

## 研究テーマ 下肢インテリジェント FES 治療法の開発

研究員	藤居 徹	東北大学大学院医学系研究科	客員研究員
	市江雅芳	東北大学大学院医学系研究科	客員研究員
	会津加代子	財団法人みやぎ産業振興機構	派遣研究員
	大山峰生	財団法人みやぎ産業振興機構	派遣研究員
	佐藤元彦	財団法人みやぎ産業振興機構	派遣研究員
	関 和則	東北大学大学院医学系研究科	客員研究員
	関 敦仁	東北大学大学院医学系研究科	客員研究員
	大石幹雄	東北大学医療技術短期大学部	客員研究員
	小倉隆英	東北大学医療技術短期大学部	客員研究員
	三浦智彦	財団法人みやぎ産業振興機構	研究補助員

### 1 フェーズ

本テーマは、全てフェーズ 1 で行った。

以下の 6 つ小テーマの研究開発を行った。

- (1) 超音波エコー法による電気刺激時の筋張力の推定
- (2) 埋め込み電極用 高機能臨床用 FES システム 2001 年度版(cFES2001)の開発
- (3) 表面電極用 高機能臨床用 FES システム 2002 年度版(cFES2002)の開発
- (4) 表面電極用 高機能臨床用 FES システム 2003 年度版(cFES2003)の開発
- (5) 臨床応用 立位保持 FES
- (6) 臨床応用 歩行 FES

また、フェーズ 1 においては、各障害ごとに必要とされる臨床仕様をまとめ、臨床プロトコル 2000 年度版として作成した。これに基づき、2 から 6 までの研究開発は進められている。

FES システムは、研究段階では工学研究者の都合により刺激システムに独自設計が入るため、統一した規格ができずらい。一方、臨床応用段階ではユーザーである障害者の希望が優先されるため、ほとんどの場合、工学研究者独自の設計した試作機では拒否されている。そこで、既存の臨床用 FES システムをベースとして、工学研究者へのスムーズな技術移転(テクノロジー・トランスファー)が行われることを目指して、臨床用 FES システムの規格化を進めることにした。

臨床用 FES システムの規格化は工学研究者の医学領域への参入を促すことを主たる目的とし、大学の工学研究者は当然として、電気刺激装置の知識が乏しい一般のアマチュア工学研究者、特にコンピュータプログラムに興味のある小学生レベルも視野に入れ、簡単な構造になるように配慮した。

臨床用 FES システムは、プログラム可能な CPU を複数持ち、機能分担をすることで、プログラム開発者の開発負荷を減らし、オブジェクト指向の設計から、各モジュールを

複数の開発者が同時に変更可能になるようにしている。このような階層化（モジュール化）された機構を「FES-BRAIN」と命名し、設計の中心に置いている。

埋め込み電極用の高機能臨床用 FES システム 2001 年度版に先立ち、同程度のシステム試作を 2000 年度に行ったが、試作を依頼したメーカーの力量が全く及ばず、臨床応用に至っていない。このため、高機能臨床用 FES システムの報告は、2001 年度版より行うこととした。

臨床プロトコルの例（臨床プロトコル 2000 年版より抜粋）

## 1.2. 完全対麻痺の歩行 F E S

### 1.2.1. 障害の特徴と一般リハビリテーションの限界

体幹の制御が障害部位によって異なり、高位麻痺ほど制御困難になる。デッドバンドが下肢筋群に生じることが少ない。

一般リハビリテーションでは、患者が希望した場合、長下肢装具を用いた歩行を行っているが、実用性に乏しい。日常生活の多くは、車椅子による移動を行っている。

### 1.2.2. 残存機能

上肢機能と体幹機能の一部。

### 1.2.3. 再建運動の種類

起立・着席 FES を含んだ歩行 FES

### 1.2.4. 再建運動により得られる患者の利得

歩行時間の延長。

歩行速度の向上。歩容の安定性。

両上肢を歩行時に自由にできる。

長期的には、歩行訓練による治療的効果として筋萎縮・骨萎縮の改善。

#### 1 ) 臨床評価基準

- ( 1 ) 歩行持続時間
- ( 2 ) 歩行速度
- ( 3 ) 歩容の安定性
- ( 4 ) 歩行時の上肢の負担軽減
- ( 5 ) 筋量
- ( 6 ) 骨塩

## 1. 超音波エコー法による電気刺激時の筋張力の推定

### (1) 研究の概要

臨床応用のアルゴリズムの中心となる動的制御モデル構築に必要な、筋収縮を直接観察する超音波エコー計測システムを構築し、計測可能性を検討し、有効である確証を得た。筋腱複合体を超音波エコーを用いて直接観察することでの粘弾性測定が可能である。従来は、随意収縮時のみの測定が行われているだけであった。電気刺激時の筋張力測定と超音波エコーによる腱移動距離の測定を同時に行い、十分な相関性が認められたことから、機能的電気刺激時の筋張力推定法として超音波エコー法が有用なことが示唆された。

### 研究背景

本研究では、電気刺激により誘発された筋力の超音波エコーを用いた推定方法の可能性について検討する。

#### 超音波診断法

超音波には、速度、波長、強さ、吸収、散乱、反射の性質があり、これらの性質を用い、診断用の機器として幅広く利用されている。超音波が異なる密度の媒体面で一部は反射し、一部は透過するという性質である。その超音波の反射波をとらえ、それを記録し、診断に利用しようとする方法が反射法（エコー法）である。

#### 筋肉の解剖・生理

筋は2つの骨の間であって、結合組織繊維束でできる腱 tendon となって骨に付く。腱は一般に索状であるが、広く膜状ないし板状となっている場合には腱膜 aponeurosis と呼ぶ。筋の典型的な形状は紡錘形であるが、羽状・板状・輪状・三角形・方形などのいろいろの形状の筋もある。羽状筋 pennate muscle は筋の中央に縦走する腱があり、両側から腱に向かって斜走する筋線維が集まって、羽状を呈する筋である。紡錘状筋に比べると多数の筋線維をもつので、強力な運動ができる。しかし筋の繊維は斜走するので、その収縮による筋としての運動の距離は比較的に小さい。したがって、羽状筋は収縮は小さくても、強力な運動を要するのに適する筋である。

本研究の対象である前脛骨筋は下腿の前面にある伸筋群のうちで、もっとも内側に位置し、もっとも強力な羽状筋である。脛骨の外側面と下腿骨間膜とから起こり、脛骨前縁の外側に沿って下行し、腱は足背の内側に達し、第1中足骨底・内側楔状骨の足底面に付く。主として足関節で足の背屈と内反とを行い、歩行時には前方に出す足を背屈してつま先をあげ、指が地面にすらないようにする。

筋肉の張力と負荷は互いに反対方向に作用する力で、もし筋肉の収縮力が負荷を上まわらなければ、その物体を持ち上げることはできない。筋肉を収縮させてある物体を持ち上げようとするとき、筋肉の張力は0からだんだん高まってゆくが、張力が物体の重さ（負荷）より小さいうちは、力は物体に加わっているが物体は動かない。したがって、その間、筋肉に力は発生しているが筋肉の長さは変わらない。このような筋肉の収縮を等尺性収縮という。

身体運動は骨格筋の収縮により成り立つが、筋の発揮した張力が関節を介して動作を生み出すまでの過程には数多くの構造的因子が介在する。筋線維が筋束を形成し、

腱や靭帯に力を伝え、関節のモーメントを引き起こし関節の動きを生じさせることを考えると、筋線維収縮により発揮された機能特性は、筋 腱複合体 (Muscle tendon complex, MTC) を形成する組織の特性や筋線維(筋束)と腱との付着角度(筋線維角度、pennation angle)、腱や靭帯の弾性特性、関節のあそびや骨の回転などにより影響された結果として身体外部に伝達される。

#### 超音波エコー法を用いた筋収縮の先行研究

関節が屈曲したり伸展する場合にはその関節を構成する筋 腱複合体 (MTC) の長さも変化するであろうことは予想される。B モード超音波断層撮影法を用いることにより、ヒト体肢における深部腱盤、筋束、筋膜などからの超音波エコーが確認されることが報告されている(福永ら、1997年)。足関節を特別に負荷をかけないで背屈したときの超音波断層画像から、足関節が背屈するに伴い、筋束と腱盤との交点が膝関節方向へ移動する様子がわかる。この時、皮下脂肪下にある浅部腱は移動が認められないことから、交点の移動は MTC 長が短縮していることを意味すると考えられる。また、無負荷で比較的ゆっくりとした動きの場合には腱の長さ変化と関節角度変化との間には位相差は見られず、腱の伸長はほとんど観察されていない。このような動作の場合には関節角度変化あたりの MTC 長の変化はモーメントアームを意味することになる。超音波エコーより腱移動距離を測定し算出したモーメントアームの値は MRI 法で求めた値によく一致した。従って、ヒト生体での関節まわりのモーメントアーム計測の簡単な方法として、超音波法が提案される。

関節の角度を一定にして筋が張力を発揮する場合には(等尺性収縮)筋線維の動態に腱の弾性特性が大きく影響する。足関節を固定した状態で前脛骨筋を収縮させたときの超音波画像では、「等尺性収縮」により、筋束と腱盤との交点が膝関節方向に移動する様子が観察される。従って、「等尺性」筋力の増加に伴う交点の膝関節方向への移動は、張力により腱が引き延ばされた量(伸張量)を意味するものと思われる。関節が固定されている場合 MTC の長さは一定であるのでこの状態で筋が収縮する場合、見かけ上は「等尺性」収縮をしていることになる。これまでは、この状態での筋力測定は「等尺性」筋力、あるいは「静的」筋力と呼ばれてきた。しかし、力の発揮水準が変化する場合には腱の伸張量が変化し、従って筋線維の長さの変化が見られる事を考慮しなければならない。

## (2) 研究の目標

超音波エコーを用いて等尺性足関節背屈運動時の筋線維長と筋張力を計測し、随意筋収縮時と電気刺激収縮時を比較することで、電気刺激時の超音波エコーを用いた筋力推定方法の可能性を検討する。

## (3) 実施内容

33歳の健常男性より、等尺性足関節背屈運動時の筋収縮状態を超音波エコーにて測定した。

#### 対象

対象は、33歳の健常男性で、身長176cm、体重80kg。測定姿勢は、椅子

上に安静坐位とし、股関節 90° 屈曲、膝関節 40° 屈曲、足関節 0° に固定した。

#### 測定機器と測定方法

図 1 に装置レイアウトを示す。

デジタル超音波エコー装置 (SA-8800MT MEDISON 社製) を用いて、筋収縮状態を測定した。プローブは、60mm リニアプローブを使用し、被験者の下腿前面、膝蓋骨下端 12cm の部位が画像の中心となるように設置し、専用ベルトで固定した。この部位を決定するに当たり、前脛骨筋の筋束と腱盤の交点がよく見え、かつ、目的の交点の動きが画面内でおさまるように調節した。なお、プローブ設置部分の剃毛を十分に行い、またプローブと人体の間に測定用のゲルを塗り、画像が鮮明になるようにした。画像は、必要なときに静止 (フリーズ操作) し、前脛骨筋の筋束と腱盤の交点の位置と角度を計測し、ビデオプリントした。

図 2 に、随意収縮 20% M V C 時の超音波エコー像を示す。静止画像上で超音波エコー装置の距離計測プログラムを用いて、筋束と腱盤を同定し、それを指定した。同プログラムにより画像の左端から交点までの距離と腱盤と筋束のなす角度が自動的に計算されるので、この値を用いた。

表面電気刺激装置 (日本光電製) を用いて、連続パルス波により、総腓骨神経を刺激し、前脛骨筋の筋収縮を誘発した。表面電極は、60mm x 90mm の導電ゴムとゲルを張り合わせたものを使用し、陰性矩形波 (パルス幅 0.2msec、パルス周波数 20 Hz) を用いた。刺激強度は、パルス振幅変調方式を用いて、筋張力測定装置からのモニター出力をみながら調整した。

筋張力測定装置 (KINCOM) により、等尺性足関節背屈運動の足関節トルクを測定した。この装置は、リアルタイムに足関節トルクが画面モニターに出力される。

#### 運動課題

筋張力測定装置のモニターで足関節トルクを視覚フィードバックし、5段階の随意筋収縮と3段階の電気刺激収縮をそれぞれ3回行った。

まず、等尺性足関節背屈運動の最大随意筋収縮 (M V C) を測定した。これに基づき、筋収縮強度を、その 20、40、60、80% にあたる 20% M V C 強度、40% M V C、60% M V C、80% M V C のそれぞれの強度を設定した。そして、課題運動前に、視覚フィードバックにより十分に再現性よくそれぞれの強度で随意収縮が行えるように練習をした。また、それぞれの筋収縮強度になるような電気刺激強度を設定した。

筋収縮は、2秒以上行い、その中で関節トルクが安定し、かつ設定筋収縮強度の時に画面を静止して、測定を行った。各試行間には、筋疲労の可能性を考えて、1分以上の休憩時間をおいた。

#### 統計処理

4段階の随意収縮時と3段階の電気刺激収縮時と筋収縮強度 0% 時を比較し、筋束と腱盤との交点の移動距離を計算した。そして、それぞれの強度の3試行平均を算出した。また、筋線維角度の3試行平均を算出した。

#### (4) 結果

表1に、各条件下での筋束と腱盤の交点の移動距離を示す。随意収縮における、20%、40%、60%、80%MVC時の交点移動平均は、それぞれ1.27、1.73、2.19、2.70 cmであった。また、電気刺激収縮における、20%、40%、60%MVC時の交点移動平均は、それぞれ1.11、1.64、2.08 cmであった。

図3に等尺性足関節背屈運動を随意収縮と電気刺激の条件下で足関節背屈トルクと筋束と腱盤の交点の移動距離(3試行平均)の関係のグラフを示す。足関節背屈トルクの増加に伴い、交点の移動距離の増加が見られた。

表2に、各条件下での筋線維角度を示す。0%MVC時の角度平均は11.54°であった。随意収縮における、20%、40%、60%、80%MVC時の角度平均は、それぞれ13.75°、15.37°、17.22°、19.13°であった。また、電気刺激収縮における、20%、40%、60%MVC時の角度平均は、それぞれ13.00°、13.33°、15.16°であった。

図4に等尺性足関節背屈運動を随意収縮と電気刺激の条件下で足関節背屈トルクと筋線維角度(3試行平均)の関係のグラフを示す。足関節トルクの増加に伴い、筋線維角度の増加が見られた。

伊藤ら(1998年)は健常者9名の前脛骨筋に対して足関節20°底屈位に固定した状態で等尺性随意足関節背屈運動を0~100%MVC強度で行い超音波エコーを用いて筋束長、腱移動距離、筋線維角度を測定し、おのおのに一定の相関があることを報告している。また、0~100%MVCに伴い腱移動距離は $15 \pm 2$  mm増加し、筋線維角度は $10 \pm 1^\circ$ から $12 \pm 1^\circ$ に増加したことも報告している。

本研究の随意筋収縮では、0~80%MVCに伴い腱移動距離は27 mm増加し、筋線維角度は $11.54^\circ$ から $19.13^\circ$ に増加した。伊藤らの報告結果に比べると腱移動距離、筋線維角度は共に数値が大きく出ているが、本研究では対象は1名であったため、個人差が強く出たものとする。足関節トルクの増加に伴い腱移動距離、筋線維角度が増大するのは同じで、グラフは右上がりを示した。よって、妥当な結果が得られたと考える。

本研究の電気刺激による誘発筋収縮では、0~60%MVCに伴い腱移動距離は20.6 mm増加した。この腱移動距離の変化は随意筋収縮時とほぼ同じであった。また、腱移動距離の変化は先行研究より、発揮関節トルクと強い関係があることが報告されている。これより、電気刺激により発揮する関節トルクを、腱移動距離を測定することを通じて推測することが可能と考えられる。

一方、電気刺激による誘発筋収縮では、0~60%MVCに伴い筋線維角度は $11.54^\circ$ から $15.16^\circ$ に増加し、随意筋収縮と電気刺激による誘発筋収縮の筋線維角度のグラフから両者の間に違いがあるように見えた。また、羽状筋モデルから筋線維角度は筋線維の発揮された収縮力により受動的に決定されるので、随意筋収縮と電気刺激による誘発筋収縮の間には筋線維単位の収縮様式に若干の違いがあることが推測された。

以上より、随意筋収縮と電気刺激による誘発筋収縮では、関節トルクと腱移動距離の関係は同じであるが、筋全体の発揮張力を生み出す筋肉の収縮様式は異なることが

考えられた。また、超音波エコーを用いて、電気刺激による誘発筋収縮の腱移動距離から発揮関節トルクを推定する方法は、電圧の強さや個人差など、まだ検討すべき点はあるが、その可能性が示唆された。

ところで、筋力低下に対する神経・筋系の生理学的検査法に筋電図法がある。筋電図法は、骨格筋の活動電位を知ることにより、筋の異常あるいはその筋を支配している脊髄前角細胞および末梢神経などの異常を調べるもので、筋系の疾患である筋緊張性ジストロフィー症、先天性筋緊張症、多発性筋炎、皮膚筋炎などや、神経系の疾患である筋萎縮性側索硬化症などの検査に利用される。さらに、誘導筋電図法は検査する筋を支配している末梢神経を皮膚の上から電氣的に刺激し、それによって誘発される筋活動電位を指標とするもので、末梢運動神経伝達速度の測定や、重症筋無力症の診断に利用される。筋電図法は筋力低下の原因を検査するものであるが、筋力低下そのものを評価できない。また、微少な筋収縮力を測定する方法は限られている。さらに、神経疾患の初期において神経原性筋萎縮が見られることが知られている。これらの萎縮を評価する方法として、超音波エコーを用いて誘発筋力を推定する方法は、筋張力計では計測困難な部位や状況での筋の収縮力評価法、麻痺肢の筋の収縮力評価法として期待できると考える。

本研究の一部を、第22回バイオメカニズム学術講演会で口頭発表した。

#### 参考文献

- 1) 福永哲夫；人体筋の機能を決定する構造的因子-MRI法及び超音波法による画像分析 - 体力科学、46、9-10、1997
- 2) M., Ito, Y., Kawakami, Y., Ichinose, S., Fukashiro, T., Fukunaga; Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. J. Appl. Physiol. 85(4): 1230-1235, 1998.
- 3) 鳥居順三；筋電図、新臨床検査技術講座7 臨床生理学、250-270、1992
- 4) 伊藤 隆；解剖学講義、178-179、1991
- 5) 貴邑富久子、根来英雄；筋内の基本的機能、シンプル生理学、25-26、1991
- 6) 島田英世；超音波、新臨床検査技術講座7 臨床生理学、343-350、1992

