

は、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。そこで、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 C-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

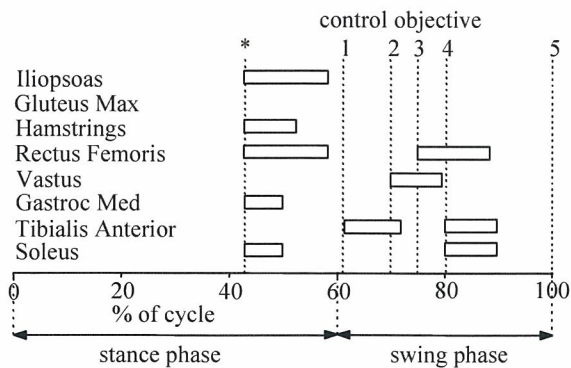
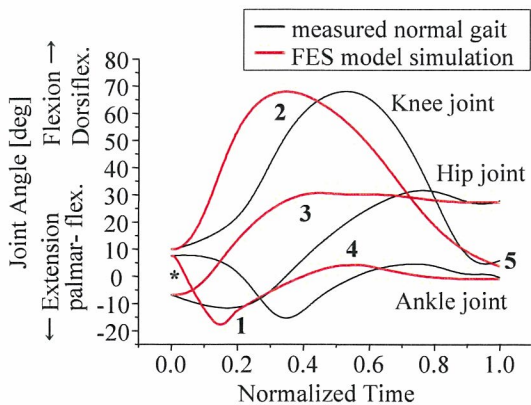
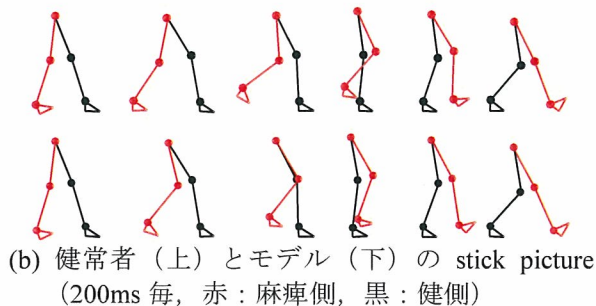


図 C-4 筋電図に基づく修正した電気刺激スケジュール. *, 1~5は図 B-1を参照.



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

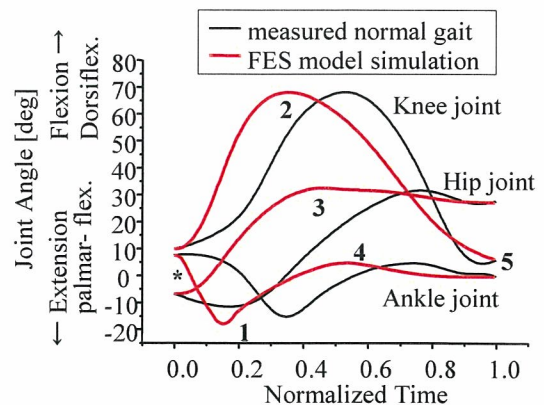


(b) 健常者(上)とモデル(下)の stick picture (200ms 毎, 赤: 麻痺側, 黒: 健側)

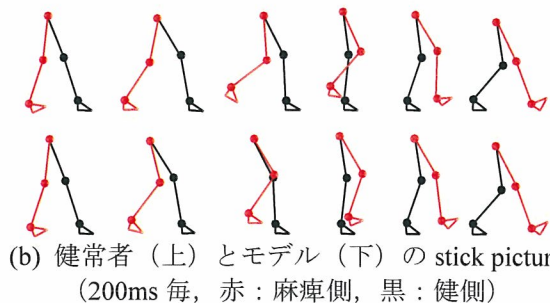
で、膝関節の最大屈曲角度の検出後はハムストリングスと大臀筋への電気刺激を印加しないことにした。また、遊脚期の最後に、前脛骨筋とヒラメ筋との同時刺激を印加した。図 C-5に、修正した刺激スケジュール(図 C-4)により制御した結果を示す。健常者の歩行よりも早めに動作が制御されたが、いずれの制御対象角度も目標を達成できており、歩行動作を適切に再建できるようになったことを確認できた。

c) 表面電気刺激を用いた制御の検討

図 B-3 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、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。ハムストリングスへの電気刺激を含めた電気刺激ス

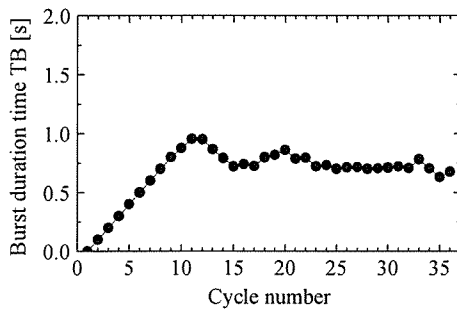


(a) 関節の角度軌跡 (*, 1~5は図 B-1を参照)

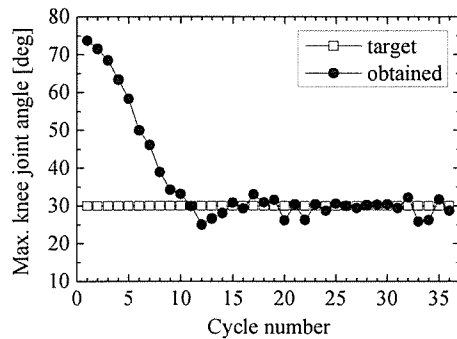


(b) 健常者(上)とモデル(下)の stick picture (200ms 毎, 赤: 麻痺側, 黒: 健側)

図 C-6 表面電気刺激を用いた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



(a) stimulation burst duration time



(b) obtained maximum knee extension angle and target

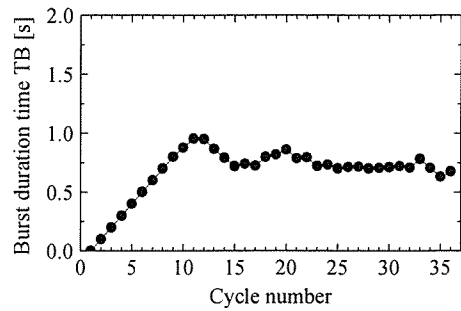
図 C-7 最大膝関節角度の制御結果の例 (第 2 試行)

ケジュール(図 B-3 を用いて制御した結果を図 C-6 に示すが、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。

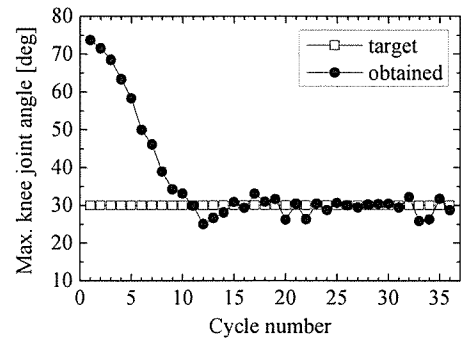
d) 健常被験者での実験的検討

極大点や極小点の制御角度の検出については、健常被験者での実験から、連続する 3 点のサンプリング値 (サンプリング間隔 50ms) での比較で概ね妥当な検出ができていたので、今回の実験では、3 点での比較による最大角度の検出を採用することとした。また、刺激開始タイミングの検出についても同様に、連続する 10 点のサンプリング値において、膝関節角度の変化が 0.3deg 以下になったときに、刺激開始として検出することとした。

一方、上記の刺激印加タイミングの検出のための予備実験における結果において、制御開始時の角度の値が変動する場合はみられた。さらにそのような場合には、目標角度への到達後の cycle でも制御角度が振動する結果となることが確認された。この問題は、歩行を制御する際の制御開始タイミングの検出においても生じ



(a) stimulation burst duration time



(b) obtained maximum knee extension angle and target

図 C-8 最大膝関節角度の制御結果の例 (第 1 試行)

得る共通の問題であり、歩行時の制御開始の関節角度も各 cycle で変動することが予想されることから、制御アルゴリズムを変更することとした。すなわち、制御角度の誤差に加えて、制御開始時の関節角度から目標角度までの角度範囲も入力に用いる 2 入力 1 出力のファジィ制御器に修正し、電気刺激により動かす角度が cycle ごとに変動する問題を解決した。

図 C-7 に、制御により得られた最大伸展角度と刺激バースト時間 TB の結果の例を示す。上記の検討結果に基づいて実装した、最大伸展角度の検出、ならびに、刺激開始タイミングの検出は適切に動作することが確認された。また、最大膝伸展角度は、10 歩程度で目標値に達しており、その後、適切に制御されていることがわかる。しかしながら、ゲイン係数を固定にした場合、歩数が増加して筋疲労が原因と思われる筋力低下が生じると、制御角度がやや振動する場合もみられた。

