

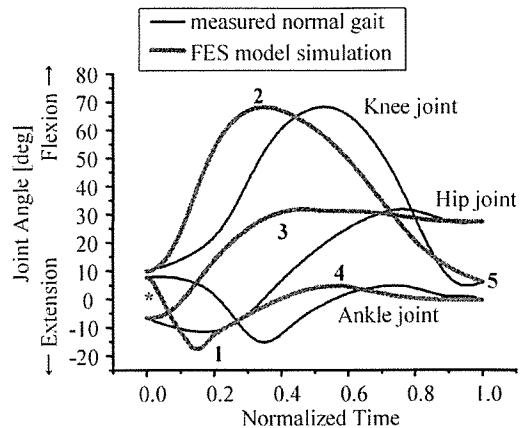
図4 修正した筋電図に基づく電気刺激スケジュール. *, 1~5は図2を参照.

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．

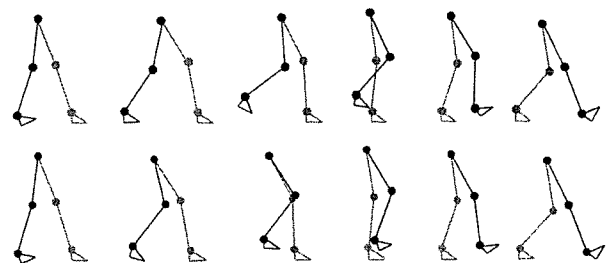
4. 筋電図に基づく刺激スケジュールの改良

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目の制御結果.

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,” IEICE 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常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

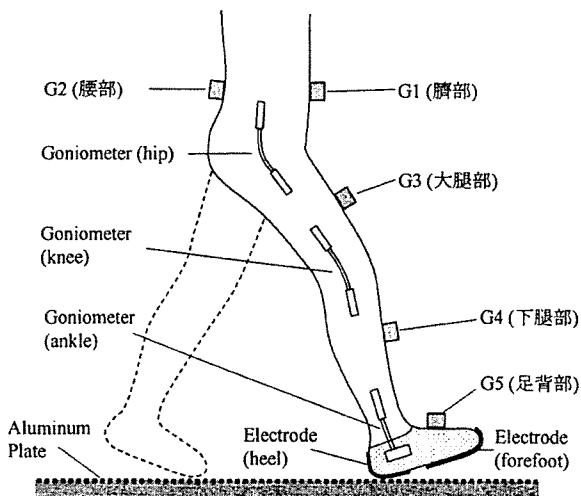


図1 計測に用いたセンサの配置

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常被験者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

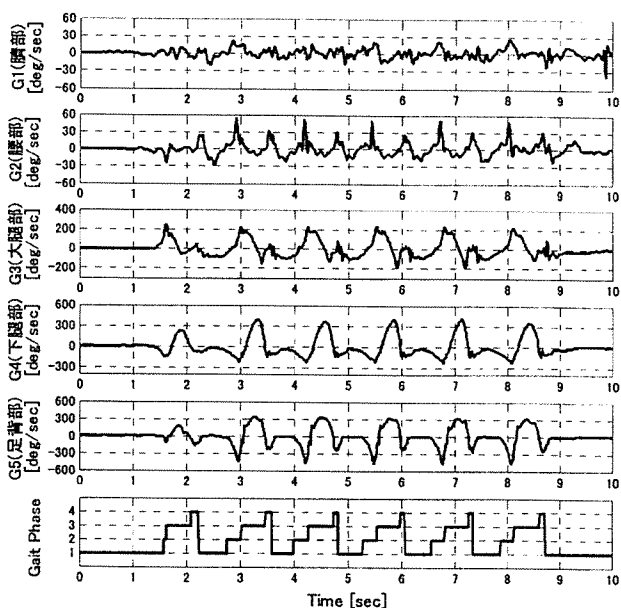


図2 ジャイロスコープで計測した角速度(被験者A, 通常速度の歩行)。ジャイロスコープの取り付け位置は図1を参照。歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期。

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

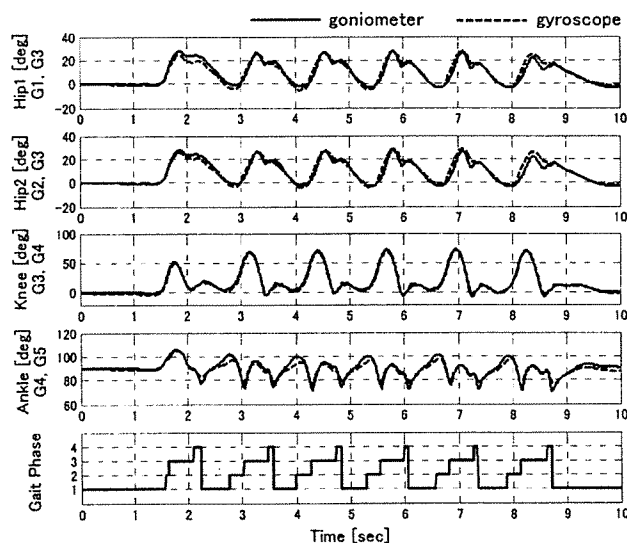


図3 ゴニオメータで計測した関節角度とジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度との比較 (被験者 A, 通常速度の歩行)。計算に用いたジャイロスコープ: Hip1:G1&G3, Hip2:G2&G3, Knee:G3&G4, Ankle: G4&G5. 歩行期: 1) 立脚中期, 2) 踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期。