表1 各条件下での筋束と鍵盤の交点の移動距離

	随意収縮				電気刺激収縮			
force (%MVC)	移動距離 (cm)				移動距離 (cm)			
	1回目	2回目	3回目	平均	1回目	2回目	3回目	平均
20	1.18	1.17	1.46	1.27	1.33	1.07	0.93	1.11
40	1.65	1.72	1.81	1.73	1.55	1.79	1.59	1.64
60	2.2	2.15	2.23	2.19	2.11	1.99	2.09	2.06
80	2.87	2.59	2.63	2.70				

表2 各条件下での筋線維角度

	随意収縮				電気刺激収縮			
force (%MVC)	筋線維角度 (°)				筋線維角度 (°)			
	1回目	2回目	3回目	平均	1回目	2回目	3回目	平均
0	11.41	12.37	10.84	11.54				
20	13.39	13.86	14.01	13.75	12.74	12.44	13.83	13.00
40	15.78	15.34	14.98	15.37	12.25	14.16	13.59	13.33
60	16.95	17.53	17.19	17.22	15.29	14.43	15.76	15.16
80	19.38	19.14	18.86	19.13				



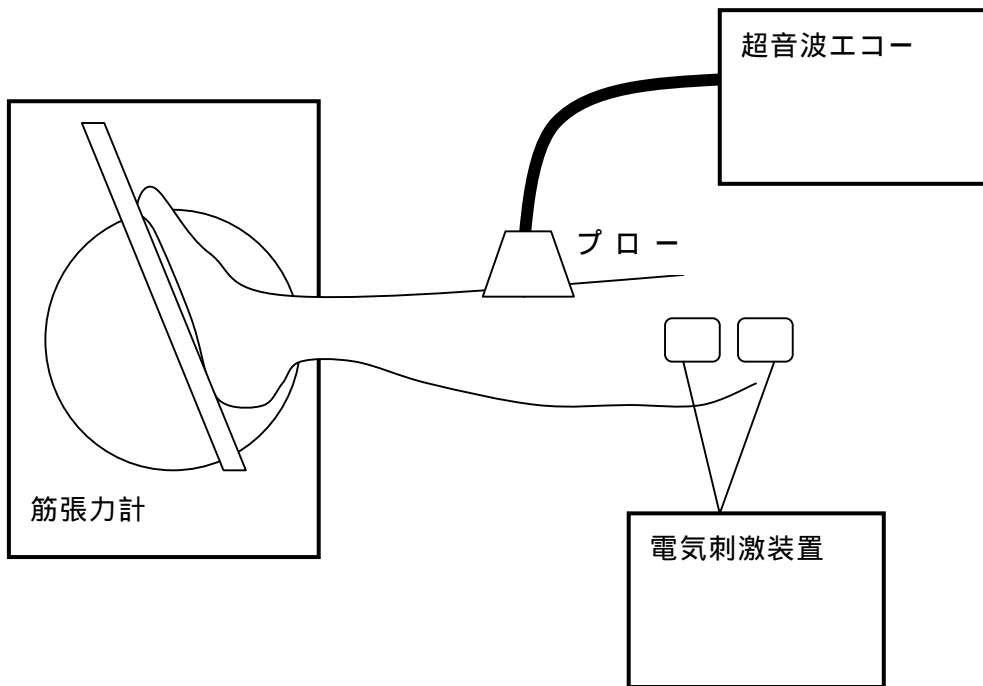


図1 装置レイアウト デジタル超音波エコー (SA-8800MT MEDISON 社製) を用いて、筋収縮状態を測定した。プローブは、60mm リニアプローブを使用し、被験者の下腿前面、膝蓋骨下端12cmの部位が画像の中心となるように設置し、専用ベルトで固定した。表面電気刺激装置を用いて、総腓骨神経を刺激し、前脛骨筋の筋収縮を誘発した。表面電極は、60mm \* 90mm の導電ゴムとゲルを張り合わせたものを使用し、陰性矩形波 (パルス幅0.2msec、パルス周波数20Hz) を用いた。筋張力測定装置 (KINCOM) により、等尺性足関節背屈運動の足関節トルクを測定した。

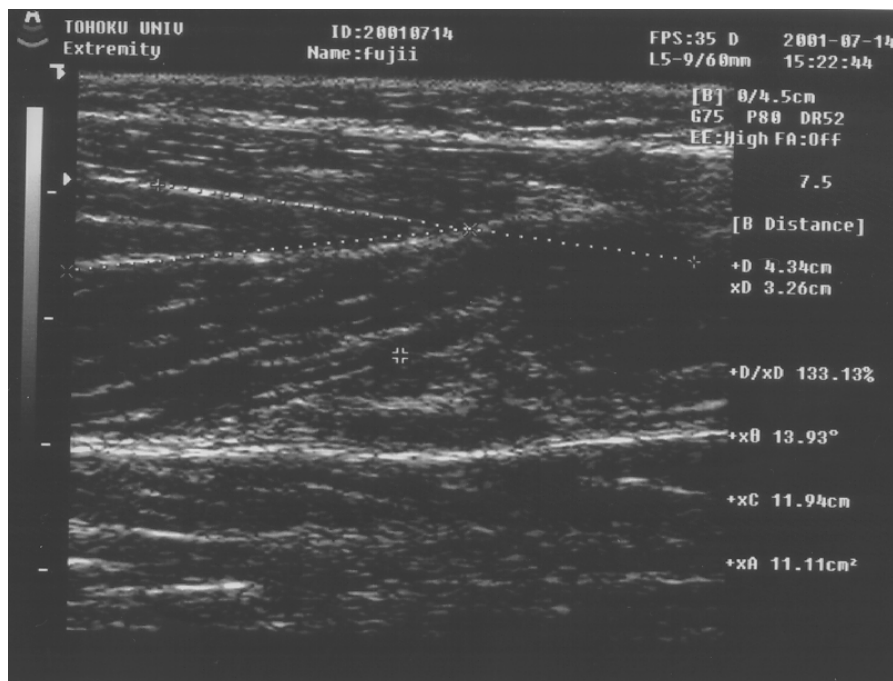


図2 随意収縮20%MVC時の超音波エコー像 静止画像上で超音波エコー装置の距離計測プログラムを用いて、筋束と鍵盤を同定し、それを指定する。同プログラムにより画像の左端から交点までの距離と鍵盤と筋束のなす角度の計算結果が表示される。

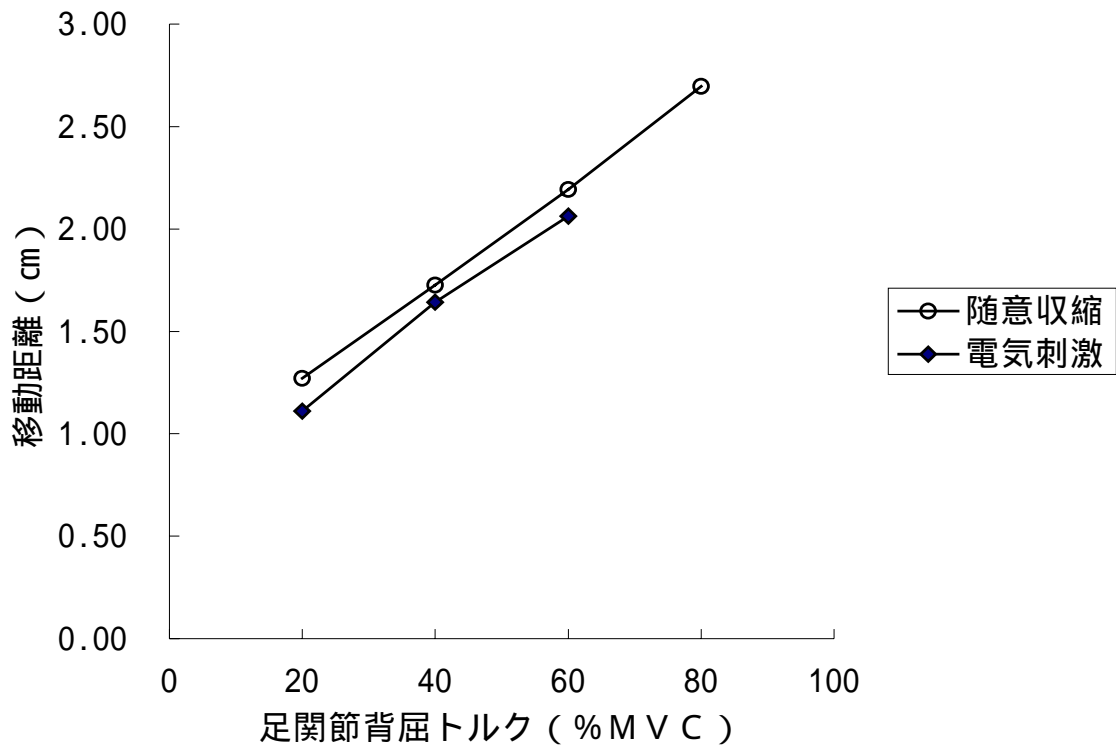


図3 等尺性足関節背屈運動を随意収縮と電気刺激の条件下で足関節背屈トルクと筋束と腱盤の交点の移動距離(3試行平均)の関係。足関節背屈トルクの増加に伴い、交点の移動距離の増加が見られた。

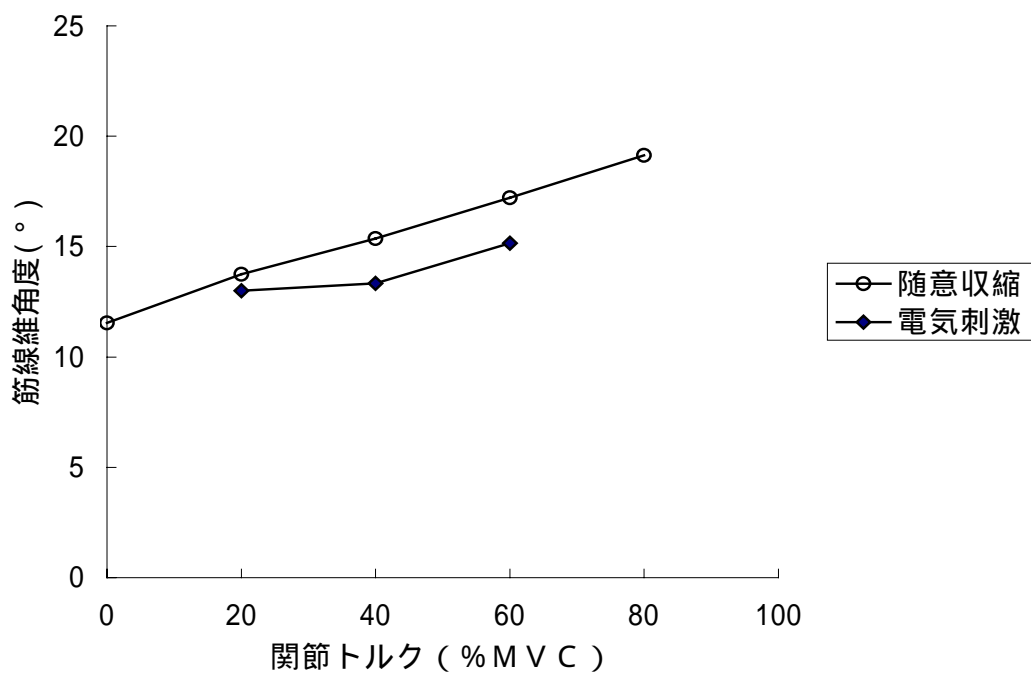


図4 等尺性足関節背屈運動を随意収縮と電気刺激の条件下で足関節背屈トルクと筋線維角度(3試行平均)の関係。足関節トルクの増加に伴い、筋線維角度の増加が見られた。

24C3-1

超音波エコーを用いた電気刺激時の筋収縮特性の解析

◎藤居 徹 (東北大学大学院医学系研究科)  
 市江 雅芳 (東北大学大学院医学系研究科)  
 関 和則 (東北大学大学院医学系研究科)  
 関 敦仁 (東北大学大学院医学系研究科)  
 半田 康延 (東北大学未来科学技術共同研究センター)

背景

筋線維収縮により発揮された力は、筋—腱複合体 (Muscle tendon complex, MTC) を形成する組織の特性や筋線維 (筋束) と腱との付着角度 (筋線維角度、pennation angle:  $\theta$ )、腱や靭帯の弾性特性、関節のあそびや骨の回転などにより影響された結果として身体外部に伝達される。

Bモード超音波断層撮影法を用いることにより、ヒト体肢における深部腱盤、筋束、筋膜などからの超音波エコーが確認されることが報告されている<sup>1)2)</sup>。関節角度一定で筋が張力を発揮する場合には (等尺性収縮)、筋線維の動態に腱の弾性特性が大きく影響し、筋束と腱盤との交点 ( $\lambda$ ) が移動し、筋線維角度 ( $\theta$ ) が増大する様子が観察される<sup>1)2)</sup>。

本研究では、超音波エコーを用いて等尺性足関節背屈運動時の筋線維長と筋張力を計測し、電気刺激時の筋収縮特性を解析する。

方法

被験者は健康者 2 名 (33 歳男性、27 歳女性) であった。測定姿勢は、椅子上に安静坐位とし、股関節 90° 屈曲、膝関節 40° 屈曲、足関節底屈 0~20° に固定した (図 1)。

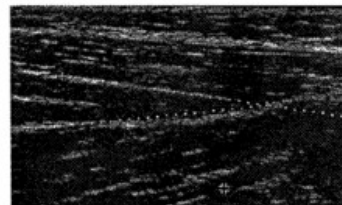
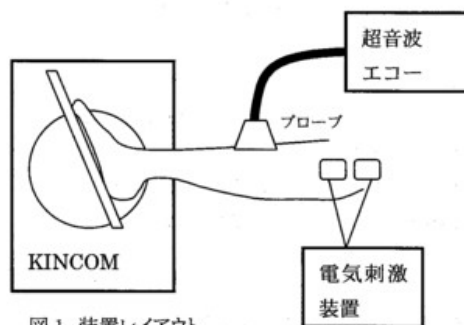
デジタル超音波エコー装置 (SA-8800MT MEDISON 社製) を用いて、筋収縮状態を測定した。プローブは、60mm リニアプローブを使用し、被験者の下腿前面、膝蓋骨下端 12cm の部位が画像の中心となるように設置し、専用ベルトで固定した。画像は、必要に応じて静止 (フリーズ操作) し、前脛骨筋の  $\lambda$  と  $\theta$  を計測し、ビデオプリントした (図 2)。

表面電気刺激装置 (日本光電製) を用いて、連続パルス波により、総腓骨神経を刺激し、前脛骨筋の筋収

縮を誘発した。表面電極は、60mm x 90mm の導電ゴムとゲルを張り合わせたものを使用し、陰性矩形波 (パルス幅 0.2msec、パルス周波数 20Hz) を用いた。刺激強度は、パルス振幅変調方式を用いて、筋張力測定装置から。

筋張力測定装置 (KINCOM) により、等尺性足関節背屈運動の足関節トルクを測定した。

運動課題は、等尺性足関節背屈運動を足関節 0° での 20~80% 最大随意収縮 (MVC) と 20~60% MVC 相当の電気刺激によるものと、足関節底屈 0、10、20 度の 3 条件で電気刺激によるものを各々 3 回行った。筋収縮は、2 秒以上行い、その中で関節トルクが安定し、かつ設定筋収縮強度の時に画面を静止して、測定を行った。各試行間には、筋疲労の可能性を考えて、1 分以上の休憩時間をおいた。



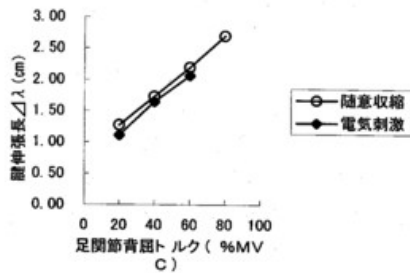


図3 足関節0°の随意収縮と電気刺激時の足関節トルクと腱伸張長(Δλ)

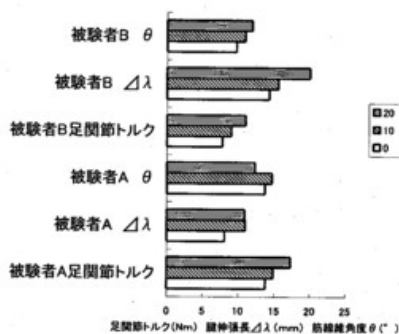


図4 足関節底屈0~20°の電気刺激時の足関節トルク・腱伸張長(Δλ)・筋線維角度(θ)

### 結果と考察

図3に、足関節0°の随意収縮時と電気刺激時の足関節トルクと腱伸張長(Δλ)の関係を示す。随意収縮と電気刺激の両者に大きな違いは見られなかった。超音波エコーを用いて、電気刺激による誘発筋収縮の腱伸張長から発揮関節トルクを推定する方法の可能性が示唆された。

図4に、足関節トルク・筋伸張長(Δλ)・筋線維角度(θ)を示す。足関節の底屈角度の増大に伴い、電気刺激により発揮される足関節背屈トルクの増加と、腱伸張長の増加が見られた。しかし、足関節トルク腱伸張長比率は、被験者間で大きく異なった。筋線維角度に有意な違いは見られなかった。

等尺性随意筋収縮では、関節角度を変化させ筋を伸張した状態にすると最大収縮力が増加する。電気刺激

部位は足関節角度に影響を受けない位置のため、神経を刺激する強度は一定と考えられ、足関節トルクの増加は、筋線維収縮力の増加、筋腱複合体の構造変化、関節の構造の影響の3つの可能性が考えられる。足関節角度変化10°につき足関節トルクが10%以上増加しており、腱伸張長も大きく増加していることから、筋線維収縮力の変化要因が大きな比重を占めると思われる。また、筋線維角度は大きく変化していなかったため、筋節長が受動的にわずかに変化したことで収縮力が大きく変化した可能性が考えられる。

ところで、我々は、埋め込み電極を用いた機能的電気刺激(FES)システムを開発し、脊髄損傷完全対麻痺の起立動作再建・歩行動作再建などの臨床応用をしている<sup>3)4)</sup>。動作再建中の発揮筋力を測定・推定する方法として、既存の3次元動作解析装置を用いる方法や筋電図を用いる方法が提唱されている。しかし、立位保持再建の大腿四頭筋への至適刺激強度を決定する際に、動作中に直接筋張力を測定することは困難であり、本法のような超音波エコーを用いて発揮筋張力を推定する方法が有用と考えられる。

### 参考文献

- 1) 福永哲夫; 人体筋の機能を決定する構造的因子-MRI法及び超音波法による画像分析-(1997) 体力科学, 46, 9-10
- 2) M., Ito, Y., Kawakami, Y., Ichinose, S., Fukashiro, T., Fukunaga(1998) Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. J.Appl.Physiol.85(4): 1230-1235
- 3) K., Fujita, Y., Handa, N., Hoshimiya, M., Ichie(1994): Preliminary Study for Feedback Trunk Stabilization in FES-Induced Paraplegic Standing. IEEE/ 16th Annual Conference of Engineering in Medicine & Biology Society: 408-409
- 4) Y., Handa(1997) Current topics in clinical functional electrical stimulation in japan. Journal of Electromyography and Kinesiology 7(4), 267-274

