

5に示す。ハムストリングスへの電気刺激を印加しない場合でも、20 cycle目において各関節角度は適切に制御できていることがわかる。

一方、制御開始初期の過渡的な状態においては、刺激スケジュールの違いにより制御結果に差がみられた。図6は、膝関節角度の制御結果を示すが、遊脚（麻痺側）の足関節の底屈による蹴り出しの力（床反力）によって膝関節が受動的に屈曲するため、図3(a)の刺激スケジュールの場合には、制御の初期段階では過剰な膝屈曲が生じ、足関節の最大底屈角度が目標角度へ近づくにしながら、膝関節も最大屈曲角度の目標角度へ近づいていく様子が確認された。一方、ハムストリングスへの刺激を除いたスケジュール（図3(b))の場合には、ハムストリングスによる過剰な膝屈曲が生じないので、単調に目標値へ到達した。

4. 考察

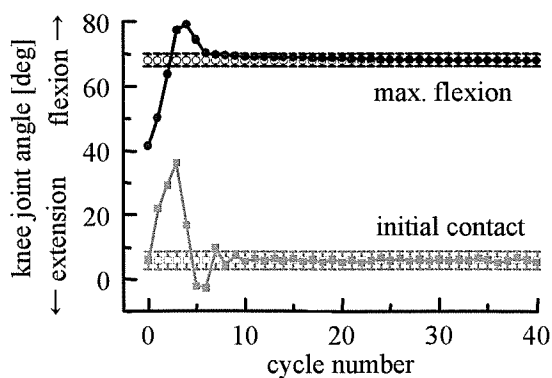
本報告では、構築した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションで、足関節の受動粘弾性要素のパラメータ値が変わると、先行研究の制御法では対処できない場合があることを新たに確認し、制御法に改良を加えた。この改良型の制御法により適切に制御が行えることが確認できたので、臨床応用において患者によって麻痺の程度や筋・骨格系の特性が変わる場合でも本制御器は有効になると考えられる。

本報告での結果より、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器が、床反力を考慮した場合でも有効であることを確認できた。足関節底屈による床反力が生じる場合には、これまでに作成された電気刺激スケジュールからハムストリングスへの刺激を除いた方が、過渡的な状態で過剰な屈曲や伸展が生じにくく、また、被刺激筋が少なく済むので有効であると考えられる。一方、足関節底屈による床反力は、遊脚期開始から膝関節の最大屈曲までの運動に補助的な力として働くと考えられ、足関節底屈力が弱く、十分な蹴り出しが得られない場合には、ハムストリングスへの刺激を含むこれまでの電気刺激スケジュールの方が有効であるといえる。

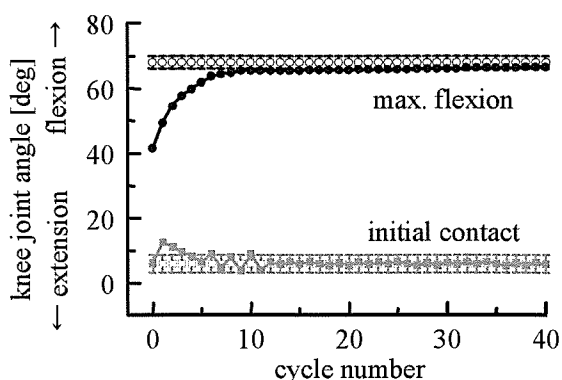
今回の計算機シミュレーションでは、標準的な被験者を想定し、制御器パラメータを事前に調整している。筋・骨格系の特性が異なる場合については、以前の計算機シミュレーションでの検討結果から、我々が提案したメンバシップ関数の自動調整機能を有するファジィ制御器を用いることで対応できると思われる[1]。しかし、制御開始初期の過剰な屈曲や伸展に対しては、そのような自動調整だけでは対応できない場合があると思われるので、被験者の筋・骨格系の特性に応じた刺激スケジュールを用いる方が、より適切であると考えられる。

5. おわりに

本報告では、床反力を考慮して FES 歩行制御を検討するために、筋・骨格モデルと床面モデルの構築を最初に行った。構築した筋・骨格モデルを用いて、先行研究で提案した cycle-to-cycle 制御法に基づくファジィ制御器による遊脚期の FES 制御に関する計算機シミュレーションを行った結果、筋・骨格系の特性によっては適切に制御できない場合があることを確認し、足関節制御器の改良を行った。これにより、被験者の筋・骨格系の特性が異なる場合でも適切に制御できることが確認された。



(a) ハムストリングスを含む場合



(b) ハムストリングスを除いた場合

図6 以前に作成した電気刺激スケジュールによる膝関節角度の制御結果（床面モデルを適用した場合の最初の40 cycle）。黒色シンボルは制御結果、白色シンボルは目標角度、エラーバーは $\Delta\theta$ を表す。

次に、床面モデルを適用することにより、遊脚期開始における床反力が遊脚に及ぼす影響をモデルに反映させることを可能にし、より現実的な歩行状態をシミュレーションできるようにした。床反力を考慮して、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御を行った結果、これまでに作成した刺激スケジュールでも動作を再建可能であることを確認したが、過渡的な状態では過剰な屈曲や伸展が生じる可能性があることが確認され、足関節の底屈力を考慮して刺激スケジュールを修正する方が有効であることを示した。

謝辞

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究(B)）の補助を受けた。記して感謝する。

参考文献

- [1] A.Arifin, T.Watanabe, N.Hoshimiya: "Design of fuzzy controller of the cycle-to-cycle control for swing phase of hemiplegic gait Induced by FES," IEICE Transactions on Information and Systems, E89-D(4), pp.1525-1533, 2006.
- [2] M.G.Pandy, N.Berme: "A numerical method for simulating the dynamics of human walking," J.Biomechanics, 21(12), pp.1043-1051, 1988.
- [3] G.T.Yamaguchi, F.E.Zajac: "Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation : A computer study," IEEE Trans. Biomed. Engng, 37(9), pp.886-902, 1990.
- [4] N.Ogihara, N.Yamazaki: "Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model," Biol. Cybern., 84, pp.1-11, 2001.
- [5] 渡邊高志, 帖佐征一, 吉澤 誠, 星宮 望: "機能的電気刺激 (FES) による麻痺上肢制御法の開発における筋骨格モデルの利用", 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.135-138, 2004.
- [6] BM.Nigg, W.Herzog: "Biomechanics of the Musculo-skeletal system," John Wiley & Sons, Inc., 1995.
- [7] GM.Eom, T.Watanabe, R.Futami, N.Hoshimiya, Y.Handa: "Computer-aided generation of stimulation data and model identification for functional electrical stimulation (FES) control of lower extremities," Frontiers Med. Biol. Engng, 10(3), pp.213-233, 2000.
- [8] M.Vevy, J.Mizrahi, Z.Susak: "Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation," J. Biomed. Engng, 12, pp.150-156, 1990.
- [9] M.G.Pandy, B.A.Ganer, C.Anderson: "Optimal control of non-ballistic muscular movements- a constraint-based performance criterion for rising from a chair," J. Biomech. Engng, 37, pp.15-26, 1995.
- [10] D.T.Davi, M.L.Audu: "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait," J. Biomech., 20, pp.187-201, 1987.
- [11] 長谷和徳, 山崎信寿: "神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実 2 足歩行類似運動の生成", 計測自動制御学会論文集, 33(5), pp.448-454, 1997.
- [12] 日本ロボット学会: "ロボット工学ハンドブック", コロナ社, pp.214-216, 1990.
- [13] 長谷和徳, 山崎信寿: "神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実 2 足歩行類似運動の生成", 計測自動制御学会論文集, 33(5), pp.448-454, 1997.

片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法 —モデルシミュレーションによる表面電気刺激用データの検討—

渡邊 高志* 柴田 聡** Achmad Arifin† 吉澤 誠* 星宮 望†

* 東北大学情報シナジーセンター 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

** 東北大学大学院工学研究科 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

† Institute of Technology "Sepuluh Nopember" Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111, Indonesia

‡ 東北学院大学 〒980-8511 仙台市青葉区土樋 1-3-1

E-mail: * nabe@isc.tohoku.ac.jp

あらまし 片麻痺者の歩行遊脚期を機能的電気刺激 (FES) により制御する方法として、これまでに、cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し、その有効性を計算機シミュレーションにより示してきた。しかし、深部筋も刺激対象としていたため、広く利用可能な表面電気刺激には適用できていない。本報告では、本制御法で表面電極を使用する場合について計算機シミュレーションにより検討した。大腿直筋による制御角度を膝関節角度から股関節角度に変更し、ハムストリングスへの刺激を追加することで、表面電気刺激を用いても本制御法を適用可能であることが示された。

キーワード 機能的電気刺激, FES, 歩行, ファジィ制御, 表面電極

FES Control Method of the Swing Phase of Hemiplegic Gait based on Cycle-to-Cycle Control

—Model Simulation Study on Stimulation Data for using Surface Electrode—

Takashi WATANABE* Satoshi SHIBATA** Achmad Arifin†
Makoto YOSHIZAWA* and Nozomu HOSHIMIYA‡

* Information Synergy Center, Tohoku University 6-6-05 Aramaki Aza Aoba, Aoba-ku, Sendai, 980-8579 Japan

** Graduate School of Engineering, Tohoku University 6-6-05 Aramaki Aza Aoba, Aoba-ku, Sendai, 980-8579 Japan

† Institute of Technology "Sepuluh Nopember" Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111, Indonesia

‡ Tohoku Gakuin University 1-3-1 Tsuchitoi, Aoba-ku, Sendai, 980-8511 Japan

E-mail: * nabe@isc.tohoku.ac.jp

Abstract We proposed a fuzzy controller based on the cycle-to-cycle control for controlling the swing phase of hemiplegic gait by using functional electrical stimulation (FES). The controller was found to be effective in the previous computer simulation studies. However, surface electrode stimulation could not be used because a deep muscle was included for the control. In this study, the control method was modified, in which control target of the rectus femoris was changed to the hip joint angle and stimulation to the hamstrings was added at the beginning of the swing. Computer simulation showed that the control method could be applied using surface electrode.

Keyword functional electrical stimulation, FES, gait, fuzzy control, surface electrode

1. はじめに

我々は、機能的電気刺激 (FES) を用いて片麻痺者歩行の遊脚期を制御するための cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し[1], 筋・骨格モデルと床面モデルを構築して、提案した制御器の有効性を計算機シミュレーションにより示してきた[1, 2].