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스코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つのジャイロ스코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つのジャイロ스코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스코ープを左右の脚で共通に使用することにより、7つのジャイロ스코ープで6つの関節角度を測定できる。さらに、ジャイロ스코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스코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。健康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스코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스코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。健常被験者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り、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、データの预处理、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

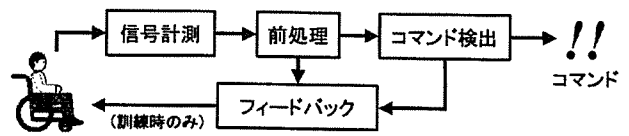


図 1. Brain Switch のブロック図

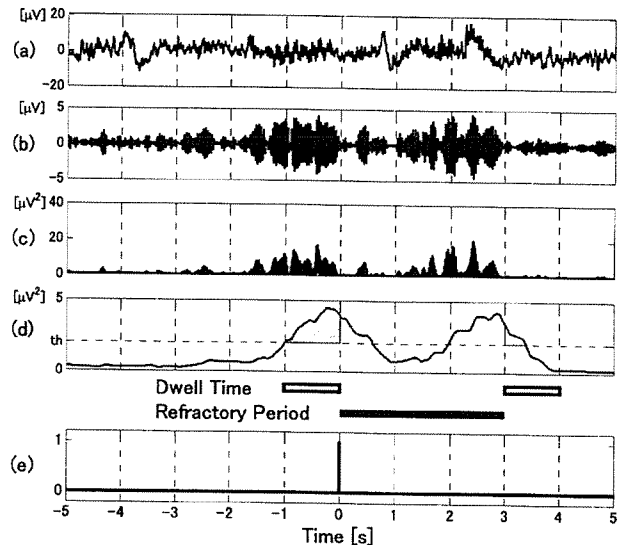


図 2. Brain Switch における信号処理の例。原信号(a)、帯域通過フィルタ通過後(b)、二乗演算後(c)、平滑化後の信号(d)と、検出されたコマンド(e)を示す。

(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) だけ維持してきた場合、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-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。

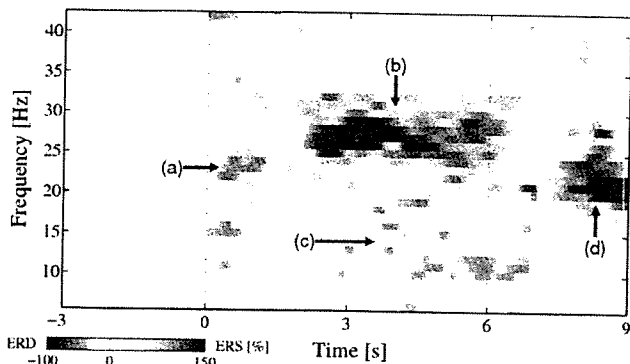


図 3. 足動作のイメージ時 (0~6s) に生じた脳波の時間一周波数解析の例. 統計的に有意な応答 ($p < 0.01$) のみを示す. ERD (a, c), ERS (b, d).

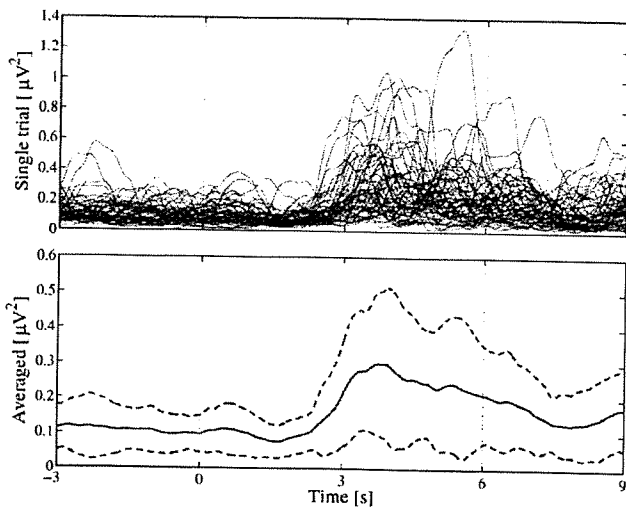


図 4. 単一試行データの β 帯域成分 (25~30Hz) の強度 (上) とその加算平均 (下). 図 3 と同一のデータの解析結果.