〒980-8574 仙台市青葉区星陵町2-1  
 東北大学大学院医学系研究科  
 運動機能再建学分野 藤居 徹  
 Tel 022-717-7343 Fax 022-717-7346  
 E-mail fgtohr@fes.med.tohoku.ac.jp

## 2. 埋め込み電極用 高機能臨床用 FES システム 2001 年度版(cFES2001)の開発

### (1) 研究の概要

本研究は、埋め込み電極を対象とした高機能臨床用 FES システム 2001 年度版(以下、cFES2001)の開発である。cFES2001 は臨床現場での利便性を追求するものであり、評価指標を「Simple Speedy Smart」の3要素とし、これを満たすために、制御部分を刺激装置内臓 CPU と外部 PC に分けている。内臓 CPU では低級な処理を高速に行い、外部 PC でより高級な機能を持たせることで、今後の開発をスムーズに行うことができる。

従来の刺激装置を参考に初期設計仕様を行い、ユニバーサル基板を用いて第一次試作を行い動物実験によりその刺激有効性を確認した。また、小型化を目指した第二次試作を行い、イヌによる動物実験によりその刺激有効性を確認した。

内臓 CPU のプログラムの開発と、外部 PC との通信フォーマットの設計、および外部 PC プログラムの臨床設計を行った。cFES2001 の開発重点は、内部制御部の新規設計と外部制御部との通信機能設計であり、研究現場での迅速なアルゴリズムの変更可能な利点を残しつつ、歩行 FES 移動の際に携帯性を得ることができた。

### (2) 研究の目標

本研究の目標は、高機能臨床用 FES システム 2001 年度版(cFES2001)の設計・製作・試験を行うことである。そこで、以下の小テーマに分けて実施した。

cFES2001 の全体システム設計

cFES2001 の刺激装置部の第1次設計・試作と動物実験

cFES2001 の刺激装置部の第2次設計・試作と動物実験

cFES2001 の臨床プログラムの作成と臨床応用版の第一次試作

cFES2001 の基本内蔵プログラムの変更と臨床応用性の検討

### (3) 実施内容

cFES2001 の全体システム設計

2001 年度は、「迅速な臨床現場への応用」を基本方針においている。すなわち、基本構造は、より単純に、より容易に変更が可能で、より携帯性に優れている、「Simple Speedy Smart」の3要素が高いものを目指す。

また、制御プログラムは低度なものから高度なものに段階的に成長するモデル(FES-BRAIN)を採用した。(FES-BRAIN は本テーマ内の他の章参照)

基本仕様は、8 Ch アナログ入力・3 2 Ch パルス出力・周波数は 2 0 Hz ~ 6 0 Hz 可変・パルス幅 0.2msec 固定に加えて、制御部分を装置内臓部と外部(ノート PC)の折衷型とした。cFES2001 の開発重点は、内部制御部の新規設計と外部制御部との通信機能設計であり、研究現場での迅速なアルゴリズムの変更可能な利点を残しつつ、歩行 FES 移動の際に携帯性を得ることができるようにした。

cFES2001 の刺激装置部の第1次設計・試作と動物実験

上記のシステム設計を元に、刺激装置の第一次設計・試作を行った。刺激装置部分は、歩行再建時などで携帯性が重視されるため、ユニバーサル基板による第一次試作により電子回路の有効性を検証した後に、第二次試作を行い小型化を実現する。試作した第一次試作機を用いて、全身麻酔下にてラットを用いて刺激実験を行い、筋収縮による後肢足関節運動を目視により確認した。

#### cFES2001 の刺激装置部の第 2 次設計・試作と動物実験

第一次設計を基に、小型化を目指した刺激装置の第二次設計・試作を行い、イヌにより刺激実験を行い、筋収縮による後肢膝関節運動を目視により確認した。

#### cFES2001 の臨床プログラムの作成と臨床応用版の第一次試作

ノートパソコンで容易にプログラムを変更可能にするために、プログラム開発ソフト Microsoft VisualBasic 6 を用いて、制御用基盤プログラムを製作した。FES-BRAIN の基本的構想は実現するようにプログラムを組んだ。

#### cFES2001 の基本内蔵プログラムの変更と臨床応用性の検討

臨床応用性を高めるために、内臓 CPU に最適化された刺激パターンを予め保存できるように内蔵プログラムの変更を行った。内蔵プログラムの書き換えは、Microsoft Windows 上で動作する組み込み CPU「M16C」専用の C コンパイルプログラムと書き込み用プログラムを使用した。

## (4) 結果

#### cFES2001 の全体システム設計

基本仕様は、8 Ch アナログ入力・3 2 Ch パルス出力・周波数は 2 0 Hz ~ 6 0 Hz 可変・パルス幅 0.2msec 固定に加えて、制御部分を装置内臓部と外部（ノート PC）の折衷型とした。刺激パターンは、内部 CPU でも外部 CPU の両方が持つことが可能であり、高度な処理を外部 PC が行うことにより、内部 CPU のリアルタイム処理の負荷を軽減することにした。

#### cFES2001 の刺激装置部の第 1 次設計・試作と動物実験

基本仕様を下記に示す。

出力チャンネル 32 チャンネル

出力波形 陰性パルス波形 パルス幅 0.2msec 固定 振幅 0 ~ -15V (10bit 分解能)

刺激周波数 チャンネル毎に 20, 40, 60Hz 選択可能 (プログラム上は自由に 1800Hz まで変更可能)

刺激出力ポート形状 現行の FES コネクタと同じ形状

入力チャンネル 8 チャンネル

PC 入力ポート形状 径 3.5mm ピンジャック

内臓 CPU による外部制御 CPU の負荷軽減

外部 CPU との通信規格 RS-232C シリアル接続

通信データ形式 96 個の出力チャンネルと出力振幅データを 50msec 毎に転送可能。

大きさ 120mm × 100mm × 40mm

電源 単 3 乾電池 2 本 (3V)

動物実験では、各チャンネルを分離して刺激可能であり、十分な筋収縮が得られるほどの電流を流すことができた。

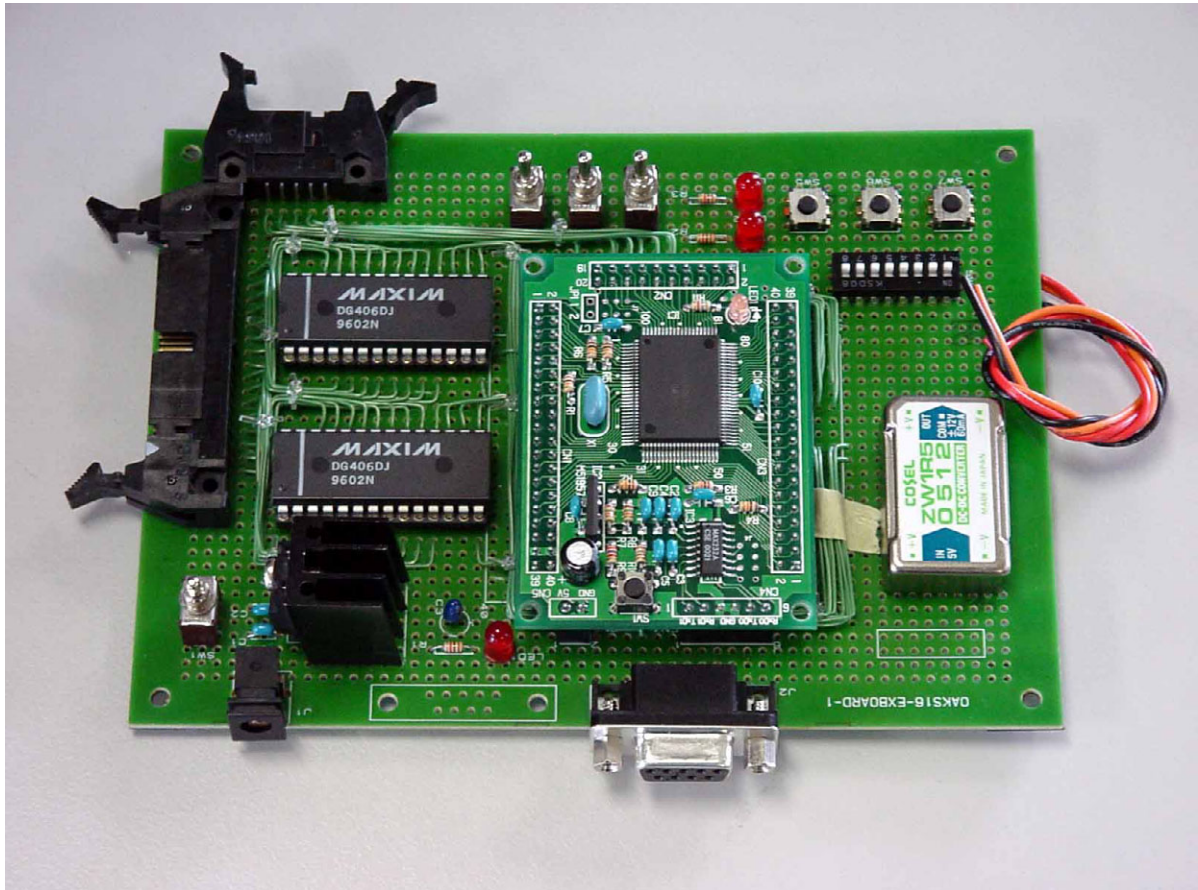
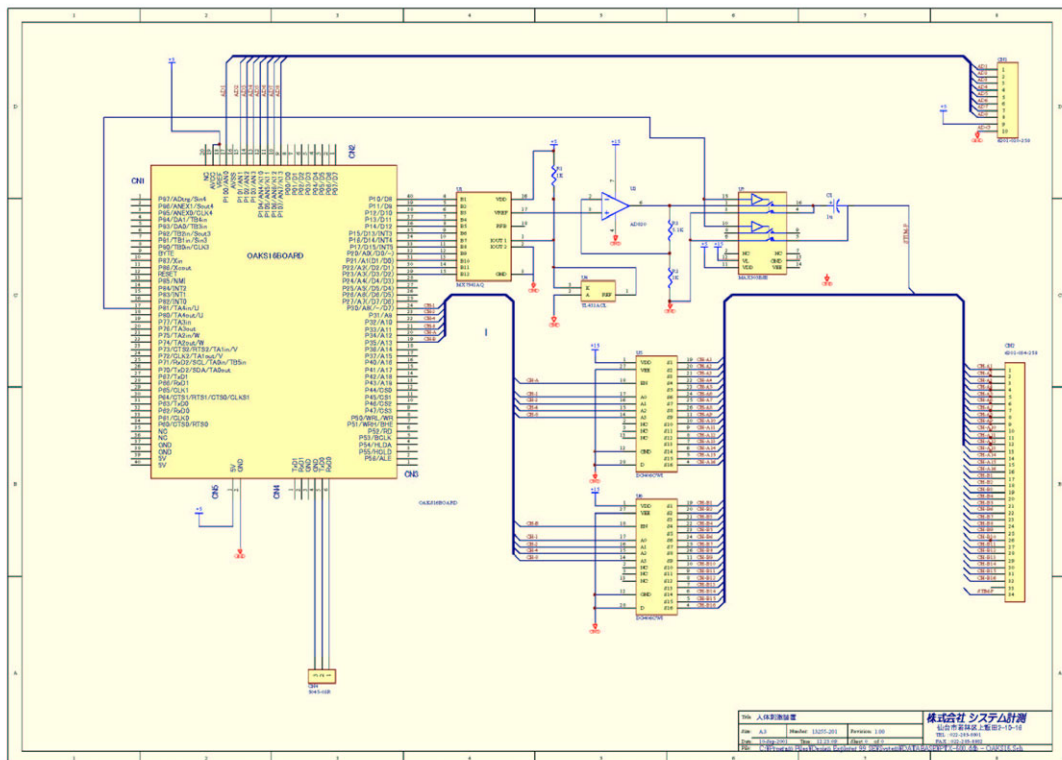


図 1 第一次試作機の外観





cFES2001 の刺激装置部の第 2 次設計・試作と動物実験

基本仕様を下記に示す。

出力チャンネル 32 チャンネル

出力波形 陰性パルス波形 パルス幅 0.2msec 固定 振幅 0 ~ -15V(10bit 分解能)

刺激周波数 チャンネル毎に 20, 40, 60Hz 選択可能 (プログラム上は自由に 1800Hz まで変更可能)

刺激出力ポート形状 現行の FES コネクタと同じ形状

入力チャンネル 8 チャンネル

入力ポート形状 径 3.5mm ピンジャック

内臓 CPU による外部制御 CPU の負荷軽減

外部 CPU との通信規格 RS-232C シリアル接続

通信データ形式 32 個の出力振幅データと周波数データを 50msec 毎に転送可能。

大きさ 120mm x 100mm x 40mm

電源 単 3 乾電池 2 本 (2.4V)

通信プログラムの基本を、Microsoft-Visual Basic 6.0 で行えるようにした。

第二次試作機のハードウェアはベースを第一次試作機としたため、回路上はほぼ同じである。

全身麻酔下のイヌに対して、経皮的埋め込み電極により大腿四頭筋とハムストリング筋を刺激した。不関電極直下の筋収縮はみられず、また、関電極は分離して刺激されることから、回路の妥当性が証明された。また、麻酔から覚めたあと実験動物には何の障害も見られないことから安全性が確認された。

なお、本装置は発光ダイオードを用いて刺激出力を確認可能である。



図3 FES-MATE との大きさ比較（右：FES2001 左：FES-MATE）

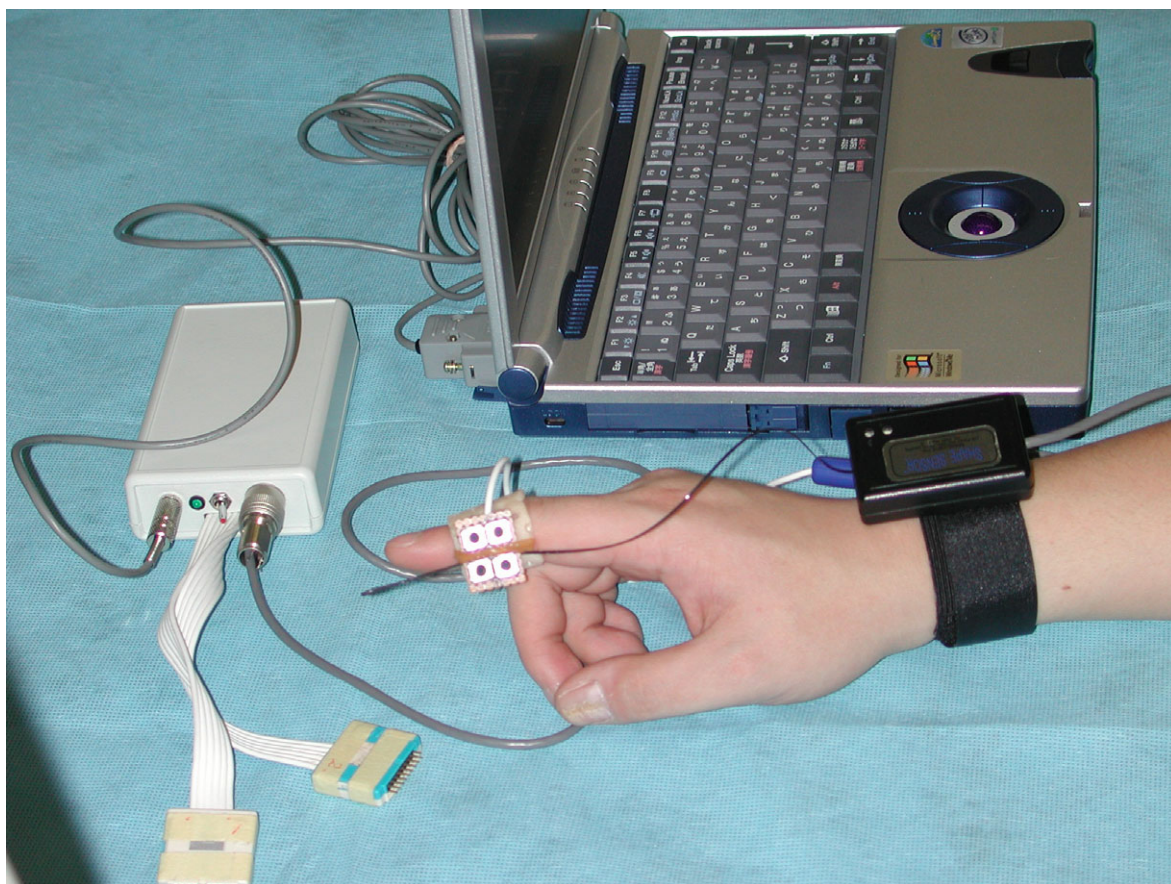
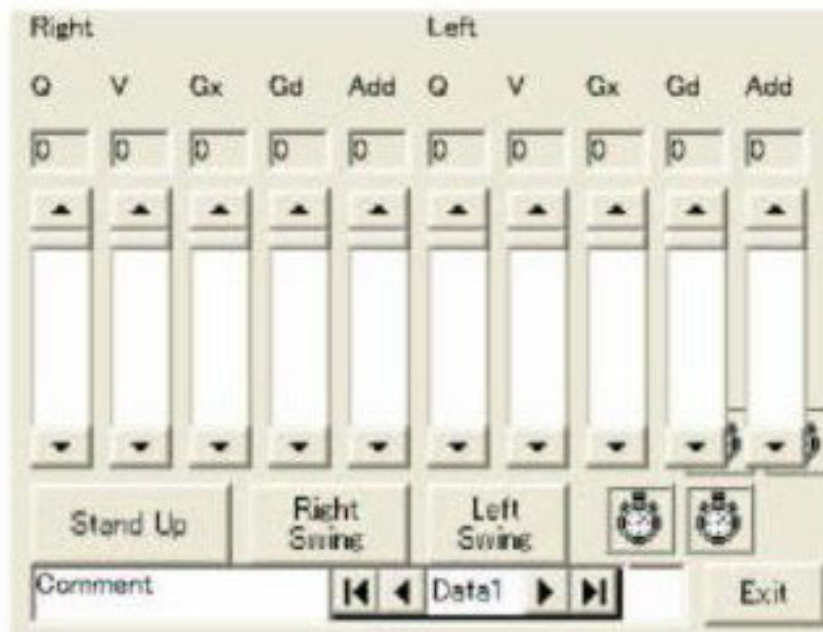


図4 制御装置も含めた FES2001 の全体イメージ像

cFES2001 の臨床プログラムの作成と臨床応用版の第一次試作  
 制御プログラムに必要な基盤プログラムを VisualBasic6 で作成した。本プログラム  
 により、Excel データを用いて従来の FES 再建が可能となった。



