各種強度のインパルス状外乱を印加したときに、健常者姿勢制御系の特性は非線形に変化した。MP 関節近傍で傾向が変化していた²²⁾。

下腿後面の筋の機能分担を明らかにするには、さらに詳細な実験を行い、姿勢と筋活動量の関係を定量化することが望まれる。

左右脚の間での荷重移動は前頭面内での運動としてだけではなく、歩行中の両脚支持期における荷重移動にも関係してくる問題である。実験では、支持脚側の中殿筋と遊脚側の腰方形筋が協調して働いている様子が観察され、T7 対麻痺患者における中殿筋刺激効果の検討結果と一致する知見が得られた。腰方形筋は、背部から見て脊柱起立筋の深部にあるため、現在まで腰方形筋への電気刺激はほとんど行われていなかったが、これが可能となれば、FES 歩行中の支持脚への荷重移動が十分になされ、より健常者に近い歩行動作が再建されるものと期待される。

4.2 足底圧計測実験

図3の健常者と図4の対麻痺患者の前後傾を比較すると、まず床反力作用点の変動幅（左右の幅）が大きく異なるのがわかる。対麻痺患者は平行棒内で、上肢で支持した状態での動作であるため、裸足で30°と、むしろ健常者よりも大きく前後傾している。すなわち今回測定対象とした患者は、足関節まわりの弾性係数が小さい（足関節を他動的に動かした



(a) 直立姿勢、足関節まわりの弾性係数が
(b) 小さい場合、(c) 大きい場合
図5 足関節まわりの弾性と床反力作用点

たときの抵抗が小さい)のために、図5(b)の状態(身体傾斜を補償しようとする足関節まわりのモーメントが小さく、重力による背屈モーメントの大半を上肢が補償している)になっていたものと考えられる。プラスチックSLBを用いた場合に、センサ出力の変動幅が大きくなったのは、前傾時の姿勢補正モーメントが、SLBの持つ足関節まわりの弾性により発生し、その結果床反力作用点が前方に変位して、図5(c)の状態になったものと考えられる。

ここで前傾時を例にとると、床反力作用点(の足関節からの距離)は、生体が発生している足関節底屈モーメントに比例しているの、重心位置と床反力作用点が比例するのは、重力による背屈モーメントと、生体が生じる底屈モーメントが比例していること、を意味する。すなわち、重心変位に比例して底屈モーメントを発生する弾性要素が必要条件となり、SLB装着により姿勢の推定が可能になった実験結果と一致する。

ここで足関節まわりの弾性要素とは、足関節の背屈角度に応じて、底屈モーメントを発生する要素である。したがって、①本来の弾性要素である、筋や靭帯といった生体組織の機械的弾性要素に加えて、②姿勢変化を補償するフィードバック成分の中の比例成分(身体傾斜に比例して筋力を発生する)も、見かけ上は弾性要素に含まれる。本論文では、これらを区別するために、機械的なものを受動的弾性、筋力による見かけ上の弾性を能動的弾性、両者の混在するものを、ただ単に弾性と呼ぶ。

静的な条件下では、床反力の変位と重心傾斜角度の変化は比例し、このとき、両者の比例係数が既知であれば、相互に推定することは可能である。すなわち、能動的成分がなければ、床反力の変位から重心傾斜角度が求まる。しかし、推定された重心傾斜を補償しようとして筋を収縮させると、前傾ならば筋収縮による底屈モーメントが床反力の変位をもたらす、姿勢変化による受動成分と、筋収縮による能動成分が、床反力すなわち足底圧に反映される。そのため受動成分を能動成分と分離する必要がある。筋収縮力が既知であれば、これを減算して受動成分のみを求める方法なども考えられるが、この分離問

題は、健常者が足底圧感覚を姿勢制御に反映させる場合にも存在するので、健常者がいかに足底圧感覚から姿勢情報だけを抽出しているのか(あるいは両者が混在する足底圧情報を、いかにしてフィードバック制御に利用しているのか)という生理学的検討が、重要な検討課題である。

また、ここでは静的な条件下での問題を検討したが、動的な場面では、関節まわりの粘性要素も考慮しなければならない。足関節まわりの粘性要素は、重心傾斜速度に比例した床反力の変位をもたらすため、速度比例成分を除去するための逆フィルタなどの処理が必要となり、さらに推定問題は複雑になる。

5. ま と め

FESにより、対麻痺患者が上肢に依存することなく立位姿勢を保持するための基礎的検討を行った。健常者の立位時の姿勢変化と筋放電量変化の関係からは、股関節伸展は大腿二頭筋や半膜様筋が主体であること、後傾時に重心から遠位の下腿の筋ほど活動量が大きいこと、また左右の荷重移動には支持脚側の中殿筋と遊脚側の腰方形筋が寄与していること、などが明らかになった。下肢後面の筋群の機能分担など、さらに詳細な検討が望まれる。

姿勢変化の推定に関しては、足底の圧センサを用いれば、床反力作用点の変位に、ほぼ対応した信号が得られることが示された。静的な条件下で足底圧からの姿勢推定を行うためには、足関節まわりの弾性が重要な要素であった。実用的な姿勢推定には、動的な条件下での推定や、受動的弾性と能動的弾性による成分の分離などの課題が残されている。