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用できる 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い。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。

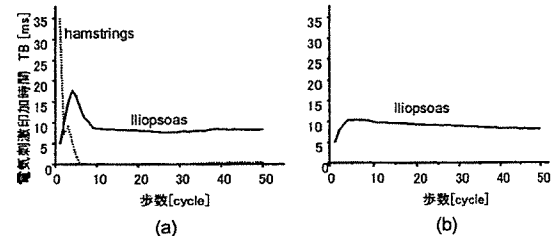


図1:ハムストリングスの刺激を含む場合(a)と含まない場合(b)の制御の比較

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

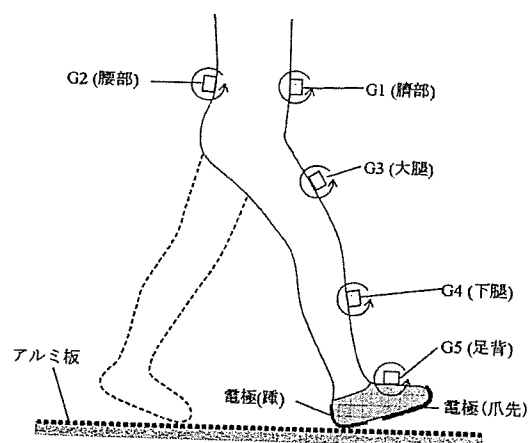


図 1 計測に用いたセンサの配置. 各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度の認識方向を示す。

と足関節の中間), 足背部(足関節と中足指
節関節の中間)に取り付けた. 図 1 におけ
る各ジャイロスコープの矢印の方向は角速度
の認識方向を示しており, 歩行動作により矢
印の方向に回転成分が検出されるとジャイロ
スコープより正の出力が得られる.

ジャイロスコープの出力信号を基に識別
される歩行期の妥当性を評価するため, 足底
の接地のタイミングをアルミ板を用いて計
測した. 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検出した. そ
れら足底の接地状態により, 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

ジャイロスコープの出力信号は, 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.

実験は生体実験に関する承諾を得た健康
被験者 3 名 (19-22 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)での歩行を 10 回ずつ行わせた(片
足 6 歩).

3. 歩行期の識別方法の検討

3. 1 識別方法

前述の計測方法で測定した歩行時のジャ
イロスコープの出力波形の一例を, 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
が大きくなっていることがわかる. 歩行実験
では 5 個のジャイロスコープを用いたが, 歩
行期の識別には, 足背に装着したジャイロ
スコープ (G5) の出力のみを用いることにし
た. G5 を用いたのは出力信号の増減が明確

であり, 装着位置が足部にあるため, 足底の
状態と関連性が高い出力信号を取得でき
ると考えたからである.

本報告では, 遊脚期 {(3)} とそれ以外の立
脚期 {(1), (2), (4)} の 2 種類の歩行期の識
別を検討した. 遊脚期開始時には足関節底屈
が生じ, 着床まで背屈が起こり, 着床後に底
屈する. そのため, G5 の出力は遊脚期の開
始において負から正に変化し, 遊脚期の終了
(立脚期の開始)において正から負に変化す

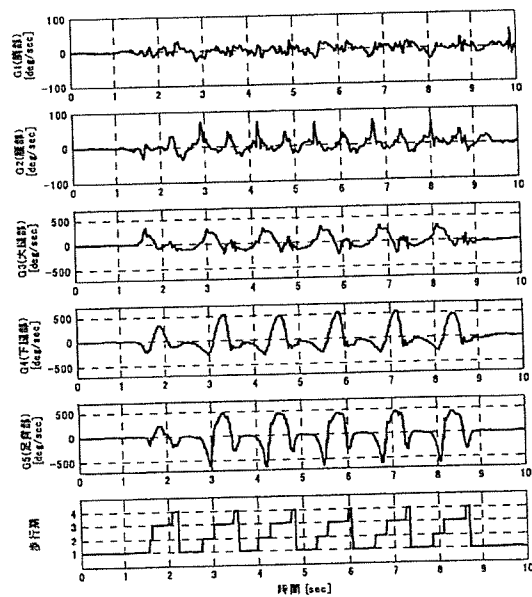


図 2 ジャイロスコープで計測した角速度
(被験者 A). ジャイロスコープの取り付け
位置は図 1 を参照. 歩行期: 1) 立脚中期, 2)
踵離床期, 3) 遊脚期, 4) 踵接地期.

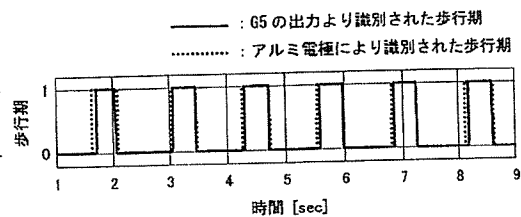


図 3 G5 の出力を用いた遊脚期と立脚期の
識別結果. 歩行期: 0) 立脚期, 1) 遊脚期.

