

## 機能的電気刺激を用いた対麻痺患者立位の体幹部制御による安定化\*

藤田 欣也\*\*・星宮 望\*\*\*・半田 康延†・市江 雅芳††

### 1. はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: 以下 FES) は、運動神経を電気パルス列で刺激して筋を収縮させ、主に四肢の動作機能を再建するものである。下肢機能では、胸部脊髄損傷により両側の下肢および体幹が麻痺した対麻痺患者の、立位や歩行の再建例が報告されている<sup>1-3)</sup>。現在では、経皮的埋め込み電極を用いることで、平行棒内で30分以上の立位、および片手支持での立位が可能である<sup>3)</sup>。

FESによる立位を日常生活動作に利用するには、両手作業達成のための、姿勢制御機能が必要となる。既報の FES における姿勢制御は、股関節前額面角度の制御<sup>4)</sup>や足関節矢状面角度の制御<sup>5)</sup>など、骨盤から遠位の関節の制御により、安定化を図るものであった。ところが、立位が必要な場面多くでは、机や流し台による骨盤周辺への支持が期待できる。このような環境下では、姿勢制御が必要な部位は、支持部よりも近位の腰部体幹に限定される。しかし、これまで体幹安定化の可能性は、ほとんど検討されていなかった。

体幹安定化の用途には補装具があるが、体幹の運動を完全に制限する補装具は大型で、装着に困難を伴う。そこで本研究では、体幹の傾斜角度を検出して、体幹の筋の刺激強度を調節する FES 姿勢制御システムを構築し、その姿勢安定化効果を臨床的に評価した。

### 2. 原理

立位を行う環境を、骨盤への外的支持が期待できる環境に限定し、腰部体幹の運動のみを考える。ここで

水平面内での回転を無視すると、体幹は、矢状面での運動 (前後屈) と前額面での運動 (側屈) の 2 自由度を持つ倒立振子でモデル化できる。2 自由度倒立振子の安定化には、矢状面および前額面における、傾斜角度の比例+微分 (PD) フィードバック制御が必要であることが、制御工学的に既知である。また、健常者姿勢制御系の周波数特性においても、比例と微分の 2 要素の存在が示唆されている<sup>6)</sup>。よって、矢状面と前額面の、2 つの PD 制御器を用いて体幹の筋を制御すれば、姿勢が安定化されるものと期待される。

### 3. 方法

#### 3-1 体幹傾斜角度制御システム

制御システムでは、第 1 図のように、矢状面と前額面の体幹傾斜角度が胸骨上の傾斜センサで検出され、12 ビットの A/D 変換器を介して計算機 (PC 9801 VX, NEC) に取り込まれ、制御演算を経て、左右の腹直筋と脊柱起立筋の刺激強度が調節される。システムのサンプルレートは、刺激パルスの周期と同一の 50 ms とした。

姿勢変化検出には、振子型の 1 軸傾斜センサ (MA-200, アニマ) を 2 台用いた。センサは、軟部組織の影響を避けるため、胸骨上の皮膚表面に直交方向にはった。センサ出力は、健常者の姿勢制御系に特性を近づける目的と、雑音除去のために、低域通過フィルタ (LPF) として遮断周波数 1 Hz の移動平均処理を行った。

2 つの PD 制御器は、体幹傾斜角度から、矢状面と前額面での比例と微分 (第 1 図中  $K_{ps}$ ,  $K_{ds}$ ,  $K_{pf}$ ,  $K_{df}$ ) の 4 制御係数を用いて、-1 から 1 に正規化された刺激操作量を決定する。各制御係数の値は、限界感度法に準じる方法で、振動しない範囲内の最大値を求めた。

ここで PD 制御器は矢状面と前額面で独立であるが、左右の脊柱起立筋と腹直筋の刺激強度はともに、前額面と矢状面の運動に関与するので、刺激操作量から刺激強度への変換が必要になる。本研究では、演算

