

厚生労働科学研究費補助金

障害保健福祉総合研究事業

中枢性下肢麻痺者の歩行運動再建システムの開発

平成 18 年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 渡邊 高志

平成 19 (2007) 年 3 月

目 次

I. 総括研究報告

中枢性下肢麻痺者の歩行運動再建システムの開発 渡邊高志	----- 1
--------------------------------	---------

II. 分担研究報告

1. 筋骨格系の FES 応答モデリングと下肢 FES 制御方式の開発 渡邊高志, 半田康延	----- 11
2. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発 二見亮弘, 半田康延	----- 19
3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発 古瀬則夫	----- 31
4. 運動機能麻痺者用ヒューマンインターフェイスの開発 加納慎一郎	----- 35

III. 研究成果の刊行に関する一覧表	----- 39
---------------------	----------

IV. 研究成果の刊行物・別刷	----- 43
-----------------	----------

I. 総括研究報告

中枢性下肢麻痺者の歩行運動再建システムの開発

主任研究者 渡邊高志 東北大学情報シナジーセンター 助教授

研究要旨

本研究は、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者の歩行再建システムを開発することを目的としている。本年度は、遊脚期を制御する cycle-to-cycle 制御のファジィ制御器の開発について、これまでに開発した筋・骨格系の電気刺激応答モデルを用いた計算機シミュレーションにより、健常者の筋活動様式に類似する制御、表面電気刺激を用いた制御を可能にし、また、健常被験者での実験的検討を実施して臨床的実現可能性を示した。筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式については、システムの試作と臨床試験を実施し、その有効性を示した。患者の歩行訓練方式の開発に関しては、ジャイロスコープによる関節角度計測と歩行期の検出法を検討し、健常者での歩行計測実験から実用性を確認した。そして、ユーザインターフェイスとして脳波を用いる方法を検討し、運動イメージからコマンド検出が可能になることを示唆する結果を得た。

〔研究組織〕

渡邊高志（東北大学情報シナジーセンター・助教授）
二見亮弘（福島大学共生システム理工学類・教授）
古瀬則夫（宮城工業高等専門学校・助教授）
加納慎一郎（東北大学大学院工学研究科・助手）
半田康延（東北大学大学院医学系研究科・教授）

A. 研究目的

神経系の傷害や諸疾患による肢体不自由者において、移動能力の低下は精神的・身体的機能の劣化と共に、社会的活動性の低下をもたらす。このような場合は一般に車椅子が用いられるが、下肢を運動させる頻度は極端に減少し、下肢・体幹の廃用性変化を助長させることが多い。このような患者に対する運動機能再建として、これまで、筋・神経に対する機能的電気刺激（FES）を用いて、椅子からの起立、立位保持、装具や歩行器を併用した歩行、足漕ぎ車椅子などの開発が進められており、重要な成果が得られつつある。

しかしながら、中枢性下肢麻痺者の多くに対して実用的な歩行を提供できる運動機能再建手法はこれまでなく、下肢 FES によ

て歩ける患者は上肢機能が特に優れる場合に限られていた。本研究は、下肢麻痺者の歩行の再建に関して、これまでの研究成果では不十分であった部分を補うための問題解決と制御手法の開発を行い、より多くの肢体不自由者のさらなる社会参加を可能にすることを目指す。下肢麻痺者が車椅子で移動した後に、FES などの補助を得て、自分の筋力で立って室内等の範囲を移動できることは、より患者の家庭内自立や社会的自立を促し、介護者の負担をも軽減すると期待される。

下肢麻痺者の歩行をより安全に、かつ実用的に実現する FES システムの開発を目的とし、今年度は、歩行の FES 制御を対象とする筋・骨格系の電気刺激応答モデルを用いた FES 制御方式の開発、筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発、歩行中の姿勢計測と歩行訓練方式の開発、運動機能麻痺者が FES システムを操作するためのユーザインターフェイスの開発を中心に行った。

B. 方法

1. 下肢 FES 制御方式の開発

1) 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討
昨年度までの cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器による遊脚期の制御法の検討では、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、歩行動作を再建することはできなかった。そこで、健常者の歩行時の筋電図を基にした制御により適切に歩行動作を再建する方法について検討を行った。以前の方法では、大腿直筋で膝関節角度を制御していたが、大腿直筋が股関節屈曲を制御する構成に変更し、刺激スケジュールを修正した。この方法について、昨年度までに構築した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより検討を行った。