VisualBasic で作成した操作画面

Index	Name	Type	TCh1	TSt	TCh2	Test	Freq
1	Swing	0	1	6	3	30	3
2	Stand	0	0	40	0	0	3
3	Stand-add	0	0	20	0	0	1
4	Stand-Qu	15	5	20	0	0	3
5	Stand-Gu	20	0	20	0	0	3
6	Sit-add	0	0	20	20	0	1
7	Sit-Quad	0	0	20	20	0	3
8	Sit-Gu	0	0	10	10	20	3
9	Keep	0	0	40	0	0	1
10	swing	7	2	31	0	0	3
11	sample	1	15	1	4	0	3
12	sample	1	15	1	4	0	3
13	sample	1	15	1	4	0	3
14	sample	1	15	1	4	0	3
15	sample	1	15	1	4	0	3
16	sample	1	15	1	4	0	3
17	sample	1	15	1	4	0	3
18	sample	1	15	1	4	0	3
19	sample	1	15	1	4	0	3
20	sample	1	15	1	4	0	3
21	sample	1	15	1	4	0	3
22	sample	1	15	1	4	0	3
23	sample	1	15	1	4	0	3
24	sample	1	15	1	4	0	3
25	sample	1	15	1	4	0	3
26	sample	1	15	1	4	0	3
27	sample	1	15	1	4	0	3
28	sample	1	15	1	4	0	3
29	sample	1	15	1	4	0	3
30	sample	1	15	1	4	0	3
31	sample	1	15	1	4	0	3
32	sample	1	15	1	4	0	3
33	sample	1	15	1	4	0	3
34	sample	1	15	1	4	0	3
35	sample	1	15	1	4	0	3
36	sample	1	15	1	4	0	3
37	sample	1	15	1	4	0	3
38	sample	1	15	1	4	0	3
39	sample	1	15	1	4	0	3
40	sample	1	15	1	4	0	3

Excel で作成するデータリストの例

## cFES2001 の基本内蔵プログラムの変更と臨床応用性の検討

基本内蔵プログラムの変更により起動時に保存しておいた刺激データを読み出すことが可能となり、ユーザーが操作する前にデータを転送する必要はなくなった。

### 3. 表面電極用 高機能臨床用 FES システム 2002 年度版 (cFES2002) の開発

#### (1) 研究の概要

埋め込み電極用のシステムである cFES2001 で得られた知見を、表面電極を用いた刺激が可能となるように適用範囲拡大を目的とした cFES2002 の開発を行った。

#### (2) 研究の目標

高機能臨床用 FES システム 2002 年度版 (cFES2002) の設計・製作・試験

#### (3) 実施内容

基本システム構成は、cFES2001 と同じであり、以下のように基本仕様を決めた。

出力チャンネル 8チャンネル

出力波形 陰性パルス波形 パルス幅 0.2msec 固定 振幅 0 ~ -80V (10bit 分解能)

刺激周波数 チャンネル毎に 20, 40, 60Hz 選択可能 (プログラム上は自由に 1800Hz まで変更可能)

刺激出力ポート形状 現行の FES コネクタと同じ形状

入力チャンネル 8チャンネル

PC 入力ポート形状 径 3.5mm ピンジャック

内臓 CPU による外部制御 CPU の負荷軽減

外部 CPU との通信規格 RS-232C シリアル接続

大きさ 120mm x 100mm x 40mm

電源 単 3 乾電池 2 本 (3V)

ユニバーサル基板を用いて、第 1 次試作を行い十分な刺激が可能であることを確認した。小型化するために第二次試作を行った。

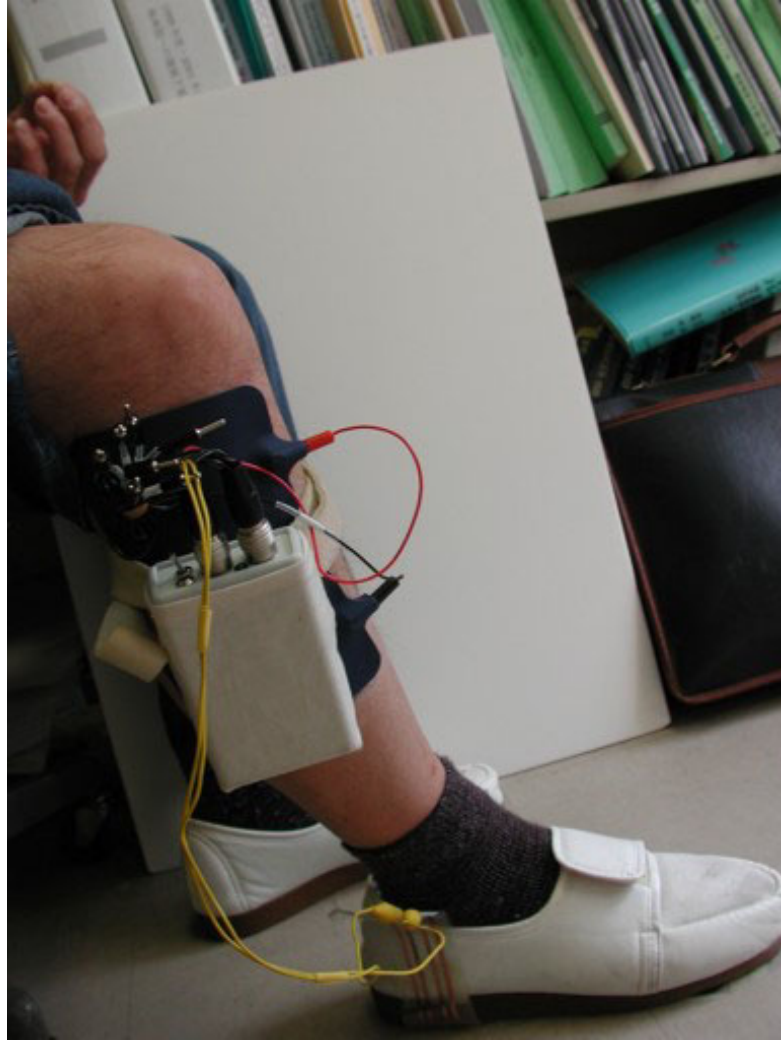
#### (4) 結果

第二次試作の装置を示す。



ケースは、cFES2001 と同じである。

片麻痺の尖足矯正用に装着した図を示す。



本装置は刺激可能電極数に限りがあるため、その解決方法として cFES2003 が開発された。

## 4. 表面電極用 高機能臨床用 FES システム 2003 年度版 (cFES2003) の開発

### (1) 研究の概要

本研究は、高機能臨床用 FES システム 2001 年度版 (cFES2001) をベースに、単純化・モジュール化された開発ツールを準備し、工学系分野が開発してきたフィードバック制御アルゴリズム、センサーシステムを臨床応用し、評価と改良を重ね、統合ツールとしての完成を目指す。また、FES 用表面電極の研究開発を並行して行い、多チャンネルの刺激が行える新しい表面高機能臨床用 FES システム 2003 年度版 (cFES2003) の開発を行うことを最終目標においている。

従来の表面電極の弱点を補うために、超多チャンネル性を実現させる分岐システムを形成し、また、FES-BRAIN 構想の特徴である並列処理システムを実現するために、電極ごとに分岐システムを配置して、処理用 CPU を有効活用した。分岐子基板には、加速度センサーモジュールを加えることで、双方向性が確保され、ロボットのように振舞うエレクトロロボの概念が実現される。

### (2) 研究の目標

高機能臨床用 FES システム 2003 年度版 (cFES2003) の設計・製作・試験

- イ cFES2003 の全体システム設計
- ロ cFES2003 の第 1 次設計・試作と臨床評価
- ハ cFES2003 の第 2 次試作と臨床評価
- ニ 皮膚インピーダンスの検討

### (3) 実施内容

cFES2003 の全体システム設計

埋め込み電極を用いる方法は、埋め込み手術を必要とするなど臨床的な専門知識と技術が必要な反面、一度手術をしてしまえば、ユーザーは医学的専門知識がなくとも短時間で機能再建が行えるメリットがある。

一方、表面電極を用いる方法は、手術を必要としないメリットがある反面、以下のような臨床的問題点がある。

- イ 電極が小さいと目的とする部位を正確に刺激できない。
  - ロ 電極が大きいと目的とする以外の神経も刺激してしまう。
  - ハ 定電圧方式は、不意の事態でインピーダンスが高くなっても火傷する可能性が少ない。
  - ニ 定電圧方式では、皮膚インピーダンスの変化に刺激強度が大きく左右されてしまう。
  - ホ 電極数を多くすると、配線上の問題が深刻になる。
- これらの問題のため、表面電極法は普及するに至っていない。

そこで今回、上記の問題に対処するために、以下のような設計を行った。

#### a 構成要素と役割 (図 1)

- 刺激装置本体 刺激電圧 100V のパルス発生と刺激パターンデータの生成
- 分岐ユニット 刺激装置本体から送られてきたデータをもとに分岐

通信ケーブル 4本の線から構成。

- line A パルス出力
- line B 分岐ユニットへの電源供給
- line C 分岐命令
- line D 分岐ユニットからの返答信号
- line E Gnd

マトリックス表面電極 1枚のシートが複数の独立した電極より構成されている。

b 表面電極への分岐方法

分岐ユニットにより、必要な部位にのみ刺激が行われるように電極へのゲートを調整する。

c インピーダンス測定

刺激装置本体にあるAD変換機能を用いて、刺激パルスの電流量を測定することにより、インピーダンス測定を行う。

d インピーダンス測定による最適刺激部位の特定(図2)

皮膚表面のインピーダンスは一定ではない。特に汗腺などの影響から水分量が局所的に大きく異なることが予想される。この性質を利用して、刺激最適部位を推定する。本アイデアは、多くの部分が基礎研究段階であり、多くの研究的余地を残している。

上記のアイデアを満足させるためには、以下の条件も同時に満たす必要がある。

- ・分岐ユニットが小型化されて、表面電極と一体化すること。
- ・分岐ユニットが電源を持たないこと
- ・分岐ユニットと電極の形状に多様性があること

例えば、1Chの電極もあれば、32Chの電極もあるようにする。

これらの条件が実現されて得られるメリットは以下の通りである。

- ・表面電極のチャンネル数に刺激装置本体の形状がふりまわされない。  
例えば、1チャンネルから128チャンネルまで対応可能
- ・使用目的による表面電極の多様性に対して分岐ユニットの設計のみで対応可能  
FES-BRAIN構想の高次並列処理システムを容易に実現できる。

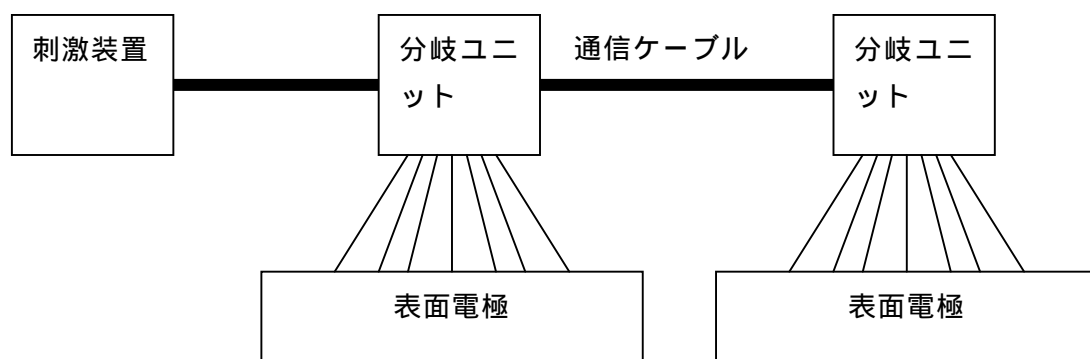


図1 cFES2002 概念図



### 電極のマトリックス

①	②	■	
	③	■	



刺激部位



インピーダンスが低い部位

図2 インピーダンス法の概念図

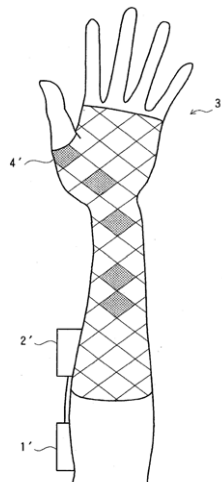


図3 マトリックス電極イメージ図

#### cFES2003 の第1次設計・試作と臨床評価

cFES2003 の第一次試作をユニバーサル基板を用いて行い、分岐ユニットと刺激装置本体間の通信により指定した電極にのみ刺激を行えるかを検討した。また、インピーダンス測定可能性についても検討した。

#### cFES2003 の第2次設計・試作と臨床評価

第一次試作の結果を基に、子基板の小型化を中心とした第二次試作を行った。第二次試作では、インピーダンス測定機能モジュールは組み込まれていない。また、加速度センサーモジュールを子基板に組み込んだ。

子基板のCPU プログラムはPIC マイクロコンピュータ用のC言語コンパイラにより作

成した。PICプログラミングに関する基本情報は、以下の Web サイトを参考にした。  
後関氏の web サイト (<http://www.picfun.com/>)

親基板の CPU プログラムは、M16C マイクロコンピュータ用の C 言語コンパイラにより作成した。

親機の基本仕様は以下の通りである。

CPU M16C (cFES2001 と同じ)

出力パルス数 毎秒 200 パルス

出力波形 陰性パルス波形 パルス幅 0.2msec 固定 振幅 0 ~ -80V (10bit 分解能)

刺激周波数 プログラムで 1~ 200Hz 変更可能

入力チャンネル 8 チャンネルアナログ

PC 入力ポート形状 径 3.5mm ピンジャック

外部 PC との通信規格 RS-232C シリアル接続

大きさ 120mm x 100mm x 40mm

電源 単 3 乾電池 2 本 (3V)

子機の基本仕様は以下の通りである。

CPU PIC16F

出力ポート 8 チャンネル

大きさ 30mm x 35mm x 5mm

電源 親機より供給

加速度センサーモジュール付

皮膚インピーダンスの検討

完全対麻痺者の皮膚インピーダンスを計測し、刺激反応性と比較して検討を行った。その結果を踏まえて、皮膚インピーダンス測定的重要性を考慮し、専用のインピーダンス測定装置を試作した。

#### (4) 結果

cFES2003 の全体システム設計

結果は実施内容と同じため省略する。

cFES2002 の表面電極部の第 1 次設計・試作と評価

各電極が十分に分離して刺激が行えることが確認された。また、パルス法によるインピーダンス測定が可能であった。

cFES2003 の 2 次試作と臨床評価

親基板の回路図と子基板の回路図および親機と子機の外観を示す。

加速度センサーからの加速度センサー情報は、通信機能により子機から親機に転送可能であることが確認された。

本研究の内容を、

特願 2002-294643 「多チャンネル表面機能的電気刺激装置」

として、特許出願を行った。また、ほぼ同等の内容を、11月29日に日本電気生理運動学会大会にて口頭発表を行った。

#### 皮膚インピーダンスの検討

cFES2003は、皮膚インピーダンス測定機能を持つ。今回、皮膚の乾燥が原因と見られる完全対麻痺の皮膚インピーダンスを水分補給により湿らせる前後で皮膚インピーダンスが変化し、刺激反応性が向上することが確認された。