一方、他の試行では、図 C-8 に見られるように、大きな TB で刺激された後になると、最大膝関節角度は適切に制御されなくなった。図 C-8 では、28 歩目までは適切に関節角度が制御され、筋疲労に対する補償もできていたといえる。しかし、29 歩目で大きな TB (約 1.9sec) で刺激された後、30 歩目以降で、それ以前に

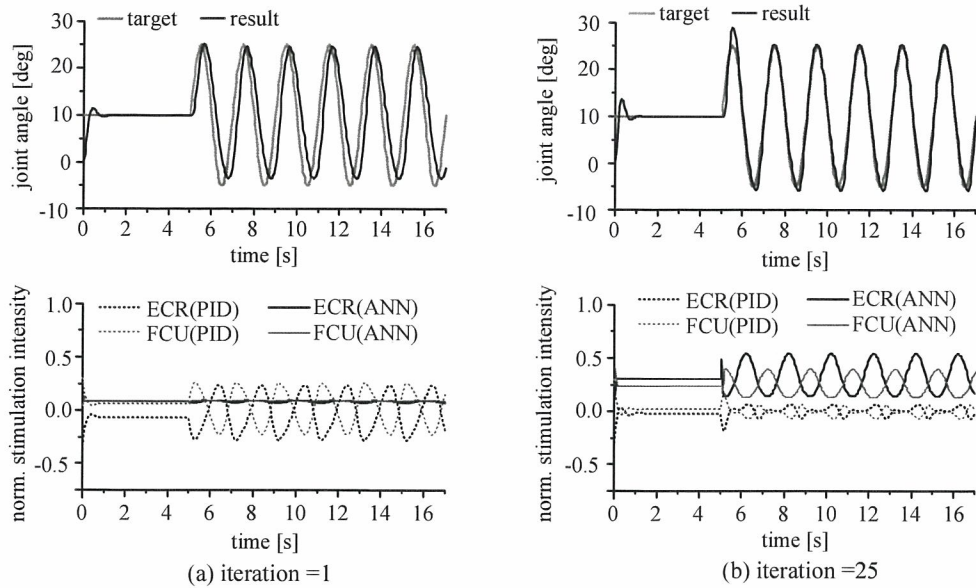


図 C-9 フィードバック誤差学習を用いた FES 制御による手関節掌背屈運動のモデルシミュレーション結果の例

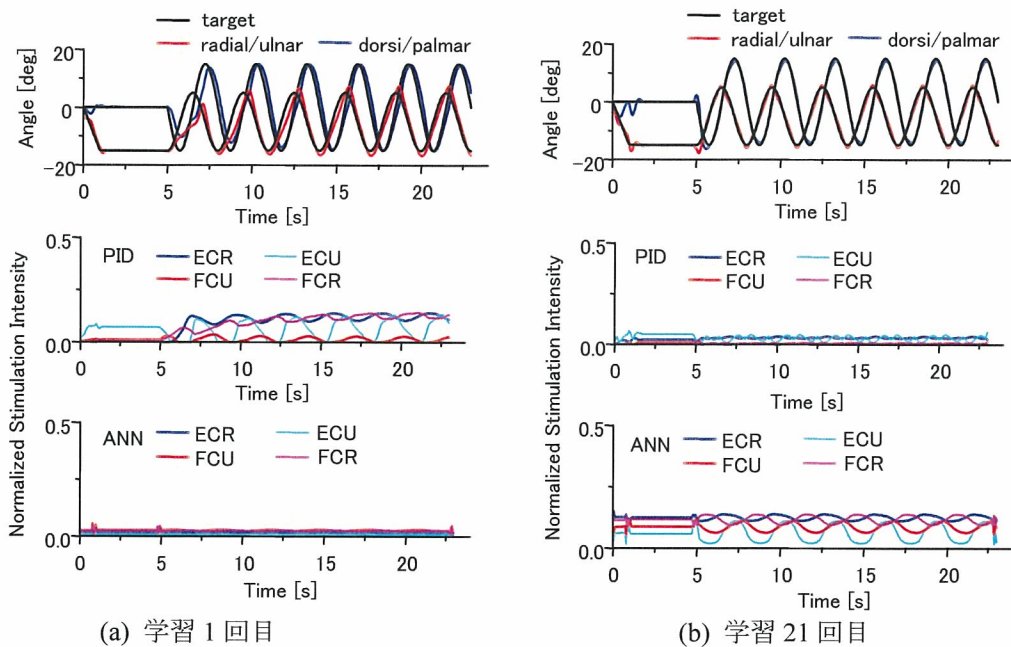


図 C-10 改良した FEL 制御器による手関節 2 自由度運動の学習前後の制御結果

比べて筋が大きな力を発生した。ファジィ制御器が TB を減らしたが、関節角度は、十分に小さくならなかった。

(2) 学習型 FES 制御方式の検討

FEL を用いた制御結果について、学習 1 回目及び学習 25 回目の関節角度軌跡、及び、PID 制御器と ANN による開ループ制御器の出力を図 C-9 に示す。学習 1 回目では制御に遅れがみられるが、学習 25 回目には遅れがほとんどみられなくなっていることがわかる。また、各制

御器の出力については、学習 1 回目には PID 制御器の出力がほとんどであったが、学習 25 回目には ANN の出力が大部分を占めるようになった。これらの結果より、FEL によって適切な ANN が構築され、遅れの小さい開ループ制御が行われたことが示される。

次に、改良した FEL 制御器について、上記の制御器よりも、学習の初期段階から、遅れが小さいことが確認された。1 自由度運動制御の場合の平均角度誤差は、改良した方法では、上記の方法の 1/2 以下であった。

改良した方法により手関節 2 自由度運動制御を行った結果を図 C-10 に示す。角度軌跡より、掌背屈および橈尺屈共に、学習後の制御の遅れや誤差が減少したことが分かる。制御中の平均角度誤差は、学習 1 回目に掌背屈で 2.5deg、橈尺屈で 2.2deg であったのに対して、学習 21 回目にはそれぞれ 0.65deg、0.68deg と 1/3 以下に減少した。また、PID 制御器および ANN の出力は、学習前には PID 制御器の出力が大きく ANN の出力がゼロに近いが、学習後には PID 制御器の出力が小さく ANN の出力が大きくなっていることが分かる。この結果より、学習により適切な ANN が獲得され制御結果が改善したといえる。

3. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

現在までに、脳卒中などによる不全片麻痺の後遺症を持つ 48～87 才の 8 名に対して、医師が本研究の手法を適用して評価した。協力頂いた被験者は、随意的な膝伸展力が不足しているが杖歩行は可能な患者 1～6 と、下垂足のある患者 7～8 である。膝伸展力の支援目的で使用する場合には、図 B-23 に示すような電極配置の中から適切なものを選択した。各患者の年齢・性別・症状と適用結果は、以下の通りである。多くは定性的ではあるが、全ての患者で局所的筋電駆動型 FES システムの効果が確認された。

患者 1：71 才男性，脳梗塞不全左片麻痺，膝伸展力を支援。

患者 2：男性，脳梗塞右片麻痺，左上下肢重度感覚障害，失語症，膝伸展力を支援。

患者 3：男性，脳幹梗塞，左片麻痺，両側変形性膝関節症による膝伸展制限，膝伸展力を支援。

患者 4：58 才男性，脳出血不全右片麻痺，膝伸展力を支援。FES なしの 10m 杖歩行は 51.38 秒・46 歩であった。FES ありでの 10m 杖歩行は 45.47 秒・42 歩であった。（図 C-11 参照）

患者 5：87 才女性，脳出血不全右片麻痺，膝伸展力を支援。FES なしの 10m 杖歩行は 52.52 秒・66 歩であった。FES ありでの 10m 杖歩行は 38.17 秒・46 歩であった。（図 C-12 参照）

患者 6：73 才女性，脳梗塞不全左片麻痺，膝伸展力を支援。

患者 7：62 才女性，脳梗塞不全右片麻痺・下垂足，足背屈力を支援。



図 C-11 患者 4 の杖歩行での膝伸展力支援。外側広筋の EMG で大腿直筋への FES を制御。



図 C-12 患者 5 の杖歩行での膝伸展力支援。外側広筋の EMG で大腿直筋への FES を制御。

患者 8：48 才男性，脊髓梗塞による不全左下肢麻痺・下垂足，右下肢感覚障害，足背屈力を支援。試作機を長期に渡って利用し，高い満足度が報告された（図 B-12，B-13 参照）。通常の使用頻度での Ni-H 充電電池の寿命は，充電後約 2 週間以上であった。この患者専用の携帯型刺激装置には，刺激振幅が一定値に達すると 2 秒後に刺激振幅の減少が始まる機能も持たせた。