【謝 辞】

本研究の一部は、文部省科学研究費補助金(奨励研究A)の援助を受けた。ここに記して感謝する。

引用文献

- 1) FES 最前線, バイオメカニズム学会誌, 17(1), (1993).
- 2) 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).
- 3) 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).
 - 4) Marsolais, E.B. & Kobetic, R.: Functional electrical stimulation for walking in paraplegia, *J. Bone and Joint Surgery*, 69-A(5), 728-733, (1987).
 - 5) Popovic, D., Tomovic, R. & Schwirtlich, L.: Hybrid assistive system, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-36(7), 729-737, (1989).
 - 6) 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).
 - 7) Solomonow, M., Walker, W., Barrata, R., Beaudette, P., Hirokawa, S., Shoji, H., Rightor, N. & D'Ambrosia, R.: The RGO generation II: Muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics, *Orthopaedics*, 12(10), 1309-1315, (1989).
 - 8) 藤田欣也, 半田康延, 星宮望: 立位姿勢のモデル解析と対麻痺患者の立位の検討, 第7回生体・生理工学シンポジウム論文集, 389-392, (1992).
 - 9) 安達登, 藤田欣也, 半田康延, 星宮望: 機能的電気刺激による下肢機能の再建を目的とした下肢動作と筋電図の同期解析, 医用電子と生体工学, 31 (suppl), 189, (1993).
 - 10) Baratta, R., Ichie, M., Hwang, S.K. & Solomonow, M.: Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-36(8), 836-843, (1989).
 - 11) Mulder, A.J., Boom, H.B.K., Hermens, H.J. & Zitvold, G.: Artificial reflex stimulation for FES-induced standing with minimum quadriceps force, *J. Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 28, 489-492, (1990).
 - 12) Abbas, J.J. & Chizeck, H.J.: Feedback control of coronal plane hip angle in paraplegic subjects using functional neuromuscular stimulation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-38(7), 687-698, (1991).
 - 13) Jaeger, R.J.: Design and simulation of closed-loop electrical stimulation orthoses for restoration of quiet standing in paraplegia, *J. Biomech.*, 19(10), 825-835, (1986).
 - 14) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: FESによる対麻痺者立位姿勢のフィードバック制御, 電子情報通信学会論文誌, J75 DII (4), 791-798, (1992).
 - 15) 石田明允, 宮崎信次: 最尤推定法の姿勢制御系同定への適用, 医用電子と生体工学, 22(6), 451-454, (1984).
 - 16) 山下忠, 谷口隆雄, 安藤誠, 酒井正: 立位時の作用点動揺に対する2次元自己回帰モデル, バイオメカニズム7, 東京大学出版会, 206-215, (1984).
 - 17) Maki, B.E., Holliday, P.J. & Fernie, G.R.: A Posture Control Model and Balance Test for the Prediction of Relative Postural Stability, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-34, 797-810, (1987).
 - 18) 永田久雄: 急加速度外乱を加えた場合の立位姿勢の安定性に関する基礎的研究, 人間工学, 26(4), 173-180, (1990).
 - 19) 林良一, 三宅彰英, 渡部悟, 梅本和美: 立位姿勢における随意運動の調節, 第8回バイオメカニズムシンポジウム前刷, 312-321, (1983).
 - 20) Inman, V.T., Ralston, H.J. & Todd, F.: *Human Walking*, Williams & Wilkins, (1981).
 - 21) Basmajian, J.V.: *Muscles alive*, 235-280, Williams & Wilkins, (1962).
 - 22) 藤田欣也, 鈴木郁: インパルス状外乱を用いた健常者姿勢制御系の非線形特性の解析, 医用電子と生体工学, 31(2), 149-154, (1993).

FUNDAMENTAL STUDY ON STANDING MUSCLE ACTIVITY AND POSTURAL SWAY DETECTION FOR HANDS FREE FES STANDING IN PARAPLEGIA

Kinya FUJITA*, Noboru ADACHI**, Yasunobu HANDA**,
Nozomu HOSHIMIYA**, Harumi TAKAHASHI***, Yukiko SHIRADO***,
Tomoyuki SUZUKI*** and Masayoshi ICHIE***

* *Iwate University*

** *Tohoku University*

*** *Hokuryo Clinic*

For the purpose of the restoration of hands-free paraplegic standing using functional electrical stimulation (FES) and an artificial feedback postural control system, electromyogram (EMG) was analyzed in normal subjects during standing, and postural sway from foot pressure was estimated.

In the EMG study, activities of 24 muscles, 22 on the left and two on the right, were simultaneously recorded during eight motions: forward, backward, right-leaning, and left-leaning and their reverse motion. The t-test, results showed that the activity of the muscles of the posterior shank, hamstrings, erector spinae, and quadratus lumborum increased in forward leaning. In contrast, the activity of the gluteus maximus did not show an obvious increase. In backward leaning, the activities of the tibialis anterior and quadriceps femoris increased. In coronal plane motion, the gluteus medius, tensor fascia latae, and shank muscles of

the weight-bearing leg and the quadratus lumborum of the free leg increased their activities.

Four thin film pressure sensors using conductive rubber were put on the big toe, metatarsal head I, metatarsal head V, and heel. The pressure of the heel decreased, and the pressures of other points increased in forward leaning for a normal subject. For paraplegic standing between parallel bars using FES, no sensor output change was observed with leaning because there was less ankle joint stiffness. Therefore, a plastic ankle-foot orthosis was applied to increase the ankle joint stiffness. It was found that postural sway can be estimated by the measurement of foot pressures where there is sufficient ankle joint stiffness.

It is expected that these findings will lead to the use of FES to facilitate practical hands-free standing.