また、cFES2001からcFES2003までの一連の開発過程を第5回日本電気生理運動学会で口頭発表した。

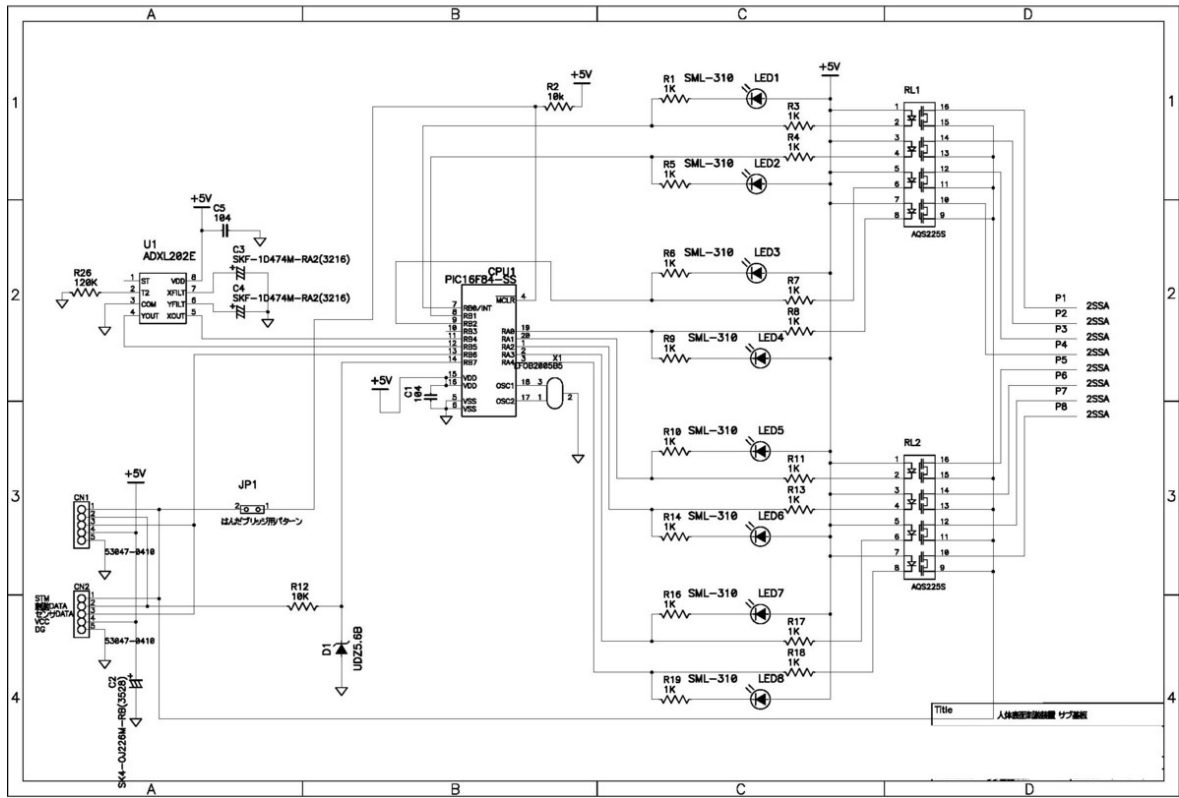


図 4 子基板の回路図

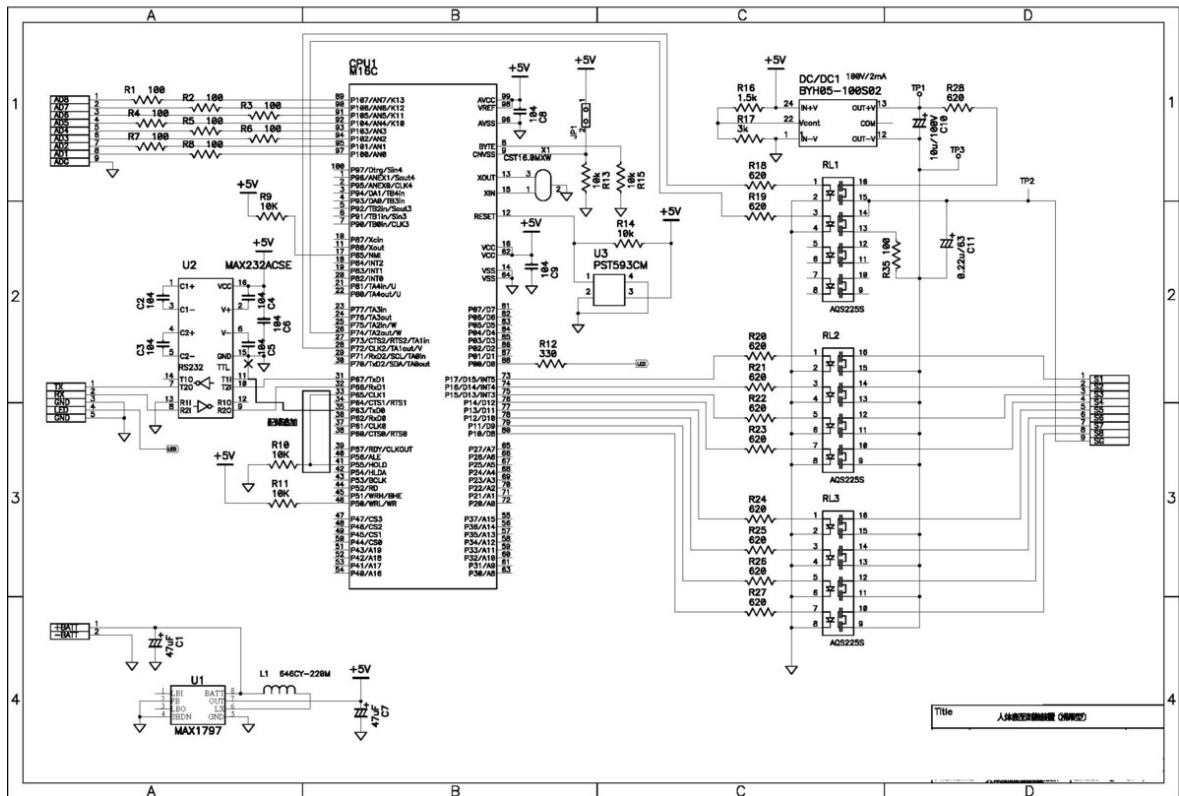


図 5 親基板の回路図 (a)全体図

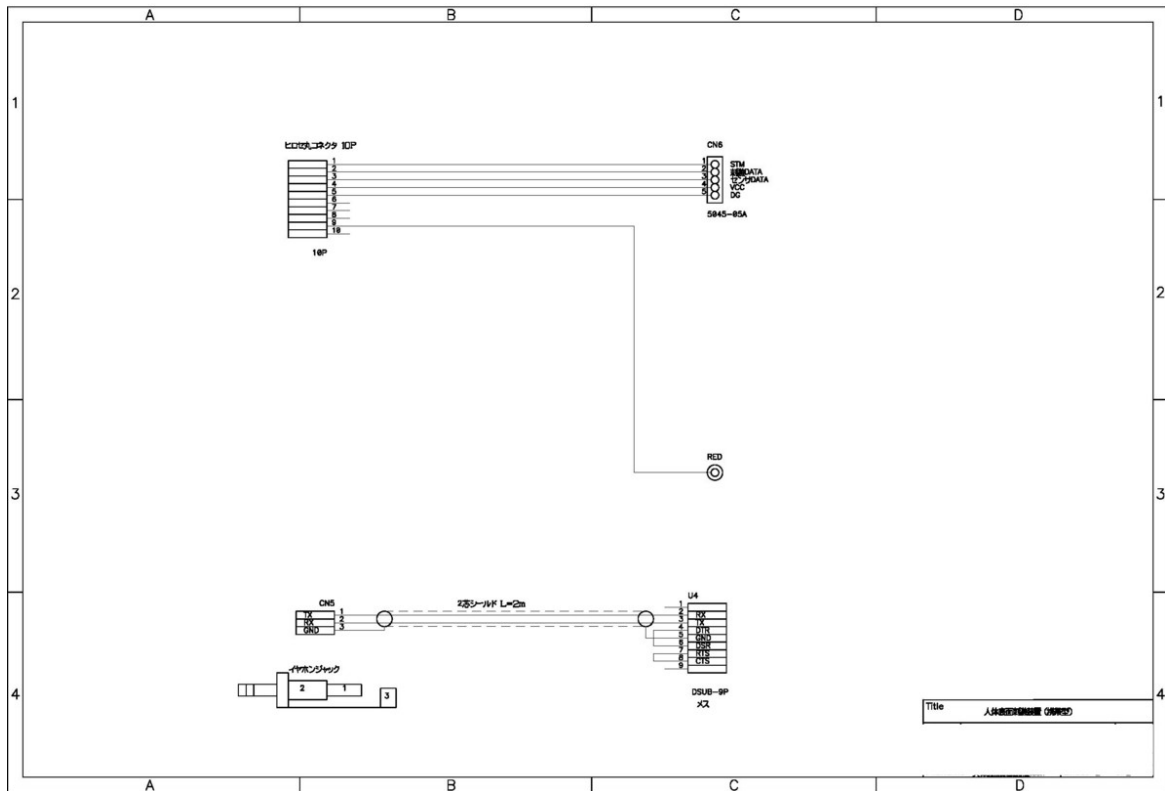


図 5 親基板の回路図 (b)コネクタ図

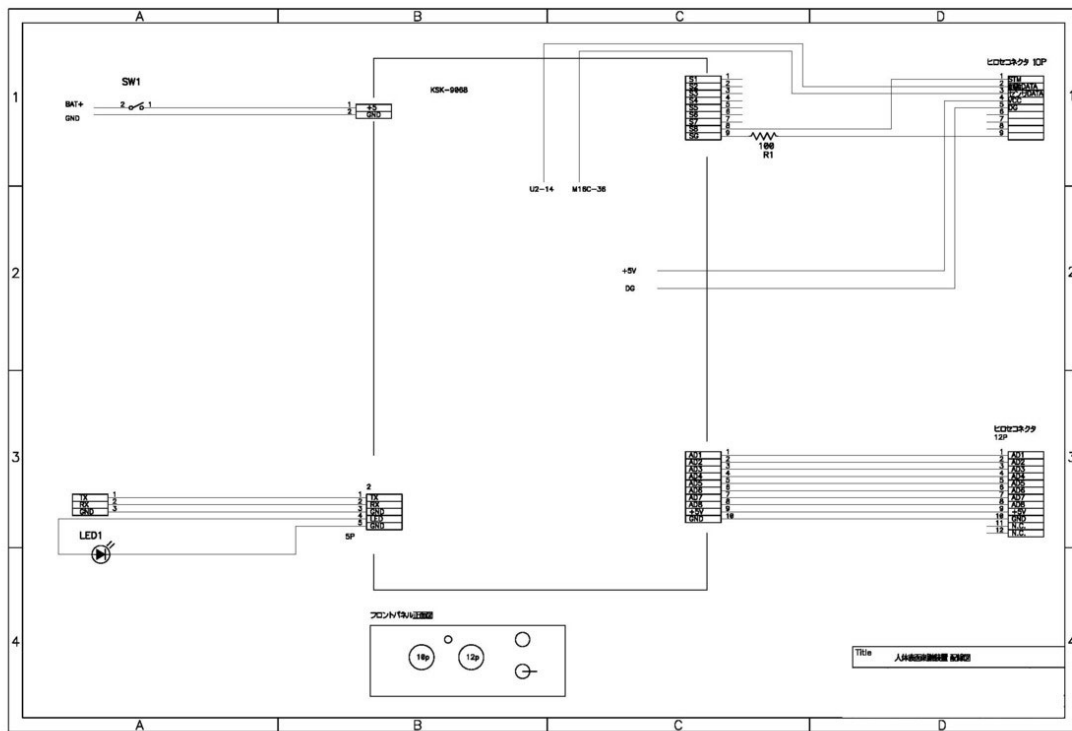


図 5 親基板の回路図 (c)配線図

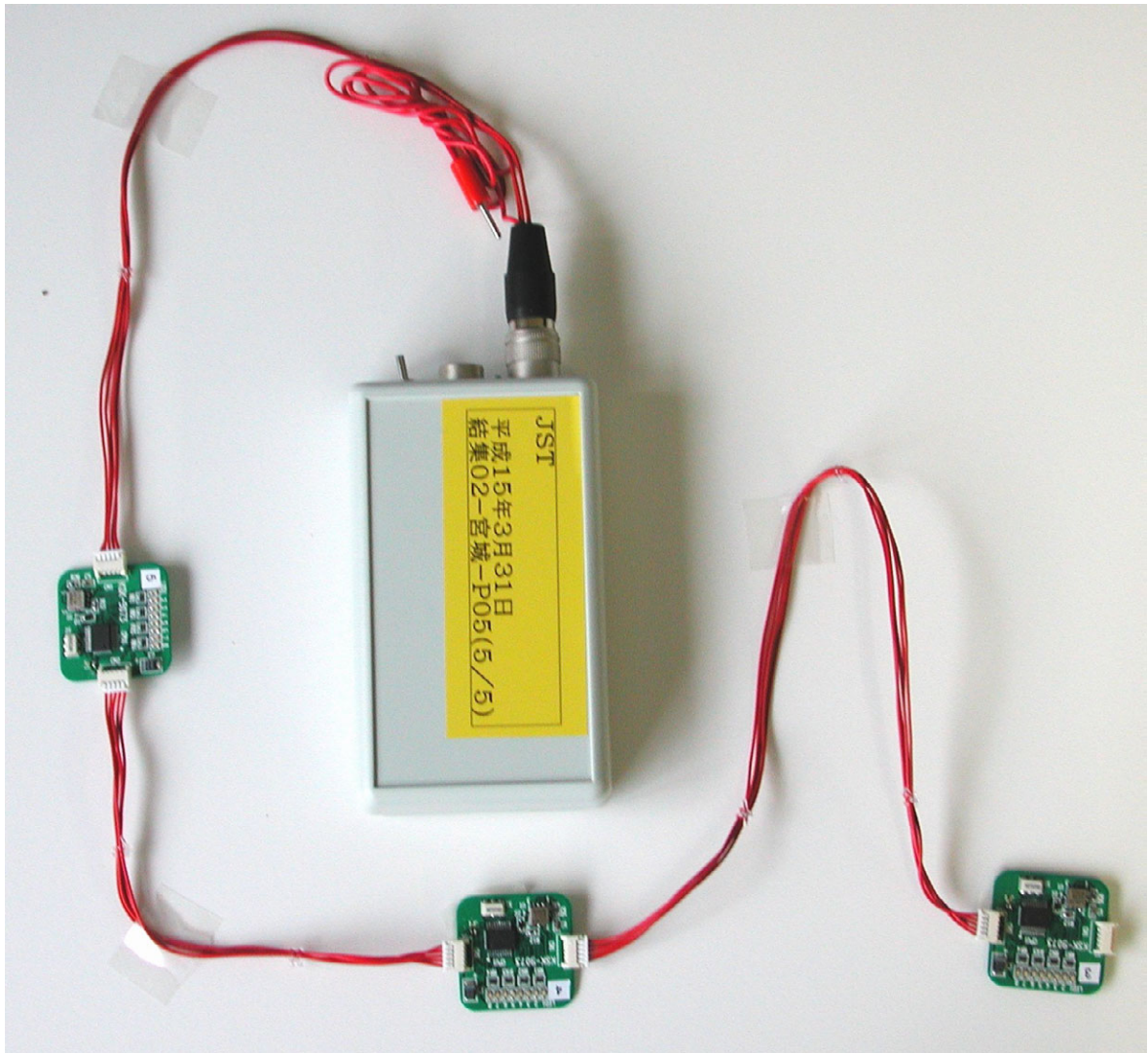


図 6 親機の外観と接続図

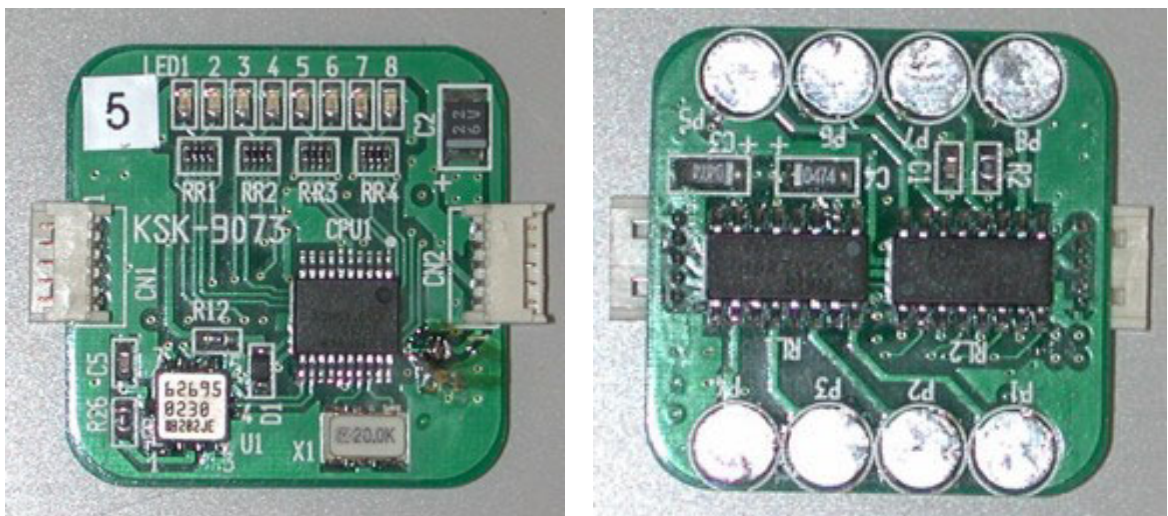


図 7 子基板の外観

## 超多チャンネルマトリックス表面電極を用いた機能的電気刺激法の設計

### Design of Functional Electrical Stimulation with Surface multi-channel electrodes

藤居 徹<sup>1</sup>, 関 和則<sup>1</sup>, 市江 雅芳<sup>1</sup>, 半田 康延<sup>2</sup>

<sup>1</sup>東北大学大学院医学系研究科, <sup>2</sup>東北大学未来科学技術共同研究センター

Tohru Fujii<sup>1</sup>, Kazunori Seki<sup>1</sup>, Masayoshi Ichie<sup>1</sup> and Yasunobu Handa<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Restorative Neuromuscular Surgery & Rehabilitation, Tohoku University School of Medicine, <sup>2</sup>Tohoku University New Industry Creation Hatchery Center

#### 1. 背景

我々は、貫皮的埋め込み電極を用いた超多チャンネル機能的電気刺激 (FES) システムを開発し、脊髄損傷四肢麻痺や脳卒中片麻痺などに対して、歩行機能再建や把持動作再建などの臨床応用を行っている。貫皮的電極を用いる方法は、最適刺激部位に留置でき、高い再現性が得られる反面、外科的手術や消毒処置などの手間がかかる欠点がある。一方、表面電極を用いる方法は、簡便に行える反面、最適刺激部位上に貼付するための専門的知識が必要となる。また、表面電極を多数使用する場合、刺激装置と表面電極間の配線数の問題がある。

今回、超多チャンネルマトリックス表面電極を用いた新しい FES システムの設計を行った。

#### 2. FES システム

本システムは、超多チャンネルマトリックス電極、電極にパルスを分配するための分配装置、刺激装置本体より構成される。

##### 2.1 刺激装置本体

刺激装置本体は、パルス波形発生回路、制御回路より構成される。制御回路内のメモリーには刺激パターンデータが格納され、従来のフィードフォワード制御が可能となる。

刺激パルスは 0.2msec の陰性矩形波で、0~-80V の定電圧刺激を行っている。また、刺激電流を計測することより皮膚インピーダンスを計測する。

##### 2.2 超多チャンネルマトリックス電極

現在、特許出願を検討中のため詳細は記載できず。

##### 2.3 パルス分配装置

超多チャンネルマトリックス電極上にパルス分配器は配置され、パルス分配器と刺激装置本体、パルス分配器同士は 4 線の接続コードにより連結される。パルス分配器は、CPU と分配回路、加速度センサーにより構成され、内臓 CPU は

刺激装置本体と通信することで、各パルスをマトリックス電極の指定された電極群に分配する。

#### 2.4 試作と制御実験

本装置の試作と、制御実験を健康者の上肢を対象に行った。

#### 3. 結果と考察

刺激装置本体とパルス分配器の通信は問題がなく、指定したマトリックス電極のみ刺激が行われた。特に、前腕部の刺激による手指の動作再建では、分離運動に近い状態の再建が可能となった。

本システムは、蓄積されてきた埋め込み電極による再建技術を表面電極に応用することが可能であり、さらに、身体中に配置された多数の加速度センサーによる位置センシングから新しい制御方法を創出できる可能性がある。

#### 4. 謝辞

本研究は、宮城県地域結集型共同研究事業の協力により行われた。

#### 参考文献

- [1] Handa Y., Current topics in clinical functional electrical stimulation in Japan J. Electromyogr. Kinesiol. vol. 7, pp. 267-274, 1997.
- [2] T. Fujii, K. Seki, M. Ichie, Y. Handa, Roles of Upper extremities and body balance with complete paraplegia in Standing FES Proceedings of XIVth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. pp. 282-283, 2002.