現在までに、脳卒中などによる不全片麻痺の後遺症を持つ 48～87 才の 8 名（随意的な膝伸展力が不足しているが杖歩行は可能な患者 6 名と、下垂足のある患者 2 名）に対して、医師が本研究の手法を適用して評価した。多くは定性的ではあるが、全ての患者で局所的筋電駆動型 FES システムの効果が確認された。例えば、脳出血不全右片麻痺者での膝伸展力の支援により、FES なしの 10m 杖歩行は 51.38 秒・46 歩であったが、FES ありの場合は 45.47 秒・42 歩となった。また、他の被験者では、FES なしの 10m 杖歩行は 52.52 秒・66 歩であったが、FES ありでは 38.17 秒・46 歩であった。脊髓梗塞に

よる不全左下肢麻痺・下垂足の患者では、足背屈力を支援し、試作機を長期に渡って利用し、高い満足度が報告された。通常の使用頻度でのNi-H 充電電池の寿命は、充電後約 2 週間以上であった。この患者専用の携帯型刺激装置には、刺激振幅が一定値に達すると 2 秒後に刺激振幅の減少が始まる機能も持たせた。

3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

(1) 基礎実験

センサシステムで計測した信号や処理後の信号を記録したり表示したりするソフトウェアを含めて、実験システムを構築した。健常者

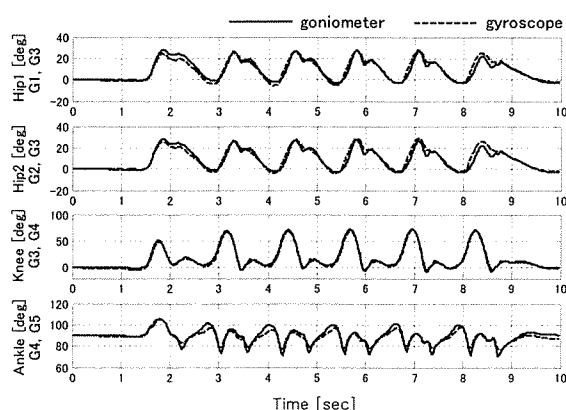


図 C-13 ゴニオメータで計測した関節角度とジャイロスコープの出力を基に計算した関節角度との比較(被験者 A)。計算に用いたジャイロスコープ: Hip1:G1&G3, Hip2:G2&G3, Knee:G3&G4, Ankle: G4&G5。

の歩行において、光学的測定装置との比較結果から、構築したシステムの有効性を確認した。また、実験結果から、下腿角度を推定するためにカルマンフィルタを適用することが有効であり、その情報が遊脚期の制御に利用可能であることを示した。

(2) 関節角度と歩行期の同時計測

a) 関節角度の測定

ジャイロスコープの出力から股関節、膝関節、足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 C-13 に示す。また、ジャイロスコープの出力から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近似度を二乗平均平方根 (RMS) 差と相関係数 (CC) により求め、表 C-2 に示す。表 C-2 の結果、ジャイロスコープにより他の角度より正確に股関節角度を測定できることが示された。

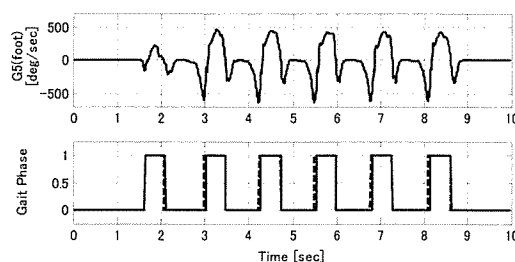


図 C-14 G5 の出力と遊脚期と立脚期の識別結果(被験者 A)。歩行期: 0) 立脚期, 1) 遊脚期。

表 C-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

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 C-3 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。

Detect phase (used gyro.)	Subject A [msec]	Subject B [msec]	Subject C [msec]	Average [msec]
Swing (G5)	-38.1±14.3	-50.0±13.1	-55.7±10.1	-47.9±14.6
Stance (G5)	- 5.0±10.2	1.4±17.0	- 1.9±20.8	- 1.9±16.7
Stance (G4)	- 6.9±10.8	1.9±10.7	- 4.4±30.2	- 3.1±19.7

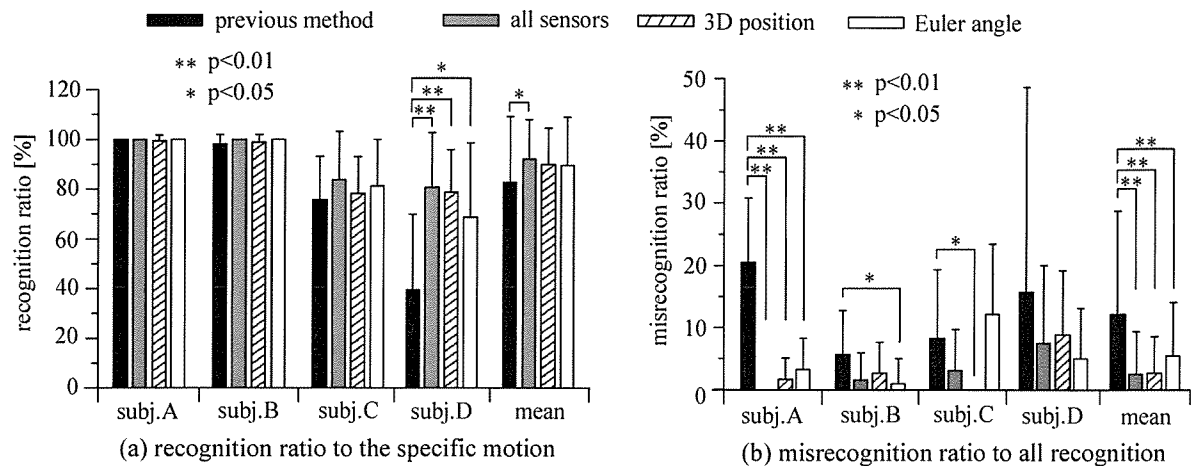


図 C-15 特徴的動作の認識実験での提案手法の認識率と誤認識率

b) 歩行期の識別

上記の方法を用いて遊脚期と立脚期の識別を行った結果の一例を図 C-14 に示す。また、被験者毎に平均して求めたアルミ電極により識別される歩行期に対するジャイロスコープの出力により識別される歩行期の遅れ時間を表 C-3 に示す。その結果から、上記の方法を用いることにより、全被験者の遊脚期と立脚期を誤りなく識別することができた。遊脚期の開始においては、アルミ電極を使用する識別方法より、ジャイロスコープの出力を使用する識別方法の方が早く検出された。立脚期の開始は電極を使用する方法とジャイロスコープの出力を使用する方法において、ほぼ同時に検出された。本研究で使用された識別アルゴリズムにおいては、遊脚期より正確に立脚期を検出することが示された ($p < 0.01$, t-test)。

4. 運動機能麻痺者のユーザインターフェースの開発

(1) 制御命令入力方式の開発

a) 人工神経回路による特徴的動作の認識の利用

3次元位置センサとオイラー角センサの同時使用を想定した場合、いずれか一方のセンサのみの使用を想定した場合の計3通りについて、入力を固定したANNを用いる従来の方と比較した。特徴的動作を実行した場合の認識率と検出した動作に対する誤認識率を図 C-15 に示す。認識率については、被験者 D や全体の平均の一部で有意差が確認され、従来の方よりも本論文で提案した方法が高い認識率が得られることが示唆された。また、誤認識率については、被験者 D を除いて有意差が確認され、提案する方法では従来の方よりも誤認識

率が低下することが示唆された。また、単一のANNで誤検出が多数存在して誤認識率が高い場合には、AND演算によって誤検出を低減し、誤認識率を改善できることを確認できた。しかしながら、単独のANNでの認識率が低い場合には、本手法による認識率も影響を受けることも確認された。

同じ被験者でも、抽出された3つのANNが実験日で異なった。これは、各実験日で3つのANNを決定する際に、候補の数を少なくするためにANNの選択条件を厳しく設定したり、多くのANNが候補になった場合には認識時刻の差が小さい組み合わせを選択したりしたため、第1日目で抽出した3つのANNが第2、第3日目である程度の認識精度を達成しても、3つのANNとしてそれらが抽出されなかったからである。異なる実験日の計測に対して以前に学習したANNを用いても、認識率や誤認識率は概ね同等であることが確認された。したがって、各利用者について、一度3つのANNを抽出すれば、センサの脱着後や異なる日でも同一のANNを用いて特徴的動作の認識が行えることが示唆される。

b) 眼電図の利用

実験結果から、全方向の平均で、被験者 1, 2, 3 でそれぞれ 89.4%, 94.4%, 97.5% の識別率が得られ、交流増幅によって16種類の眼球運動(8方向の長短)を検出できる可能性が示された。移動距離の長短により精度は若干異なり、両条件ともに高い識別率が得られた被験者 3 を除けば、移動距離が長い方が精度は高くなった。これは移動距離が短い場合は得られる眼電図の振幅が小さくなるため、信号のS/N比が低下することによる結果だと考えられる。