ると推測される。そこで、遊脚期と立脚期の識別の方法として、G5 の出力が正のときに遊脚期とし（方法 A）、負のときに立脚期とする方法を検討した。しかし一方で、図 2 より上記の方法（方法 A）では遊脚期の開始を遅れて検出することも考えられるので、遊脚期の開始を識別する方法として、G5 の出力のマイナスのピーク値を検出し遊脚期とする方法も検討した（方法 B）。

3. 2 識別結果

上記の方法を用いて遊脚期（方法 A）と立脚期の識別を行った結果の一例を図 3 に示す。図 3 の結果より、ジャイロスコープの出力により識別される歩行期は、アルミ電極により識別される歩行期に比べて、遊脚期の開始は少し遅れて識別され、立脚期の開始は少し早く識別される傾向があることが分かる。

被験者毎に平均して求めた、アルミ電極で計測した歩行期に対するジャイロスコープの出力から求めた歩行期の遅れ時間を表 1 に示す。表 1 の結果より、遊脚期の開始の識別については、方法 A ではジャイロスコープの出力による検出の方が遅く、方法 B ではジャイロスコープの出力による検出の方が早く識別されたことがわかる。立脚期の開始では、アルミ電極とジャイロスコープの出

力による識別が、ほぼ同程度のタイミングで識別できることが分った。

被験者毎の総歩数は 60 回であり、全被験者において遊脚期の開始と立脚期の開始を識別できないことは無かった。また、遊脚期の開始においては、方法 A と方法 B 共に誤って識別することは無かったが、立脚期の開始においては、被験者 B で 2 回、被験者 C で 3 回誤って識別した。誤って識別した場合の一例を図 4 に示す。誤って識別されたのは、図 4 の一步目の立脚期の開始の識別において複数回識別した場合と、歩行終了時に歩行動作を停止することにより急激な着床が起こり G5 にパルス状の出力が見られた場合であった。

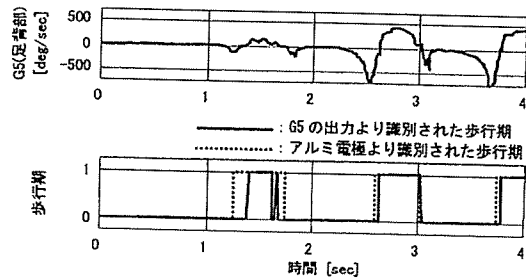


図 4 誤って識別した例。歩行期：0) 立脚期, 1) 遊脚期。

表 1 アルミ電極で計測した歩行期に対するジャイロスコープの出力から求めた歩行期の遅れ時間。表内の数値でマイナスの値はジャイロスコープの出力から求めた歩行期の方が早く識別したことを示す。

	Subject A	Subject B	Subject C	Average
遊脚期の開始 (方法 A) [msec]	48.9 ± 18.0	47.2 ± 26.6	41.9 ± 9.4	46.0 ± 19.6
遊脚期の開始 (方法 B) [msec]	- 41.1 ± 28.7	- 50.0 ± 13.0	- 55.7 ± 10.0	- 49.0 ± 20.0
立脚期の開始 [msec]	- 7.6 ± 12.2	- 3.9 ± 23.3	- 4.4 ± 20.9	- 5.3 ± 19.5

4. 考察

歩行 1 周期にかかる時間は 3 名の被験者の平均で 1.22 ± 0.06 [sec] であり、歩行 1 周期の時間に対する遅れ時間の割合は 3 名の被験者の平均値で、方法 A による遊脚期の開始の識別において 3.8[%]、方法 B による識別において -4.0[%]、立脚期の開始において -0.4 [%] とどの識別においても僅かなものとなった。立脚期の開始においては、アルミ電極を用いた場合とほぼ同程度のタイミングで識別しているが、標準偏差の値が比較的大きな値となった。しかし、歩行 1 周期の時間に対するこの標準偏差の割合は ± 1.6 [%] と僅かであり、本識別方法は安定性を有していると考えられる。

誤って識別した場合における共通事項として通常の歩行期の識別後に連続的に識別が行われていたことが挙げられることから、誤って識別された場合の解決策として、識別後に識別を行わない不感時間を設ける等の対処が考えられる。そこで、不感時間をその後の識別に影響が出ないように 0.3sec に設定し識別を行ったところ、誤って識別することは無くなった。このことから、不感時間を適当に設定することにより、歩行期を安定的に識別できることがわかった。

方法 A と方法 B による遊脚期の開始の識別を比較すると、方法 B の方はアルミ電極を用いた識別より早く識別できるため、リアルタイム処理における歩行期の識別方法として有用であると考えられる。

今回の実験では遊脚期と立脚期の識別を対象にしたが、更に詳細に足底の状態を認識できるように 4 種類の歩行期をジャイロスコープにより識別する方法を開発する必要がある。そのため、今後は複数のジャイロスコープの出力を組み合わせることも必要になると考えられる。