2) 表面電気刺激を用いた制御の検討

これまで、深部に位置する腸腰筋も制御対象としていたため、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、臨床的に有用であることから、本手法の表面電気刺激への適用を計算機シミュレーションにより検討した。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たが、この方法では遊脚期開始から膝関節が伸展されることになり、膝関節の最大屈曲角度を適切に制御できないことも考えられる。そこで、遊脚期開始時のハムストリングスへの電気刺激の有無の効果について検討を行った。

3) 健常被験者での実験的検討

cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器による遊脚期の制御法について、健常者の膝伸展角度の制御を対象に、実験的検討を行った。最初に、制御対象とした関節角度に対応する角度と制御開始のタイミングを自動的に検出する方法を検討した。次に、これまでに開発してきた制御アルゴリズムとともに実験システムとして実装した。ファジィ制御器のメンバーシップ関数のパラメータは実験的に決定した。実験では、健常被験者1名の左広筋群を表面電気刺激することで膝関節角度を制御した。最大膝伸展角度の目標値は、30deg（最大伸展を0deg）とし、刺激バースト時間TBの自動生成により制御器の能力を評価した。

2. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

1) 制御方式と設計

局所的筋電駆動型 FES では、M波やH波などのEMGが、随意的なEMGに混入する。

この問題を避けるため、周期的な刺激パルスの発生直後からしばらくは、筋電信号を増幅しない区間を設けて時分割的に刺激と筋電計測を繰り返す必要がある。このような時分割方式によって同一筋でのEMG計測と表面電気刺激を可能にするための計測・制御システムを構成した。まずパーソナルコンピュータとAD/DA変換器を用いた試験システムとしてこのシステムを実装した。次にその機能を、足底圧センサを用いた下垂足用FESシステムに導入して、携帯型の局所的筋電駆動型FESシステムを試作した。

2) 適切な刺激波形の選択（発生張力）

表面電極によるFESは、刺激の強度が大きい場合には不快感や痛みを伴うこともある。そこで、神経線維の太さの違いによって電気刺激波形・特に刺激のパルス幅に対する応答特性が異なるという性質があることを参考に、8種類の電気刺激波形を用いて、刺激振幅と発生力の関係を調べた。この実験から、刺激波形がUnipolarとReciprocalの場合には大きな発生力が得られず刺激振幅も大きい値が必要であること、Burst刺激のある長さ以上の継続時間長は発生力や閾値に大きな影響を与えないことが確認された。携帯型刺激装置の電池寿命を考慮すると、この結果はBurst刺激の継続時間長を短くできることを意味するので、好都合である。また、バースト刺激のバースト内での振幅変化がAscendingであってもDescendingであっても、発生力は変化しないことも確認した。

3) 適切な刺激波形の選択（不快感）

刺激波形による主観的な不快感の違いを定量化する目的で、前の実験と同じ8種類の波形を用いた刺激実験を行った。その結果、“Burst”が最も好ましい刺激であるという評価が得られ、また、Ascending BurstとDescending Burstは、感覚上の違いが知覚できないことが分かった。発生張力特性にも明確な差異は見られなかったにも拘らず評価に差が出ているのは、直前に提示した刺激との主観的比較が反映されたものと考えられる。よって今後、より多い回数の評価結果を平均して用いる必要がある。

本研究の局所的筋電駆動型FESシステムでは、刺激波形が筋電増幅器に直接与える望ましくない雑音電圧の影響（アーチファク

ト)が、刺激パルス終了後のできるだけ短時間のうちに消失することが必要である。そこで、刺激波形によるアーチファクトの違いを健常者で調べた結果、EMG計測を妨げる電極蓄積電荷を低減するには、交互双極性刺激の正負パルス間隔を0とすべきであることが分かった。このことは、刺激電極や皮膚での電気化学的変化を最小限に抑えることも可能にするため、好都合である。

4) アーチファクトを低減する回路

本研究では、刺激のアーチファクトが筋電増幅に乗らないようにするために、ゲーティングのための入力短絡スイッチを有するEMG増幅回路を用いた。この回路では、筋電計測時間窓の継続時間長をできるだけ長くすることと、アーチファクト低減のために入力短絡時間長をできるだけ長くすることの間に適切な妥協点を見出す必要がある。