## 5. 臨床応用 立位保持 FES

### (1) 研究の概要

すでに立位保持 FES 再建が可能な 5 名の完全対麻痺の立位保持中の上肢の役割と体幹バランスについて動作解析を行った。

FES 立位保持中は、上肢による垂直方向への寄与は少なく、むしろ、後方への力が大きいことがわかった。これは、十分にバランス制御されていない場合は、特に股関節の伸展モーメントが不足するために、上肢によりこれを補っていると推測される。また、片方上肢を挙上した場合は、大きく両下肢加重が移動することが観察され、動的なバランス制御が必要なことがわかった。

### (2) 研究の目標

立位保持中の上下肢の役割

立位 FES のバランス制御（動的）の研究

### (3) 実施内容

立位保持中の上下肢の役割

立位 FES 中の体幹バランスと両上肢の果たす役割を計測するために、すでに FES 立位保持が可能な完全対麻痺者 5 名を対象に、3 次元動作解析を行った。5 名の臨床情報と電極埋め込み部位を示す(表 1, 2)。電気刺激方法は、貫皮的電極 SUS316L を使用し、刺激部位は大腿四頭筋、中殿筋、大殿筋に対して、刺激装置 FES-MATE を使用して刺激電圧一定で行った。刺激パラメータはパルス幅は 0.2msec、周波数 20 Hz とした。動作解析は、3 次元動作解析装置 VICON と 6 枚の床反力計を用いて行った。反射型マーカーは、臨床歩行分析研究会の方法に準拠して取り付けられた。図 1 に示すように、下肢床反力は 2 枚の床反力計から、上肢反力は、4 枚の床反力計からそれぞれ測定した。サンプリング周波数は 60 Hz、測定時間は 2 秒間とし、その平均を計算して求めた。

立位 FES のバランス制御（動的）の研究

対象は、59 歳男性。障害部位は第 3 胸髄以下の完全対麻痺である。現病歴は、1992 年 8 月に交通事故で受傷し、1993 年 7 月に貫皮的電極埋め込み術を施行。以後、治療的電気刺激を継続している。1996 年 6 月より FES 立位保持訓練を開始し、現在、自宅で 15 分間の立位保持訓練を継続中である。電気刺激方法は、貫皮的電極 SUS316L を使用し、刺激部位は大腿四頭筋、中殿筋、大殿筋に対して、刺激装置 FES-MATE を使用して刺激電圧一定で行った。刺激パラメータはパルス幅は 0.2msec、周波数 20 Hz。動作課題として、十分に立位バランスが取れた状態で、平行棒内両手保持、左手を口元に近づけて保持、左上肢を側方挙上して保持、左上肢を前方挙上して保持の 4 課題を行った。動作解析は、3 次元動作解析装置 VICON と 6 枚の床反力計を用いて行った。反射型マーカーは、臨床歩行分析研究会の方法に準拠して取り付けられた。図 1 に示すように、下肢床反力は 2 枚の床反力計から、上肢反力は、4 枚の床反力計からそれぞれ測定した。サンプリング周波数は 60 Hz、測定時間は各動作課題ごとに 2 秒間とし、その平均を計算して求めた。



表 1 対象者の臨床情報

Case	Age	Level of injury	of Time Injury (month)	since Treatment with FES (month)
1	42	T6	12	72
2	39	T5	15	5
3	63	T2	12	96
4	51	C7	18	72
5	50	C7	38	42

表 2 貫皮的電極埋め込み筋および神経と刺激部位

		Case No.				
		1	2	3	4	5
Muscle	Gluteus maximus					
	Gluteus medius					
	tensor faciae latae	×		×	×	
	Vastus lateralis					
	Vastus medialis				×	
	Medial hamstrings			×		
	Lateral hamstrings			×		
	Adductors					
	psoas major		×	×	×	×
	Quadratus Lumborum		×	×	×	×
	Paraspinalis			×	×	
Nerve	Femoral nerve					
	Peroneal nerve				×	
	Tibial Nerve			×	×	

× : Implanted and stimulated in standing FES

○ : Implanted and not stimulated in standing FES

×: Not implanted

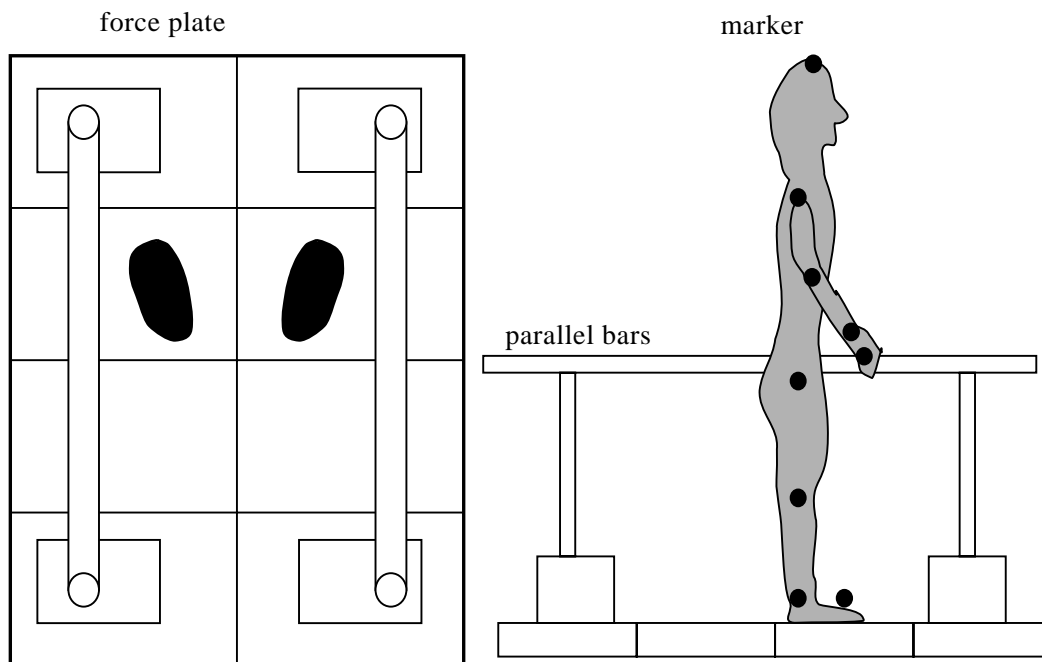


図1 動作解析

#### (4) 結果

立位保持中の上下肢の役割

図2に立位保持FES中の上肢および下肢の垂直分力、前後方向分力、左右方向分力を示す。上肢の垂直分力の寄与率は小さく、前後左右方向のバランス保持に大きく貢献していることがわかった。

図3に立位保持FES中の各関節モーメントを示す。

ほとんどが、股関節屈曲・膝関節伸展となる“C posture”をとっており、安定した体位を取っていることがわかった。

立位FESのバランス制御(動的)の研究

図4に左上肢挙上による下肢床反力の垂直分力変化を示す。

両手支持では、左下肢に大きな荷重があったが、前方挙上、側方挙上では挙上側と反対の右側に荷重が移動した。口元への挙上では大きな荷重移動は見られなかった。骨盤の右方移動は、25、71、66mmと荷重移動に相応する結果となった。

図5に左上肢挙上時の下肢床反力の水平方向分力変化を示す。

両手支持課題では、右下肢は左向き、左下肢は右向きの分力が生じていることから、両側とも股関節外転方向にモーメントが生じていた。特に左右方向の分力に着目してみると、前方および側方挙上時には、右下肢の右向き分力が減少していることから、股関節内転方向にモーメントが新たに生じていた。

図6に、体幹バランス仮説を示す。

上位胸髄損傷者は麻痺が広範囲に及ぶため上肢を用いてバランスを保持している。そこで、片方上肢の挙上により、回転モーメントが生じ、これを補正するために対側上肢に反力が生じて、受動的機序により荷重移動が生じたものと考えられる。

以上の内容の一部は、第 6 回国際機能的電気刺激学会、第 41 回日本エム・イー学会と第 15 回国際電気生理運動学会で発表した。

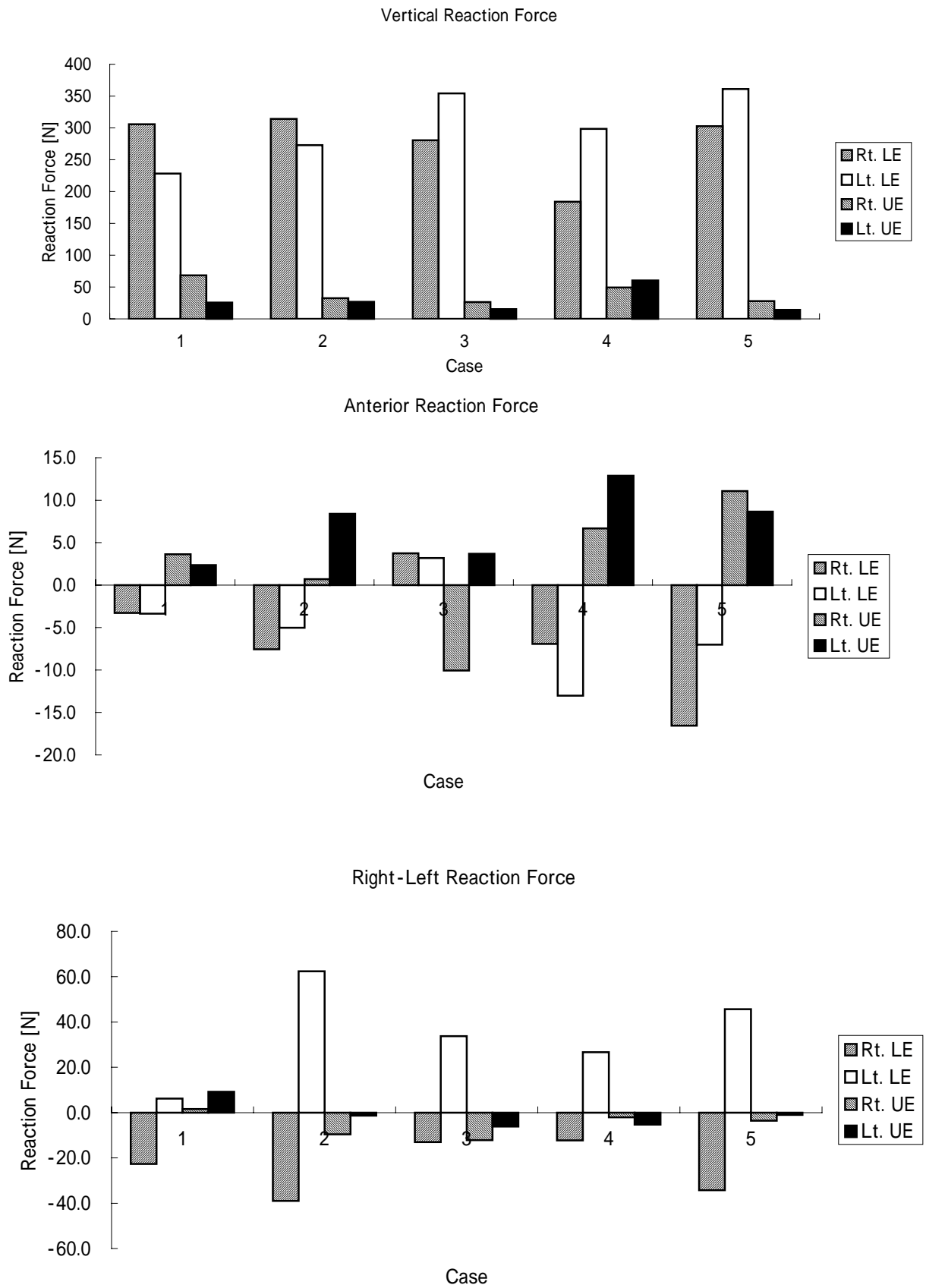


図2 立位保持中の床反力データ

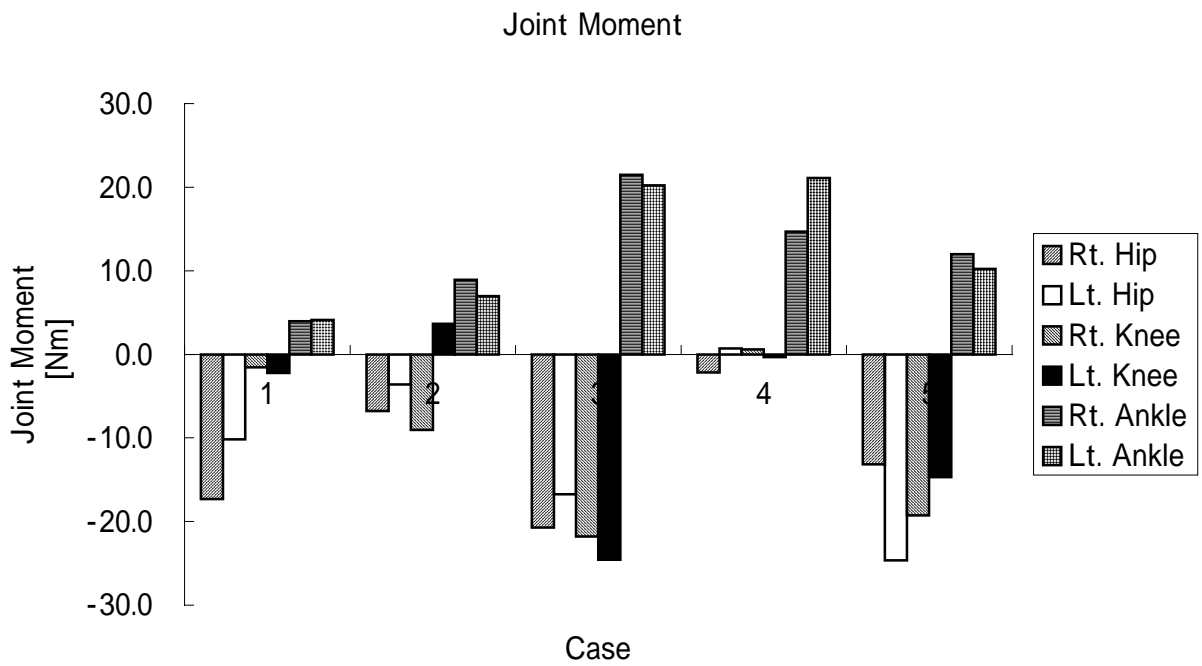


図3 立位保持 FES 中の各関節モーメント  
positive: hip ext, knee flex, ankle planter flex

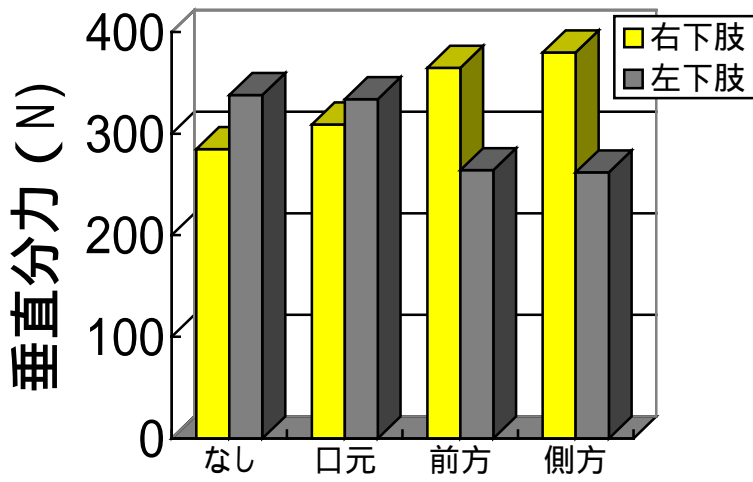


図4 左上肢挙上による下肢床反力変化

図5 左上肢挙上による下肢水平分力と右上肢反力変化

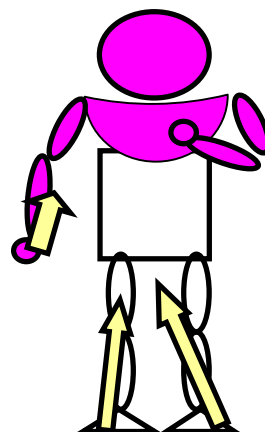
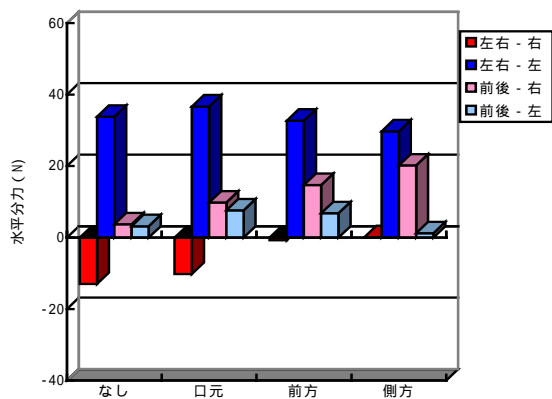
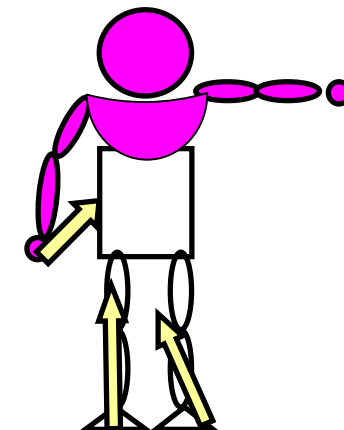
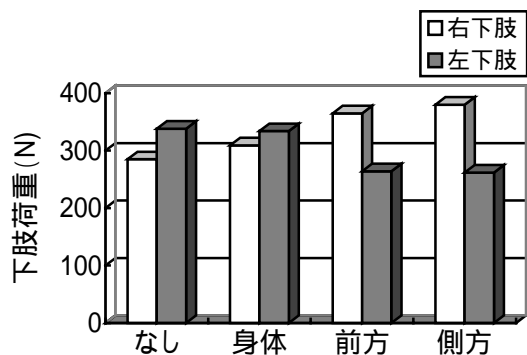


Fig. 1 片側上肢挙上による下肢荷重変化



体幹バランス仮説

上位胸髄損傷は  
体幹の麻痺が広範

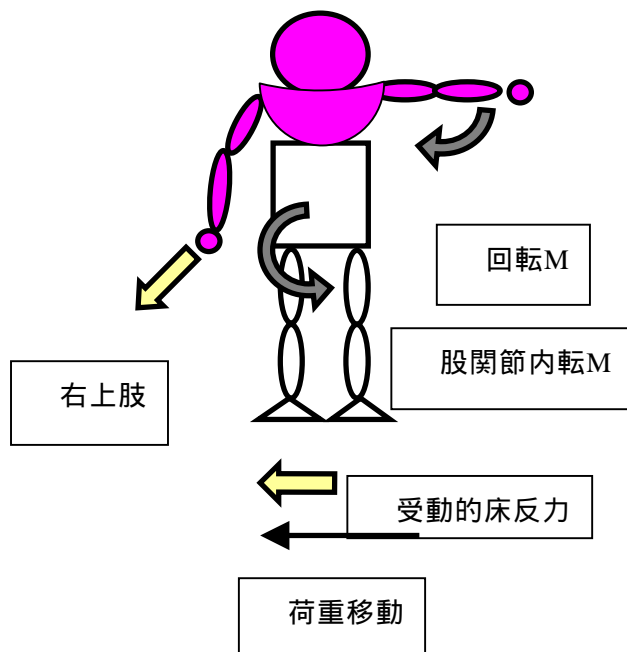


体幹バランスを  
右上肢で保持



受動的な荷重移動

図6 体幹バランス仮説



## Roles of Upper extremities with complete paraplegia in standing FES

T. Fujii, K. Aidu, S. Yamamoto, M. Ichie, Y. Handa, N. Hoshimiya, I. Handa  
Tohoku University, Sendai, Miyagi, Japan

### Abstract

We have developed a motion analyzing system with eight force plates for upper extremities in standing FES and measured the efforts of upper extremities of three complete paraplegics with FES using percutaneous electrodes. At vertical direction, there were small reaction forces of upper extremities, but, at anterior and posterior direction there were efforts for correction of body balance. The reason why patients couldn't leave their hand off the parallel bar in FES standing is that small horizontal force are needed.

