

FESによる対麻痺者立位姿勢のフィードバック制御

正員 藤田 欣也[†] 非会員 野口 隆敏^{††}
 正員 南谷 晴之^{†††} 非会員 戸松 泰介^{††††}

Feedback Control Method for Paraplegic Standing
 by Functional Electrical Stimulation

Kinya FUJITA[†], *Member*, Takatoshi NOGUCHI^{††}, *Nonmember*,
 Haruyuki MINAMITANI^{†††}, *Member and*
 Taisuke TOMATSU^{††††}, *Nonmember*

あらまし 運動筋を支配する末梢神経を電氣的に刺激する機能的電気刺激により、対麻痺患者は平行棒などを用いて立位姿勢をとることが可能である。従来の開ループ刺激制御法では姿勢変化の補償を上肢に依存しており、下肢の刺激へのフィードバック機能を有していなかった。本研究では姿勢変化を検出して補償するために、人間の立位姿勢を足関節を支点とする倒立振子モデルで近似してI-PD制御器を構築した。本システムを用いて第5胸椎損傷対麻痺患者の平行棒内で起立時に矢状面内での姿勢制御を行った結果、立位時の重心動揺が20%以上低減された。

キーワード：機能的電気刺激、姿勢制御、フィードバック制御、リハビリテーション工学、対麻痺者

1. まえがき

筋を支配する末梢神経にパルス電流を用いて刺激を加えると筋が収縮するため、脊髄損傷などにより随意的筋収縮が不可能な麻痺患者においても関節運動を行わせることが可能である。なかでも喪失機能再建の目的で行われる電気刺激は機能的電気刺激(FES)と呼ばれる。FESあるいはFESと補装具の併用により、脊髄損傷などの原因で下半身が麻痺した対麻痺者の立位や歩行⁽¹⁾⁻⁽⁷⁾といった下肢機能の再建、また四肢麻痺者の把持動作⁽⁸⁾などの上肢機能の再建が報告されている。従来のFESによる対麻痺患者の立位は大腿四頭筋への刺激で膝関節を伸展位に保持する方法⁽³⁾に見られるように、重力に対抗して立位姿勢をとることを主目的と

しており、姿勢変化の補償は上肢に依存していた。FESによる立位中に上肢への依存を低減するためには、姿勢変化に応じて下肢への刺激を適切に制御する方法が有効であると考えられる。FESへのフィードバック制御の適用例は、PID制御や適応制御などがあり⁽⁹⁾⁻⁽¹⁷⁾、単一筋の収縮力や関節角の制御が可能である。また立位中の膝関節の伸展位での制御⁽⁵⁾や股関節の前額面内での制御⁽³⁾なども試みられている。

一方最も単純に考えると身体の前後方向である矢状面内での人間の姿勢制御機構は、身体の傾斜を検出して足関節周りのトルクを発生することにより身体傾斜を補償するフィードバック制御系と考えられる。筆者らはFESによる立位再建において足関節角度をフィードバック制御することによる姿勢安定化の可能性を、倒立振子モデルによる解析と健常人における基礎実験によって検討してきた⁽¹⁸⁾。ここでは実際に対麻痺者の立位時の身体動揺を低減することを目的とし、制御結果と明らかになった問題点について検討する。

2. 姿勢制御系モデルと FES 姿勢制御器

矢状面内での人間の立位姿勢を最も単純なモデルで

[†] 湘南工科大学電気工学科, 藤沢市
 Shonan Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan
^{††} 国立療養所箱根病院, 小田原市
 Hakone National Hospital, Odawara-shi, 250 Japan
^{†††} 慶応義塾大学理工学部電気工学科, 横浜市
 Faculty of Science and Technology, Keio University,
 Yokohama-shi, 223 Japan
^{††††} 東海大学医学部整形外科, 伊勢原市
 School of Medicine, Tokai University, Isehara-shi, 259-11 Japan