双極パルス対と4通りの入力短絡時間長を用いてアーチファクトを観測した結果から、約20ms以下の入力短絡時間長は使えないこと、それ以上の入力短絡時間長を使っても十分とは言えないことが確認された。従って、初段でこのような回路を用いた後に、さらに後段で対応を行う必要性が示唆される。この後段での処理としては、本研究では、アナログ回路による処理を採用した。実用上十分に刺激のアーチファクトを除去して、随意的筋活動に伴うEMGを抽出・増幅できていることが確認できた。

5) 電極配置に関する検討

刺激用電極と筋電計測用電極の配置のしかたによって、刺激のアーチファクトが筋電計測に与える影響が変化する。また、患者によって筋毎の麻痺の程度や残留EMGの振幅が異なるため、最適な電極配置が異なると考えられる。このため、各種電極配置について調べた結果、本研究での回路方式を用いれば、十分にアーチファクトや雑音を抑圧した筋電計測が可能であることが分かった。臨床試験においては、患者の不全麻痺筋から十分な振幅の残留EMGが導出できる皮膚表面位置において、できるだけ筋線維の走行方向に筋電計測用電極を貼付する必要がある。また、残留EMGの振幅が小さい位置、つまり電気刺激による収縮補助を行うべき位置に電気刺激用電極を貼付することが望ましい。

3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

1) 計測方法

角速度を計測する5個のジャイロスコープを、臍部(G1)、腰部(G2)、右側下肢の大腿部(G3)、下腿部(G4)、足背部(G5)に取り付けた。ジャイロスコープの出力信号は、L.P.F. (fc=22.6Hz)処理した後、パーソナルコンピュータに取り込んだ。ジャイロスコープの出力信号で識別した歩行期の妥当性を評価するため、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から足底の接地のタイミングを計測した。実験は健常被験者3名に、幅1m、長さ8mのアルミ板上で、普通と感じる速度での歩行を10回ずつ行わせた(片足6歩)。

2) 歩行期の識別方法

測定した歩行時のジャイロスコープの出力波形から、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いことを確認した。歩行実験では5個のジャイロスコープを用いたが、今回は、遊脚期と立脚期の識別を検討し、歩行中にその出力が歩行期に対応して明確に変化しているG4とG5のみを用いた。

遊脚期は、立脚期が検出された後G5の出力に2番目の負のピーク値が検出されたときとして検出した。ただし、一歩目の遊脚期は、最初の負のピーク値が検出されたときとした。立脚期は、遊脚期においてG4またはG5の出力が正のピーク値に達した後出力が負の値になったときとして検出した。

4. ユーザインターフェイスの開発

ユーザに手や足の動作をイメージすることを求め、その際に生じる脳波からどの部位の動作をイメージしたかを検出することによってインターフェイスを実現するBCI(脳・コンピュータ間インターフェイス)システムのための信号計測・処理法を検討した。

1) 検討を行ったBCI: Brain Switchについて

本研究では、1チャンネルの脳波から1ビットの情報を検出するBCI(以下ではBrain Switchと呼ぶ)について検討を行った。

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。本システムではこれを利用し、運動動作をユーザがイメージしたときに生じる β 波（20～30Hz程度）の帯域強度が閾値を越えた場合にコマンドを検出する。

2) 実験方法

6名の健常被験者に対し、足の動作のイメージを行うことを求め、被験者の頭頂部から脳波を双極誘導した。計測した信号は増幅し、パーソナルコンピュータに取り込み、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 β 帯域成分の信号強度を計算した。これが閾値をある一定期間連続して超えた場合にコマンドが検出されることとした。コマンド検出後には不応期を設定し、一定期間コマンドの検出を抑制した。

BCIシステムの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った。フィードバックする情報は、上述の方法で計算した帯域信号強度、およびコマンドの検出結果とした。

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。同期型では、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。

C. 研究結果

1. 下肢 FES 制御方式の開発

1) 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

本研究で修正した制御法での結果、最大膝屈曲角度、着床時の足関節角度が目標を達成できなかったため、遊脚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。ただし、これにより膝関節の屈曲が大きくなってしまふこと、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。この結果、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、歩行動作を適切に再建できるようになった。