誤識別の傾向をみてみると、移動距離の長短の誤識別が最も多く、次いで同じ移動距離で方向が隣接するものと誤識別するもの、これら両者の誤識別をするものが続いた。このほかの誤認識は本実験では認められなかった。この結果から、視線の移動方向だけの識別とすれば、識別率はさらに向上することが期待できる。(事実、視線移動の距離が長い場合の識別率は被験者 1, 2, 3 でそれぞれ 91.7%, 98.8%, 96.3% となった。) また、被験者によっては、特定の視線移動方向で識別率が低くなる場合も認められた。この識別率の低下は眼部や顔部の構造の非対称性が原因である可能性がある。

c) 脳波の利用

①運動動作イメージで生じた ERS/ERD

6名中2名の被験者で、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した結果を図 C-16 に示す。この2名の被験者の応答には、図 C-16 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 (イメージ中に生じる持続的応答)
- (3) μ 帯域 (10~15Hz) : ERD (イメージ中に生じる持続的応答)
- (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。

②単一試行データの評価とコマンド検出

C.1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 C-17 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

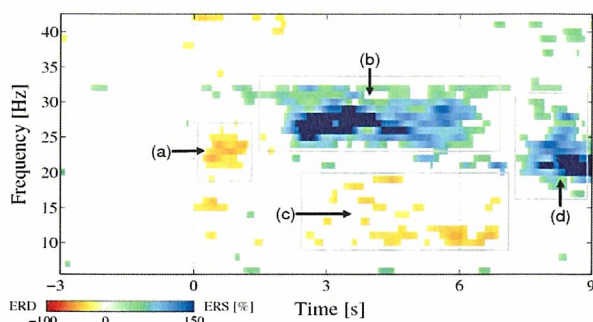


図 C-16. 足動作のイメージ時 (0~6s) に生じた脳波の時間一周波数解析の例。統計的に有意な応答 ($p < 0.01$) のみを示す。ERD (a, c), ERS (b, d)。

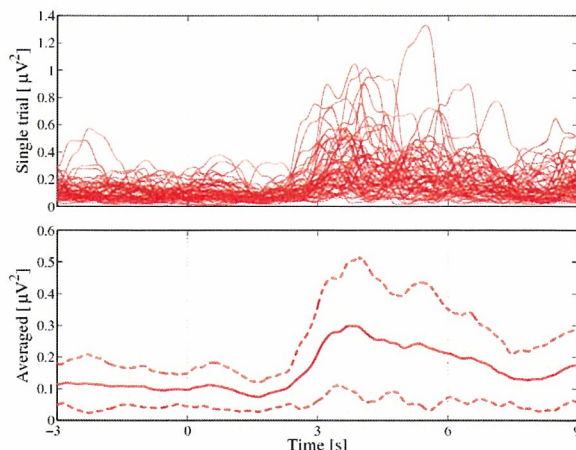


図 C-17 単一試行データの β 帯域成分 (25~30Hz) の強度 (上) とその加算平均 (下)。図 C-16 と同一のデータの解析結果。

象となったデータは図 C-16 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。

(2) 情報提示方式の開発

2点の電気刺激感覚の識別については、電極間距離 4mm に対する識別能力が、横方向で 45.8~91.7% ($73.6 \pm 15.5\%$)、縦方向で 50.0~91.7% ($70.1 \pm 15.9\%$) であったのに対し、電極間距離が 8mm 以上の場合には、横方向で 75.0~100% ($90.3 \pm 9.7\%$)、縦方向で 75.0~95.8% ($86.1 \pm 7.7\%$) とほとんどの被験者が高い正答率を示した。

この結果をもとに、電極の中心間距離を 8mm とし、3×3 のマトリクス状の電極を製作した(図 C-18)。製作した表面電極は、ス

テニス製の関電極（直径 1.2mm）の周りに正方形の溝を作り絶縁し、その周囲を銅製の不関電極とした。関電極と不関電極の間隔は最短で 1.2mm となっている。

図 C-19 に 3 日間のパターン認識実験の結果を示す。初日に比べ 3 日目の方が正答率が上昇する傾向がみられ、被験者数が少ないものの 1 日目と 3 日目の正答率に有意差があった ($p < 0.05$)。この結果を踏まえ、3 日目の実験結果について解析を行った結果、パターン[2], [4], [6]は 4 名以上の被験者で 70%以上の正答率が得られており、比較的認識し易いパターンであることが示唆されたが、一方で、パターン[3], [7], [15]は 4 名以上の被験者で正答率が 30%以下と低くなっており、他の提示パターンと間違えやすいパターンであることが示唆された。

誤認識については、全ての被験者で同じような傾向が見られた。特に、横方向や縦方向に移動するパターンと斜め方向に移動するパターンとが混同すること、2 列同時に移動するパターンを認識しにくいこと、2 本の線を順に移動するパターンで 2 本目の間違いが多いこと、A 群と B 群の提示パターンを混同することなどが多く見られた。

D. 考察

1. 筋骨格系の電気刺激応答モデリング

一般的な歩行の計算機シミュレーションは FES の臨床応用とは異なるため、モデルの精度を上げるためのパラメータ数が多く、FES の対象である麻痺患者個人の特性を反映し、そのまま用いることが困難であると考えられる。本研究で構築したモデルでは、上体の簡略化がなされているものの、床反力を考慮して、立脚期を含めた遊脚期の FES 制御法の開発には有効になるといえる。

2. 筋・骨格モデルを利用した実用的下肢 FES 制御方式の開発

(1) cycle-to-cycle 制御による遊脚期の制御

a) ファジィ制御器の有効性の検討

cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器では、筋・骨格モデルの特性が変わった場合に、足関節の最大底屈角度が検出されない場合があった。このような応答は、比較的ゆっくりとした動作を行う麻痺患者の歩行において実際に起こりえると考えられる。本研究では、足関節の制御器を改良し、おおむね妥当な歩行が再建されることを確認した。よって、より実用性の高い制御法になったと思われる。

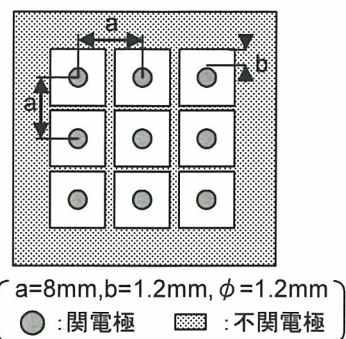


図 C-18 パターン認識実験に用いた電極

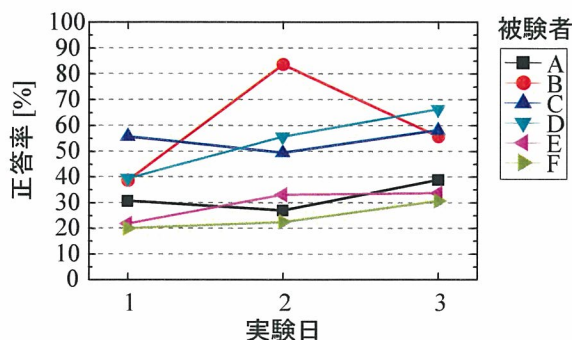


図 C-19 パターン認識実験での被験者毎の正答率の推移

b) 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

最初、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ていたが、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。

健常者の場合、遊脚開始時には、それ以前の運動の継続により、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り、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、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つたので遊脚期後半でのハムストリングスの活動が不要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有効であった。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。

c) 表面電気刺激を用いた制御の検討

ハムストリングスへの電気刺激を含まない場合には、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床反力のみでは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、着床時の膝関節角度の制御で、大腿直筋によって膝関節の過伸展が生じたと考えられる。さらに、足関節角度の最大背屈角度が検出されない場合も生じ、それによって、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くなり、その後の cycle での足関節制御も適切に行えなくなったと考えられる。

一方、ハムストリングスへの電気刺激を追加したことで、すべての関節が適切に制御できるようになった。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、着床時の膝関節角度が広筋群ではなく大腿直筋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。

今回の結果では、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が可能であることを確認した。しかし、刺激スケジュールについては、例えば、歩行開始直後に着床時の膝関節角度が 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。

d) 健常被験者での実験的検討

実験的検討の結果は、cycle-to-cycle 制御とファジィ制御器が臨床応用においても実用的になることを示したといえる。1つの筋群を電気刺激して膝関節角度を制御することだけしか試験できていないので、多関節運動の制御を試験することが課題である。