表現すると足関節を支点とする倒立振子となる。健康人は前庭系、視覚系や体性感覚系などの感覚情報をもとに身体の傾斜角度や加速度などを検出して、身体各部の筋収縮力を制御することにより力学的に不安定な立位姿勢を安定に保持していると考えられる。ここで人間を剛体と考えれば、足関節周りのトルクのみによって姿勢制御が可能となる。この仮定が成立するためには、膝、股関節などの関節が固定されており、かつ体重を支持している点である床反力作用点が足底部内にある必要があり、身体傾斜が微小範囲内であればこの仮定が成立するものとする。このような条件のもとで倒立振子の制御を考えると、足関節トルク T と直立姿勢からの傾斜角度 θ をそれぞれ入力と出力とし、倒立振子で近似される骨格系の伝達関数 $G(S)$ は

$$G(S) = \frac{\theta(S)}{T(S)} = \frac{K_s}{S^2 - a^2} \quad (1)$$

なる不安定系である。但し a 、 K_s は身長、体重と重力加速度によって決定される定数である。ここで図1のように身体の傾斜角度と速度、すなわち身体傾斜角の比例と微分要素によるフィードバック制御を仮定する。

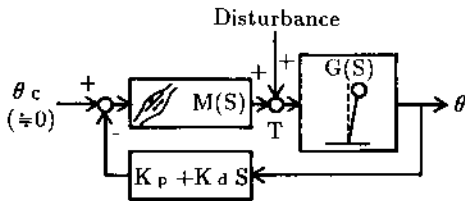


図1 健康人姿勢制御系のモデル

Fig. 1 Block diagram of the human posture control system.

比例と微分の係数をそれぞれ K_p と K_d とし、筋の特性 $M(S)$ を無視したとき、ほぼ0度とみなされる目標傾斜角度 θ_c から傾斜角度 θ までの一巡伝達関数は

$$W(S) = \frac{\theta(S)}{\theta_c(S)} = \frac{K_s}{S^2 + K_s K_a S + (K_s K_p - a^2)} \quad (2)$$

で示される2次遅れ系になり、外乱から傾斜角度への伝達関数も同様の2次遅れとなる。各フィードバック係数を適切に設定すれば位置と速度のPDフィードバックにより足関節周りの外乱トルクを補償可能であることが明らかである。

また健康人の姿勢制御器の特性にも位置と速度、すなわち比例と微分のフィードバック成分を見出すことが可能である⁽⁹⁾。そこで本研究では姿勢安定化のための比例と微分要素に定常偏差を補償するための積分要素を加えて図2に示すようにI-PD制御器を用いて、左右両足にそれぞれ独立な二つの制御器を用いた。

姿勢を前後傾させる制御トルク T は下腿部の筋である前脛骨筋 (Tibialis Anterior) と腓腹筋 (Gastrocnemius) を拮抗筋刺激した。筋は一方向性のアクチュエータであるため、前傾させる場合と後傾の場合で前脛骨筋と腓腹筋を適時切り換える必要があるが、神経-筋系は刺激に対して不感帯をもつ非線形特性を示すため、しきい値が正確に既知でなければ、切り換えが円滑に行われない。ところがしきい値は疲労により変化するため、二つの筋を同時に収縮させておき、収縮力の差により制御トルクを得る方法が拮抗筋刺激 (coactivation) である。拮抗筋刺激を用いれば足関節角度と同時に足関節の硬さ (機械インピーダンス) も制御

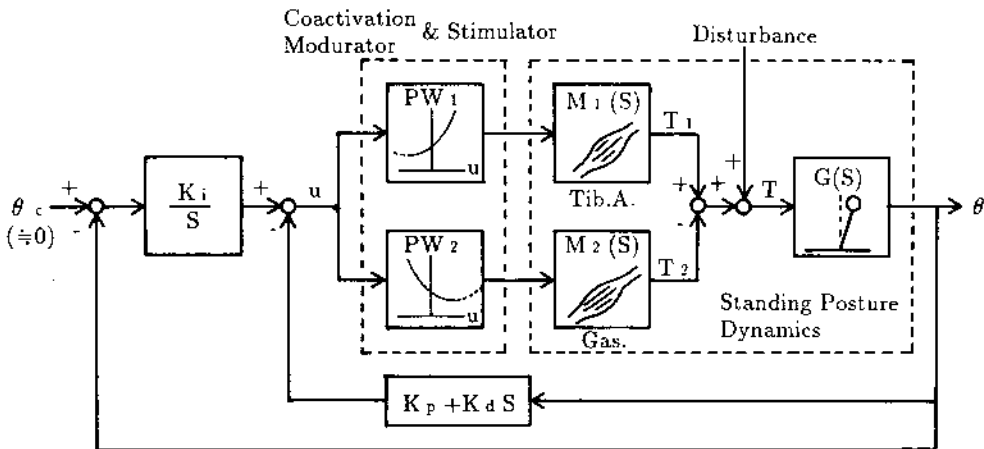


図2 FES 姿勢制御器のブロック図

Fig. 2 Block diagram of the FES posture control system.