2) 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、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、着床時の膝関節角度については、定常歩行に達した後は安定に制御できていたが、歩行開始直後は歩行ごとに振動的になった。

3) 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、連続する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は、連続する10点（サンプリング間隔50ms）のサンプリング値において、膝関節角度の変化が0.3deg以下になったときとした。また、制御開始時の関節角度も各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ことにした。

実装した最大伸展角度の検出、および、刺激開始タイミングの検出は適切に動作することを確認した。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た。しかしながら、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。また、他の試行では、途中までは、筋疲労に対する補償もできていたが、大きな刺激バースト時間（TB）で刺激された後、それ以前に比べて筋が大きな力を発生する場面があった。ファジィ制御器がTBを減らしたが、生成された角度は十分に小さくならず、適切に制御されなくなった。

2. 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 6 名と、下垂足のある患者 2 名である。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。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。脊髄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

本研究での方法を用いて遊脚期と立脚期の識別を行った結果、全被験者の遊脚期と立脚期の歩行期を正しく識別できた。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方法の方が早く検出した。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を使用する方法で、ほぼ同時に検出された。

4. 運動機能麻痺者のユーザインターフェイスの開発

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、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、(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、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。

2) 単一試行データの評価とコマンド検出

前述の成分(2)に着目し、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。この成分を本システムの前処理法で抽出可能であることを確認し、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。

D. 考察

1. 下肢 FES 制御方式の開発

1) 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

本研究では、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もあるので、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っ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。

2) 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。

3) 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。

2. 筋電制御による不全麻痺への筋力増強制御方式の開発

1名の患者において、さらに詳しく、

- a) FES なしでの杖歩行。
- b) 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。
- c) 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（以下、杖力駆動 FES と呼ぶ。）。

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。結果として、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）。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。

3. 姿勢計測方式および患者の訓練方式の開発

提案した手法による立脚期の開始は、電極を使用する方法と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。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、ジャイロスコープを使用する方法の方が、40~50ms 早く検出された。歩行期をより正確に識別するためには、識別のタイミングの時間差をジャイロスコープで識別される歩行期の検出の時刻に加えることで対応可能になると考えられる。

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。しかしながら、G4 を使用した遊脚期の識別方法ではしばしば遊脚期を識別できないことがあった。今回の実験では、歩行期を G5 のみを用いることで十分に識別

できることが示された。

4. ユーザインターフェイスの開発

6名の健常被験者中、2名で足動作のイメージによって β 波の増加が観測され、本システムが機能することが示された。しかし、試行間の平均応答をみると有意であるが、試行ごとの応答を観察するとばらつきがあり、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。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、またはパターン検出精度が向上することが知られており、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。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。

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。

まず、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。昨年度までに開発した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより、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方とファジィ制御器が適切に動作することを確認し、臨床の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。

次に、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、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。

また、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歩行期の識別方法を検討した。健常被験者による歩行解析の結果、センサシステムが、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、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歩行期を識別するセンサシステムを安価でコンパクトに構成できることが示された。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。

最後に、FESシステムを患者自身が制御するために、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。

以上のように, 臨床応用の実現には課題が残されているが, 基盤技術としては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確立し, 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: 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, pp.30-35 (2006)

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 (2007) (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)

2. 学会発表

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)

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)

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)

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. 分担研究報告

筋骨格系の FES 応答モデリングと下肢 FES 制御方式の開発

分担研究者 渡邊高志 東北大学情報シナジーセンター 助教授
分担研究者 半田康延 東北大学大学院医学系研究科 教授

研究要旨

残存機能が大幅に制限されている患者に対して、機能的電気刺激（FES）制御により歩行を再建する FES 制御方式を開発することを目的としている。今年度は、昨年度までに開発してきた筋・骨格系のモデルを用いた計算機シミュレーションにより、遊脚期を制御する cycle-to-cycle 制御のファジィ制御器の実用的応用のための検討を行った。そして、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が可能であること、表面電極を用いた制御が可能であることを明らかにした。また、本手法の実験的検討を健常被験者での最大膝伸展角度の制御を対象に実施し、ファジィ制御器により適切に制御できることを示し、本制御方式と制御器が臨床的に有効になることを示唆した。しかしながら、長い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、制御器パラメータを自動調整する機能の検討が課題として示された。このような臨床的応用の課題を解決し、多関節運動制御での実験的評価を行うことが望まれるが、基盤技術として確立することを達成できた。