これまでの検討では、健常者の歩行遊脚期の関節角度軌跡を基に関節運動を解析し、筋の機能を考慮して試行錯誤的調整を加え、各筋が制御する関節角度、および、電気刺激スケジュールを決定してきた[1, 3]. し

かし、深部に位置する腸腰筋も制御対象としていたため、経皮的埋め込み電極等を用いる場合には制御可能であるが、表面電極を用いる場合には股関節屈曲動作を十分に獲得できないことが予想された。表面電気刺激は、簡便に使用できることから、臨床応用のみならず FES 制御法の実験的評価にも広く利用可能であり、また、FES を希望する麻痺者にとっての導入としても有用であるので、本制御法による歩行制御も表面電気刺激に対応可能にすることが望まれる。

そこで本報告では、腸腰筋の代わりに大腿直筋を用

いて股関節屈曲動作を制御する方法を採用し、計算機シミュレーションにより、本手法の表面電気刺激への適用可能性を検討した。

2. 制御方法

2.1. cycle-to-cycle 制御法

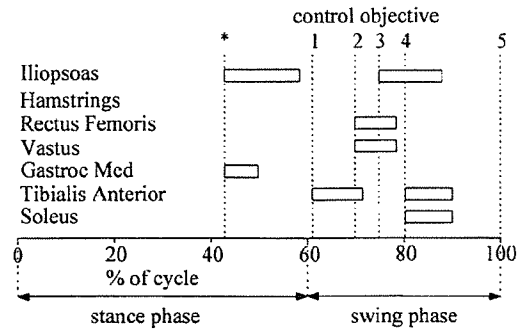
cycle-to-cycle 制御では、刺激パルスの振幅やパルス幅、周波数を固定しておき、電気刺激パルス列を印加する時間 TB を調整し、遊脚期の特徴的な点での角度を制御する。つまり、関節の最大屈曲角度などを制御対象とし、現在の cycle における制御誤差をフィードバック信号として次の cycle の TB を調整し、電気刺激を印加する。本研究で制御する関節角度は、歩行の遊脚期の股関節の最大屈曲角度、膝関節の最大屈曲角度、足関節の最大背屈角度と最大底屈角度、遊脚期の最終姿勢（着床）における各関節角度である [1]。

図 1(a)に、深部筋を含んだ制御における床反力を考慮した場合の刺激スケジュール [2] を示す。この制御では、遊脚期の制御が開始すると、股関節の最大屈曲角度を制御する腸腰筋、足関節の最大底屈角度を制御する腓腹筋への電気刺激が印加される。次に、遊脚の足関節の最大底屈角度が検出されると、足関節の最大背屈角度を制御する前脛骨筋へ電気刺激が印加される。そして、膝関節の最大屈曲角度が検出されると、遊脚期の最終姿勢（着床）の膝関節角度を制御する大腿直筋と広筋群へ電気刺激が印加される。さらに股関節の最大屈曲角度が検出されると、遊脚期の最終姿勢（着床）の股関節角度を制御する腸腰筋へ電気刺激が印加される。最後に、足関節の最大背屈角度が検出されると、遊脚期の最終姿勢（着床）の足関節角度を制御する前脛骨筋とヒラメ筋へ電気刺激が印加される。

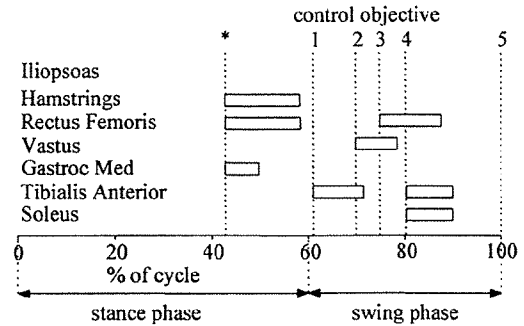
足関節角度の制御で最大底屈角度が検出されなかった場合には、次の cycle では、膝関節角度が一つ前の cycle での最大膝屈曲角度に対する 70% の角度に達した時点で、前脛骨筋への電気刺激を印加することとした。ただし、足関節の最大底屈が先に検出された場合には、それを優先させた。なお、TB の初期値を 0s とした場合、歩行開始直後は遊脚の膝関節屈曲が十分に得られないので、そのような状態で前脛骨筋へ電気刺激を印加することは転倒等の危険を伴うことも予想されることから、膝関節の最大屈曲角度が 30deg 以上になった場合のみ、前脛骨筋へ電気刺激を印加するようにした。

2.2. 表面電気刺激を用いた場合の制御方法

大腿直筋は膝関節伸展と股関節屈曲の作用を持つ 2 関節筋であり、表面電気刺激が可能な筋である。そこで、股関節屈曲動作のための筋として、腸腰筋ではなく大腿直筋を制御するようにファジィ制御器 [1] を修



(a) 深部筋を含む場合



(b) 表面電気刺激の場合（ハムストリングスを含む）

図 1 床反力を考慮した場合の電気刺激スケジュール。*：遊脚期開始，1：足関節の最大底屈角度の検出時，2：膝関節の最大屈曲角度の検出時，3：股関節の最大屈曲角度の検出時，4：足関節の最大背屈角度の検出時，5：遊脚期の最終姿勢（着床）。

正し、電気刺激スケジュールを変更した（図 1(b)でハムストリングスへの刺激がない場合）。すなわち、遊脚期の股関節の最大屈曲角度と最終姿勢（着床）での角度が大腿直筋により制御される。このとき、遊脚期の最終姿勢（着床）での膝関節角度は、直接的には、広筋群への電気刺激によって制御されることになる。

ところで、腸腰筋の代わりに大腿直筋を電気刺激することで、遊脚期開始から膝関節角度が伸展されることになり、膝関節の最大屈曲角度が目標関節角度へ到達できないことも考えられる。そこで、図 1(b)において、遊脚期開始から膝関節の最大屈曲角度を制御するハムストリングスへの電気刺激が有る場合と無い場合の刺激スケジュールについて検討を行った。

3. 計算機シミュレーションの方法

3.1. 筋・骨格モデル

以前に構築した筋・骨格モデル（図 2）と床面モデルを用いて [2]、計算機シミュレーションにより制御法の評価を行った。このモデルでは、全ての関節は矢状面内のみ可動域を持つ蝶番関節とし、左右対称、立

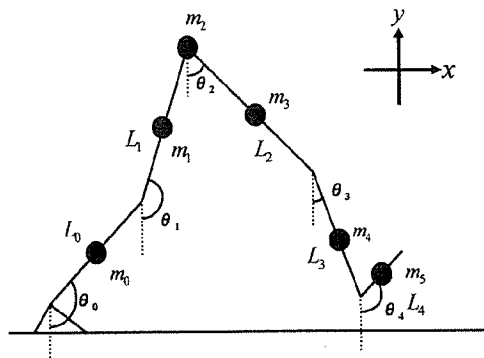


図2 遊脚期の骨格モデル. $\theta_0 \sim \theta_4$: 鉛直方向からの振り角, $L_0 \sim L_4$: 各セグメント長, $m_0 \sim m_4$: 各セグメント質量を集中させた質点.

脚(健側)の足部は動作を通して地面に固定とした. 頭部・体幹・上肢を1つの質点で表現し, その全質量を股関節上に集中させ, 上体の向きは鉛直方向とした. 遊脚の足部は, 足の甲に質点を集中させたセグメントとし, 踵の位置を足関節からの長さを与えて決定した. 立脚の踵の位置も同様に決定した. 運動方程式はLagrange法により導出し, 関節トルクの符号は全て反時計回りを正とした. モデルに含めた筋は, ヒラメ筋, 前脛骨筋, 腓腹筋, 大腿直筋, 広筋群, ハムストリングス, 腸腰筋, 大臀筋である.

関節トルクは, 電気刺激によるトルクと受動粘弾性要素によるトルクの和として求めた[2]. 電気刺激によるトルクは, Hill型モデルを用いて求めた電気刺激による発生筋張力[4]とモーメントアーム(固定)との積により求めた. 床反力は, つま先と踵の各々に働く粘弾性要素で表し, 得られた床反力を等価関節トルクに変換した[2].

3.2. 方法

図1の電気刺激スケジュールを用いて, 各筋のTBの初期値を0sとして50歩分のシミュレーションを行った. 制御では, 健常者の歩行時の関節角度を計測した結果から, 各目標関節角度について歩行中の平均と標準偏差を算出し, その標準偏差を基に関節角度制御の許容誤差 $\pm \Delta\theta$ を各制御対象について定めた[1].

立脚(健側)の各関節角度は, 健常者の歩行時の立脚の股関節位置と膝関節位置の軌道を基に決定して与え, 遊脚の各関節角度の初期値は健常者の歩行における対応する関節角度と一致させた. なお, 微分方程式の解法は4次のルンゲクッタ法を用いて, 時間ステップは 5×10^{-6} sとし, 制御結果は20msごとに出力した. また, 麻痺患者が数メートル歩いているうちに各関節角度が定常状態になることが望ましいという方針で, ファジィ制御器の出力ファジィメンバーシップ関数の値

を試行錯誤的に調整した.

4. 結果

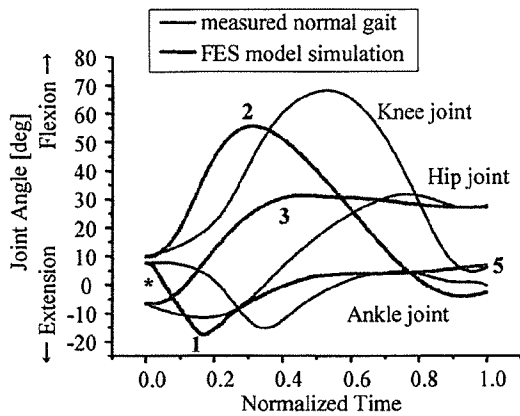
図3に, 図1(b)でハムストリングスへの電気刺激がない場合の電気刺激スケジュールを用いて制御した結果を示す. 股関節の最大屈曲角度と遊脚期の最終姿勢(着床)での角度, 足関節の最大底屈角度は適切に制御できていたが, 他の制御対象角度は目標関節角度に到達できなかった. また, 大腿直筋へ電気刺激が2回印加されることによって, 遊脚期の最終姿勢(着床)を制御するための広筋群への電気刺激が印加されなくなり, 大腿直筋が最終姿勢での膝関節角度を間接的に制御する結果となった. さらに, 足関節の最大背屈角度と最終姿勢での角度は, cycleごとに変動し, 一定値に収束しなかった.

図4に, ハムストリングスへの電気刺激を含めた電気刺激スケジュール(図1(b))を用いて制御した結果を示す. 図3では, 一部の制御対象角度しか適切に制御できていなかったが, 遊脚開始直後にハムストリングスへの電気刺激を追加したことにより, すべての制御対象が目標関節角度へ到達できるようになった. しかしながら, 膝関節の最終姿勢での角度については, 定常歩行に達した後は安定に制御できていたが, 歩行開始初期には歩行ごとに振動的になり, 減衰しながら一定値に収束する結果となった.

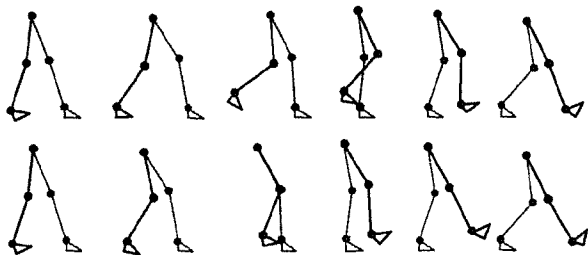
5. 考察

ハムストリングスへの電気刺激を含まない場合では, 大腿直筋が股関節屈曲と同時に膝関節伸展を生じるため, 足関節の底屈による受動的な膝関節屈曲のみでは, 遊脚期の膝関節最大屈曲角度の目標角度を達成できなかったと考えられる. また, 膝関節角度の最終姿勢での角度も間接的に大腿直筋により制御される結果となり, それによって膝関節の過伸展が生じたと考えられる. さらに, 膝関節角度の伸展が早期に生じたため, 着床も早期に生じるようになり, その結果, 足関節角度の最大背屈角度が検出されにくくなったと推測される. これによって, 足関節の最終姿勢制御のための前脛骨筋とヒラメ筋への電気刺激が印加されない場合が生じ, その後のcycleでの足関節制御も適切に行えなくなり, 最終姿勢での足関節角度が収束しなかったと考えられる.