5. まとめ

本報告では、下肢関節角度計測のために体幹、大腿部、下腿部、足背部に装着した圧電式ジャイロスコープを用いることで、遊脚期と立脚期の 2 種類の歩行期を識別することの実現可能性を健常被験者における歩行実験により検討した。その結果、参照データ取得のために用いたアルミ電極により計測される歩行期との時間的な差が僅かであり、識別できないことが無く、また、誤って識別することがほとんど無かったことから、安定性と信頼性の高いシステムを構築可能であることを示した。今回は遊脚期と立脚期の識別を検討したが、更に詳細に足底の状態を認識できるように 4 種類の歩行期を複数のジャイロスコープにより識別する方法を開発する必要があると考えられる。

謝辞

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] R. Williamson & B. J. Andrews: Gait Event Detection for FES Using Accelerometers and Supervised Machine Learning, IEEE Trans. Rehab. Eng., vol.8, no.3, pp.312-319, 2000.
- [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 回バイオメカニクス

- △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.

Knowledge Engineering Approach in Developing Framework of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES

○ Achmad Arifin Takashi Watanabe*

Institute of Technology Sepuluh Nopember

*Information Synergy Center, Tohoku University

1. Introduction

Our previous computer simulation test showed that fuzzy controller would be effective in controlling multi-joint movements of FES-induced gait [1]. In the study, we implemented the cycle-to-cycle control based on a concrete framework for multi-joint control that was developed through a knowledge engineering approach. It was a novel approach since in the previous researches the cycle-to-cycle control was not explored based on a clear framework and tested in simplified system, such as single-joint control [2], [3]. By using the framework, design and implementation of the cycle-to-cycle control for multi-joint control was easy.

The objective of this paper is to present the knowledge engineering approach in developing the framework of the cycle-to-cycle control for swing phase of hemiplegic gait induced by FES. Section 2 describes a general description of the knowledge engineering. Section 3 describes steps of knowledge engineering approach in our study including knowledge acquisition, knowledge representation, and system implementation. Discussions and conclusions of this paper are given in sections 4 and 5, respectively.

2. Knowledge Engineering

Knowledge engineering is a method of construction of a knowledge-base system through investigation of a particular field, learns what concepts are important in the field, and creates formal representations of the objects and the relation in the field [4]. The steps of the knowledge engineering process might differ among the projects. Generally, the following steps are included [4], [5]:

- a) Task definition. In this step, the knowledge engineer must make a clear definition and range of the task.
- b) Assemble the relevant knowledge. In this step, the knowledge engineer must perform a process called knowledge acquisition. Main objective of the knowledge acquisition is to extract a clear concept of the domain. This step is usually performed by survey, analysis, etc., that can result in a concept of the domain being studied.
- c) Knowledge representation. An appropriate structure to a formal representation of the knowledge base and inference mechanism are constructed in this step. The formal representation includes selection of nomenclature, functions, and constants.

Representing the concept captured in the knowledge acquisition is known as ontology. The ontology of the domain being studied is also performed in this step.

- d) Development and testing. Design details of the knowledge-based system are implemented in this step. All aspects of the system must be tested to verify performance of the system.

3. Development of Framework of the Cycle-to-cycle Control for Swing Phase of FES Hemiplegic Gait

The cycle-to-cycle control method can be realized by using such knowledge about mechanisms of the joint movements during swing phase of gait and functions of the lower limb muscles. Therefore, we developed the framework of the cycle-to-cycle control through a knowledge engineering approach. The process of the approach in developing the framework is described in the following subsections.

3.1. Task Definition

The main task is to establish a concrete framework to realize the cycle-to-cycle control method. The task can be accomplished by the following sub tasks:

- (a) To extract the knowledge about mechanisms of joint movements of the lower limb during level gait through gait analysis of normal level gait.
- (b) To extract the relationship of joint movements and the schedule of muscle stimulation through assessment of functions of the muscles around the joint of human lower limb. The functions of the lower limb muscles are in the human anatomy literatures [6], [7].
- (c) To capture parameter values of the joint movements in level gait that will be useful in realization of the cycle-to-cycle control.

3.2. Knowledge Acquisition

The knowledge acquisition process contains of two process of knowledge acquisition: the first is knowledge acquisition through gait analysis of human gait, and the second is functional assessment of muscle of human lower limb. This assessment aimed to make a stimulation schedule for each muscle during swing phase of gait.

In the first knowledge acquisition, an experiment to measure the hip, knee, and ankle joint angles during level

gait was performed with five healthy subjects. Profile data of the joint angle trajectories generated by averaging 100 single stride data. The profile in Fig 1 is given in the average and standard deviation. In a cycle of gait, the hip joint moves in sagittal plane through two arcs of motion: extension exceeding the neutral position during the stance phase and flexion in the swing phase. The knee joint passes through four arcs of motion: flexion and extension during the stance phase and the swing phase. The ankle joint moves through five arcs. The first three motions in the stance phase are plantarflexion, dorsiflexion, and then plantarflexion. During the swing phase the ankle joint dorsiflexes to a few degrees above neutral position and then gradually plantarflexes till end of the swing phase.