することが可能であるが⁽²⁰⁾、制御システムが複雑になることから、ここでは前脛骨筋と腓腹筋の円滑な切換えのみを目的として、二つの筋の刺激強度の関係は固定とした。拮抗筋刺激法では、I-PD 制御器から拮抗筋刺激器への操作量入力 u が 0 のときにも前脛骨筋と腓腹筋を刺激し、それらの収縮力を平衡させることにより足関節トルク T を 0 とする。この操作量 0 のときの刺激強度を以下では平衡値と表現する。従って拮抗筋刺激器の特性はしきい値、最大値、平衡値の三つの刺激強度により決定され、本研究では 3 者を満たす関数として、操作量 u と前脛骨筋と腓腹筋の刺激強度であるパルス幅 PW_1 , PW_2 の関係を図 2 中央部波線で囲まれた部分に示すような 2 次関数形状とした。

このとき簡単のために二つの筋のゲイン、しきい値の相違を正規化して両者の静特性が同一と考える。拮抗筋刺激器の二つの 2 次関数はしきい値、最大値、平衡値が与えられると一意に決定され、定数 p, q, r を用いて

$$PW_1 = p(u + q)^2 + r \quad (3)$$

$$PW_2 = p(u - q)^2 + r \quad (4)$$

と表現できる。筋のしきい値を T_h 、反応域でのゲインを K とすると、発生するトルク T_1 , T_2 は

$$T_1 = K(PW_1 - T_h) \quad (5)$$

$$T_2 = K(PW_2 - T_h) \quad (6)$$

となる。身体傾斜に対して働く制御トルク T は静的には

$$T = T_1 - T_2 = 4Kpq u \quad (7)$$

なるトルクの差で与えられ、操作量 u に対して静的には線形関係が得られる。そこで二つの筋の動特性の差を無視して操作量から制御トルクへの伝達関数を

$$M(S) = \frac{K_m}{1 + \tau S} \quad (8)$$

という 1 次遅れで近似する。このとき目標角度 θ_c から傾斜角度 θ への、また外乱から傾斜角度への一巡伝達関数を求め、Routh の判別法を用いて安定性解析を行ったところ、制御器の各係数を正の値の範囲内で適切に選択すれば安定条件を満足することが確認された。

3. 制御システム

制御システムは図 3 に示すように計算機、刺激装置、角度センサを装着した短下肢装具などからなる。姿勢が傾斜すると、プラスチック短下肢装具のかかと部分が変形し、ひずみゲージによって検出された足関節角が増幅器を介してサンプル間隔 20 ms、分解能 12 ビツ

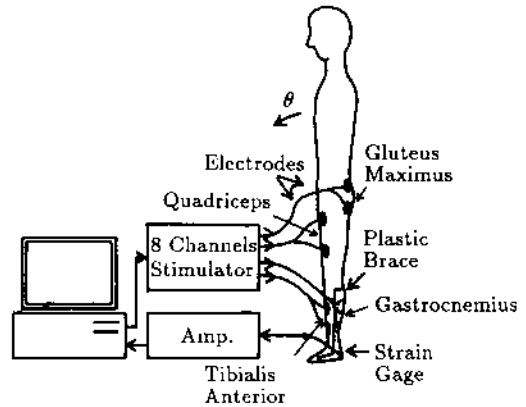


図 3 装置構成
Fig. 3 Hardware system and the experimental set-up.

トで A-D 変換され計算機 (PC-286LS) に入力される。計算機は足関節角度をもとに I-PD 制御演算を行い、刺激パルスを決める。更に計算機からの命令により刺激装置から出力される刺激パルスは、筋の両端付近の皮膚表面上に置いた約 30 cm² の導電性ゴム製表面電極を介して腓腹筋と前脛骨筋を刺激する。刺激パルスは周期 40 ms の電流パルスで、振幅は最大 100 mA までの範囲内で固定し、パルス幅を 0~300 μ s の範囲内で操作した。

立位姿勢に関する膝関節は健康人、対麻痺患者ともに大腿四頭筋 (Quadriceps) をあらかじめ設定した一定強度で刺激することにより伸展位で固定する方法をとった。更に対麻痺患者では股関節と体幹の安定のために、大臀筋 (Gluteus Maximus) を刺激し、コルセットを用いて平行棒内で制御を行った。