### Introduction/Background

We have developed a functional electrical stimulation (FES) system using percutaneous electrodes, applied to spinal cord injury (SCI) patients, and restored standing function[1][2][3]. Stability of standing with FES to SCI patients with complete paraplegia was given by efforts of their upper extremities, without feedback control or dynamic feed forward control.

By the way, we developed a motion analyzing system for upper extremities in FES standing and gait of paraplegics, using eight force plates and three dimensional motion analyzer.

So, in this study, we measured motion and reaction force of shoulder and elbow from complete paraplegics in quite standing FES and analyzed their roles.

### Methods

a) Subjects: Three complete paraplegic patients (3 men) participated in this study (Table 1). Their average age was 44.3 years old. The average time since spinal cord injury was 68.6 months and the average time of treatment with FES was 40 months.

Table 1 Patients information

Case	Age (y.o.)	Level of injury	Time since Injury (month)	Treatment with FES (month)
A	39	T3	20	6
B	51	C7	96	42
C	43	T5	90	72

b) Electrical stimulation: The stimulation data for stimulated Gluteus Maximus muscles, Gluteus Medius muscles, Adductor maximus muscles, and Femoral nerves were given by a portable multi-channel FES system (NEC Co. Ltd.) using about thirty percutaneous

electrodes. The pulse trains consisted of a pulse width of 0.2 milliseconds, and a pulse interval of 50 msec. Each pulse amplitude was from 0 to -15 volt. These were fixed in standing.

c) Analysis: A motion analyzing system consisted of eight force plates (Kistler Co. Ltd.), eight infrared-cameras and a computer (VICON). Figure 1 shows its apparatus. Patients were standing on two force plates and parallel bars were on four one used for measuring of reaction force of patient's upper extremities. Sampling frequency was 60 Hz, and 10Hz-low pass filtered.

Reflective markers were placed over the lateral malleolous, on the lateral side of knee joint line midway between the patella and the popliteal fold, over the greater trochanter of the femur, over the acromion of the shoulder, over the olecranon and over the wrist.

Patients were quit standing with FES in parallel bars and measured with a motion analyzer in 2 seconds.

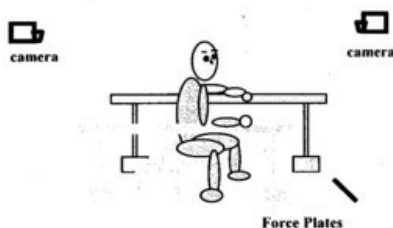


Figure 1 a motion analyzing system

### Results

Three patients could stand over 5 minutes with FES, and make one hand left off the parallel bars within several seconds.

Figure 2 shows reaction forces of Case A in FES standing, (a) vertical (b) lateral (c) anterior and posterior. Reaction forces of upper extremities were smaller than those of lower extremities at vertical direction. But at anterior and posterior direction reaction forces of bilateral lower extremities were negative and that of left upper extremities was positive. This was thought to be the effort for correction of body balance.

Figure 3 shows Average reaction forces of three cases

in 2 seconds with FES standing. In three cases, average reaction forces of upper extremities at vertical direction were smaller than those of lower extremities, but at other two directions there were difference between upper and lower. In case B at anterior and posterior direction, same as case A, the effort for correction of body balance by right upper extremities.

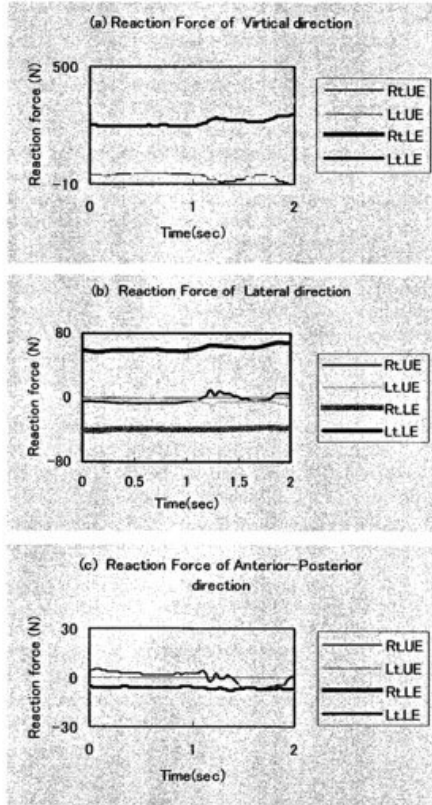


Figure 2 Reaction forces of Case A in FES standing within 2 seconds. Rt. UE: Right upper extremities, Lt. UE: Left upper extremities, Rt. LE: Right lower extremities, Lt. L: Left lower extremities. (a) vertical direction, (b) lateral direction, right positive (c) anterior and posterior direction, anterior positive.

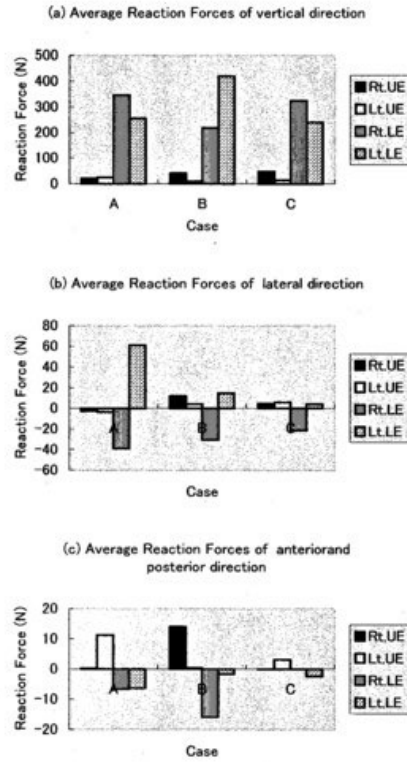


Figure 3 Average reaction forces of three cases in FES standing within 2 seconds. Rt. UE: Right upper extremities, Lt. UE: Left upper extremities, Rt. LE: Right lower extremities, Lt. L: Left lower extremities. (a) vertical direction, (b) lateral direction, right positive (c) anterior and posterior direction, anterior positive.



### **Discussion/Conclusions**

In two of three cases, there were efforts for correction of body balance by upper extremities at anterior and posterior direction, otherwise little effort at vertical direction. So Main effort of upper extremities in FES quit standing is thought to be horizontal force balancer. The reason why vertical reaction forces were small is that there is knee locking system and small knee torque with FES is enough when their knee joints are complete extension position.

If a patient want to leave their hands off the parallel bar in FES quit standing at long time, we must develop two technique. The first one is the searching system of body balance for feedback control. The other one is a stimulation system for small change of muscle contraction, because the upper extremities efforts were very little. The latter one is more difficult.

Finally, we are developing a new FES system which can make patient's hand free in standing and gait. And in our recent study the main problem is how the weight shift can be done without upper extremities efforts. At the next step, using this analyzing system, a weight shift control system only with FES will be developed.

### **References**

- [1] K. Fujita, Y. Handa, N. Hoshimiya & M. Ichie: Preliminary Study for Feedback Trunk Stabilization in FES-Induced Paraplegic Standing. IEEE/ 16<sup>th</sup> Annual Conference of Engineering in Medicine & Biology Society, pp 408-409 (1994)
- [2] Y. Handa: Current topics in clinical functional electrical stimulation in japan. Journal of Electromyography and Kinesiology 7(4) pp267-274 (1997)
- [3] Y. HANDA, R.YAGI, N. HOSHIMIYA: Application of Functional Electrical Stimulation to the Paralysed Extremities. Neurologia medico-chirurgica 38(11) pp784-788(1998)

**Acknowledgments:** This study was supported by Miyagi Organization for Industry Promotion.

立位保持 FES 中の片手挙上による体幹バランス変化の動作解析

○藤居 徹<sup>1)</sup> 市江雅芳<sup>1)</sup> 半田康延<sup>2)</sup>

東北大学大学院医学系研究科<sup>1)</sup>

東北大学未来科学共同研究センター<sup>2)</sup>

Motion Analysis of changes of body balance with lifting one hand in FES standing.

Tohru FUJII<sup>1</sup>, Masayoshi ICHIE<sup>1</sup>, Yasunobu HANDA<sup>2</sup>

Tohoku University Graduate School of Medicine<sup>1</sup>

Tohoku University New Industry Creation Hatchery Center<sup>2</sup>

【背景】我々は、経皮的埋め込み電極を用いた多チャンネル機能的電気刺激 (FES) システムを開発し、脊髄損傷完全対麻痺の起立・立位保持動作の再建などの臨床応用をしている。さらに、完全対麻痺への立位保持 FES 中の上肢の役割は、垂直方向の抗重力作用はほとんどなく、前後・左右方向の体幹バランス制御作用が大きいことを報告した<sup>1)</sup>。現在のシステムでは、立位保持中は刺激強度一定のため、FES による下肢バランスのずれを上肢により補正している。このため、実社会で片手を挙上して物を棚から取る動作をするときに体幹バランスが崩れてしまい目的動作が行えない。そこで、本研究では、完全対麻痺の FES 立位保持再建を行い、片側上肢の挙上動作による体幹バランス変化の動作解析を行った。

【方法】経皮的埋め込み電極を用いた多チャンネル FES 装置 (FES-MATE) により、完全対麻痺の立位保持動作を再建した。対象は、59 歳男性の脊髄損傷完全対麻痺で、FES 起立を 3 年前より開始し、現在は 10 分間の立位保持が可能である。刺激筋は、大腿四頭筋、大殿筋、中殿筋で、刺激周波数 20 Hz、パルス幅 0.2 msec の陰性矩形波を用いた。また、立位保持動作中は、電気刺激強度が一定の設定とした。三次元動作解析装置 (VICON) と床反力計 8 枚を用いて、平行棒内での立位動作再建中の下肢および上肢の体幹バランスへの寄与を解析した。課題動作は、体幹バランスが十分に取られている状態から左上肢の挙上を身体に近づける形で挙上 (身体)、前方挙上 (前方)、側方挙上 (側方) の 3 動作を行った。

【結果】Fig.1 に両下肢の垂直荷重を示す。両上肢を平行棒で持つ状態では、左下肢の方に重心があるが、身体に近づける形で上肢を挙上しても、バランス変化は小さい。しかし、前方挙上と側方挙上時には、体幹バランスが大きく対側に変化し、前方よりも側方のほうがより顕著であった。

【考察】健常者が立位時に上肢を挙上させても体幹バランスの変化はほとんど生じない。身体に近づける挙上では重心移動が少ないことから、両

手から片手になったことによるバランス変化は小さい。側方挙上と前方挙上により大きくバランスが変化することから、上肢の挙上による回転モーメントの発生を対側上肢で補正するために、2 本足から上肢を含めた 3 本足モデルとなり、その中間足に当たる対側に重心が受動的に移動したと考えられる。(Fig.2)

Fig.1 片側上肢挙上による下肢荷重変化

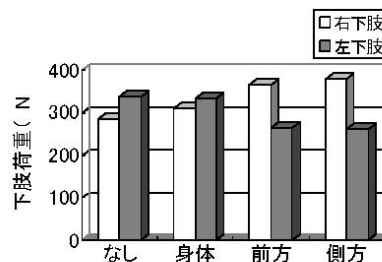
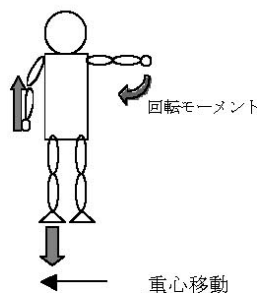


Fig.2 上肢挙上による回転モーメントと補正



参考文献

1) T. Fujii, et al. Roles of Upper Extremities with Complete Paraplegia in Standing FES. Proceedings of the 6th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, 62-64, 2001.

## ROLES OF UPPER EXTREMITIES AND BODY BALANCE WITH COMPLETE PARAPLEGIA IN STANDING FES

T. Fujii<sup>1</sup>, K. Seki<sup>1</sup>, M. Ichie<sup>1</sup>, Y. Handa<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Department of Restorative Neuromuscular Surgery & Rehabilitation, Tohoku University School of Medicine, Japan

<sup>2</sup> Tohoku University New Industry Creation Hatchery Center, Japan

### INTRODUCTION

We have developed a functional electrical stimulation (FES) system using percutaneous electrodes, applied to spinal cord injury (SCI) patients, and restored standing function<sup>1)2)3)</sup>. Stability of standing with FES to SCI patients with complete paraplegia was given by efforts of their upper extremities, without feedback control or dynamic feed forward control. By the way, we developed a motion analyzing system for upper extremities in FES standing and gait of paraplegics, using eight force plates and three dimensional motion analyzer.

So, in this study, we measured reaction force of upper extremities from complete paraplegics in quite standing FES and analyzed their roles.

### METHODS

a) Subjects: Five complete paraplegic patients (5 men) participated in this study. Their average age was 49 years old. The average time since spinal cord injury was 19 months and the average time of treatment with FES was 57.4 months.

b) Electrical stimulation: The stimulation data for stimulated Gluteus Maximus muscles, Gluteus Medius muscles, Adductor maximus muscles, and Femoral nerves were given by a portable multi-channel FES system (NEC Co. Ltd.) using about thirty percutaneous electrodes. The pulse trains consisted of a pulse width of 0.2 milliseconds, and a pulse interval of 50 msec. Each pulse amplitude was from 0 to -15 volt. These were fixed in standing.

c) Analysis: A motion analyzing system was consisted of eight force plates (Kistler Co. Ltd.), eight infrared-cameras and a computer (VICON). Patients were standing on two force plates and parallel bars were on four one used for measuring of reaction force of patient's upper extremities. Sampling frequency was 60 Hz, and 10Hz-low pass filtered. Reflective markers were placed over the lateral malleolous, on the lateral side of knee joint line midway between the patella and the popliteal fold, over the greater trochanter of the femur, over the acromion of the shoulder, over the occipital condyle and over the wrist. Patients were quit standing with FES in parallel bars and measured with a motion analyzer in 2 seconds.

### RESULTS

Reaction forces of upper extremities were small at vertical direction, and the average effort ratio of them was 10.9%. But at anterior direction, reaction forces of bilateral lower extremities were negative and that of left upper extremities was positive.

Table 1 shows joint moments of hip, knee and ankle of five patients with paraplegia in FES standing. Hip joint moments were positive, but knee joint moments were negative.

When a patient elevated his arm to lateral or anterior direction, COP of bilateral lower extremities moved to remaining arm side. Though the change was small, when a patient elevated his arm to his mouse.

## DISCUSSION

Main role of upper extremities was thought to be the effort for correction of body balance because hip extension moment evoked by FES were not enough. C posture is stable, and hip and knee joint moments become positive. It was reason why subjects pushed his arm backward by parallel bar that hip extension moment evoked by FES was small and they filled deficit. As that result, knee position was moved forward and knee flexion moment occurred. If knee flexion moment evoked by body gravity was larger than that by FES as muscle fatigue, knee flexion must occur. At that time, they moved his hip and knee joint position backward, but this posture was unstable and effort of upper extremities for body balance was large. Without feedback control in FES system, upper extremities tuned body balance in this way.

When a subject left his one arm from parallel bars, it was thought that many change occurred and remaining arm was the important role because body rotation moment evoked by elevation of arm must be controlled.

## CONCLUSION

Without feedback control in FES system, upper extremities tuned body balance in FES standing like complete feedback control filling a deficit of feedforward FES control.

## REFERENCES

- 1) Fujita K, Handa Y, Hoshimiya N, Ichie M. Stimulus Adjustment Protocol for FES-Induced Standing in Paraplegia Using Percutaneous Intramuscular Electrodes. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1995;3:360-366
- 2) Handa Y. Current topics in clinical functional electrical stimulation in japan. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997; 7:267-274
- 3) Handa Y, Yagi R, Hoshimiya N. Application of Functional Electrical Stimulation to the Paralyzed Extremities. *Neurologia medico-chirurgica* 1998;38:784-788

## ACKNOWLEDGEMENT

This study was supported by Miyagi Organization for Industry Promotion.

Case	Side	Hip (Nm)	Knee (Nm)	Ankle (Nm)
1	R	17.3	-1.6	4.0
	L	10.2	-2.2	4.1
2	R	6.8	-9.0	8.9
	L	3.6	3.7	7.0
3	R	20.7	-21.8	21.5
	L	16.7	-24.6	20.2
4	R	2.2	0.6	14.7
	L	-0.7	-0.3	21.1
5	R	13.2	-19.3	12.0
	L	24.6	-14.7	10.2

Table 1: Joint Moments of five Palaplegia in FES standing. Positive values mean dorsal flexion in ankle joint and flexion in knee and hip joints.