Control of the joint movements by FES during swing phase gait was aimed to generate the joint movements mimicking the joint movements of the normal gait as shown in Fig. 2. As shown in the figure, initial positions of the joints as marked by * are the maximum hip flexion angle, the maximum knee flexion angle, and the maximum ankle dorsiflexion angle (in the stance phase). From the initial positions, the ankle joint plantarflexes to a maximum ankle plantarflexion angle, the knee joint flexes to a maximum knee flexion angle and the hip joint flexes to a maximum hip flexion angle (position 1, 2, and 3, respectively in Fig. 2). From the position 1, the ankle joint dorsiflexes to a maximum ankle dorsiflexion angle (position 4) and then quasi plantar flexes till initial contact (position 5 of ankle joint angle). From the position 2, the knee joint extends to a maximum knee extension angle at the end of swing phase (position 5 of the knee joint angle). The hip joint angle extends from position till an initial contact angle of the hip joint (position 5).

Using the cycle-to-cycle control method, although the controlled joint angles are not controlled to follow

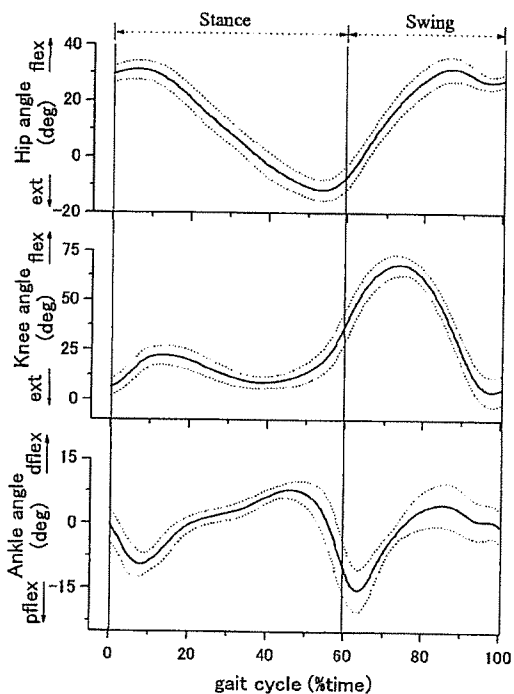


Fig. 1. Profile of trajectories of joint angles.

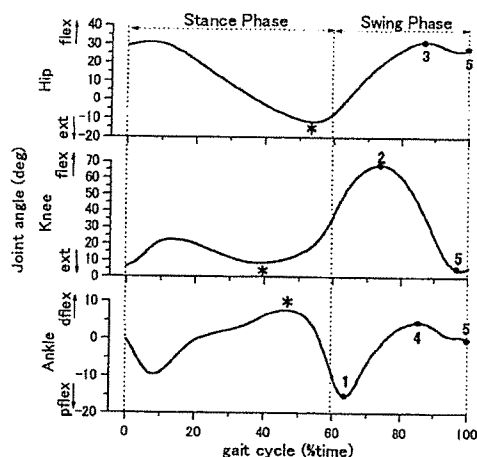


Fig. 2. Trajectory of normal gait used in the knowledge acquisition. Detailed description is given in the text.

the desired joint trajectories continuously, they can be restored by mimicking the joint movements of the normal gait. The knowledge about functions of the muscles of the lower limb is crucial in determining pattern of the electrical stimulation to generate the FES-induced gait as similar as possible to normal gait. Eight muscles around the lower limb joints were considered to be electrically stimulated to produce movements of the hip, knee, and ankle joints in restoring the swing phase. The stimulated muscles of the lower limb are shown in simplified feature in Fig. 3. The muscles included the bi-articular muscles, i.e., the bicep femoris long head (BFLH) as knee flexor and hip extensor, the rectus femoris as knee extensor and hip flexor, and the gastrocnemius medialis as ankle plantarflexor and knee flexor. The vastus lateralis, the vastus medialis, and the vastus inter-medialis were considered as one muscle group. We performed functional assessment of lower limb muscles as shown in Table 1 relating to the mechanisms of the joint movements during swing phase to determine the stimulation schedule for the cycle-to-cycle control.

3.3. Knowledge Representation

The objective of the control of swing phase by using

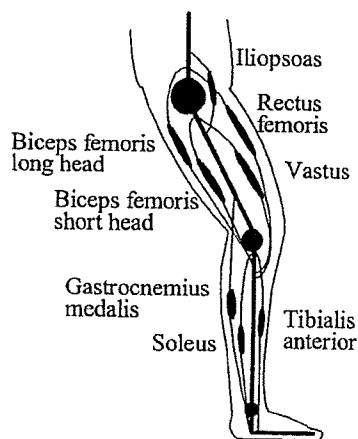


Fig. 3. Muscles around the lower limb.

the cycle-to-cycle control method is to generate the joint movements as in the normal gait as shown in Fig 2. During the swing phase, the joints move in a number of motion arcs. The peak of each motion arc was assigned as the target joint angle, i.e., the maximum knee flexion, the maximum ankle dorsiflexion, etc. The ontology of the joint movements of the swing phase contains the mechanisms of the joint movements during swing phase captured in the knowledge acquisition and the vocabularies assigned to be used in the domain of the cycle-to-cycle control are summarized in Fig. 4.