4. 実験結果

4.1 健康被験者

22 歳健康人男性被験者の姿勢制御を行った結果が図 4 で、図 4 (a), (c), (e) の刺激パルス幅はそれぞれ下の図 4 (b), (d), (f) の姿勢傾斜角に対応している。このときの刺激振幅はすべて前脛骨筋 (Tibialis Anterior), 腓腹筋 (Gastrocnemius) とともに 60 mA である。図 4 (b), (d), (f) 中に矢印で示される時刻において被験者の腰部を AC モータと電極クラッチを用いて一定時間牽引することにより前方向への外乱を加えて応答を比較した。荷重センサを用いてサンプル間隔 10 ms で計測したところ外乱トルクは約 24 Nm、牽引時間は 0.66 sec であった。また被験者自身には自発的な姿勢制御を行わないように指示した。健康人の自

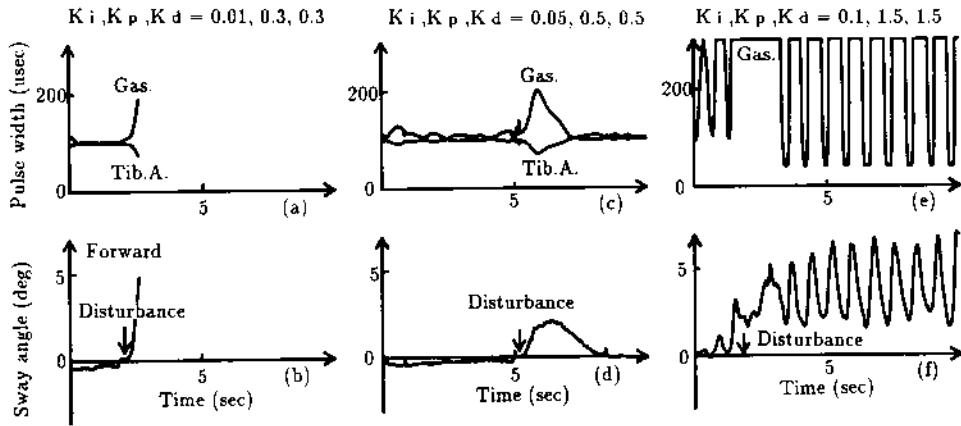


図4 健康人の姿勢制御中における外乱の影響
 (a),(c),(e)のパルス幅はそれぞれ(b),(d),(f)の姿勢傾斜角に対応。
 制御係数が(a),(b)不足,(c),(d)適切,(e),(f)過大の場合
 Fig. 4 Influence of the forward leaning disturbance on FES feedback
 standing of normal subject. The pulse width(a),(c),(e) are corre-
 sponding to the sway angle(b),(d),(f), respectively. The feedback
 gains are insufficient(a),(b), appropriate(c),(d)and excessive
 (e),(f).

発的姿勢制御の影響を完全に排除することは困難であるが、制御器の係数を変化させたときの挙動を比較する上では問題とはならないと考えた。また10名以上の健康被験者に対して実験を行い、同一傾向の結果を確認している。

図4(a),(b)の結果は制御係数が不足している場合で、図4(a)では姿勢変化を補償する腓腹筋のパルス幅が増加しているが、係数不足で刺激の増加量が姿勢の変化量に対して十分でないため、図4(b)において外乱による姿勢変化を補償できていない。係数不足のときに外乱の影響が抑制できていないことから、実験中における被験者自身の姿勢制御が抑制されていることが確認される。図4(c)では図4(a)に比較して姿勢変化に対する刺激増加量が大きいため、図4(d)に見られるように外乱による姿勢変化が3秒程度で補償されている。このときの刺激係数は、今回のシステムにおけるほぼ適切な値をとっていると考えられる。更に制御係数が過大になると、図4(f)に示されるように振動を発生し、図4(e)の刺激パルス幅もしきい値から最大値まで振動している。前傾した状態で振動しているのは、振動の原因が主として微分ゲイン過大によるものと考えられる。

以上よりフィードバックゲインを変化させたときのシステムの基本的な挙動は2次遅れ系である式(2)の一巡伝達関数から推定されるものと一致し、適切な制御

係数により姿勢の安定化に有効であることが確認された。各係数を変化させて試行を行ったところ、制御器の構造から明らかのように姿勢の安定性に関与するのは比例と微分要素であり、積分要素は過大な場合を除いて影響がなかった。