一方, ハムストリングスへの電気刺激を追加して膝関節角度を制御したことで, 大腿直筋の股関節制御に伴う膝関節伸展が抑制され, 足関節の最大背屈角度も安定に検出されるようになって, すべての関節が適切に制御できるようになったといえる. しかし, 定常歩行時には広筋群への電気刺激が印加されなくなり, 膝



(a) 各関節の角度軌跡 (*, 1~4 は図 1 を参照)



(b) 健康者 (上) とモデル (下) の stick picture (200ms 毎, 黒: 麻痺側, 灰色: 健側)

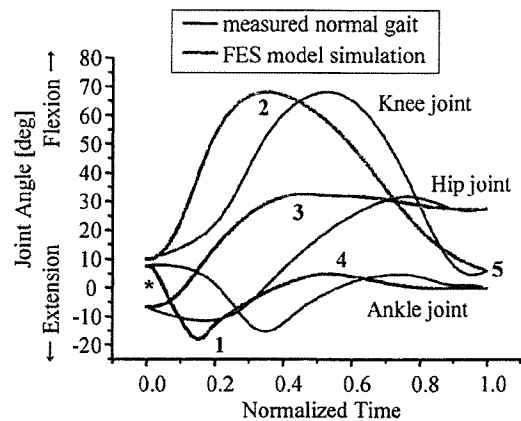
図 3 ハムストリングスを含まない電気刺激スケジュールによる 20 cycle 目の制御結果

関節の最終姿勢の角度が広筋群ではなく大腿直筋への刺激によって間接的に制御される結果となった。そのため、歩行開始初期の膝関節角度の制御結果が振動的になり、不安定になったと考えられる。

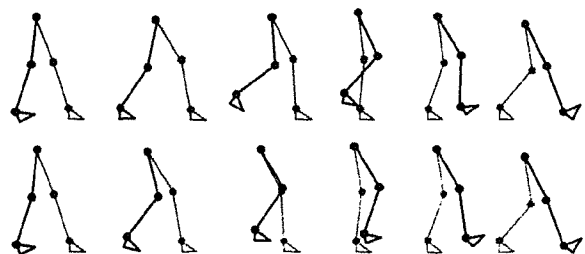
今回のシミュレーションでは、大腿直筋の制御対象を股関節角度とすることで、表面電気刺激による制御の実現可能性を確認した。しかし、刺激スケジュールについては、例えば、歩行開始直後に膝関節の最終姿勢での角度が cycle ごとにばらつくこと、定常状態では広筋群へ電気刺激が印加されなくなったことなど、さらに検討が必要であると思われる。

6. まとめ

本報告では、これまでに開発してきた cycle-to-cycle 制御に基づく遊脚期のファジィ制御法について、表面電極を使用する場合への適用を検討した。深部筋である腸腰筋を制御せずに、表面電気刺激が可能な 2 関節筋である大腿直筋で股関節角度を制御することとし、ファジィ制御器と刺激スケジュールを修正した。計算機シミュレーションによる検討の結果、ハムストリングスへの電気刺激を追加したことで、表面電気刺激を用いた場合でも本制御を適用できることが確認された。



(a) 各関節の角度軌跡 (*, 1~4 は図 1 を参照)



(b) 健康者 (上) とモデル (下) の stick picture (200ms 毎, 黒: 麻痺側, 灰色: 健側)

図 4 ハムストリングスを含む電気刺激スケジュールによる 20 cycle 目の制御結果

謝辞

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究(B)）の補助を受けた。記して感謝する。

文 献

- [1] A.Arifin, T.Watanabe, N.Hoshimiya, "Design of fuzzy controller of the cycle-to-cycle control for swing phase of hemiplegic gait Induced by FES," IEICE Transactions on Information and Systems, E89-D(4), pp.1525-1533, April 2006.
- [2] 柴田 聡, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望, "片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法: 床反力を考慮したモデルシミュレーション," 生体医工学シンポジウム 2006 講演予稿集, pp.216-221, CD-ROM, Sept. 2006.
- [3] A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa, N.Hoshimiya, "A Test of Stimulation Schedules for the Cycle-to-Cycle Control of Multi-joint Movements in Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait," バイオメカニズム学会誌, 30(1), pp.31-35, Feb. 2006.
- [4] 渡邊高志, 帖佐征一, 吉澤 誠, 星宮 望: "機能的電気刺激 (FES) による麻痺上肢制御法の開発における筋骨格モデルの利用", 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.135-138, Nov. 2004.

片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法：
筋電図に基づく刺激データの検討

○渡邊高志（東北大学情報シナジーセンター）

柴田 聡（東北大学大学院工学研究科）

A. Arifin (Institute of Technology "Sepuluh Nopember")

吉澤 誠（東北大学情報シナジーセンター）

星宮 望（東北学院大学）

1. はじめに

我々は、機能的電気刺激（FES）を用いて片麻痺者歩行の遊脚期を制御するための cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器を提案し¹⁾、筋・骨格モデルと床面モデルを構築して、提案した制御法の有効性を計算機シミュレーションにより示してきた^{2,3)}。cycle-to-cycle 制御では、電気刺激パルス列を印加する時間 TB を調整し、遊脚期の特徴的な点での角度を制御する。つまり、関節の最大屈曲角度などを制御対象とし、現在の cycle での制御対象角度と目標角度との誤差をフィードバック信号として次の cycle の TB を調整し、電気刺激を印加する。

これまでの検討では、健常者の歩行遊脚期の関節角度軌跡を基に関節運動を解析し、筋の機能を考慮して試行錯誤的調整を加えて、各筋が制御する関節角度、および、電気刺激スケジュールを決定していた。しかし、健常者の歩行中の筋電図に基づいた電気刺激スケジュールでは、歩行動作を適切に再建することはできなかった⁴⁾。そこで本報告では、健常者の歩行遊脚期の筋電図を基にした cycle-to-cycle 制御により適切に歩行動作を再建する方法について、計算機シミュレーションによる検討を行った。

2. 計算機シミュレーションの方法

以前に構築した筋・骨格モデル（図 1）と床面モデルを用いて²⁾、計算機シミュレーションにより制御法の評価を行った。このモデルでは、全ての関節は矢状面内のみ可動域を持つ蝶番関節とし、左右対称、立脚（健側）の足部は動作を通して地面に固定とした。頭部・体幹・上肢を 1 つの質点で表現し、その全質量を股関節上に集中させ、

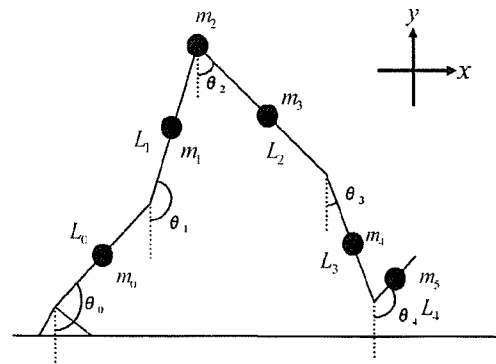
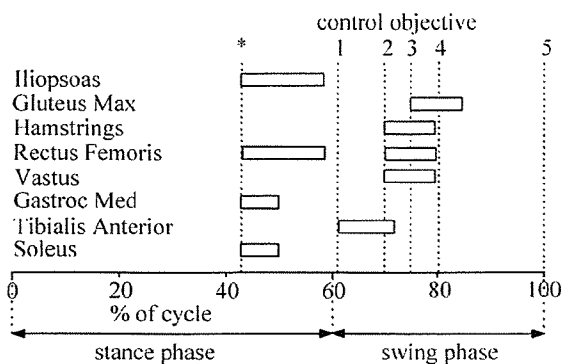


図 1 遊脚期の骨格モデル。 $\theta_0 \sim \theta_4$: 鉛直方向からの振れ角, $L_0 \sim L_4$: 各セグメント長, $m_0 \sim m_4$: 各セグメント質量を集中させた質点。

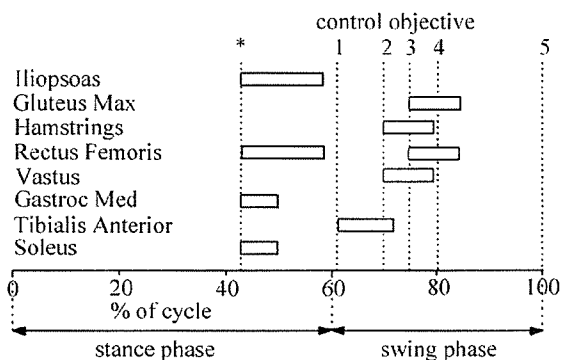
上体の向きは鉛直方向とした。遊脚の足部は、足の甲に質点を集中させたセグメントとし、踵の位置を足関節からの長さを与えて決定した。立脚の踵の位置も同様に決定した。運動方程式は Lagrange 法により導出し、関節トルクの符号は全て反時計回りを正とした。モデルに含めた筋は、ヒラメ筋、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、広筋群、ハムストリングス、腸腰筋、大臀筋である。

関節トルクは、電気刺激によるトルクと受動粘弾性要素によるトルクの和として求めた²⁾。電気刺激によるトルクは、Hill 型モデルにより電気刺激による発生筋張力を求め、それとモーメントアーム（固定）との積により求めた⁵⁾。床反力は、つま先と踵の各々に働く粘弾性要素で表し、得られた床反力を等価関節トルクに変換した²⁾。

立脚（健側）の各関節角度は、健常者の歩行時の股関節位置と膝関節位置の軌道を基に決定して与え、遊脚の各関節角度の初期値は健常者の歩行における対応する関節角度と一致させた。そして、すべての筋の刺激バースト時間 TB の初期値を 0s



(a) 以前の制御法でのスケジュール



(b) 修正した制御法でのスケジュール

図2 筋電図に基づく電気刺激スケジュール.

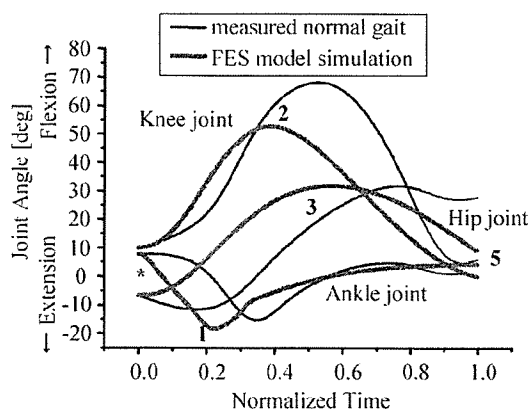
*: 遊脚期開始, 1: 足関節の最大底屈角度の検出時, 2: 膝関節の最大屈曲角度の検出時, 3: 股関節の最大屈曲角度の検出時, 4: 足関節の最大背屈角度の検出時, 5: 遊脚期の最終姿勢 (着床).

として, 50歩分の制御の計算機シミュレーションを行った. 微分方程式の解法は4次のルンゲクッタ法 (時間ステップ 5×10^{-6} s) を用いた.