## 6. 臨床応用 歩行 FES

### (1) 研究の概要

本研究は、埋め込み電極を用いた高機能臨床用 FES システム 2001 年度版(cFES2001)をベースに、単純化・モジュール化された開発ツールを準備し、完全対麻痺の歩行器歩行制御を再建した。また、表面電極を用いる高機能臨床用 FES システム 2002 年度版(cFES2002)をベースに、単純化・モジュール化された開発ツールを準備し、完全対麻痺の歩行器歩行制御を再建した。更に、cFES2002 に加速度センサーを加えて、通信機能モジュールを含む高機能臨床用 FES システム 2003 年度版(cFES2003)を開発し、片麻痺歩行再建を行った。

### (2) 研究の目標

完全対麻痺の歩行 FES のフィードフォワード制御

- イ 埋め込み電極用 cFES2001 を用いた歩行器歩行再建
- ロ 表面電極用 cFES2002 を用いた歩行器歩行再建
- ハ FES 歩行に最適な歩行器と制御用インターフェイスの開発
  - (イ) FES 専用歩行器の開発
  - (ロ) FES 専用制御スイッチの開発
- ニ 片麻痺尖足歩行の補助的 FES の開発
- イ cFES2002 を用いた片麻痺尖足歩行の矯正
- ロ cFES2003 の加速度センサーモジュールの開発と臨床応用

### (3) 実施内容

完全対麻痺の歩行 FES のフィードフォワード制御

- イ 埋め込み電極用 cFES2001 を用いた歩行器歩行再建

既に、本プロジェクトで電極埋め込み術を行っている研究力者に依頼し、cFES2001 を用いて、歩行再建を行った。最初は、平行棒内歩行から開始し、最終的には歩行器歩行が可能となった。

対象：本研究の研究協力者である完全対麻痺

制御方法：刺激装置は、cFES2001。新たに開発した歩行器と制御スイッチを使用

制御方法は制御スイッチを用いたフィードフォワード方式。

制御のアドレスマップを図 1 に示す。

解析方法：ビデオ撮影による動作解析

参考として、以前測定した他の研究協力者による平行棒内歩行時の床反力データを解析した。

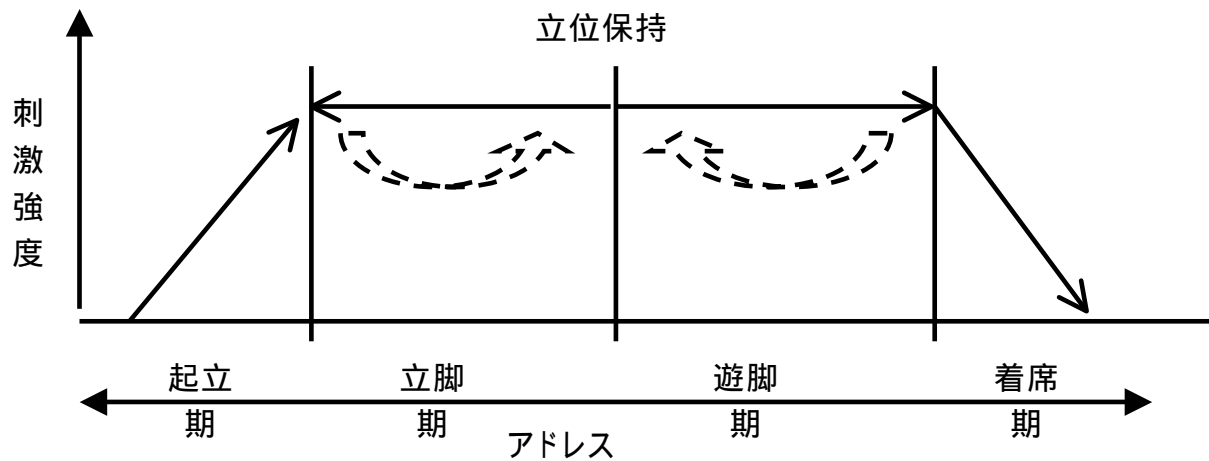


図1 フィードフォワード方式のアドレスマップ

b 表面電極用 cFES2002 を用いた歩行器歩行再建

対象：本研究の研究協力者である完全対麻痺

制御方法：刺激装置は、表面電極用 FES システム cFES2002

刺激部位は、両側の大腿四頭筋と総腓骨神経。図 2 に電極の装着した状態を示す。



図2 両下肢に表面電極を装着

新たに開発した歩行器と制御スイッチを使用。制御方法は制御スイッチを用いたフィードフォワード方式

解析方法：ビデオ撮影による動作解析

c FES 歩行に最適な歩行器と制御用インターフェースの開発

(イ) FES 専用歩行器の開発

FES 歩行に最適な歩行器の設計と開発を行った。アメリカのケースウエスタン大学視察の際に彼らが使用していた歩行器(図2)を参考に最適化を進めた。



図3 ケースウエスタン大学の FES 用歩行器

(ロ) FES 専用制御スイッチの開発

FES 歩行に最適と制御用インターフェースの設計と開発を行った。

片麻痺尖足歩行の補助的 FES の開発

a cFES2002 を用いた片麻痺尖足歩行の矯正

脳卒中片麻痺者 1 名に対して、足底に配置した感圧センサーからの情報を用いて、cFES2002 により総腓骨神経を刺激した。

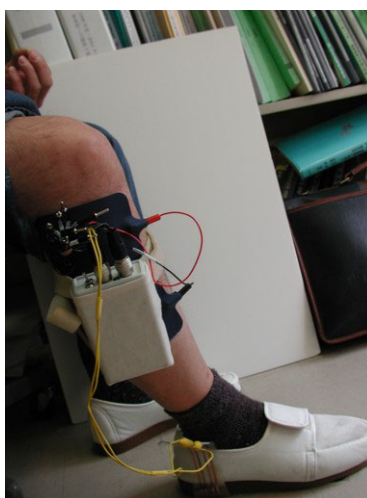


図4 cFES2002 を用いた尖足矯正 FES システム

b cFES2003 の加速度センサーモジュールの開発と臨床応用

対象：本研究の研究協力者である片麻痺

制御方法：刺激装置は、表面電極用 cFES2003

刺激部位は、総腓骨神経。新たに開発した加速度センサーモジュールを制御スイッチとして制御可能か検討した。

#### (4) 結果

完全対麻痺の歩行 FES のフィードフォワード制御

##### イ 埋め込み電極用 cFES2001 を用いた歩行器歩行再建

装具を用いない完全対麻痺の歩行器歩行再建は世界的にも少なく、日本でも 3 例が可能となっているのみであり、全て我々が再建したものである。図 3 に示すように、両脚支持期が 4.6~ 5 秒あり、この間に歩行器を前方に上肢を用いて押し出している。そして、約 1 秒かけて片足を電気刺激により振り出している。また、着地直後に臀部の後方偏移が生じている。

以上のような歩行パターンでは、10 秒間で 60 cm 前進 ( $3.6 \text{ m/分}$ ) = 10 m を 2 分 40 秒レベルの歩行速度しか得られない。

図 4 に過去に歩行器歩行再建を行っていた完全対麻痺の平行棒内歩行時のデータを示す。遊脚期に、立脚側への荷重移動はほとんど行われておらず、半分の荷重を上肢が支えている。また、片足支持期に重心移動がほとんど行われておらず、両脚支持期に緩やかに重心移動を行っている。

最終的には、cFES2001 内のプログラムを更新し、刺激データを保持できるようにした。これにより、制御試験中に制御用パソコンと刺激装置を分離して使用することが可能となった。



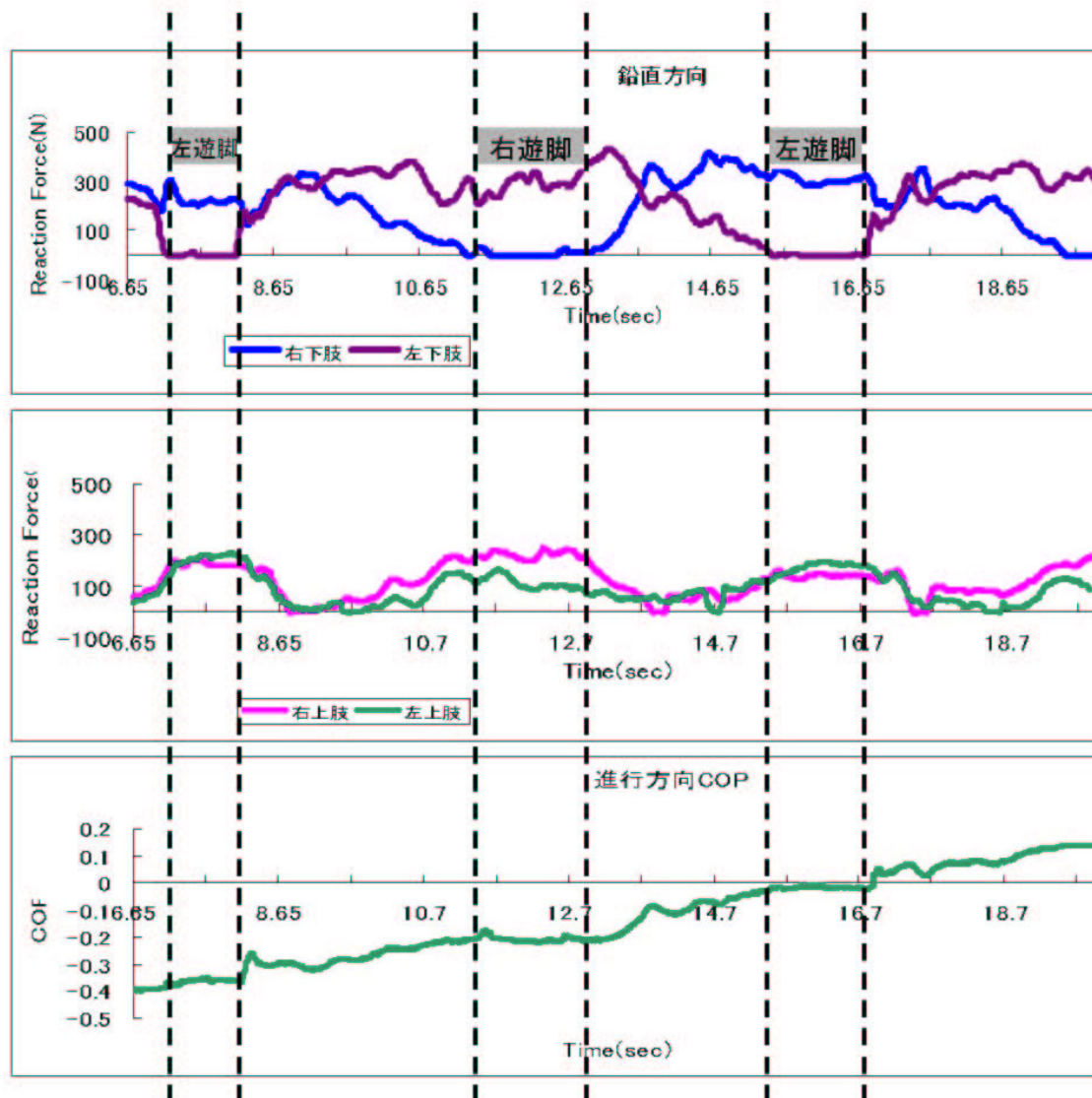


図6 完全対麻痺の平行棒内歩行の床反力データと作用点の移動

以上の結果より、歩行速度向上のためには、歩幅の増加と両脚支持期の短縮が必要であり、そのためには、動的制御プログラムの改良と歩行器の改良が有用と考えられる。制御プログラムの改良と歩行器の改良を行うことにより、歩行速度は1分/10mにまで向上した。

□ 表面電極用 cFES2002 を用いた歩行器歩行再建

表面電極を用いた方法でも十分な筋力を発揮することができ、歩行器歩行が可能であることが確認された。

## 八 FES 歩行に最適な歩行器と制御用インターフェースの開発

### (イ) FES 専用歩行器の開発

四本足の先に車がつく 4 輪タイプであり、後輪 2 つは前方方向にのみ回転する。直進安定性は高く、この歩行器の使用により歩行速度の改善が見られた。

(ロ) FES 専用制御スイッチの開発



図 8 FES 専用制御スイッチ

歩行中の操作が容易になるように、小型の物理スイッチ 3 個を使用した専用スイッチを製作した。

片麻痺尖足歩行の補助的 FES の開発

イ cFES2002 を用いた片麻痺尖足歩行の矯正

従来の FES システムと同等の歩行制御が可能であった。

ロ cFES2003 の加速度センサーモジュールの開発と臨床応用

健常者では、加速度センサーをフットセンサーの代用として、歩行フェーズを検出することは可能であったが、片麻痺者では、立脚期は問題ないが、遊脚期のフェーズ検出が困難であり、十分な制御にはいたれなかった。

本研究の一部は、第 40 回日本リハビリテーション医学会で口頭発表した。

## ●脊髄損傷・歩行

座長 中島 咲哉

## III-I-12 完全対麻痺に対する機能的電気刺激を用いた立位保持・歩行再建

<sup>1</sup>東北大学大学院医学系研究科運動機能再建リハビリテーション科, <sup>2</sup>東北大学未来科学技術共同研究センター  
藤居 徹<sup>1</sup>, 関 和則<sup>1</sup>, 市江 雅芳<sup>2</sup>, 半田 康延<sup>2</sup>

【目的】経皮的埋め込み電極を用いた機能的電気刺激 (FES) は、選択的に強い筋収縮を得ることができる。今回、装具を用いず FES のみで立位保持・歩行再建を行った完全対麻痺 3 症例に関して報告する。【方法】対象は、胸髄損傷後完全対麻痺 3 症例 (男性 3 名, 年齢 39~50 歳) である。全身麻酔下にて経皮的埋め込み電極を、両下肢に 32~48 本埋め込み、筋力増強と耐久性向上を目的とした治療的電気刺激を 1 日 15 分間 3 回を 2~4 年間継続した。FES 起立と立位保持が十分安定して行える程度まで下肢筋力が増強した後に、下肢装具なしの FES 歩行を再建した。2 例は、遊脚期には、総腓骨神経とハムストリングスを刺激し、立脚期には大腿四頭筋と大殿筋を刺激した。また、1 例は T10 レベルの麻痺のため、大腿四頭筋、総腓骨神経、大殿筋を一定刺激強度にて歩行再建を行った。そして、3 次元動作解析装置 (VICON) と 8 枚の床反力計を用いて FES 立位保持・歩行再建中の上肢と下肢の動作解析を行った。【結果】1 例は平行棒内で、2 例が歩行器を用いた FES 歩行の再建が行えた。歩行器を用いた 10 m 歩行速度は、2 分 40 秒であった。立位保持中は上肢をほとんど使用していなかった。歩容は、上肢を用いて上半身を前方に移動し、次いで下肢を電気刺激により前方に振り出していた。【考察】歩行速度の向上には、下肢振り出しのタイミング制御が重要である。従来機ではタイミング制御が十分に行えないため、新規に刺激装置を開発し、タイミング制御を行う必要がある。

## III-I-13 脊髄腫瘍による左下肢完全麻痺に対する小児治療的電気刺激の一例

<sup>1</sup>秋田大学整形外科, <sup>2</sup>秋田大学医学部附属病院リハビリテーション部  
伊藤 博紀<sup>1</sup>, 島田 洋一<sup>2</sup>, 松永 俊樹<sup>2</sup>, 櫻場 乾<sup>2</sup>

【目的】脊髄腫瘍で不全四肢麻痺となり、残存する高度な左下肢麻痺に対して治療的電気刺激 (therapeutic electrical stimulation; TES) を施行した小児例を経験したので報告する。【症例】2 歳 2 カ月, 女児。1 歳 1 カ月時、脊髄腫瘍により四肢麻痺が進行して手術を受けたが麻痺が残存して当施設を紹介受診した。初診時、両上肢と右下肢は比較的軽度の麻痺、左下肢は弛緩性完全麻痺であった。起立は右を支持脚としてつかまり立ちが可能で、歩行は左膝を反張位でロックすることにより平行棒内で数 m 可能であった。【治療経過】発症後約 1 年目に経皮的埋め込み電極を左下肢に 19 本刺入し、術後 12 日目から TES を開始した。刺激条件は周波数 20 Hz, パルス幅 0.2 msec, 強度は各筋で十分な収縮が得られる程度に最大 -15 V の範囲で設定した。刺激時間は 1 回 5 分 1 日 3 回から開始し最終的に 1 回 15 分 1 日 5 回としてこれを毎日行った。刺激に対する下肢筋の反応は、股・膝関節周囲筋群が MMT で F から N レベルの収縮が得られ、TES 開始後 3 カ月で股部と大腿の筋萎縮が改善して左大腿周径が 1.5 cm 増大した。起立保持は平行棒内で約 10 分程度可能となり、歩行器を用いて連続 25 m 程度の平地歩行が可能になった。【結論】小児に対する TES は、麻痺による筋萎縮や変性を防ぎ、将来的に機能的電気刺激による起立歩行機能再建も期待できるので有用である。

## III-I-14 頸髄損傷患者に対するトレッドミル歩行訓練の効果 (第 2 報)

<sup>1</sup>浜松市リハビリテーション病院リハビリテーション科, <sup>2</sup>藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学講座  
清水 康裕<sup>1</sup>, 鈴木 亨<sup>1</sup>, 才藤 栄一<sup>2</sup>, 村田 元徳<sup>2</sup>, 榎原 由孝<sup>1</sup>, 三沢 佳代<sup>1</sup>, 大嶋 義之<sup>1</sup>, 小竹 伴照<sup>1</sup>

トレッドミルを用いた免荷式歩行訓練 (TM 訓練) は、脊髄損傷不全麻痺の歩行機能再建に有効である。特に、従来の治療では再獲得不可能な慢性期患者の歩行機能も再建できる可能性が報告されている。今回、受傷後 1 年以上経過した頸髄損傷患者 2 例に訓練する機会を得たので、経過、効果について報告し、考察を加える。【症例 1】44 歳男性、第 7 頸髄残存, ASIA C, 受傷後期間 2 年 6 カ月。下肢筋力 (右/左) は股屈曲 3/3, 膝伸展 3/3, 足背屈 2/2, 足底屈 2/2, 平行棒内歩行レベル, 日常生活では車椅子を常用していた。TM 訓練を免荷 40%, 歩行速度 1 km/hr, 歩行距離 100 m より開始した。訓練は週 5 回, 8 週間行った。最終時には免荷 20%, 歩行速度 2 km/hr, 歩行距離 1000 m まで可能となった。筋力は膝伸展が 4/4 と改善し、実際の歩行能力は屋外レベルに達した。【症例 2】25 歳女性、第 7 頸髄残存, ASIA C, 受傷後期間 1 年 2 カ月。下肢筋力 (右/左) は股屈曲 3/3-, 膝伸展 2/3, 足背屈 1/1, 足底屈 2/2, 立ち上がりは要介助レベルであった。TM 訓練を免荷 40%, 歩行速度 0.7 km/hr, 歩行距離 30 m より週 5 回開始した。4 週間後の現在、平行棒内歩行での立ち上がりが可能なレベルに至っている。TM 訓練の効果の機序としては、脊髄中枢パターン発生器の賦活、吊り下げ機構による姿勢の矯正、通常訓練では困難な歩行距離、歩行時間の達成などが考えられている。訓練経過と下肢筋力の変化、心肺機能の変化など、TM 訓練効果について検討を加えたい。

### 3 フェーズ の取り組み予定

すでに、本研究テーマは臨床応用が平行して進んでおり、十分な成果が得られている。本研究テーマの大部分は工学研究の成果を統合することに特徴があり、単独でフェーズを論じることは極めて奇異であることを念頭に置き、フェーズ への取り組み予定を述べたい。

本研究テーマは、ユーザーである障害者と協力して研究開発を進めることを最大の特徴とし、「市場対話型開発手法」と呼んでいる。この手法はシステム化されており、システムを販売することからフランチャイズ形式の契約を他の研究開発型企业と行うことで、B2B のベンチャー化を進める予定である。従来このような戦略を持つ開発会社は存在しないため。フランチャイズ戦略を実行するにあたり新規にベンチャー会社を立ち上げる必要がある。今後も、本研究テーマを進めるためには医療機関の協力が不可欠であり、現状では東北大学大学院医学系研究科を中心としたフランチャイズを行うことが妥当と考えられる。

臨床 FES の基礎研究は、本プロジェクトが始める前より東北大学大学院医学系研究科で行われており、本プロジェクト期間内に大部分の技術移転を行った。技術移転したほとんどは、長い年月の間、継続して独自に研究を積み重ねたものの延長にあり、国内外を問わず高い評価を受けている。分散型 COE 構想を鑑みて、引き続き東北大学大学院医学系研究科を中心として、基礎研究を進める予定である。

一方、フェーズ で技術移転した臨床用 FES システムは医療的には十分な完成度であり、販売するに十分な段階に達している。しかし、医療用具申請を含めた販売会社との契約を進め、広く普及を図る予定である。一方、現在の日本の状況では販売するにあたり投資が可能な会社が少なく、宮城県内の企業との契約は全く行っていない。県外企業も視野に入れた販売戦略を模索したいと考えている。