また図4(f)においては振動が発生しているが転倒には至らなかった。制御中に膝関節が足関節と同時に逆方向に振動していたため、重心の振動が足関節角度から推定される値よりも低減されていたことが原因と考えられる。更に制御係数を大きくすれば振動の振幅が増大して転倒に至る。振動現象は対麻痺患者の姿勢制御においても観察され、本システムの重要な問題点の一つであるため後に検討する。

4.2 対麻痺患者

上述のシステムを用いて受傷後1年、年齢19歳の第5胸椎損傷男性対麻痺患者の姿勢制御を行った。但し患者の筋力は麻痺により低下しているため10秒刺激と10秒休止の反復を1日当り30分間行い、前脛骨筋、腓腹筋、大腿四頭筋の筋力を再強化した後に⁽²¹⁾立位を行った。図5は開ループ制御により起立動作から立位保持そして着座動作までを行うための刺激パターンである。大腿四頭筋への刺激と、平行棒を用いて上肢により起立動作を行い、大腿四頭筋と大臀筋への刺激と上肢の支持により姿勢を維持するものである。また対麻痺患者に多く見られるように、この患者は尖足の影

響でかかるとが浮いた状態になりやすいため前脛骨筋に一定の刺激を加えた。姿勢制御時は大腿四頭筋と大臀筋に図5と同一の開ループ刺激を行い、前脛骨筋と腓腹筋をフィードバック制御した。

姿勢制御の結果の例を図6に示す。但し、積分係数の姿勢の安定性への関与は小さいため、比例と微分のみでの制御結果である。制御係数は健康人実験での結果をもとに、試行錯誤により振動しない範囲内で行えるだけ大きな値とした。結果を見ると身体傾斜角度は0度近傍に保たれており、起立動作開始後25秒付近で姿勢が前傾したときに、腓腹筋が刺激され補償されている様子が観察される。また制御中に2度程度の定常偏差が見られるが、積分要素を用いても有意な減少傾向は見られなかった。これは検討で述べるように現在のシステムでは制御係数の増加による振動を十分に抑制できないため、定常偏差を補償するのに十分な積分係数を与えられないためであると考えられる。

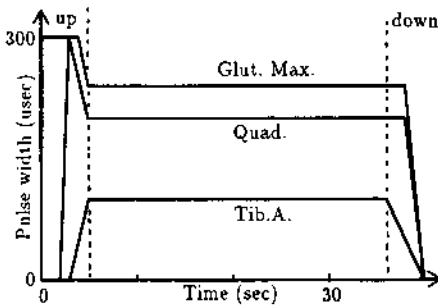


図5 開ループ立位時の刺激パターン
Fig. 5 Stimulus pattern for the open-loop standing.

次に開ループ制御時に対する安定性を比較するために、平行棒支持で30秒間の床反力作用点の動揺軌跡を床反力計を用いて計測したものが図7である。図7(a)はフィードバックなしのときで、図7(b)は図6に示した制御時の動揺軌跡である。両者の動揺軌跡の中心が異なるのは、起立動作の完了時刻における床反力作用点を原点にとって表示したため、起立動作の差異によるものである。図7(a), (b)両者を比較すると、

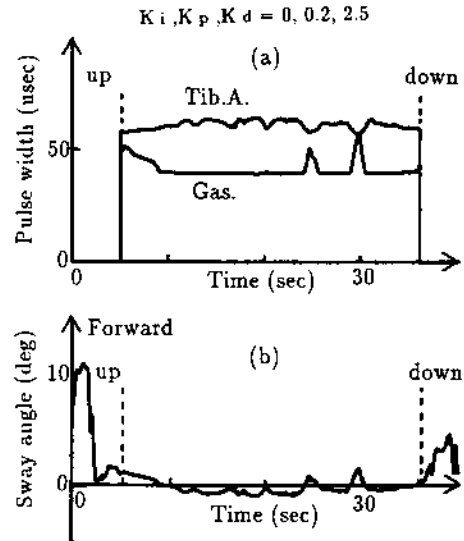


図6 第5番胸椎損傷対麻痺患者の平行棒内での姿勢制御結果(波線間の時間)
Fig. 6 Feedback standing of No. 5 thoracic region injured paraplegic patient between parallel bars. (a) stimulus pulse width of tibialis anterior and gastrocnemius, (b) sway angle.