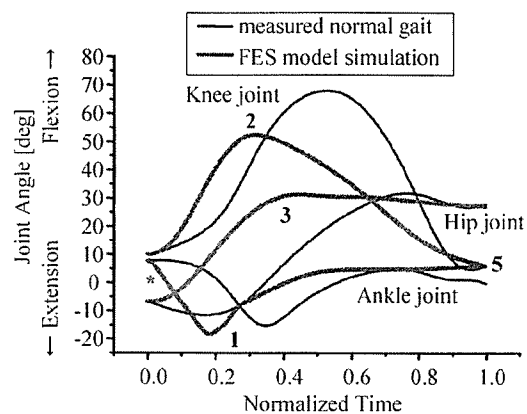
3. 筋電図に基づく制御の検討

以前の方法では, 大腿直筋が遊脚開始直後の最大膝屈曲角度と遊脚終了時の膝関節角度を直接制御するファジィ制御器を構成していたが, 本報告では, 大腿直筋の作用を股関節屈曲として, 遊脚開始後の股関節最大屈曲角度と遊脚期の最終姿勢の股関節角度を大腿直筋が制御するファジィ制御器を構成した. これにより, 刺激スケジュールを図2(a)から図2(b)に修正した.

図2の各刺激スケジュールによる制御結果を図3に示す. これまでの制御法での結果が図3(a)であり, 床面モデルを含めたことで, 足関節底屈に



(a) 以前の制御法



(b) 修正した制御法

図3 20cycle目の制御結果. *, 1~5は図2を参照. 各関節角度は, 股関節角度: 鉛直方向から屈曲方向を正, 膝関節角度: 大腿部の延長線と下腿部の為す角について屈曲方向を正, 足関節角度: 足部の甲と下腿部の延長線が為す角について 90° を 0° として屈曲方向を正としてプロットした.

よる蹴り出しによって膝関節と股関節の屈曲が生じ, 以前のシミュレーション結果よりも動作が改善しているように見える. しかし, 本研究で制御する関節角度は, 遊脚期の股関節の最大屈曲角度, 膝関節の最大屈曲角度, 足関節の最大背屈角度と最大底屈角度, 遊脚期の最終姿勢 (着床) における各関節の角度であり, 股関節の最大屈曲角度と足関節の最大底屈・背屈角度は適切に制御できているが, 他の関節角度は目標角度へ到達できていないことが確認された. この結果は, 以前の結果⁴⁾と同様である.

一方, 本報告で修正した制御法での結果 (図3(b)) では, 股関節の最大屈曲角度, 股関節と膝

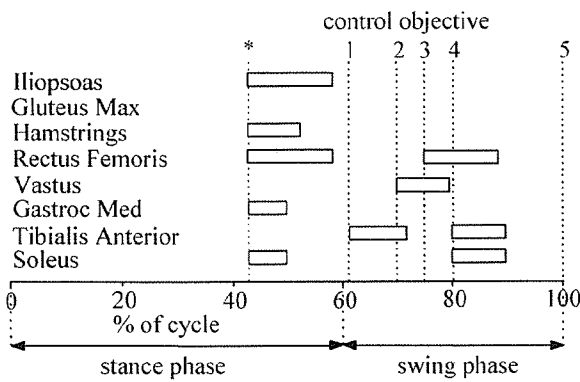


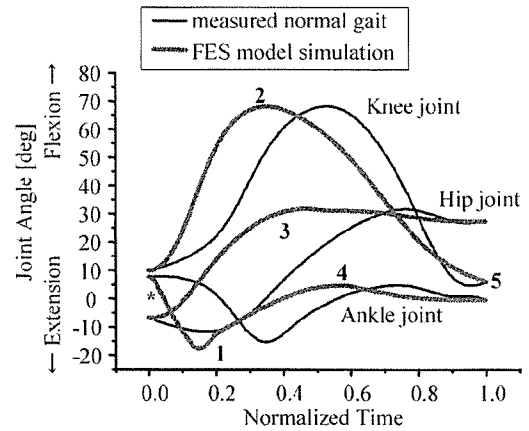
図4 修正した筋電図に基づく電気刺激スケジュール。*, 1~5は図2を参照。

関節の最終姿勢（着床）での角度，足関節の最大底屈角度と最大背屈角度はほぼ制御できた。膝関節については，最大屈曲角度は，大腿直筋の膝関節伸展作用によって目標角度に到達できなかったが，最終姿勢（着床）の角度は，ハムストリングスへの電気刺激が印加されることにより膝関節の過伸展が防がれているため達成できたと考えられる。また，足関節の最終姿勢（着床）の角度を適切に制御できなかったことから，最終姿勢制御のための電気刺激が必要であるといえる。

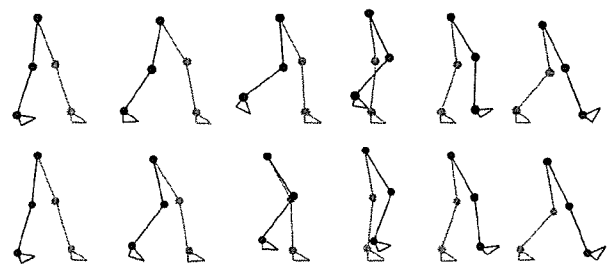
4. 筋電図に基づく刺激スケジュールの改良

上記のシミュレーション結果では，最大膝屈曲角度，遊脚最終姿勢（着床）の足関節角度が目標を達成できなかったため，遊脚期開始時にハムストリングスへの電気刺激を印加するように刺激スケジュールを修正した（図4）。ただし，ハムストリングスへの電気刺激により膝関節の屈曲が大きくなってしまうこと，大臀筋への電気刺激が股関節の過剰な伸展を生じたことが予備的なシミュレーションで確認されたので，膝関節の最大屈曲角度の検出後はハムストリングスと大殿筋への電気刺激を印加しないことにした。また，遊脚期の最後に，前脛骨筋とヒラメ筋との同時刺激を印加した。

図5に，修正した刺激スケジュール（図4）により制御した結果を示す。健常者の歩行よりも早めに動作が制御されたが，いずれの制御対象角度も目標を達成できており，歩行動作を適切に再建できるようになったことを確認できた。



(a) 各関節の角度軌跡 (*, 1~5は図2を参照。角度の定義は図3を参照)



(b) 健常者(上)とモデル(下)のstick picture (200ms毎, 黒:麻痺側, 灰:健側)

図5 修正した電気刺激スケジュールによる20cycle日の制御結果。

5. 考察

以前の制御方法⁴⁾では，大腿直筋が膝関節角度を制御するようにファジィ制御器を構成し，刺激スケジュールを作成していた。これに対し本報告では，大腿直筋が股関節角度を制御するようにファジィ制御器を修正し，刺激スケジュールを作成した。大腿直筋の主な作用を股関節の屈曲とし，補助的な作用を膝関節の伸展と考察している報告^{6,7)}もあるので，歩行遊脚期には，大腿直筋は主に股関節角度を制御するとしたことは不適切ではないと考えられる。

健常者の歩行中のハムストリングスの活動は，遊脚期開始時には生じない場合が多く，膝関節が最大屈曲角度に達した後に生じることが多い^{8,9)}。これは，筋電図の計測が一般的に定常歩行を対象としているためであると思われる。すなわち，遊脚開始時には，それ以前の運動の継続のために，

前方への推進力と足関節底屈による床反力だけで十分な膝屈曲角度が得られるのでハムストリングスの活動は特に必要ではなく、逆に、前方への推進力により遊脚の膝関節の過伸展が発生しやすくなるので、それに対するブレーキとしてハムストリングスの活動が必要になると考えられる。これに対し FES 歩行では、健常者のような速度で歩行することは難しく、遊脚期開始時及び動作中の速度が小さいと考えられる。したがって、十分な膝関節屈曲を得るためにハムストリングスの活動が必要となり、逆に、膝の過伸展は生じなかったため、図 4 のようなハムストリングスの刺激スケジュールになったと考えられる。

遊脚期の最終姿勢（着床）での足関節角度を適切に制御するためには、前脛骨筋とヒラメ筋の同時刺激が必要であった。健常者の場合、遊脚期の前脛骨筋の筋電振幅は、歩行中の最大振幅値に対して 20%程度となっている⁹⁾のに対し、本制御法では最大振幅を用いているため、過剰な背屈が生じたと考えられる。したがって、健常者のような制御や、負担の少ない制御を目指すには、刺激振幅の最適化などの検討も必要であると思われる。

6. まとめ

以前に検討した筋電図に基づく制御法と電気刺激スケジュールでは歩行動作の再建ができていなかったが、床反力モデルの導入と大腿直筋の制御対象を股関節角度に変更したことによって、筋電図に基づく電気刺激スケジュールでも歩行動作の再建が可能であることが確認された。これにより、cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御においても、健常者の歩行の遊脚期において計測された筋電図のパターンと類似した電気刺激パターンで制御可能になることが示され、本制御法の妥当性が確認されたといえる。

謝辞 本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究(B)）の補助を受けた。記して感謝する。

参考文献

1) A.Arifin, T.Watanabe, N.Hoshimiya, “Design of

fuzzy controller of the cycle-to-cycle control for swing phase of hemiplegic gait Induced by FES,” IFICE Transactions on Information and Systems, E89-D(4), pp.1525-1533, 2006.

2) 柴田 聡, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望, “片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法：床反力を考慮したモデルシミュレーション,” 生体医工学シンポジウム 2006 講演予稿集, 2006. (印刷中)

3) 渡邊高志, 柴田 聡, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望, “片麻痺者の歩行遊脚期の cycle-to-cycle 制御に基づく FES 制御法—モデルシミュレーションによる表面電気刺激用データの検討—”, 電子情報通信学会技術研究報告, ME とバイオサイバネティクス, 2006. (印刷中)

4) A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa, and N.Hoshimiya, “A Test of Stimulation Schedules for the Cycle-to-Cycle Control of Multi-joint Movements in Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait,” バイオメカニズム学会誌, 30(1), pp.31-35, 2006.

5) 渡邊高志, 帖佐征一, 吉澤 誠, 星宮 望, “機能的電気刺激 (FES) による麻痺上肢制御法の開発における筋骨格モデルの利用”, 第19回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.135-138, 2004.

6) A.Nene, C.Brne and H.Hermens, “Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults,” Gait and Posture, 20, pp.1-13, 2004.

7) 巖見武裕, 宮脇和人, 大日方五郎, “FES歩行のための下肢冗長筋の運動学的機能解析”, 日本機械学会論文集 (C編), 65(636), pp.270-276, 1998.

8) D.H.Sutherland, “The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG,” Gait and posture, 14, pp.61-70, 2001.

9) 土屋和夫 監修, 臨床歩行分析懇談会 編: “臨床歩行入門”, pp.108-109, 医歯薬出版, 1989.

〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05
東北大学工学部電気・情報系
渡邊高志
E-mail: nabe@isc.tohoku.ac.jp

圧電式ジャイロスコープによる歩行中の股・膝・足関節角度の測定

古瀬 則夫[†] 渡邊 高志[‡]

[†] 宮城工業高等専門学校 〒981-1239 宮城県名取市愛島塩手字野田山 48

[‡] 東北大学情報シナジーセンター 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

E-mail: [†] furuse@miyagi-ct.ac.jp

あらまし 下肢関節角度は、歩行訓練やFES歩行制御において歩行の能力や安定性を評価する上で重要なパラメータである。本研究では、体幹、大腿、下腿、足背に装着した圧電式ジャイロスコープを用いた股関節、膝関節、足関節の関節角度の測定法の有効性を、健常被験者3名の歩行実験における下肢関節角度計測により検討した。その結果、一般的に用いられている電気式ゴニオメータとジャイロスコープにより計測された関節角度が低い差異と高い相関を示した。検討した下肢関節角度の計測法が臨床での歩行訓練やFES歩行再建において有効に用いられると考えられる。

キーワード 関節角度, 歩行訓練, FES, ジャイロスコープ

Measurement of Hip, Knee and Ankle Joint Angles during Walking by using Piezoelectric Gyroscopes

Norio FURUSE[†] and Takashi WATANABE[‡]

[†] Miyagi National College of Technology 48 Nodayama, Medeshima, Natori, Miyagi, 981-1239 Japan

[‡] Information Synergy Center, Tohoku University 6-6-05, Aramaki-Aza-Aoba, Aoba-ku, Sendai 980-8579, Japan

E-mail: [†] furuse@miyagi-ct.ac.jp

Abstract The joint angles of the lower limb are important parameters in evaluating the ability and stability of the walking in walking training or FES gait control. In this study, the effectiveness of a measurement method of hip, knee and ankle joint angles that used gyroscopes attached to the trunk, the thigh, the shank and the foot was examined in the measurement of the leg joint angles during walking with three neurologically intact subjects. The results showed a low difference and a high correlation between the joint angles measured with the commercially available electric goniometer and those with the gyroscopes. The examined measurement method of the lower limb joint angles was expected to be used effectively in the walking training or FES gait restoration at clinical site.

Keyword Joint Angle, Walking Training, FES, Gyroscope

1. はじめに

下肢運動機能麻痺者の歩行訓練や機能的電気刺激(FES)による歩行再建において、下肢関節である股関節、膝関節、足関節の関節角度は歩行の能力や安定性を判断する上で重要な情報である^{[1],[2]}。メカトロニクス等の分野で近年用いられている加速度センサやジャイロスコープは小型軽量で装着が容易、安価であることから臨床での利用に適していると考えられ、それらセンサを下肢に装着し、歩行速度や関節角度等の計測、歩行期の認識などを行う方法が多数報告されているが^{[3],[4]}、それらセンサを用いた股関節、膝関節、足関節

の関節角度の同時計測は行われていない。

本研究ではこれまで臨床的実用性を考慮し、身体装着が容易で簡便なシステム構成で実現するために、圧電式ジャイロスコープにより歩行中の膝関節と足関節の関節角度を計測する方法^[5]と、股関節の関節角度を計測する方法^[6]を検討してきた。膝関節と足関節の関節角度計測の検討^[5]においては、大腿と足背にそれぞれ2個のジャイロスコープを装着し、股関節に関する検討^[6]では、体幹に4個のジャイロスコープを装着し、適切なセンサ装着位置を検討した。本報告ではそれらの検討の結果を基に、ジャイロスコープを体幹、大腿

部，下腿部，足背部に装着し，それらセンサからの出力を基にした股関節，膝関節，足関節の関節角度の同時計測を行うシステムを構築した．そしてそのシステムを用い各関節角度計測の精度等を比較検討するため健康被験者における歩行実験を行った．

2. 方法

図1に示すように，角速度を計測する5個のジャイロスコープを（以下，G1～G5と表記する），臍部，腰部，右側下肢の大腿部（股関節と膝関節の間），下腿部（膝関節と足関節の間），足背部（足関節と中足指節関節の間）に取り付けた．そして，関節を挟んで両側に配置したジャイロスコープの差分値から算出される関節角速度を数値積分し，関節角度を算出した^[5]．同じ体幹である臍と腰にジャイロスコープを装着したのは，臍部や腰部に装着すると両脚の股関節の計測において共通して利用でき有効性が高いことと，以前の計測^[6]で他の装着位置と比較して高い精度の計測が可能であったが，どちらの方が良い装着位置であるか明確な結果が得られなかったことから再度検討するためである．

ジャイロスコープの出力信号を基に計算される関節角度の妥当性を評価するため，ゴニオメータを用いて股関節，膝関節，足関節の関節角度を同時計測した．また，足底の接地のタイミングを認識するため，靴の爪先と踵にアルミ箔を装着し，床上のアルミ板との接触状態を計測した．それら足底部の接地状態により，下記の4種類の歩行期を識別した．

- 1) 爪先と踵が着床：立脚中期
- 2) 爪先が着床，踵が離床：踵離床期
- 3) 爪先と踵が離床：遊脚期
- 4) 爪先が離床，踵が着床：踵接地期

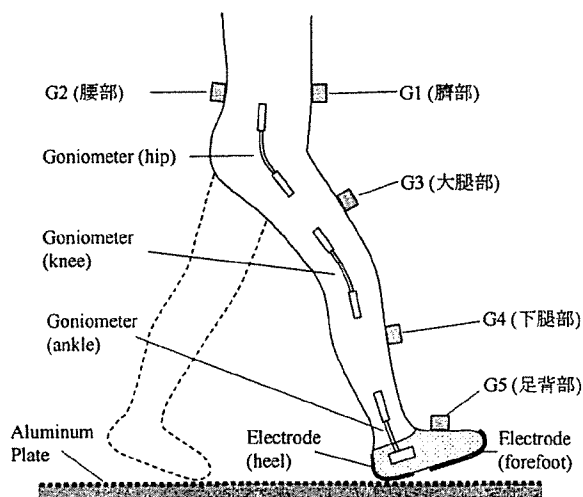


図1 計測に用いたセンサの配置

ジャイロスコープとゴニオメータからの出力信号は，L.P.F. (2次， $f_c=22.6\text{Hz}$ ， $Q=0.71$) 処理した後，120Hz サンプリングによりパーソナルコンピュータに取り込んだ．なお，関節角度の計算において，ジャイロスコープの出力信号に含まれるオフセット値を原因とする計算誤差を除去するため，歩行動作終了時にゴニオメータで計測された関節角度とジャイロスコープの出力から求めた関節角度との偏差が基準値以下になるように，ジャイロスコープの出力信号のオフセット値を計測後の計算処理により調整した．

実験は生体実験に関する承諾を得た健康被験者3名 (20-22歳男子) に，幅1m，長さ8mのアルミ板の上で，普通と感じる速度 (通常速度) と遅いと感じる速度 (遅い速度) での歩行を各々10回ずつ行わせた (片足6, 7歩)．

3. 実験結果

歩行速度は被験者毎に異なったが，通常速度の歩行で1.2m/s程度，遅い速度の歩行で0.7m/s程度であり，妥当な速度であったといえる^[7]．

歩行実験を行ったときのジャイロスコープの出力波形を歩行期と共に図2に示す．図2において体幹に装着したG1とG2ではセンサの出力が小さく，下肢に装着したG3, G4, G5ではセンサの出力が大きくなった．ジャイロスコープの出力を基に股関節，膝関節，足

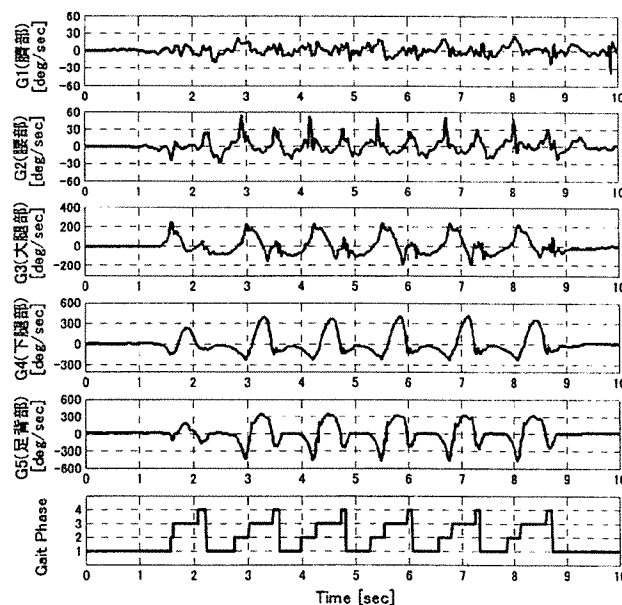


図2 ジャイロスコープで計測した角速度 (被験者A，通常速度の歩行)．ジャイロスコープの取り付け位置は図1を参照．歩行期：1) 立脚中期，2) 踵離床期，3) 遊脚期，4) 踵接地期．

関節の関節角度を計算し、ゴニオメータで計測した関節角度と比較した結果を図3に示す。また、ジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度とゴニオメータにより計測した関節角度との近似度を二乗平均平方根 (Root Mean Square, RMS) 差と相関係数 (Correlation Coefficient, CC) により求めた。通常速度における比較結果を表1に示す。また、遅い速度における比較結果を表2に示す。

表1と表2の結果より、股関節角度は他の関節角度より高い精度で計測できることが分かった。股関節角度の計測に関してはセンサ位置による違いは明確には現れなかった。遅い速度の歩行では通常速度の歩行の場合と比較して、全体的に RMS 差の値が増加し、CC の値が減少した。

4. 考察

他の研究で大腿部と下腿部に装着したジャイロスコープから歩行中の膝関節角度を計測した方法^[8]では、3次元位置測定装置による計測値との間の RMS 差が 6.42 度、CC が 0.93 であった。これに対し本報告での3名の被験者の計測結果の平均値では、ゴニオメータによる計測値との間の RMS 差と CC は股関節角度では 2.60 度、0.958、膝関節角度では 3.48 度、0.989、足関節角度では 3.52 度、0.943 となり、いずれも上記の値

より小さくなっているため、本手法により下肢の各関節角度の計測が十分な精度で可能であることが示唆された。

しかしながら、3名の被験者の計測結果の平均値において、通常速度における今回の計測では、以前の膝関節と足関節の同時計測^[5]に対して、膝関節で RMS 差が 0.48 度増加し、CC が 0.002 減少しており、足関節で RMS 差が 0.62 度増加し、CC が 0.008 減少した。以前の計測では 6m、今回の計測では 8m の歩行距離であり、今回の計測では歩行距離が長くなり、計測時間が増加したことから、ジャイロスコープの動作が不安定な場合があり出力信号が変動したことが RMS 差が増加した原因と考えられる。このことから、システムの実用化のためには、ジャイロスコープの長時間計測における出力変動の特性を解析し、電子回路やデジタル信号処理により対策を施して安定性を改善することが必要であると考えられる。