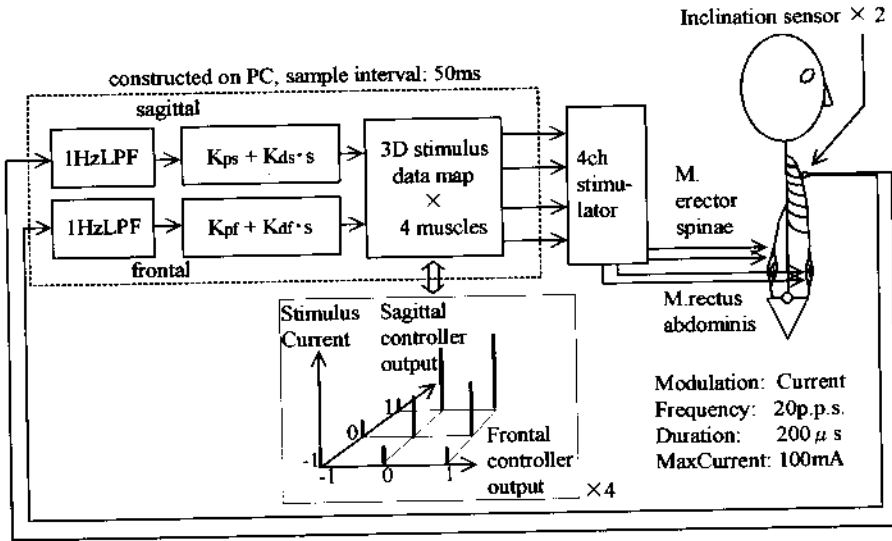
\* 1996年3月14日受付, 1996年7月16日改訂, 1996年9月5日再改訂

\*\* 岩手大学工学部

\*\*\* 東北大学大学院工学研究科

† 東北大学大学院医学系研究科

†† 秋田大学医療技術短期大学部



第1図 体幹傾斜角度制御システムのブロック図

Fig.1 Block diagram of feedback inclination control system with two-degree-of-freedom for trunk stabilization

を簡略化する目的で、第1図のような3次元刺激データ・テーブルを、事前に設定して用いた。動作に対して拮抗筋となる（図では、矢状面と前頭面のいずれかの操作量が-1）時の刺激強度は閾値に、主動筋（両操作量が1）の時は最大値に、設定した。平衡点（両操作量が0）の時には、体幹の機械的インピーダンスが増大するよう、経験的に、4筋が平衡して最大収縮時の約3分の1の強度で収縮するように設定した。残り2点は、平衡点と最大点の中間値に設定した。最後に、平衡点と互いに隣接する2点が構成する8小平面を求め、テーブルを作成した。

決定された刺激は刺激装置から出力され、表面電極を介して、体幹の筋を刺激する。電極は長辺100mm、短辺70mmの導電ゴム製で、筋の走行方向に沿って正負の電極をはった。刺激はパルス間隔50ms、パルス幅200µsの電流パルスを、最大100mAの制限下で振幅変調して用いた。刺激による筋力は、健常者および対麻痺患者において予備評価を行い、立位姿勢で運動可能であることを事前に確認した。

3.2 体幹安定性の評価

第8胸髄損傷で損傷部位以下が完全に麻痺した対麻痺患者（25歳の女性1名）の協力を得て、体幹制御による外乱の抑制効果を評価した。手順は、1) 傾斜センサおよび腹直筋用の電極の設置と、腹直筋刺激強度の設定を腹臥位で、2) 脊柱起立筋の電極設置と刺激強度設定を背臥位で行った後に、3) 立位姿勢での安定性評価、とした。

本システムは下肢の筋への電気的刺激とともに用いることを想定しているが、ここでは筋疲労による特性変化を排除するため、長下肢装具を用いて膝関節を伸展状態に固定し、平行棒を用いて骨盤を固定した。さらに両上肢を平行棒から離して体幹につけた状態で、胸部を後方または左方に、2.5および10Nでステップ状にけん引して、外乱を加えた。姿勢の安定性は、外乱による体幹傾斜角度の変化量によって評価した。外乱印加開始は、制御開始後約5秒であるが、予測による回避行動を避けるため、被験者には外乱印加の時刻を教示しなかった。