The stimulation of the muscles related to the joints induces the movements reaching the target joint angles. The target joint angles were determined by the average values of the joint angle parameters of the swing phase of the normal gait. Parameter $\Delta\theta$ was introduced in order to evaluate whether the target joint angle was reached or not. The $\Delta\theta$ of each controlled joint angle was set by average value of intra-subject standard deviation of each target joint angle from the gait analysis. The values of the target joint angles and the $\Delta\theta$ are shown in Table 2. Initial positions of the hip, knee, and ankle joints of the controlled swing phase are marked by asterisks. They are the maximum hip flexion of the stance phase, the maximum knee extension of the stance phase and the maximum ankle dorsiflexion of the stance phase. From the initial positions, the ankle, knee, and hip joints move to the maximum ankle plantarflexion angle, the maximum knee flexion, and the maximum hip flexion angle, respectively. The ankle joint dorsiflexes from the maximum ankle plantarflexion angle to the

Table 2. Target joint angle and $\Delta\theta$

Joint	Angle	Target	$\Delta\theta$
Hip	max. flexion	32.4°	2.0°
	initial contact	29.4°	2.8°
Knee	max. flexion	69.0°	1.9°
	max. extension	3.6°	2.7°
Ankle	max. plantarflexion	-16.4°	3.4°
	max. dorsiflexion	4.9°	1.3°
	initial contact	-0.3°	1.3°

maximum ankle dorsiflexion angle. Then it plantar flexes until reaching the initial contact angle. The knee joint extends from the maximum knee flexion angle to the maximum knee extension angle at the end of the swing phase. From the maximum hip flexion angle, the hip joint gradually extends till the end of the swing phase and reaching the target of the hip joint angle at initial contact. Principally, the flexion and extension of the hip and knee joints can be induced by stimulating the flexors and the extensors of the joints, respectively. Gradual extension of the hip joint at the end of the swing phase can be generated by stimulating of the hip flexor to avoid sudden extension of hip joint by the gravity torque. Dorsiflexion and plantarflexion of the ankle joint can be activated by stimulating the ankle dorsiflexor and plantarflexor, respectively.

Sequence of the muscle stimulation is arranged in a stimulation schedule. The stimulation schedule to generate the joint movements of the swing phase is shown in Fig. 5. Stimulations of the iliopsoas, the BFSH and the BFLH, the vastus muscles and the rectus femoris, the gastrocnemius medialis, and the tibialis anterior were controlled to induce the joint movements reaching the following target joint angles: maximum hip flexion angle, maximum knee flexion angle, maximum knee extension angle, maximum ankle plantarflexion angle, and maximum ankle dorsiflexion angle, respectively. After the hip joint reached the target maximum hip flexion angle, the iliopsoas was stimulated again to keep hip flexion and reach the target of hip joint angle at initial contact. The tibialis anterior and the soleus were stimulated simultaneously to reach the target of ankle joint angle at initial contact. Beginnings of the muscle stimulation were at the maximum hip extension, maximum knee extension and maximum ankle

Table 1. Function of muscle of human lower limb

Muscle(s)	Function(s)
Iliopsoas	Hip flexor
Biceps femoris short head	Knee flexor
Biceps femoris long head	Knee flexor
Vastus muscles	Hip extensor
	Knee extensor
Rectus femoris	Knee extensor
Gastrocnemius medialis	Hip flexor
	Ankle plantarflexor
Tibialis anterior	Knee flexor
	Ankle dorsiflexor
Soleus	Ankle plantarflexor

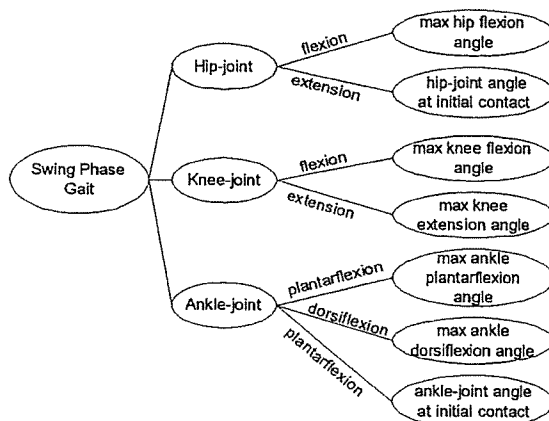
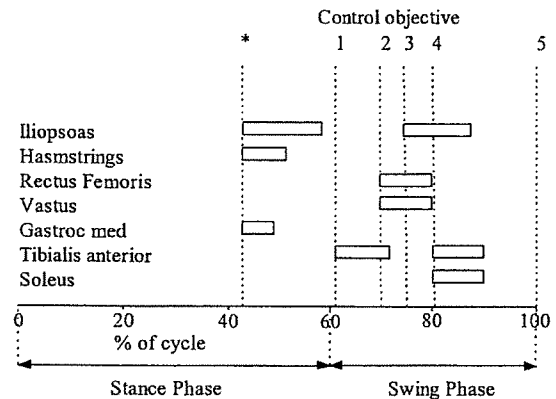


Fig. 4. Ontology of Swing Phase Gait.