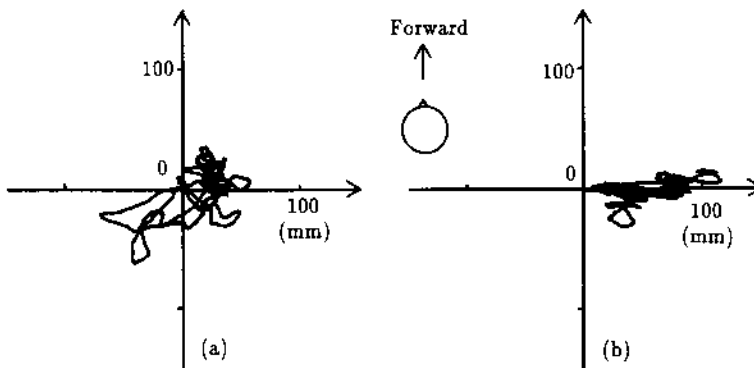


図7 平行棒内30秒間立位保持時の床反力作用点軌跡
Fig. 7 Zero moment point trajectory of the ground reaction force while 30 seconds (a) open-loop, (b) feedback standing between parallel bars.

フィードバックにより明らかに矢状面内での動揺幅が減少している。また制御を行っていない前額面での動揺幅には顕著な差は見られない。矢状面内での動揺幅は、各5試行の平均で開ループ時に65.8mm、フィードバック時に48.1mmであり、フィードバックにより約27%減少した。対麻痺患者の立位姿勢の安定性は麻痺部位の各関節の状態により、個体差が大きいため他の患者で同程度の安定性を示すとは考えにくい。フィードバックにより安定性が増加したことは確認できた。

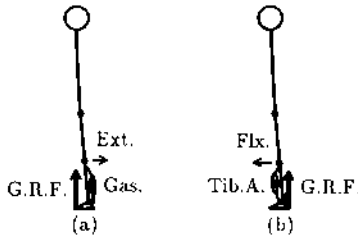


図8 床反力作用点の膝関節への影響
床反力が膝関節よりも(a)前方に位置するとき伸展方向、(b)後方に位置するとき屈曲方向に作用
Fig. 8 Influence of the ground reaction force against the knee joint motion, while the ground reaction force is positioned (a) in front, (b) at the back of the knee joint.

5. 検 討

本システムにより FES による立位時の矢状面内での身体動揺が低減されたが、平行棒支持なしでは十分な安定性を得られなかった。振動を発生せずに制御係数を増加させることが可能であれば、より安定な立位が得られる可能性がある。そこで健康人実験によって問題点と改善の可能性を検討した。

図4(f)に見られるような制御中の振動は身体全体が動揺する足関節のみの振動ではなく、足関節と同時に膝関節の振動も観察された。膝関節の伸展筋である大腿四頭筋への刺激は制御期間内は一定であるので、膝関節の振動は足関節制御が影響を及ぼしているものと考えられる。図8(a)において腓腹筋収縮による足関節の底屈トルクによって、床反力作用点は前方に変位する。ここで床反力作用点が膝関節よりも前方に位置すれば床反力は膝関節の伸展方向に働く。逆に図8(b)のように前脛骨筋が収縮して床反力作用点が膝関節よりも後方に位置すれば床反力は膝関節の屈曲方向に働く。従って足関節角度制御のための刺激が膝関節の伸展と屈曲にも作用するため、足関節と共に膝関節も振動した原因であると考えられる。関節の動きにくさのパラメータである機械インピーダンス⁽²²⁾は近似的に伸筋と屈筋の収縮力の和に比例することが知られており⁽²³⁾、実験的にFESで機械インピーダンスを制御することも