さらに、3名の被験者の計測結果の平均値において、股関節の計測においても過去の計測^[6]に対して RMS

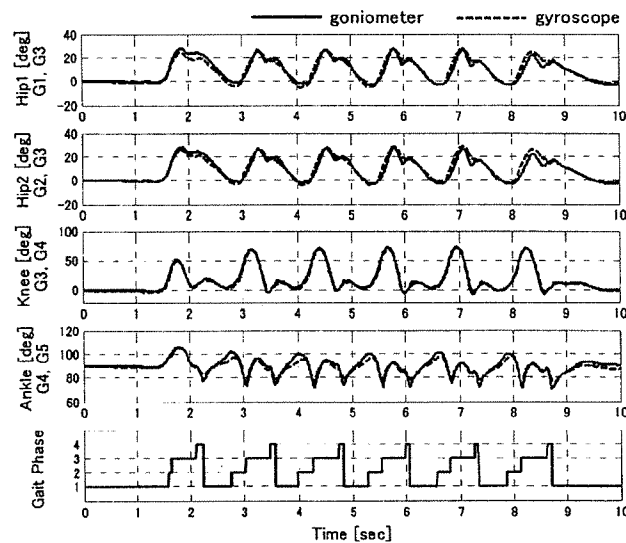


図3 ゴニオメータで計測した関節角度とジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度との比較 (被験者 A, 通常速度の歩行)。計算に用いたジャイロスコープ: Hip1:G1&G3, Hip2:G2&G3, Knee:G3&G4, Ankle: G4&G5. 歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期。

表1 ジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度とゴニオメータで計測した関節角度との間の RMS 差と CC (通常速度の歩行)。Joint は計測した関節角度, Gyro.は関節角度の計測に使用したジャイロスコープを示す。

Joint Gyro.	subject A		subject B		subject C		
	RMS	CC	RMS	CC	RMS	CC	
Hip	G1,G3	2.74°	0.969	2.86°	0.937	2.05°	0.987
	G2,G3	2.78°	0.970	3.34°	0.900	1.82°	0.988
Knee	G3,G4	2.80°	0.995	4.00°	0.989	3.64°	0.984
Ankle	G4,G5	3.41°	0.941	3.66°	0.948	3.50°	0.941

表2 ジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度とゴニオメータで計測した関節角度との間の RMS 差と CC (遅い速度の歩行)。Joint は計測した関節角度, Gyro.は関節角度の計測に使用したジャイロスコープを示す。

Joint Gyro.	subject A		subject B		subject C		
	RMS	CC	RMS	CC	RMS	CC	
Hip	G1,G3	2.84°	0.972	2.76°	0.925	2.32°	0.973
	G2,G3	2.89°	0.972	3.26°	0.896	2.27°	0.975
Knee	G3,G4	3.93°	0.991	6.56°	0.967	4.00°	0.984
Ankle	G4,G5	6.00°	0.878	4.51°	0.858	4.58°	0.823

差が 0.97 度増加し、CC が 0.029 減少した。今回の股関節の計測では、以前の計測と歩行距離を含め測定条件が同じであり、測定精度が減少した原因は明確ではないが、股関節角度の計測において参照データ取得のために用いたゴニオメータを、被験者によっては密着性の低い服の上から装着した場合もあったことから、その装着方法に問題があったことが一因であると考えられる。

今回の計測では、遅い歩行では通常速度における計測より RMS 差が増加し、CC が減少した。遅い歩行速度により計測時間が増加したことから、歩行距離が増加した場合と同様に、ジャイロスコープの不安定な動作のために出力信号が変動したことが RMS 差が増加した原因と考えられる。

歩行中の下肢関節角度の計測する方法に関する他の研究では、1 つの関節を計測対象としており、複数の関節を計測することは検討されていない^{[3],[4]}。本手法により複数の関節を同時計測する場合、2 個のジャイロスコープから得られる 2 つの角速度信号で 1 つの関節角度を計測できるが、股関節、膝関節、足関節の角速度を計測する場合には、2 個のジャイロスコープを共通に使用して、4 つの角速度信号で 3 つの関節角度を計測できる。また、両脚の計測においては、体幹に装着するジャイロスコープを左右の脚で共通に使用することにより、7 個のジャイロスコープで 6 つの関節角度を測定できる。さらに、ジャイロスコープを用いることにより、歩行中の下肢関節角度の計測だけでなく、姿勢角度の計測や歩行期の認識も可能であり^{[3],[9]}、歩行に関する様々な情報を簡便なシステム構成で取得可能である。

5. まとめ

本報告では、圧電式ジャイロスコープを股関節、膝関節、足関節について、各々の関節軸を挟んだ両側に装着し、各センサの出力の差分値を基に歩行中の下肢関節角度を計測する方法の有効性を検討した。健常被験者における歩行中の関節角度計測により評価した結果、市販のゴニオメータにより計測した関節角度との間に低い差異と高い相関がみられたことから、本計測方法により歩行中の股関節、膝関節、足関節の関節角度を妥当な精度で同時計測でき、歩行動作の特徴を十分に認識可能であることが示された。

しかしながら、各関節角度の計測において計測の時間が長くなると、ジャイロスコープの不安定な出力変動により誤差が増加する傾向が見られたことから、システムの実用化のためには、ジャイロスコープの長時間計測における出力変動の特性を解析し、電子回路やデジタル信号処理により対策を施して安定性を改善

することが必要であると考えられる。

謝 辞

なお、本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金、厚生労働科学研究費補助金の援助を受けた。記して感謝する。

参考文献

- [1] T. Bajd, A. Kralj, M. Štefančič & N. Lavrač: Use of Functional Electrical Stimulation in the Lower Extremities of Incomplete Spinal Cord Injured Patients, *Artificial Organs*, vol.23, no.5, pp.403-409, 1999.
- [2] U. Bogataj, N. Gros, M. Kljajic & R. Acimovic-Janezic: Enhanced rehabilitation of gait after stroke: a case report of a therapeutic approach using multichannel functional electrical stimulation, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol.5, no.2, pp.221-232, 1997.
- [3] 本井幸介, 田中志信, 野川雅道, 山越憲一: 姿勢・歩行速度の無拘束同時計測法に関する基礎検討, *生体医工学*, vol.41, no.4, pp.273-279, 2003.
- [4] 久下幸子, 倉田聡, 牧川方昭, 高橋歩, 香川哲也, 徳江林三: 日常生活における下肢運動の計測, 第 19 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, pp.157-160, 1998.
- [5] 古瀬則夫, 渡辺高志, 星宮望: 圧電式ジャイロスコープを用いた下肢関節角度の簡易計測法, *生体医工学*, vol.43, no.4, pp.538-543, 2005.
- [6] N. Furuse, T. Watanabe & N. Hoshimiya: Gait Re-education System for Incomplete Spinal Cord Injured Patients - Measurement of Hip Joint Angle by Piezoelectric Gyroscope -, *Proc. of the 11th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, pp.228-230, 2006.
- [7] 佐川貢一, 佐藤豊, 猪岡光: 水平方向歩行距離の無拘束計測, *計測自動制御学会論文集*, vol.36, no.11, pp.909-915, 2000.
- [8] K. Tong & M. H. Granat: A practical gait analysis system using gyroscopes, *Med. Eng. Phys.*, vol.21, pp.87-94, 1999.
- [9] I. P. I. Pappas, M. R. Popovic, T. Keller, V. Dietz & M. Morari: A reliable gait phase detection system, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng.*, vol.9, no.2, pp.113-125, 2001.

足動作のイメージの有無を脳波から検出する BCI システムの 基礎的検討

加納 慎一郎[†] Reinhold Scherer[‡] 吉信 達夫[†] 星宮 望^{*} Gert Pfurtscheller[‡]

[†] 東北大学大学院工学研究科 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05

[‡] Institute for Knowledge Discovery, Graz University of Technology Krenngasse 37, 8010 Graz, Austria

^{*} 東北学院大学 〒980-8511 仙台市青葉区土樋 1-3-1

E-mail: kanoh@ecei.tohoku.ac.jp

あらまし 脳波の β 帯域成分の強度変化を閾値を用いて検出することで、足の動作イメージの有無を検出する脳・コンピュータ間インターフェース (BCI) に関する基礎的検討の結果を報告する。被験者の頭頂部から1チャンネルの脳波を双極誘導で計測し、その脳波にフィルタを適用し、二乗したあと移動平均を施して平滑化することで、 β 波の帯域強度をオンラインで観測した。被験者が足の動作をイメージすることによって生じる β 帯域成分の増大から、イメージの有無をコマンドとして検出した。健康被験者6名中の2名で、閾値処理を行うことでコマンドを検出することが可能であった。

キーワード 脳・コンピュータ間インターフェース (BCI), 脳波, β 波, 運動動作イメージ

A Basic Study on Brain-Computer Interface to Detect Foot Movement Imagery from EEG

Shin'ichiro KANO[†] Reinhold Scherer[‡] Tatsuo YOSHINOBU[†] Nozomu HOSHIMIYA^{*}
Gert PFURTSCHELLER[‡]

[†] Graduate School of Engineering, Tohoku University Aoba-yama 6-6-05, Sendai, 980-8579 Japan

[‡] Institute for Knowledge Discovery, Graz University of Technology Krenngasse 37, 8010 Graz, Austria

^{*} Tohoku Gakuin University 1-3-1 Tsuchitai, Sendai, 980-8511 Japan

E-mail: kanoh@ecei.tohoku.ac.jp

Abstract EEG-based asynchronous brain-computer interface (BCI) system to realize binary switch by using simple thresholding of EEG beta band power was tested to six healthy subjects. EEG signal was measured from a bipolar channel on the vertex of the head, and was band-pass filtered, squared and smoothed on-line to extract the band power of beta oscillation. Subjects were requested to imagine foot movement, and if the band power exceeded a pre-defined threshold value, a command was generated. It was shown that two subjects out of six were able to induce bursts of beta oscillations by foot movement imagery, and binary commands could be detected in higher correct rates by these subjects.

Keyword brain-computer interface (BCI), electroencephalogram, beta oscillation, motor imagery

1. はじめに

脊椎損傷などによる重篤な四肢麻痺患者、あるいは筋萎縮性側索硬化症候群 (ALS) 患者などのように残存機能が著しく限られた患者に、手足の動作や会話などの通常手段によらないコミュニケーション手段を提供するためのひとつの方法として、BCI (brain-computer interface: 脳・コンピュータ間インターフェース) が昨今注目を集めている。これは、頭皮上に設置した電極から非侵襲的に計測される脳波に適切な情報処理を施して、それから患者の意図を検出することで外部機器を制御する、いわば「思っただけで機器操作」を可

能とするシステムである。

ユーザが手足を動かしている場面を自分でイメージ (想像) した際に、大脳の体性感覚野・運動野周辺から準周期的な脳波 (μ 波, β 波) が観測される。これを検出することによって BCI を実現する研究が、Pfurtscheller ら [1], Wolpaw ら [2] などによりこの 20 年来行われてきた。しかし、1 回の検出で得られる情報量を増やし、同時にその正答率を高めるためには、ユーザの頭部に多くの電極を設置する必要がある。患者への適用を考えると制約が多くなるのが欠点であった。また、このような性能の向上のために、データの前処

理や検出（パターン分類）アルゴリズムに理論的に複雑なものが用いられることが多かった。

我々は、適用に際して制約が多い患者が利用でき、またロバストである BCI システムとして、1 チャンルの脳波を用いてスイッチのオン・オフの動作を可能とする BCI システムである“Brain Switch”を開発した。本システムは、手足の動作のイメージを行った際に生じる β 波の強度の変化を検出することで、手足の動作のイメージを行ったかどうかを検出するもので、これまで FES（機能的電気刺激）による麻痺患者 1 名に適用したケースが報告されている [3]。

本稿では Brain Switch の有効性を実証するために、本システムを 6 名の健常被験者に適用した結果を報告する。本研究の結果、2 名の被験者で本システムの動作の確認に成功した。