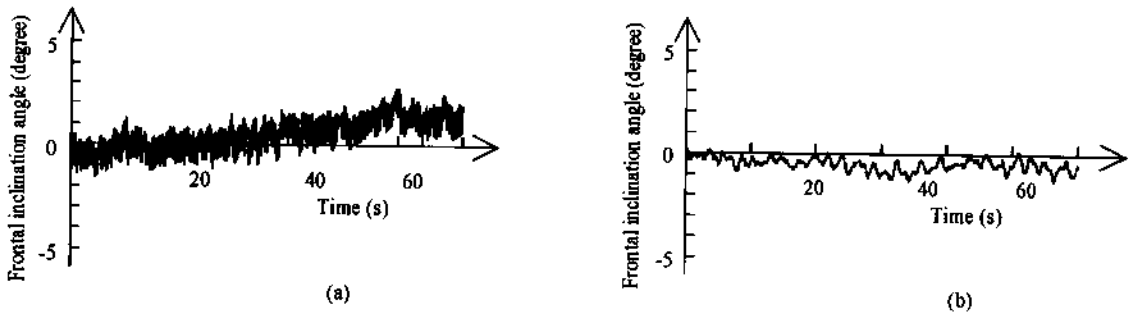
4. 結果

4.1 低域通過フィルタの効果

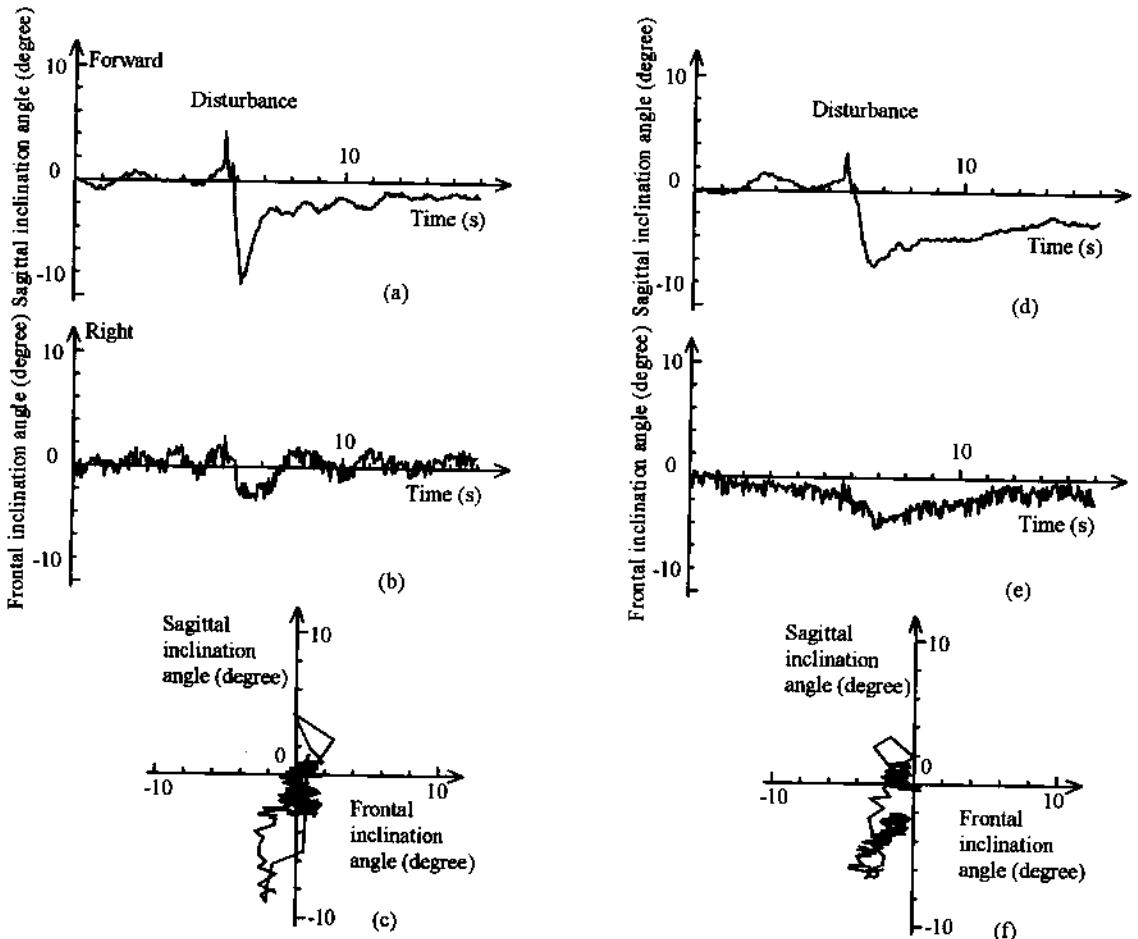
1分間静止立位時の、LPFの有無による姿勢動揺の変化例を第2図に示す。両者ともに、0度付近に保持されており、有界安定になっている。またLPFの付加による、姿勢動揺の高周波数成分の低減効果が確認できる。よって、以下の姿勢安定の評価は、LPFを付加した状態で行った。