A. 研究目的

麻痺した運動機能を再建する機能的電気刺激（FES）の制御方式を開発する研究では、被験者に電気刺激を与えて実験的検討を行うことが一般的である。しかし、そのような実験的検討では、被験者の負担が大きいことや、制御結果に個人差や筋疲労、被験者の身体的・精神的状態などが影響し、再現性の低下を招くことなどの問題がある。我々は、これらの問題を回避するために、FES 制御の研究における実験的検討の一部を計算機によるモデルシミュレーションを用いて行う方法を検討してきた。

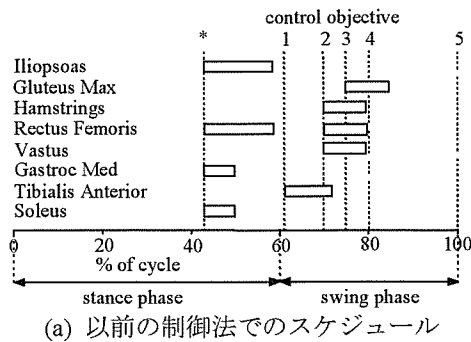
本研究では、下肢 FES 制御のための実用的な筋・骨格モデルを実現し、歩行再建のための FES 制御方式を開発することを最終的な目的としている。今年度は、下肢の FES 制御方式の開発に重点をおき、昨年度までに開発してきた筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより、遊脚期の制御のための cycle-to-cycle 制御法について実用的応用のための検討を行った。また、健常被験者での実験的評価も実施し、本研究で開発している制御方式の臨床的有効性を検討した。

B. 研究方法

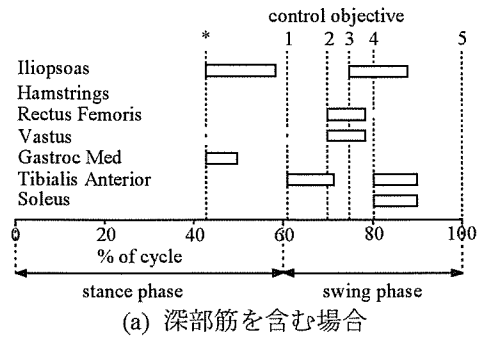
1. 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

昨年度までの cycle-to-cycle 制御に基づくファジィ制御器による遊脚期の制御法では、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。そこで、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検討を行った。

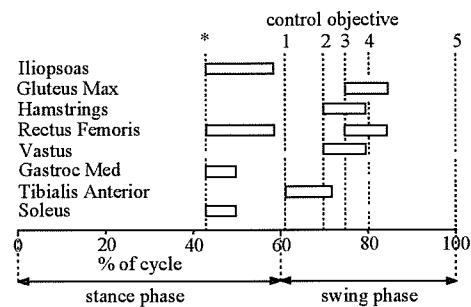
以前の方法では、大腿直筋が遊脚開始直後の最大膝屈曲角度と遊脚終了時の膝関節角度を直接制御するファジィ制御器を構成していたが、大腿直筋の作用を股関節屈曲として、遊脚期（の股関節最大屈曲角度と遊脚期の最終姿勢（着床時）の股関節角度を大腿直筋が制御するファジィ制御器を構成した。これにより、刺激スケジュールを図1(a)から図1(b)に修正した。この方法について、昨年度までに構築した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより検討を行った。



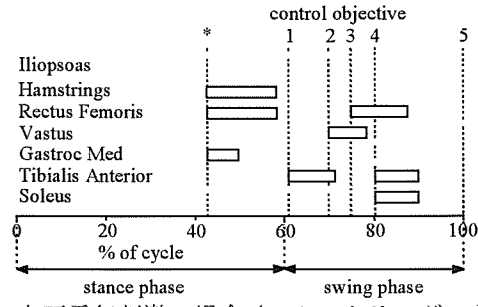
(a) 以前の制御法でのスケジュール



(a) 深部筋を含む場合



(b) 修正した制御法でのスケジュール



(b) 表面電気刺激の場合 (ハムストリングスを含む)

図 1 筋電図に基づく制御で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).