2. Brain Switch について

2.1. 本システムの特徴

本システムでは、1 チャンルの脳波から 1 ビットの情報を検出する。従来の BCI の研究では、1 回の検出で得られる情報量を増やす方向で研究が進められることが多かったが、Brain Switch ではこれを 1 ビット（運動動作のイメージの有無）に限定するかわりに、計測する脳波を 1 チャンルだけとした。

また、Brain Switch では簡易なデータ処理アルゴリズムを採用する。本システムでは、ユーザが運動動作をイメージすることで生じる感覚運動野由来の β 波の帯域強度を観測し、その値がある閾値を超えた場合にコマンドを検出する。複雑なパターン分類アルゴリズムを用いないため、システムの設定が容易である。

2.2. ユーザに課すタスクと対象の信号成分

運動動作（本報告では足の動作とした）をイメージすることをユーザに求め、それに関連して生じる β 波（20～30Hz 程度）の強度の変化を計測の対象とする。

運動動作を行ったり、またそれをイメージしたりすることにより、感覚運動野近辺で μ 波、 β 波の帯域信号強度が増加（event-related synchronization : ERS）あるいは減少（event-related desynchronization : ERD）することが知られている。また、その動作の部位によってその信号源が異なることがわかっている。これを利用して、部位別（たとえば右手、左手、足、舌）の動作のイメージを検出する BCI も構成可能である [1]。

2.3. 信号計測・処理法

Brain Switch のシステムは、図 1 に示すように信号計測、データの前処理、コマンド検出、また訓練段階のみで行われるフィードバックに分類される。信号計測と解析処理の流れを以下に説明する。

(1) データ計測：ユーザの運動野・体性感覚野の位置

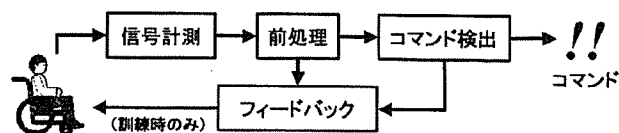


図 1. Brain Switch のブロック図

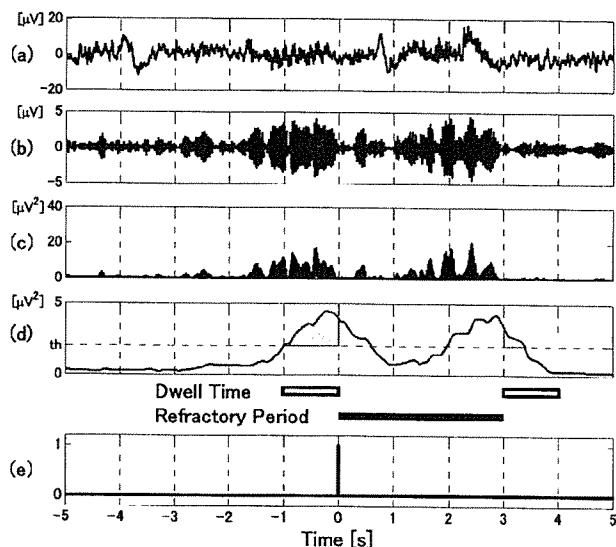


図 2. Brain Switch における信号処理の例。原信号(a), 帯域通過フィルタ通過後(b), 二乗演算後(c), 平滑化後の信号(d)と、検出されたコマンド(e)を示す。

- (国際 10-20 法の C3, CZ, C4 近辺) に電極を設置して脳波を計測する。遠隔電位やアーチファクトを除去し、電極位置の近辺の皮質で生じた脳波活動を選択的に計測するため、双極誘導を用いる。
- (2) 前処理：計測・増幅されたデータに帯域通過フィルタを適用し、二乗したあと、単純移動平均によって平滑化することで、計測した脳波に含まれる所望の周波数帯域の信号強度を計算する。
 - (3) コマンド検出：本システムでは、 β 帯域成分の増加（ERS）を検出する。(2)で得られた信号が閾値をある一定期間（滞留時間：dwell time）連続して超えた場合にコマンドが検出される。コマンド検出後には不応期（refractory period）を設定し、一定期間コマンドの検出を抑制する [4]。
 - (4) フィードバック：運動動作のイメージを検出する BCI システムでは、ユーザにフィードバック訓練を行うことで検出成績が向上する [1]。そのため、適用に際してユーザにフィードバックを与えながら訓練を行う。フィードバックする情報は、(2)で計算した帯域信号強度、およびコマンドの検出結果である。

図 2 に実際の信号処理（前処理とコマンド検出）の例

を示す。前処理を施された信号は平滑化された脳波の帯域強度である。この値が閾値 (th) 以上の値を連続して滞留時間 (Dwell Time: 本図では 1s) だけ維持できた場合、コマンドが検出される (時刻 0s)。検出後に不応期 (Refractory Period: 本図では 3s) が設定され、その終了後に上述の処理が再開される。

2.4. パラメータとその設定方法

2.3. で述べたとおり、本システムのパラメータは、脳波から抽出する周波数帯域、コマンド検出のための閾値・滞留時間・不応期の 4 つである。

周波数帯域はユーザ個々の応答特性をみて決定する。コマンド検出のための 3 つのパラメータは、コマンド検出の精度が最も高くなるように設定する [4]。閾値はより高くし、滞留時間と不応期は長くすることによって、コマンドの誤検出 (false positive) を少なくすることが可能となる一方、同時に正しい検出 (true positive) の数も減少する。なお、滞留時間と不応期を長くすると、それだけ単位時間あたりの検出可能なコマンドの個数が減少することにも注意が必要である。

3. 実験

3.1. 実験方法

6 名の健常被験者が実験に参加した。被験者は実験中、足の動作のイメージを行うことを求められた。

Ag-AgCl 電極により、被験者の頭頂部 (CZ-FCZ) から脳波を双極誘導した。接地電極は前頭部 (AFZ) とした。計測した信号は増幅し、0.5~100Hz に帯域制限した後、サンプリング周波数 250Hz でパーソナルコンピュータに取り込んだ。

実験中、計測された信号を 2.3(2) で述べた方法で前処理し、その値を常時被験者にオンラインでフィードバックした。被験者の正面に置かれた液晶ディスプレイの画面上に白い棒を常時表示し、その長さが前処理された値に比例するようにした。被験者には、運動をイメージしている間は白い棒の長さをできる限り長くし、その状態を長期間保持し、またイメージを行っていないときには短くする努力をするように教示を行った。抽出した周波数帯域は 20~30Hz とし、明瞭な ERS が認められる被験者は、それに応じて帯域を狭くした。

実験は、非同期型、同期型の 2 種類で行った。非同期型では、被験者が自分のペースで足動作のイメージを繰り返すことを求めた。実験中は、液晶ディスプレイ上にはフィードバック用の白い棒のみを表示した。また、同期型では、それに加えて液晶ディスプレイにキューを断続的に表示し、表示されている間 (0~6s) 足動作のイメージをする課題とした。非同期型は実際の Brain Switch の動作モードであり、同期型は応答を定量評価するために行った。

イメージ中に β 帯域強度が有意な増加が認められる被験者に対しては、実験中にコマンド検出を行い、その結果 (検出時にピープ音) および成績 (正しい検出、誤検出の回数) をオンラインで被験者に呈示した。

各被験者あたり 10 セッションの実験を行った。1 セッションに非同期型 1 回 (5 分)、同期型 3 回 (1 回あたりキュー 20 個) を行った。

実験パラメータ (2.4. を参照) は、まず標準的な値を設定し、1 セッション目の結果を ROC 解析 [4] することによって得られた値を 2 セッション目以降の実験に使用した。途中、結果に応じて若干の調整を行った。

以下で示す実験結果は、同期型実験で得られたデータを解析して得られたものである。

3.2. 結果 (1): 運動動作イメージで生じた ERS/ERD

6 名中 2 名の被験者からは、足動作のイメージに起因すると思われる特徴的な ERS, ERD が観測された。このうち 1 名の被験者のあるセッションにおける応答 (全 60 試行) を時間一周波数解析 [5] した結果を図 3 に示す。この 2 名の被験者の応答には、図 3 に示されるような以下の 4 種類の周波数成分が認められた。

- (1) β 帯域 (20~25Hz): ERD (イメージ開始直後)
- (2) β 帯域 (25~30Hz): ERS (イメージ中、持続的)
- (3) μ 帯域 (10~15Hz): ERD (イメージ中、持続的)
- (4) β 帯域 (20~25Hz): ERS (イメージ終了直後)

このうち、(1) は運動計画に関連する応答、(2) は足動作のイメージに関連する運動皮質由来の応答、また (4) は運動イメージの終了に伴うリバウンド応答 [6] であることが示唆された。

この中で、(2) は帯域強度の増加であり、加えて他の応答に比べて非常に大きく、かつ持続時間が長い持続的な応答である。そのため、この成分をコマンド検出に使用可能であることが示された。

一方、残りの 4 名の被験者では、動作のイメージ中に弱く帯域の広い ERD (上記の (3) に類似した応答) が認められるだけであった。

3.3. 結果 (2): 単一試行データの評価とコマンド検出

3.2. における成分 (2) に着目して、有意な ERS が観測された 2 名の被験者のデータについて、単一試行データの評価を行った。図 4 は、帯域周波数を 25~30Hz としてデータの前処理を行った単一試行データ (図上)、およびその加算平均と標準偏差 (図下) である。解析の対象となったデータは図 3 のものと同一である。この図から、上記の成分 (2) が本システムの前処理法で抽出可能であることがわかった。

また、これら 2 名のデータに対してオフラインでコマンド検出を行った。その結果、足動作のイメージを 60~90% 程度の精度で検出でき、本手法の有効性を確認できた。

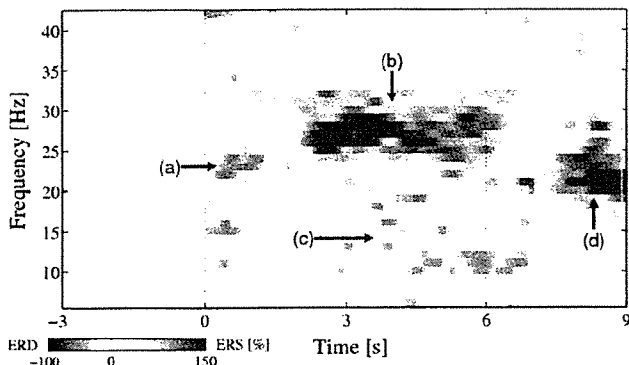


図 3. 足動作のイメージ時 (0~6s) に生じた脳波の時間-周波数解析の例. 統計的に有意な応答 ($p < 0.01$) のみを示す. ERD (a, c), ERS (b, d).

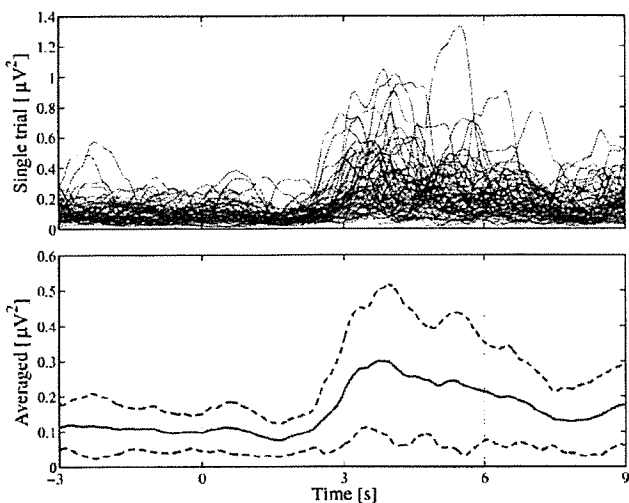


図 4. 単一試行データの β 帯域成分 (25~30Hz) の強度 (上) とその加算平均 (下). 図 3 と同一のデータの解析結果.