4.2 姿勢変動の抑制効果

後方に10Nのステップ状外乱を加えたときの姿勢変化の例が第3図である。第3図(a)では、体幹の後方傾斜と、姿勢制御による復帰が見られる。また非制御時にも、頭部や胸部による姿勢制御機能の残存が、7秒以降の若干の姿勢復帰から確認される。しかし体幹傾斜角度の軌跡（第3図(c, f)）を見ると、非姿勢



第2図 姿勢制御系に低域通過フィルタを追加前(a)、後(b)での静止立位の動揺例  
 Fig. 2 Fluctuation of coronal inclination angle of paraplegic subject during quiet standing using trunk control system between parallel bars. (a) without low pass filter, (b) with low pass filter. ( $K_p=0.2$ ,  $K_d=0.2$ )



第3図 姿勢制御時の矢状面傾斜角度(a)、前頭面傾斜角度(b)の経時変化と軌跡(c)および非姿勢制御時の結果(d)~(f)  
 Fig. 3 Postural fluctuation (a), (b), (d), (e) and representation in X-Y figure (e, f) caused by 10 N backward step disturbance applied at 5 seconds after the recording onset in a Th8 spinal cord injured paraplegic subject, without (a)-(c) and with (d)-(f) feedback control. ( $K_p=0.2$ ,  $K_d=0.5$ )

第1表 各種外乱を加えたときの姿勢の変化量

Table 1 Postural change caused by various step disturbance (N=5, \*p&lt;0.05)

Conditions		Postural change (degree)	
Disturbance	Feedback	Backward	Leftward
		(+ : Forward)	(+ : Right)
2.5N	No	0.68±0.55	0.48±0.62
	Yes	0.63±0.33	0.18±0.26
10N	No	-2.27±1.19*	-5.75±1.24
	Yes	-0.57±1.25*	-5.16±1.61

制御時は、初期姿勢と異なる位置で平衡している。また、前額面傾斜角度には、ほとんど影響が見られないことから、刺激データテーブルによる変数分離の効果が確認できる。

第1表は、外乱による身体傾斜角度の変化を、後方けん引と左方けん引、それぞれ外乱強度別に、各5~7回測定し、平均したものである。外乱が2.5Nと軽微な時は、残存姿勢制御機能により外乱が補償されたため、有意な特性差は見られなかった。他方、外乱強度10Nでは、残存姿勢制御能力では補償困難になり、けん引方向に傾斜していた。この時、矢状面では外乱による姿勢変化が、姿勢制御によって有意に低減されていた。

## 5. 検 討

制御工学的には、制御係数の増大により漸近安定となることが期待されるが、第2図の静止立位時に、さらに制御係数を増大させると、容易に振動し、漸近安定とはならなかった。論文中には示さないが、積分要素を加えたI-PD制御器でも同様であった。ここで第3図を見ると、外乱印加時に、外乱と逆の前方向の成分が見られる。これは傾斜センサが振り型であるため、後方への加速度により振子が傾斜したことによる。この加速度成分の混入が振動の一因と考えられ、測定対象以外の運動の影響を受けにくいセンサの開発が望まれる。