Hamstrings: Biceps femoris short and Biceps femoris long

Fig. 5. Stimulation schedule for swing phase control using the cycle-to-cycle control method.

dorsiflexion angles at the end of stance phase. In our result of the gait analysis, timing of those maximum joint angles in a cycle of gait varied among subjects. In order to facilitate the feasibility test of the cycle-to-cycle control, these maximum joint angles were assumed to be occurred simultaneously.

3.4. System Implementation and Testing

The framework of the cycle-to-cycle control developed by the knowledge engineering approach was used in implementing the cycle-to-cycle control on fuzzy controller. By utilizing the framework, the cycle-to-cycle control method in controlling multi-joint movements was easily realized on the fuzzy controller. The design and test of the fuzzy controller was reported in [1]. Further testing of the stimulation schedule aimed to test the concept of the knowledge-based stimulation schedule was also performed [8]. The knowledge-based stimulation schedule was showed to be effective in realizing the trajectories of the controlled joint angles to be similar to the normal gait trajectories.

4. Discussions

The process of knowledge engineering in developing the framework of the cycle-to-cycle control was presented in this paper. By utilizing the knowledge engineering approach, the framework of the cycle-to-cycle control was designed easily. The framework could be designed based on the concept extracted by analysis of the mechanisms of the joint movements in the swing phase and functional assessment of the muscles around human lower limb.

Concept of the knowledge-based framework of the cycle-to-cycle control was represented in the ontology of the swing phase of gait and the vocabulary of the domain of the cycle-to-cycle control. By inferred the relationship between knowledge of the joint movements and the muscle function, the stimulation schedule could be constructed. This method of construction of the stimulation schedule was an alternative to traditional method. The traditional method was using trial and error method [9] or based on EMG pattern of normal subject [10]. Several manual corrections were required in experiment by using the traditional method. The knowledge engineering approach could be effective to develop a concrete framework of the cycle-to-cycle control method.

Computer simulation test of the cycle-to-cycle control method implemented on the fuzzy controller showed that the cycle-to-cycle control would be effective in controlling multi-joint movements of swing phase of gait [1]. The result showed that the knowledge engineering approach in developing the framework of the cycle-to-cycle control method was effective.

5. Conclusions

We described the process of knowledge engineering approach in developing the framework of the cycle-to-cycle control method for swing phase of FES-induced gait. The knowledge acquisition was performed by the analysis of measured normal gait and functional assessment of the muscles of human lower limb. The framework of the cycle-to-cycle control was expressed in the target joint angles and the stimulation schedule. The target joint angles determined from the gait analysis of the normal subject data. The stimulation schedule was designed based on the knowledge about the joint movements and the functions of the lower limb muscles. The effectiveness of the cycle-to-cycle control method realized on the fuzzy controller for swing phase FES-induced gait [1] reflected the effectiveness of the approach in developing of the framework of the cycle-to-cycle control described in this paper.

6. References

- [1] Arifin, T. Watanabe, and N. Hoshimiya, "Design of Fuzzy Controller of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES," *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, Vol. E89-D, No. 4, pp.1525-1533, 2006.
- [2] P. H. Veltink, "Control of FES-induced Cyclical Movements of the Lower Leg," *Med. Biol. Eng., & Comput.*, Vol., 29, pp. NS8-NS12, 1991.
- [3] H. M. Franken, P. H. Veltink, G. Bardman, R. A. Redmeyer, and H. B. K. Boom, "Cycle-to-Cycle Control of Swing Phase of Paraplegic Gait Induced by Surface Electrical Stimulation," *Med. Biol. Eng., & Comput.*, Vol., 33, pp. 440-451, 1995.
- [4] S. Russel and P. Norvig, "Artificial Intelligence: A Modern Approach," Prentice Hall, Inc., NJ, 2003.
- [5] A. Hart, "Knowledge Acquisition for Expert System," Kogan Page Ltd., London, 1986.
- [6] F. H. Martini, "Fundamentals of Anatomy and Physiology," Prentice Hall Inc., NJ, 2001.
- [7] W. Kapit and L. M. Elson, "Anatomy Coloring Book," Benjamin Cummings, NY, 2002.
- [8] 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," *Journal of Japanese Society for Biomechanisms*, Vol. 30, No. 1, pp. 31-25, 2006.
- [9] A. Kralj and T. Bajd, "Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury," CRC Press, Boca Raton, 1989.
- [10] R. Kobetic and E. B. Marsolais, "Synthesis of Paraplegic Gait with Multi-channel Nueromuscular Stimulation," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol. 2. pp. 66-78, 1994.