4. 考察とまとめ

6名の健常被験者中、2名で本システムが機能することが示された。これら2名の被験者からは、足動作のイメージによって頭頂部から β 波の増加が観測された。この応答は試行間の平均応答(図3, 図4下)をみると有意であるが、試行ごとの応答を観察すると、増大した強度やその持続時間にはばらつきがある。そのため、コマンド検出の正答率は十分とはいえない。

また、セッションごとに脳波の品質(アーチファクトの有無など)が異なるため、2.4で述べたパラメータの設定が容易ではないことが問題点として挙げられる。このパラメータの設定にコマンド検出の成績は大きく依存するため、正答率の評価も容易ではない。

現行のシステムでは、初期段階でROC解析[4]によって設定したパラメータを、経験的手法によって若干調整している。今後は、より安定したコマンド検出をするためのパラメータ設定法を開発する必要がある。

なお、ユーザに対して訓練を繰り返すことによって、

計測される脳波の特性(特定周波数成分の強度の増加率の向上など)、またはパターン検出精度が向上することが知られている。現在はこの訓練を試行錯誤で行っているが、今後はプロトコルを確立して、効率的かつ効果的に訓練を実施する必要がある。

本システムは、運動動作によって、特定周波数帯域の増加(ERS)が生じることが適用に際する前提である。本システムは閾値を用いて検出を行っているため、S/N比が低くなる方向への変化(ERD)を検出するにはリスクが伴う。また μ 波は α 波と同一の周波数帯域であり、ユーザの状態(覚醒度や目の開閉など)によって変化する α 波は本システムではアーチファクトとなる。本システムは少ない電極数、簡易な信号処理を目指したものであり、 α 波と μ 波を分離することはできないため、本手法では μ 波を対象とはできない。

現行のBrain Switchを最終的に全てのユーザに適用できるかどうかはまだ不明である。足動作のイメージによって頭頂部に μ 帯域のERDが観測されることが多いことを示唆した知見があり[7]、本実験でも4名の被験者からは類似の結果が得られた。今後は個々のユーザから得られた信号からの特徴抽出を的確に行うことにより、より多くのユーザに適應できるBrain Switchの開発を行うことも今後の課題である。

文 献

- [1] G. Pfurtscheller, F.H. Lopes da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles," *Clinical Neurophysiology*, 110, pp.1842-1857 (1999).
- [2] J.R. Wolpaw, D.J. McFarland, T.M. Vaughan, G. Schalk, "The Wadsworth Center brain-computer interface (BCI) research and development program," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11, 2, pp.1-4 (2003).
- [3] G. Pfurtscheller, G.R. Müller-Putz, J. Pfurtscheller, R. Rupp, "EEG-based asynchronous BCI controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 19, pp.3152-3155 (2005).
- [4] G. Townsend, B. Graimann, G. Pfurtscheller, "Continuous EEG classification during motor imagery - Simulation of an asynchronous BCI," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(2), pp.258-265 (2004).
- [5] B. Graimann, J.E. Huggins, S.P. Levine, G. Pfurtscheller, "Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and EcoG data," *Clinical Neurophysiology*, 113, 1, pp.43-47 (2002).
- [6] G. Pfurtscheller, C. Neuper, C. Brunner, F. Lopes da Silva, "Beta rebound after different types of motor imagery in man," *Neuroscience Letters*, 379, pp.156-159 (2005).
- [7] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl, F.H. Lopes da Silva, "Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks," *NeuroImage*, 31, pp.153-159 (2006).

Cycle-to-Cycle 制御による片麻痺者の FES 歩行遊脚期制御のための刺激スケジュール評価の基礎的検討

○加茂井敏晃* 渡邊高志** Achmad ARIFIN*** 吉澤誠**

*東北大学工学研究科 **東北大学情報シナジーセンター ***Sepuluh Nopember 工科大学

1. はじめに 本研究では、Cycle-to-Cycle制御に基づいて歩行の遊脚期を制御するファジィFES制御器の開発を進めている。これまで、計算機シミュレーションにより、その有効性を確認してきたが^{1,2)}、床面モデルを含めた場合²⁾には電気刺激スケジュールの評価は十分なされていなかった。そこで本報告では、歩行開始から定常歩行に達するまでの刺激印加時間TBの変化を調べることで、刺激スケジュールの評価を行うことを検討した。

2. Cycle-to-Cycle制御 Cycle-to-Cycle制御では刺激強度、パルス幅、周波数を固定して電気刺激を印加する時間TB[s]を調整し、遊脚期の重要な角度を制御する。つまり、関節の最大屈曲角度などを制御対象とし、現在のcycleでの角度の誤差を基にファジィ制御器でTBの調整量 ΔTB を決定し、下式によりTB[s]を調整する。

$$TB(n+1) = TB(n) + \Delta TB(n+1)$$

3. 計算機シミュレーションによる実験方法

床面モデルを含めた場合の計算機シミュレーションで、これまでに作成した電気刺激スケジュール(スケジュールA)とスケジュールAからハムストリングスへの刺激を除いたスケジュール(スケジュールB)を用いた制御を比較した。麻痺側の各関節の初期角度は健常者の遊脚期開始時の各関節角度と一致させ、初期速度を0とし、各筋のTB[s]の初期値を0[s]として50歩分の計算機シミュレーションを行い、サイクル毎に各筋に印加した刺激時間(TB)を求めた。

4. 結果 2つの刺激スケジュールで、定常状態に達した後は制御された動作やTBにあまり違いは見られなかった。各制御でのTBの変化の一例を図1に示す。スケジュールAでは腸腰筋のTBで行き過ぎが生じたがスケジュールBでは滑らかに収束した。また、ハムストリングスについては、スケジュールAでは歩行開始直後に大きなTBが生じていたが徐々に減少し定常状態では0となった。

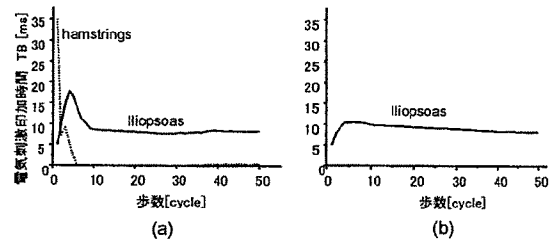


図1:ハムストリングスの刺激を含む場合(a)と含まない場合(b)の制御の比較

5. 考察 歩行が進み、足関節の最大屈曲角度が目標関節角度に近づくと、床反力が十分に得られるようになり、これにより膝関節の屈曲動作が得られるようになったと考えられる。そのため定常状態になるとハムストリングスへの電気刺激が印加されなくなったと思われる。

ハムストリングスは二関節筋であるため、股関節伸展作用に対して腸腰筋の股関節屈曲作用で動作を制御していたと思われる。ハムストリングスへの電気刺激を含めない場合に腸腰筋のオーバーシュートがなくなったのは、ハムストリングスによる過剰な股関節伸展が生じなくなったためだと考えられる。

6. 結論 異なる刺激スケジュールで、定常歩行に達した後に同様の制御結果になっても、それらの収束過程に違いが現れることを確認した。刺激スケジュールの評価を行うためには、このような過渡的な状態に着目することも必要であると考えられる。

謝辞 本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金、文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(B))の補助を受けた。記して感謝する。

参考文献

- 1) A.Arifin, et al., "Design of fuzzy controller of the cycle-to-cycle control for swing phase of hemiplegic gait induced by FES," IEICE Trans Information and Systems, E89-D(4), 1525-1533, 2006.
- 2) 柴田 他, "片麻痺者の歩行遊脚期のcycle-to-cycle制御に基づくFES制御法" 生体医工学シンポジウム2006講演予稿集, 216-221, 2006.

圧電式ジャイロスコープによる歩行遊脚期・立脚期の識別に関する基礎的検討

○佐々木陽輔¹, 古瀬則夫¹, 渡邊高志²,

¹宮城工業高等専門学校,
²東北大学情報シナジーセンター

A Basic Study on Detection of Swing and Stance Phases of Gait with Piezoelectric Gyroscopes

○Yosuke SASAKI¹, Norio FURUSE¹, Takashi WATANABE²

¹Miyagi National College of Technology
²Information Synergy Center, Tohoku University

1. はじめに

下肢運動機能麻痺者の歩行訓練や機能的電気刺激 (FES) による歩行再建において、歩行期に関する情報は電気刺激などの歩行補助を適切なタイミングで行うために不可欠な情報であり、また、歩行の能力や安定性を判断する上で重要な情報である^{[1],[2]}。メカトロニクス等の分野で近年用いられている加速度センサやジャイロスコープは小型軽量で装着が容易、安価であることから臨床での利用に適していると考えられ、それらセンサを下肢に装着し、歩行速度や関節角度等の計測、歩行期の認識などを行う方法が多数報告されている^{[2],[3],[4]}。

我々はこれまで、臨床的実用性を考慮し、身体装着が容易で簡便なシステム構成で実現することを重視し、圧電式ジャイロスコープにより歩行中の股関節、膝関節、足関節の関節角度を計測する方法^{[5],[6]}の有効性を示してきた。そこで我々は、それらのセンサを用いた歩行期の識別について検討することとした。一般的には、少ないセンサ数で歩行期の識別のみを行うシステムが検討されているが^[2]、本手法では関節角度計測と歩行期の識別を同一のセンサで行うので臨床での実用性が高いと考えられる。また、本手法では体幹や脚に装着した複数のセンサからの出

力信号を識別に用いることが可能であり、安定性の向上への寄与も期待できる。そこで本報告では、圧電式ジャイロスコープを用い歩行期 (遊脚期と立脚期) を識別する方法について、健常被験者による歩行実験によりその実現可能性を検討した。

2. 計測方法

図 1 に示すように、角速度を計測する 5 個のジャイロスコープを (以下、G1~G5 と表記する)、臍部、腰部、右側下肢の大腿部 (股関節と膝関節の間)、下腿部 (膝関節

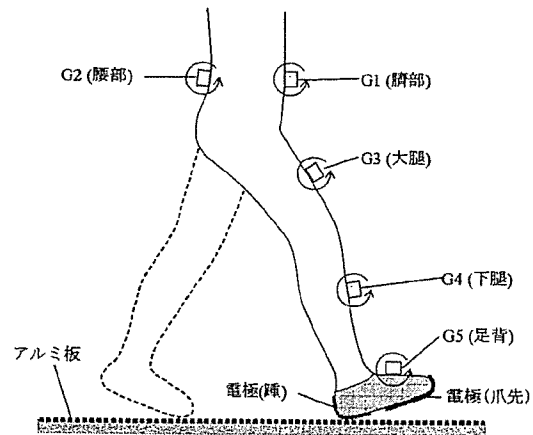


図 1 計測に用いたセンサの配置. 各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示す。