また、制御中の上肢の到達可能範囲を測定したところ、有意な改善は見られなかった。実用的安定性獲得のためには、体幹の高スティフネス化、すなわち非振動的に制御係数を増大させる必要がある。制御器側では、健常者姿勢制御系の非線形特性<sup>7)</sup>のように、動揺が増大するとゲインが減少する非線形要素の導入など

が考えられる。

本システムでは、腹直筋と脊柱起立筋の、左右の収縮力の差による側屈作用を利用したが、第1表のように、外乱の影響の補償に十分な側屈力は得られなかった。側腹部の筋の刺激が必要と考えられる。また、麻痺筋は廃用性萎縮により筋力が低下しているため、継続的な電気刺激による、筋力の再強化も重要である。

第3図(d)からは、対麻痺患者にも若干の姿勢制御機能が残存していることが確認されたが、本システムを含め、既存のFES姿勢制御システムは、残存姿勢制御機能との競合の可能性を考慮していない。随意的筋収縮と同期させるなど、対麻痺者自身の随意的姿勢制御と協調して動作する姿勢制御系の構築が望まれる。

## 6. ま と め

FESによる対麻痺者の立位機能再建において、体幹の安定化を目的とした体幹部の姿勢制御を行い、矢状面における外乱抑制効果を確認した。実用的安定性獲得のためには、センサの改善や筋力獲得などの課題が残された。

本研究は文部省科学研究費奨励研究(A)およびマツダ財団の援助を得た。ここに記して感謝する。

## 文 献

- 1) A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, J. Krajnik & H. Benko: Gait restoration in paraplegic patients — A feasibility demonstration using multichannel surface electrodes FES, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 20, 3/20 (1983)
- 2) E. B. Marsolais & R. Kobetic: Functional electrical stimulation for walking in paraplegia, *J. Bone Joint Surg.*, 69-A-5, 728/733 (1987)
- 3) K. Fujita, N. Hoshimiya, Y. Handa & M. Ichie: Stimulus adjustment protocol for FES-induced standing in paraplegia using percutaneous intramuscular electrodes, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, **REHAB-3-4**, 360/366 (1995)
- 4) J. J. Abbas & H. J. Chizeck: Feedback control of coronal plane hip angle in paraplegic subjects using functional neuromuscular stimulation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **RME-38**, 687/698 (1991)
- 5) 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, *信学論*, **J75-DII-4**, 791/798 (1992)
- 6) 石田明充: 姿勢制御のしくみ, 筋運動制御系, 星宮 望, 赤澤堅造編著, 56/72, 昭見堂, 東京 (1993)
- 7) 藤田欣也, 鈴木 郁: インパルス状外乱を用いた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)

Stabilization of FES-induced Upright Posture in Paraplegics  
by Trunk Feedback Control\*

Kinya FUJITA,\*\* Nozomu HOSHIMIYA,\*\*\* Yasunobu HANDA,† Masayoshi ICHIE††

A feedback sway control system of trunk inclination angles was designed to improve the postural stability of paraplegic standing by functional electrical stimulation (FES). The system was constructed of two proportional-and-derivative (PD) controllers and four co-activation stimulation maps. The performance in postural stability was clinically evaluated by applying a step disturbance while a paraplegic subject with spinal cord injury in thoracic 8th level is quietly standing between parallel bars using knee-ankle-foot-orthosis. The decrease of the backward sway magnitude by using the proposed system was statistically significant, when the 10 N backward disturbance was applied.

---

\* Received on March 14th 1996, Revised on July 16th 1996, on September 5th 1996

\*\* Faculty of Engineering, Iwate University

\*\*\* Division of Engineering, Tohoku University Graduate School

† Tohoku University Graduate School of Medicine

†† Akita University, College of Allied Medical Science