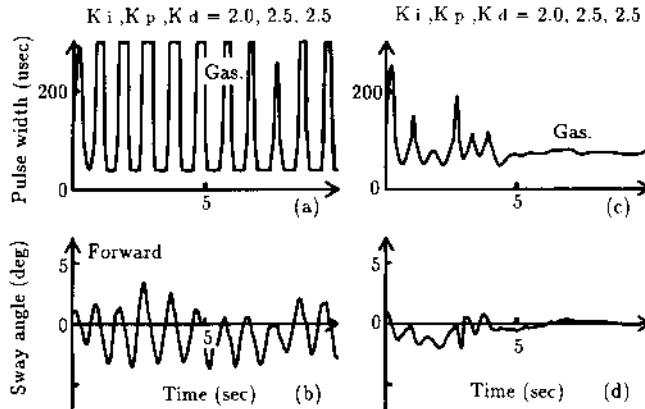


図9 大腿四頭筋の健康人姿勢制御への影響
(a),(c)のパルス幅はそれぞれ(b),(d)の姿勢傾斜角に対応。大腿四頭筋刺激振幅は(a),(b)30mAと(c),(d)50mA
Fig. 9 Influence of the quadriceps stimulation on the posture control. The pulse width (a),(c) are corresponding to the sway angle (b),(d) respectively. The quadriceps stimulus amplitudes are 30 mA (a),(b) and 50 mA (c),(d).

可能であった⁽²⁰⁾。よって大腿四頭筋の収縮力を刺激により増加させれば、膝関節が十分に強固に固定されて振動が発生しにくくなり、更に制御係数を大きくとることが可能であると考えられる。

そこで大腿四頭筋への刺激強度を変化させて健常人実験を行った結果が図9である。制御係数は振動が観察される程度に設定してある。大腿四頭筋への刺激が30 mAの図9(a), (b)ではパルス幅、姿勢傾斜角度ともに持続的に振動しているのに比較して、50 mAの図9(c), (d)では振動が抑制されている様子が観察される。膝関節の伸展トルクが増加すると、膝関節の機械インピーダンスが増加して倒立振子での近似が成立する範囲が増大して、制御係数を大きくすることが可能であることがわかる。しかし大腿四頭筋への連続的な刺激は筋疲労を助長するため、下腿部への刺激や床反力作用点と連動して大腿四頭筋への刺激を制御することが望ましく、今後の課題である。

次に、本システムは足関節の角度を検出することにより身体の傾斜を測定しているが、体幹に急激な外乱が加わったときには股関節が屈曲あるいは伸展するため、本研究で仮定した倒立振子による近似が成立しなくなる。本システムによる健常人立位制御中にパルス幅40 ms、トルク310 Nmの外乱を加えたところ、姿勢変化を足関節角度からは検出できなかった。従って急激な外乱による姿勢変化を補償するためには、体幹あるいは頭部で姿勢の傾斜を検出し、股関節に作用する筋にフィードバックすることも必要になってくると考えられる。

6. むすび

対麻痺者のFESによる立位の再建において、矢状面内での姿勢制御により前後方向の動揺を低減可能であることを示し、姿勢のフィードバック制御の有効性を示した。また、より安定な立位を得るためには膝関節と足関節の協調制御が必要であることが明らかになった。更に今回は制御していない前額面内での姿勢制御の問題など、臨床的に実用可能なシステムとするためには多くの課題が残されている。

謝辞 本研究は文部省科学研究費(一般研究(C)および奨励研究)ならびに財団法人日産科学振興財団の助成を受けたものである。ここに記して感謝する。

文 献

(1) Kralj A., Bajd T., Turk R., Krajnc J. and Benko H. : "Gait restoration in paraplegic patients : A feasibility