一方、筋疲労によって生じるような緩やかな筋張力の低下は、以前の計算機シミュレーション結果でも確認しているように、ファジィ制御器により補償できていた。しかし、大きな TB

で電気刺激することは電気刺激に対する筋の応答の変化を引き起こすことも示唆された。筋の増強現象がその一因であることも考えられるが、大きな TB を用いることについて、更なる検討が必要である。これに対しては、本研究で検討したような、ファジィ制御器の出力メンバーシップ関数の自動調整機能が有効になることも考えられ、試行ごと、被験者ごとなど、さまざまな状況に対応できるように調整機能を実現することが課題である。

(2) 学習型 FES 制御方式の検討

本研究でのシミュレーション結果では、以前に行った健常被験者での制御と同様の結果が示された。また、一度学習した ANN を他の健常被験者に適用した場合、未学習の ANN を用いるよりも学習回数が少なくて済むことが実験結果で確認されており、モデルシミュレーションにおいても、学習した ANN を異なる筋の入出力特性を有するモデルに適用した結果、少ない回数で学習が終了することが確認された。このような臨床での使用を想定した検討を進めることが今後も必要である。

本研究で検討した FEL の適用法では、学習 1 回目の制御結果で従来の方法よりも誤差が小さくなった。臨床応用を考えると、学習初期段階からある程度精度の良い制御を行うことが望ましく、提案した方法は有効であると考えられる。また、提案した FEL 制御器を用いて、手関節 2 自由度運動制御への拡張可能性を確認できた。これより、FEL による多自由度運動の多チャンネル FES 制御への拡張が期待される。

3. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

上記の評価のうち患者 4 においては、さらに詳しく、

①FES なしでの杖歩行。

②麻痺側の膝伸展筋に局所的筋電駆動型 FES を適用した杖歩行。

③杖の握りを下方に押す力の大きさによって FES 振幅を調節した歩行（これを以下杖力駆動 FES と呼ぶことにする。杖押下力を閾値関数で刺激振幅に変換した）。

の 3 種類について、10m 歩行に要する時間と歩数の計測を行った。同時に、下腿に装着した傾斜角度センサ出力を記録した。杖力駆動 FES での計測は、何らかの電気刺激を行うこと自体によって歩行が改善するプラシボ効果の影響を排除して、従来型の rule-based 制御に対する本研究の手法の優位性を調べるために行った

ものである。対象患者は FES なしでの歩行時に、「患側の足」と「健側の手に持った杖」をほぼ同期して着床・離床するような方法を用いていることに注目したものである。

結果として、患者 4 において局所的筋電駆動型 FES の杖力駆動 FES に対する有効性が確認された（1 例の結果であり信頼性は低い）。患者 5 においては、疲労のためテストを中断せざるを得ず、杖力制御 FES による歩行試験を行うことができなかった。歩行中の随意的残留 EMG・FES 振幅・下腿傾斜角度の時間変化、および 10m 歩行時間と歩数を、図 C-20 に示す。下腿傾斜角データから読みとれることは左右の対称性と着床・離床のタイミングであるが、FES の効果の定量的な評価には利用しにくいことが示唆された。

4. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

立脚期の開始は、電極を使用する方法とジャイロスコプの出力を使用する方法で、ほぼ同時に検出された。しかしながら、識別のタイミングは約 10~30ms 変動した。この変動は識別のタイミングの誤りとなると考えられる。遊脚期の開始はアルミ電極を使用する識別方法よりジャイロスコプを使用する識別方法の方が、40~50ms 早く検出された。識別のタイミングの時間差をジャイロスコプで識別される歩行期の検出の時刻に加えることによって、アルミ電極で識別される歩行期をより正確に識別できると考えられるが、検討が必要である。

G4 の出力による識別方法と G5 の出力による方法では同程度のタイミングで立脚期を識別できた。一方、遊脚期の識別において、G4 を使用した識別方法ではしばしば遊脚期を識別できないことがあり、今回用いた方法において G4 を使用する遊脚期の識別が難しいのが示された。これらのことから、今回の方法においては G5 を用いたが、遊脚期と立脚期を十分に識別できることが示された。

ジャイロスコプの出力から、股関節、膝関節、足関節の関節角度を妥当な精度で測定できることが示された。また、上記のように、遊脚期と立脚期との識別も可能であることが示された。したがって、臨床で使用可能な妥当な精度を持つ下肢センサシステムが、ジャイロスコプを使用することによって安価でコンパクトに構成されることが期待される。

5. ユーザインターフェイスの開発

(1) 制御命令入力方式の開発

a) 人工神経回路による特徴的動作の認識の利

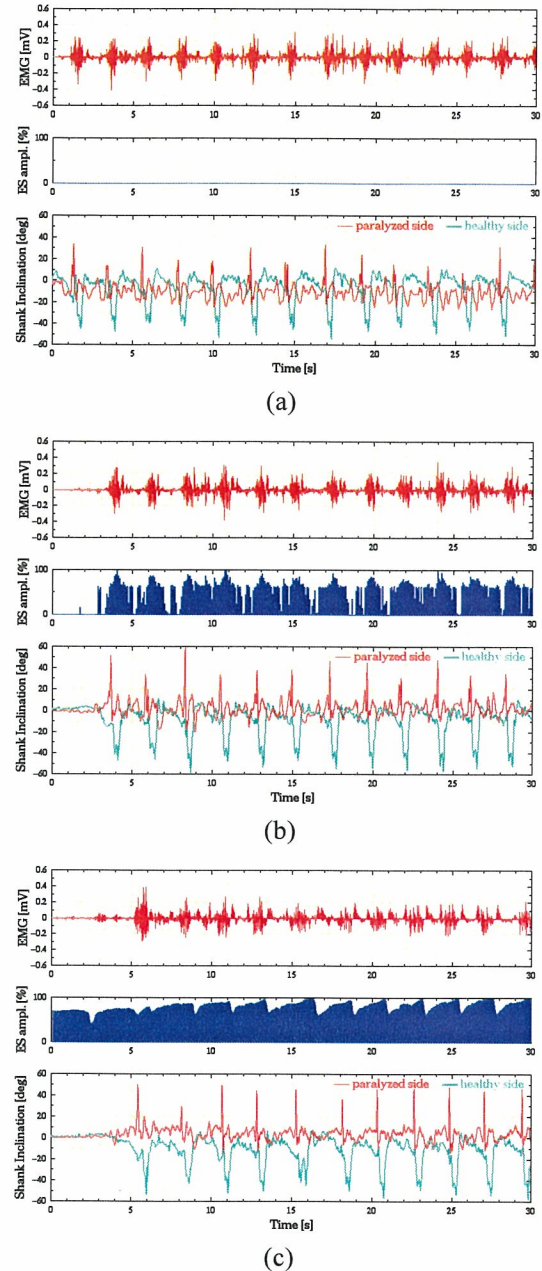


図 C-20. 患者 4 の歩行結果. (a)は FES なし. 10m 歩行 : 51.38 秒, 46 歩. (b)は局所的筋電駆動型 FES あり. 10m 歩行 : 45.47 秒, 42 歩. (c)は杖力駆動 FES あり. 10m 歩行 : 49.13 秒, 44 歩.

用

運動機能麻痺により制約される運動は患者ごとに異なるので、ANN に入力する信号成分や ANN 構造をすべての患者で同一にしたり、事前に決定し固定したりすることは臨床応用上適切ではない。抽出された 3 つの ANN には、被験者間で違いがあり、また、得られる信号すべてを使った ANN でも、認識率や誤認識率が悪化する場合があった。したがって、本研究で

提案したように、適切な信号と ANN を選択する方法は、臨床応用上有効で、実用的であると思われる。しかし、本論文での手法によっても、複数の ANN がほぼ同時刻に誤検出を起こしてしまう場合には誤検出を防ぐことはできていない。また、AND 演算や多数決方式では、ANN の認識時刻のずれが結果に影響する。さらに、計測する信号の周波数成分の違いも ANN の各層のニューロン数に関係する。これらの点が次の検討課題である。

b) 眼電図の利用

本システムでは計測した EOG の交流成分に着目するため、EOG の立上がり部の過渡成分が重要な意味を持つ。EOG の交流成分だけでは視点の検出は原理的に不可能であるが、検出する情報を視線移動の方向や距離に限定すれば、本研究で示した手法でも十分であると考えられる。

本実験では被験者に、視線を注視点からターゲットに速やかに移したあと、ターゲットと注視し続けるように指示した。その結果生じる EOG は立上がり時間のあるステップ状となる。視線移動の方向や距離が同一で、移動速度のみが異なった場合、交流増幅後に得られる応答振幅も異なるために、本研究で提案した手法では視線移動距離の誤識別を招く。