- demonstration using multichannel surface electrodes FES". *J. Rehabilitation R&D*, **20**, 1, pp. 3-20 (1983).
- (2) Chizeck H. J., Kobetic R., Marsolais E. B., Abbas J. J., Donner I. H. and Simon E. : "Control of functional neuromuscular stimulation system for standing and locomotion in paraplegics", *Proc. IEEE*, **76**, 9, pp. 1155-1165 (1988).
- (3) Jaeger R. J., Yarkony G. M. and 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, pp. 720-728 (1989).
- (4) Popovic D., Tomovic R. and Schwirtlich L. : "Hybrid assistive system-The motor neuroprosthesis". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-36**, 7, pp. 729-737 (1989).
- (5) Andrews B. J., Baxendale R. H., Barnett R., Phillips G. F., Yamazaki T., Paul J. P. and Freeman P. A. : "Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback". *J. Biomed. Eng.*, **10**, 2, pp. 189-195 (1988).
- (6) Solomonow M., Barrata R., Beaudette P., Shoji H. and D'Ambrosia R. : "Gait performance of paraplegics ambulating with the reciprocating gait orthosis powered by electrical muscle stimulation". *Proc. IEEE 11th Ann. Conf. EMBS*, pp. 1013 (1989).
- (7) Saito C., Ichie. M., Handa T., Takahashi H., Kameyama J., Tanaka Y., Handa Y. and Hoshimiya N. : "FES-controlled locomotion in the paraplegic patient". *Advances in external control of human extremities x*, pp. 91-97 (1990).
- (8) 平田康延, 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, pp. 1-7 (1986).
- (9) Vodovnik L., Crochetiere W. J. and Reswick J. B. : "Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonist". *J. Med. Biol. Eng.*, **5**, pp. 97-109 (1967).
- (10) Stanic U. and Trnkoczy A. : "Closed-loop positioning on hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-21**, 5, pp. 365-371 (1974).
- (11) Crago P. E., Mortimer J. T. and Peckham P. H. : "Closed-loop control force during electrical stimulation of muscle". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-27**, 6, pp. 306-312 (1980).
- (12) Wilhere G. F., Crago P. E. and Chizeck H. J. : "Design and evaluation of a digital closed loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-32**, 9, pp. 668-676 (1985).
- (13) Allin J. and Inbar G. F. : "FNS control schemes for the upper limb". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-33**, 9, pp. 818-828 (1986).
- (14) Bernotas L., Crago P. E. and Chizeck H. J. : "Adaptive control of electrically stimulated muscle". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-34**, 2, pp. 140-147 (1987).
- (15) 藤田欣也, 飯倉直明, 久保公人, 南谷晴之 : "筋電気刺激

による目標値フィルタを備えたヒト足首関節制御システム”, 信学論(D), **J70-D**, 8, pp. 1651-1658 (1987-08).

- (16) 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 藤田欣也, 南谷晴之: “電気刺激による筋張力制御系の安定性の評価”, 信学論(D-II), **J72-D-II**, 9, pp. 1543-1549 (1989-09).
- (17) 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, pp. 2692-2695 (1988-12).
- (18) Fujita K., Minamitani H., Noguchi T., Murakami K. and Tomatsu T.: “Design of feedback FNS standing system”, *Advances in external control of human extremities x*, pp. 131-143 (1990).
- (19) 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”, *ME 誌*, **22**, 6, pp. 451-454 (1984).
- (20) 久保公人, 藤田欣也, 板倉直明, 井口弥寿彦, 南谷晴之: “FES 二関節制御系における拮抗筋の硬さ制御を用いた外乱抑制”, 信学論(D-II), **J74-D-II**, 1, pp. 274-281 (1991-01).
- (21) 野口隆敏, 宗 定伸, 鳥山克佳, 村上慶郎, 藤田欣也: “両下肢麻痺患者への電気刺激による筋力強化について”, 第2回日本理学診療医学会, p. 17 (1990).
- (22) 伊藤宏司: “筋運動制御機構”, *計測と制御*, **25**, 2, pp. 131-135 (1986).
- (23) 朴 炯俊, 榎本秀忠, 赤澤堅造: “ヒト骨格筋の機械インピーダンス調整機構の解析”, 第11回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, pp. 129-140 (1989).

(平成3年5月20日受付, 10月14日再受付)



藤田 欣也

昭58慶大・工・電気卒, 昭63同大大学院博士課程了. 同年相模工大(現湘南工大)・電気講師, 現在に至る. 機能的電気刺激を中心に, 生体の運動制御機構の解析と再建の研究に従事. 工博. IEEE, ME学会, 計測自動制御学会, バイオメカニズム学会各会員.



野口 隆敏

昭52東邦大・医卒, 昭53東海大整形外科入局. 昭61国立療養所箱根病院出向. 昭63同病院整形外科医長. 平2同病院理学診療科医長併任. 専門は脊椎, 膝関節外科, スポーツ医学. 医博.



南谷 晴之

昭41慶大・工・電気卒. 昭46同大大学院博士課程了. 昭45慶大・工・電気助手. 同大専任講師, 助教授を経て現在教授. 生体情報処理, 生体画像処理, 生体制御の研究に従事. 工博. ME学会, 計測自動制御学会, 人工臓器学会各会員. 著書「電子電気工学大要」(日新出版, 共著), 「痛み—基礎と臨床—」(朝倉書店, 共著).



戸松 泰介

昭42慶大・医卒, 昭43慶大・医・整形外科助手. 昭51イギリス・リーズ大留学. 昭57同大講師. 昭59東海大・医・整形外科助教授. 現在に至る. 専門は膝関節外科, 関節鏡学, 関節のバイオメカニクスなど. 医博.