本実験の結果で視線移動距離の誤識別が多かったのは、上記が大きな理由と想像できる。しかし被験者にトレーニングを積み、安定した視線移動を習得することで、この誤識別の件数を低減することは可能であろう。

c) 脳波の利用

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 C-16, 図 C-17 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) が異なるために、コマンド検出のための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、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、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。

(2) 情報提示

皮膚電気刺激による情報提示において、間違いが多く生じた原因の 1 つとして、縦や横と斜めの直線が区別しにくいことがあった。しかし、パターン [4] の正答率はかなり高いことから、他の提示パターンとの違いを明確にすることで、縦、横、斜めの直線を区別できる可能性もある。一方、2 本の線上を順に移動するパターン [9] や [10] について、「全ての線が一筆書きされたように連続に感じる」という感想があったこと、さらに、A 群と B 群の間で両者を混同する間違いがあったことから、電気刺激感覚が残存したり、2 本目の線がそれ以前の刺激の影響を受けたりすることなどが間違いの原因になっていると考えることもできる。今回は、記号や文字を形成する要素となり得るパターン 16 種を設定した。全てのパターンを確実に判別することはできなかったが、パターン [2], [4], [6] のような一列のパターンはある程度判別できることが確認され、判別の難しいパターンや

間違いの傾向が得られた。また、今回の3日間の実験において、実験を繰り返すことで正答率が上昇する傾向がみられた。これらの結果を踏まえ、提示パターンを整理し、継続して使用していくことで、正答率が改善されると考えられる。例えば、2本の線上を同時に提示するパターン[7], [8]は、誤認識が多く発生するので、本研究で提案する情報伝達の手段としては適切ではないと思われる。また、2本の線を連続で提示する場合には、一つの線を提示した後休止時間を入れることで、正答率を上げることが可能になると考えられる。

E. 結論

本研究では、機能的電気刺激 (FES) を利用して、脊髄損傷や脳血管障害などに起因する運動機能麻痺を有する患者の歩行を再建するシステムを開発することを目的として研究を行った。

第1に、筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションが FES 制御に関する研究において有用であることを実験的に示し、下肢運動制御への適用とシミュレーションシステムの実現を進めた。床面モデルを含めて歩行モデルを新たに構築し、立脚期を含めた遊脚期の FES 制御の計算機シミュレーションを可能にした。これらの筋・骨格モデルによる計算機シミュレーションを用いて、残存機能が大幅に制限されている患者に対して、cycle-to-cycle 制御を用いたファジィ制御器により遊脚の動作を適切に再建する方式を検討した。ファジィ制御器の有効性を確認するとともに、実用性を考慮して改良し、さらに、健常者の歩行時の筋活動様式に類似した刺激パターンでの制御、表面電極を用いた制御を可能にする方法を開発した。また、健常被験者での実験的検討により本制御法とファジィ制御器が適切に動作することを確認し、臨床的有効性が示唆された。しかしながら、大きな刺激バースト時間での電気刺激を印加した後に、筋張力発生能力に変化が生じることを示唆する結果が得られたので、その対策が課題であり、また、多関節運動制御での実験的評価を行うことが必要である。

一方、学習型制御器であるフィードバック誤差学習法の FES への適用可能性についても、計算機シミュレーションで確認し、FES への適用方法を改良することで、学習の初期段階から誤差の少ない制御を行えるようにした。そして、手関節2自由度運動の4筋刺激による制御が可能であることを示した。さらに実用的な方法へ展開するとともに、実験的検証を進めることが

課題である。

第2に、筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式を提案し、その実現方法に関する設計、試作、改良を行うとともに、臨床試験を実施した。提案した方式を臨床的に使用可能にする小型のシステムを実現した。また、本方式が不全片麻痺患者の歩行補助として簡便かつ有効であることを臨床試験によって確認した。より多くの患者で短期的・長期的な効果に関する客観的評価を行うことが課題であり、また、システムの多チャンネル化、他の症例や動作への適用についても検討と臨床評価を行う必要がある。さらに、本研究のシステムを用いた訓練の効果についても評価を行う必要がある。

第3に、姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発として、圧電式ジャイロスコープを使用した関節角度計測法と歩行期の識別方法を検討した。健常被験者での歩行実験を含むゴニオメータとジャイロスコープによる角度計測の比較結果から、提案した方法により関節角度を妥当な精度で計測でき、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。また、健常被験者による歩行解析の結果、誤り無く遊脚期と立脚期を実用的に検出できることが示された。これらの結果から、ジャイロスコープを使用することによって、臨床で使用可能な妥当な精度を有する関節角度計測と歩行期識別が可能なセンサシステムを、安価でコンパクトに構成できることを期待できる。これにより、提案したセンサシステムを歩行訓練において有効に用いることができるものと考えられる。今後は、麻痺患者における歩行計測等を通して実用上の問題をさらに検討すること、訓練方法を検討することが必要であると考えられる。また、下腿の傾斜角度を推定する信号処理方法として、カルマンフィルタを適用することが有効であることも確認した。

第4に、FES システムを患者自身が制御するために、上肢を使用しないでシステム操作を行えるようなユーザインターフェイスの検討を行った。頭部の特徴的動作を利用する方法の臨床的実用性について検討し、精度の点で改善できた。また、眼電図 (EOG) を利用する方法について、計測・解析技術を検討し、FES 用ヒューマン・インタフェースシステムの開発の可能性が示された。本結果は、FES における制御精度や実際の患者への適用方法の改善に有用であると思われる。そして、脳波から on/off のコマンドを検出する BCI システムの開発のための検討を行った。ユーザの頭頂部から1チャンネルの脳波を双極誘導し、それからユーザの足の運

動イメージの有無を検出するシステムの開発を行った。6名中2名の被験者で60~90%程度の正答率でコマンド検出が可能であった。コマンド検出アルゴリズムの改良による正答率の向上、患者への適用可能性の検討などが今後の課題である。一方、使用者への情報提示を行うことにも着目し、皮膚電気刺激による移動感覚を利用したパターン提示法を提案し、その実現可能性も示した。

以上のように、臨床応用の実現には残された課題もあるが、下肢麻痺者の歩行運動再建システムを開発するための基盤技術を確立することができた。これらの成果を臨床に移行できるように発展させ、臨床的試験を行うことが期待される。

なお、本研究における下肢 FES 制御の実験的検討の遂行においては、財団法人日本障害者リハビリテーション協会による障害保健福祉総合研究推進事業・外国人研究者招へいの補助を受けた。

F. 健康危険情報
なし。

G. 研究発表
1. 論文発表

A.Arifin, T.Watanabe and N.Hoshimiya: Computer Simulation Test of Fuzzy Controller for the Cycle-to-Cycle Control of Knee Joint Movements of Swing Phase of FES Gait, IEICE Trans. Information and Systems, Vol.E88-D, No.7, pp.1763-1766 (2005)

K.Kurosawa, R.Futami, T.Watanabe and N.Hoshimiya: Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller, IEEE Trans. Neural Systems & Rehab. Eng., Vol.13, No.3, pp.359-371 (2005)

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)

渡邊高志, 藤原大樹, 村上 肇, 古瀬則夫, 吉澤 誠, 星宮 望: 異なる信号入力を有する人工神経回路群の出力に対する演算処理による特徴的動作の認識法の検討, 生体医工学, Vol.43, No.4, pp.544-550 (2005)

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, Vol.30, No.1, pp.31-35 (2006)

A.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 Transactions on Information and Systems, Vol.E89-D, No.4, pp. 1525-1533 (2006)

G.-M.Eom, J.-K.Lee, K.-S.Kim, T.Watanabe, and R.Futami: Nonlinear FES Control of the Knee Joint by Inversely Compensated Feedback System, International Journal of Control, Automation, and Systems, Vol.4, No.3, pp.302-307 (2006).

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, Vol.44, No.4 (2006) (印刷中)

T.Fukumoto, G.Eom, S.Ohba, R.Futami and N.Hoshimiya: Temporal Resolution of the Skin Impedance Measurement in Frequency-domain Method, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.1, pp.170-173 (2007)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 表面電気刺激による動的感覚パターン提示を用いた情報伝達の実現可能性, バイオメカニズム学会誌, Vol.31, No.1, pp.30-35 (2007)

2. 学会発表

川西 努, 加納慎一郎, イムレ ツカエロ, 二見亮弘: 筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2004-66 (2004)

川西 努, 加納慎一郎, イムレ ツカエロ, 二見亮弘: 筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発, 第11回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.49-52 (2004)

T. Watanabe, M. Otsuka, M. Yoshizawa, N. Hoshimiya: Computer simulation for multichannel closed-loop FES control of the wrist joint, Proc. of 8th Vienna FES Workshop, pp.138-141 (2004) and abstract in Artificial Organs, Vol.28, No.8, pp.767-768 (2004)

渡邊高志, 星宮 望 : FES による運動機能代行
— 現在の方法と課題, 制御技術の開発 —, 日本
エム・イー学会雑誌 BME, Vol.18, No.4, pp3-10
(2004)

A. Arifin, T. Watanabe, M. Yoshizawa, N.
Hoshimiya: A test of fuzzy controller of
cycle-to-cycle control for controlling three-joint
movements of swing phase of FES gait, 第 25 回
バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.43-46
(2004)

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)

藤原大樹, 渡邊高志, 村上 肇, 古瀬則夫, 吉
澤 誠, 星宮 望 : 人工神経回路 (ANN) によ
る動作認識を用いた運動機能障害者のための
制御命令入力システムに関する基礎的検討, 第
38 回日本エム・イー学会東北支部大会講演論
文集, p.32 (2004)

上田智志, 渡邊高志, 杉 義宏, 吉澤 誠, 星宮
望 : リアルタイムパラメータ調整法を用いた異
なる肢位での閉ループ FES 制御に関する基礎
検討, 第 11 回日本 FES 研究会学術講演会講演
論文集, pp.43-48 (2004)

林 剛哉, 村上 肇, 渡邊高志, 星宮 望 : 光素
子を用いた頭部運動による障害者用制御命令
入力装置に関する基礎的検討 — 第 2 報: 光通
信部におけるパルス変調方式の検討 —, 第 11
回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集,
pp.37-41 (2004)

I. Cikajlo, R. Futami and N. Hoshimiya: FES
control based treadmill rehabilitation after
incomplete spinal cord injury, Proc. Korean-
Japanese Joint Conference on Rehabilitation
Medicine (2004)

I. Cikajlo, Z. Matjačić, and T. Bajd: Control of the
functional electrical stimulation in treadmill
rehabilitation, Proc. of the European Federation of
Rehabilitation Research Conference (2004)

I. Cikajlo, Z. Matjačić, T. Bajd and N. Hoshimiya:

The use of Kalman filtering in assistive device for
data assessment and control in gait re-education”,
Proc. of IEEE/RSJ International Conference on
Intelligent Robots and Systems (2004)

I. Cikajlo, Z. Matjačić, T. Bajd, R. Futami and N.
Hoshimiya: Sensory supported FES control in gait
training of incomplete SCI persons, Proc. of 8th
Vienna FES Workshop (2004) and abstract in
Artificial Organs, 28(8), pp.754 (2004)

S. Kanoh, R. Futami, N. Hoshimiya: Sequential
grouping of tone sequence as reflected by the
mismatch negativity, Biological Cybernetics, 91, 6,
pp.388-395 (2004)

S. Kanoh, R. Futami, N. Hoshimiya: Neuronal
correlates of human auditory grouping: an ERP
study, Proc. of the 2004 International Symposium
on Nonlinear Theory and its Applications
(NOLTA2004), pp.513-516 (2004)

鈴木信太郎, 加納慎一郎, 二見亮弘: 交流眼電
図からの FES 制御命令取得に関する基礎的検
討, 第 11 回日本 FES 研究会学術講演会論文集,
pp.33-36 (2004)

S.Chosa, T.Watanabe, M.Yoshizawa and
N.Hoshimiya: A Computer Simulation Study of the
Feedback Error Learning Controller for FES on the
Wrist Joint's 1-DOF Movement, Proc. 6th
Asian-Pacific Conference on Medical and
Biological Engineering, PA-2-25, in CD-ROM
(2005)

A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa and
N.Hoshimiya: A Test of Stimulation Schedule for
the Cycle-to-Cycle Control of Three-joint
Movements of Swing Phase of FES-induced
Hemiplegic Gait, Proc. 6th Asian-Pacific
Conference on Medical and Biological
Engineering, PA-2-28, in CD-ROM (2005)

帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望 : 機能
的電気刺激 (FES) 制御におけるフィードバック
誤差学習の適用方法の検討, 計測自動制御
学会第 5 回制御部門大会資料, pp.801-804
(2005)

T.Watanabe, T.Matsudaira, N.Hoshimiya and
Y.Handa: A test of multichannel closed-loop FES

control on the wrist joint of a hemiplegic patient, Proc. 10th Annual Conference of the International FES Society, pp.56-58 (2005)

R.Futami, K.Seki, T.Kawanishi, T.Sugiyama, I.Cikajlo and Y.Handa: Application of Local EMG-Driven FES to Incompletely Paralyzed Lower Extremities, Proc. of 10th Annual Conf. of the International FES Society, pp.204-206 (2005)

渡邊高志, 大塚雅幸, 上田智志, 吉澤 誠, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) 制御法の開発におけるモデルシミュレーションの有用性: 手関節制御での実験的検証, 生体医工学シンポジウム 2005, p.357, in CD-ROM (2005)

柴田 聡, 渡邊高志, Achmad Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) による歩行制御法の開発のための筋骨格モデルの構築, 第 26 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.183-186 (2005)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 経皮的電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示に関する基礎的検討, 第 26 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.275-278 (2005)

帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 手関節 2 自由度運動のフィードバック誤差学習を用いた FES 制御に関する検討, 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ックス研究会), MBE2005-88, pp.13-17 (2005)

杉山貴也, 二見亮弘, 関 和則, 渡邊高志, 吉澤 誠: 局所的筋電駆動型 FES 制御における被験者の学習について, 第 12 回日本 F E S 研究会学術講演会論文集, pp.10-12 (2005)

柴田 聡, 渡邊高志, Achmad Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望: 筋骨格モデルを用いた FES 歩行制御法の開発のための基礎的検討, 第 12 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.17-22 (2005)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 表面電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示に関する検討—電気刺激感覚の残存についての基礎実験—, 第 12 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.42-45 (2005)

Y.Sugi, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: Development of computer simulation tools for model simulation study on FES control of the upper limb, International Symposium on Bio- and Nano-Electronics in Sendai, Book of Abstracts, pp.105-106 (2006)

渡邊高志: 情報技術の麻痺肢機能再建への応用, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, p.125 (2006)

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: 電気刺激による皮膚感覚を用いたパターン提示のための電気刺激パラメータに関する検討, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, p.627 (2006)

帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望: フィードバック誤差学習を用いた FES 制御の臨床応用のための実験的検討, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, p. 242 (2006)

S.Kanoh, R.Scherer, T.Yoshinobu, N.Hoshimiya, G.Pfurtscheller: A basic study on brain-computer interface based on EEG during foot movement imagery, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別号, 355 (2006).

加納慎一郎, 吉信達夫, 星宮 望: 眼電図を用いたメニュー選択型インターフェースのための基礎的検討, 第 45 回日本生体医工学会大会, 生体医工学, 第 44 巻, 特別, 478 (2006)

T.Masuko, T.Watanabe, A.Arifin, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya: A Basic Study of Fuzzy Controller for Cycle-to-Cycle Control of Knee Joint Movements of FES Swing: First Experimental test with a Normal Subject, Proceedings of the 11th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, pp. 172-174 (2006)

H.Higa, S.Nishihara, S.Kanoh, N.Hoshimiya: Development of control command input device using image processing for FES, Proc. of the 11th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, 219-221 (2006)

N.Furuse, T.Watanabe and 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)

S.Kanoh, R.Scherer, T.Yoshinobu, N.Hoshimiya, G.Pfurtscheller: "BRAIN SWITCH" BCI SYSTEM BASED ON EEG DURING FOOT MOVEMENT IMAGERY, Proceedings of the 3rd International BCI Workshop and Training Course 2006, 64-65 (2006).

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, in CD-ROM (2006)

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研究会), Vol.106, No.330, MBE2006-63, pp.25-28 (2006)

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: 筋電図に基づく刺激データの検討, 第 27 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, pp.167-170 (2006)

古瀬則夫, 渡邊高志: 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, 信学技報, Vol.MBE2006-78, pp.49-52 (2006)

加納慎一郎, R.Scherer, 吉信達夫, 星宮 望, G.Pfurtscheller: 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, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2006-68 (2006)

加茂井敏晃, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠: 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, 第 40 回日本生体医工学会東北支部大会, p.32 (2006)

佐々木陽輔, 古瀬則夫, 渡邊高志: 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, 第13回日本FES研究会学術講演会講演論文集, pp.39-43 (2006)

A.Arifin, T.Watanabe: Knowledge Engineering Approach in Developing Framework of the Cycle-to-Cycle Control for Swing Phase of Hemiplegic Gait Induced by FES, 第 13 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集, pp.44-47 (2006)

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許出願予定

二見亮弘: 電気刺激による運動支援装置

II. 研究成果の刊行に関する一覧表

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
川西 努, 加納慎一郎, イムレ ツカエロ, 二見亮弘	筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発	電子情報通信学会技術研究報告		MBE20 04-66	2004
川西 努, 加納慎一郎, イムレ ツカエロ, 二見亮弘	筋電駆動型下肢 FES 制御システムの開発	第 11 回日本 FES 研究会学術講演会論文集		49-52	2004
T.Watanabe, M.Otsuka, M.Yoshizawa, N.Hoshimiya	Computer Simulation for Multichannel Closed-loop FES Control of the Wrist Joint	Proceedings of Vienna FES Workshop 2004		138-141	2004
T.Watanabe, M.Otsuka, M.Yoshizawa, N.Hoshimiya	Computer Simulation for Multichannel Closed-loop FES Control of the Wrist Joint	Artif. Organs Abstract	28(8)	767-768	2004
渡邊高志, 星宮 望	FES による運動機能代行 - 現在の方法と課題, 制御技術の開発 -	日本エム・イー学会雑誌 BME	18(4)	3-10	2004
A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa, N.Hoshimiya	A test of fuzzy controller of cycle-to-cycle control for controlling three-joint movements of swing phase of FES gait	第 25 回バイオメカニズム学術講演会予稿集		43-46	2004
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		135-138	2004
藤原大樹, 渡邊高志, 村上 肇, 古瀬則夫, 吉澤 誠, 星宮 望	人工神経回路 (ANN) による動作認識を用いた運動機能障害者のための制御命令入力システムに関する基礎的検討	第 38 回日本エム・イー学会東北支部大会講演論文集		32	2004
上田智志, 渡邊高志, 杉 義宏, 吉澤 誠, 星宮 望	リアルタイムパラメータ調整法を用いた異なる肢位での閉ループ FES 制御に関する基礎的検討	第 11 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集		43-48	2004
林 剛哉, 村上 肇, 渡邊高志, 星宮 望	光素子を用いた頭部運動による障害者用制御命令入力装置に関する基礎的検討 - 第 2 報: 光通信部におけるパルス変調方式の検討 -	第 11 回日本 FES 研究会学術講演会講演論文集		37-41	2004
I.Cikajlo, R.Futami and N.Hoshimiya	FES Control Based Treadmill Rehabilitation After Incomplete Spinal Cord Injury	Proc. Korean-Japanese Joint Conference on Rehabilitation Medicine, Kyoto, Japan		143	2004
I.Cikajlo, Z.Matjačić, and T.Bajd	Control of the Functional Electrical Stimulation in Treadmill Rehabilitation	Proc. Of the European Federation of Rehabilitation Research Conference		149-152	2004
I.Cikajlo, Z.Matjačić, T.Bajd and N.Hoshimiya	The use of Kalman filtering in assistive device for data assessment and control in gait re-education	Proc. Of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems		2295-23 00	2004

I.Cikajlo, Z.Matjačić, T.Bajd, R.Futami and N.Hoshimiya	Sensory Supported FES Control In Gait Training Of Incomplete SCI Persons	Proc. Of 8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation		129-131	2004
I.Cikajlo, Z.Matjačić, T.Bajd, R.Futami and N.Hoshimiya	Sensory Supported FES Control In Gait Training Of Incomplete SCI Persons	Artif. Organs Abstract	28(8)	754	2004
S.Kanoh, R.Futami, N.Hoshimiya	Sequential grouping of tone sequence as reflected by the mismatch negativity	Biological Cybernetics	91(6)	388-395	2004
S.Kanoh, R.Futami, N.Hoshimiya	Neuronal Correlates of Human Auditory Grouping: An ERP Study	Proceedings of the 2004 International Symposium on Nonlinear Theory and its Applications (NOLTA2004)		513-516	2004
鈴木信太郎, 加納慎 一郎, 二見亮弘	交流眼電図からのFES制御命 令取得に関する基礎的検討	第11回日本FES研究 会学術講演会論文集		33-36	2004
S.Chosa, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya	A Computer Simulation Study of the Feedback Error Learning Controller for FES on the Wrist Joint's 1-DOF Movement	Proc. of 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering		PA-2-25	2005
A.Arifin, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya	A Test of Stimulation Schedule for the Cycle-to-Cycle Control of Three-joint Movements of Swing Phase of FES-induced Hemiplegic Gait	Proc. of 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering		PA-2-28	2005
帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望	機能的電気刺激 (FES) 制御 におけるフィードバック誤差 学習の適用方法の検討	計測自動制御学会第5 回制御部門大会資料		801-804	2005
A.Arifin, T.Watanabe, and N.Hoshimiya	Computer Simulation Test of Fuzzy Controller for the Cycle-to-Cycle Control of Knee Joint Movements of Swing Phase of FES Gait	IEICE Transactions on Information and Systems	E88-D(7)	1763- 1766	2005
Watanabe T, Matsudaira T, Hoshimiya N, Handa Y	A test of multichannel closed-loop FES control on the wrist joint of a hemiplegic patient	Proc. of 10th Annual Conference of the International FES Society		56-58	2005
Futami R., Seki K., Kawanishi T., Sugiyama T., Cikajlo I., Handa Y.	Application of Local EMG-Driven FES to Incompletely Paralyzed Lower Extremities	Proc. of 10th Annual Conference of the International FES Society		204-206	2005
Kenji Kurosawa, Ryoko Futami, Takashi Watanabe and Nozomu Hoshimiya	Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller	IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering	13(3)	359-371	2005
渡邊高志, 大塚雅幸, 上田智志, 吉澤 誠, 星宮 望	機能的電気刺激 (FES) 制御 法の開発におけるモデルシ ミュレーションの有用性: 手 関節制御での実験的検証	生体医工学シンポジ ウム 2005		357	2005
柴田 聡, 渡邊高志, Achmad Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望	機能的電気刺激 (FES) によ る歩行制御法の開発のための 筋骨格モデルの構築	第26回バイオメカニ ズム学術講演会予稿 集		183-186	2005

佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望	経皮的電気刺激による皮膚感 覚を用いたパターン提示に関 する基礎的検討	第 26 回バイオメカニ ズム学術講演会予稿 集		275-278	2005
帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望	手関節 2 自由度運動のフィー ドバック誤差学習を用いた FES 制御に関する検討	電子情報通信学会技 術研究報告		MBE20 05-88	2005
古瀬則夫, 渡邊高志, 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	43(4)	538-543	2005
渡邊高志, 藤原大樹, 村上 肇, 古瀬則夫, 吉澤 誠, 星宮 望	異なる信号入力を有する人工 神経回路群の出力に対する演 算処理による特徴的動作の認 識法の検討	生体医工学	43(4)	544-550	2005
杉山貴也, 二見亮弘, 関 和則, 渡邊高志, 吉澤 誠	局所的筋電駆動型 FES 制御に おける被験者の学習について	第 12 回日本 FES 研究 会学術講演会講演論 文集		10-12	2005
柴田 聡, 渡邊高志, A.Arifin, 吉澤 誠, 星宮 望	筋骨格モデルを用いた FES 歩 行制御法の開発のための基礎 的検討	第 12 回日本 FES 研究 会学術講演会講演論 文集		17-22	2005
佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望	表面電気刺激による皮膚感覚 を用いたパターン提示に関す る検討 ー電気刺激感覚の残 存についての基礎実験ー	第 12 回日本 FES 研究 会学術講演会講演論 文集		42-45	2005
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)	31-35	2006
Y.Sugi, T.Watanabe, M.Yoshizawa and N.Hoshimiya	Development of computer simulation tools for model simulation study on FES control of the upper limb	International Symposium on Bio- and Nano-Electronics in Sendai, Book of Abstracts		105-106	2006
A.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 Transactions on Information and Systems	E89-D(4)	1525- 1533	2006
渡邊高志	情報技術の麻痺肢機能再建へ の応用	生体医工学	44(特)	125	2006
帖佐征一, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望	フィードバック誤差学習を用 いた FES 制御の臨床応用のた めの実験的検討	生体医工学	44(特)	242	2006
佐藤由規, 渡邊高志, 吉澤 誠, 星宮 望	電気刺激による皮膚感覚を用 いたパターン提示のための電 気刺激パラメータに関する検 討	生体医工学	44(特)	627	2006
S.Kanoh, R.Scherer, T.Yoshinobu, N.Hoshimiya, G.Pfurtscheller	A basic study on brain-computer interface based on EEG during foot movement imagery	生体医工学	44(特)	355	2006