2. 表面電気刺激を用いた制御の検討

これまでの、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。

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である。そこで、股関節動作を制御するために、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を修正し、電気刺激スケジュールを変更した(図2)。すなわち、遊脚期の股関節の最大屈曲角度と着床時の角度が大腿直筋により制御される。このとき、着

図 2 表面電気刺激による制御での電気刺激スケジュール. *, 1~5は図1を参照。

床時の膝関節角度は、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2(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ある場合と無い場合の刺激スケジュールについて、計算機シミュレーションにより、表面電気刺激への適用可能性を検討した。

3. 健常被験者での実験的検討

健常者の膝伸展角度の制御を対象に、cycle-to-cycle制御に基づくファジィ制御器による遊脚期の制御法の臨床的実現可能性について実験的検討を行った。最初に、これまでに開発してきたcycle-to-cycle制御に基づくファジィ制御器について、実際の使用において生じることが予想されるいくつかの問題について予備的な試験を実施して制御方式及びプログラムの改良を行い、次に、健

常被験者での制御による検討を行った。

まず、検討する制御法では、制御された関節角度の極大値や極小値、制御の開始タイミングを自動的に検出する必要があるが、筋疲労や外乱、計測ノイズ等により、安定に、かつ、適切に検出できない場合がある。そこで、最初に、制御対象とした関節角度に対応する角度を安定に検出する方法を検討した。

次に、cycle-to-cycle 制御では、動作を繰り返しながら制御を行っていくので、制御開始のタイミングを自動的に検出しなければならない。今回の実験では、制御器の基本的な能力を評価することを目的とし、座位での膝関節最大伸展角度を制御対象とした。そのため、制御終了後に、重力による受動的屈曲が生じ、初期位置付近で膝関節角度が振動する。そこで、関節角度の変動幅と観測時間を健常被験者の膝関節の受動的な運動、ならびに、実際に電気刺激を印加して膝の最大伸展角度を制御する実験を実施し、関節角度がほぼ安定する条件を実験的に決定し、制御開始タイミングを検出した。

以上の予備的な検討結果をもとに、これまでに開発してきた制御アルゴリズムとともに実験システムとして実装した。ファジィ制御器のパラメータは、計算機シミュレーションでの筋・骨格モデルと被験者との間では異なり、さらに、被験者間でも違いがある。そのため、最終出力の刺激バースト時間について、ファジィ制御器のメンバーシップ関数のパラメータのゲイン係数を調整することで被験者間での差異を吸収できるようにし、制御実験の前にそのゲイン係数を実験的に決定して、制御実験時には固定とした。

実験では、健常被験者 1 名の左側広筋群（内側広筋と外側広筋）を表面電極（F-150, 日本光電）で電気刺激することで膝関節角度を制御した。電気刺激はパルス幅 200 μ s, 周波数 20Hz で固定とした。関節角度の計測は、ゴニオメータ（M180, Penny & Giles）を使用した。被験者は、下肢が床に届かない台に座り、制御実験中は脱力した。制御の前に、痛みが無く、十分な角度が得られるように刺激パルスの振幅値を決定した。最大膝伸展角度の目標値は、30deg（最大伸展を 0deg）とし、刺激バースト時間 TB の自動生成により制御器の能力を評価した（TB の初期値を 0s とした）。1 回の試行で、30 歩以上に相当する制御を実施し、筋疲労の影響を考慮して 15~20 分

の間隔で計 3 試行を 1 日分として実施した。

（倫理面への配慮）

上記の方法で研究を進めるに際し、電気刺激を与えて制御を行う場合には、東北大学大学院工学研究科ヒトを対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受けて行った。

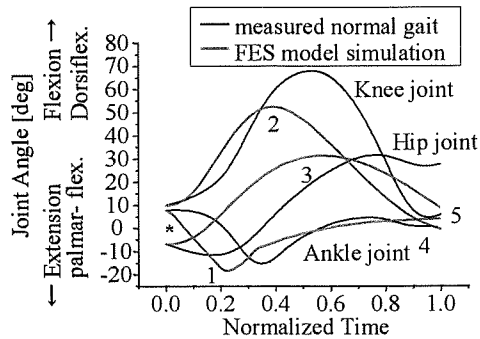
C. 研究結果

1. 健常者の筋活動様式に基づく制御の検討

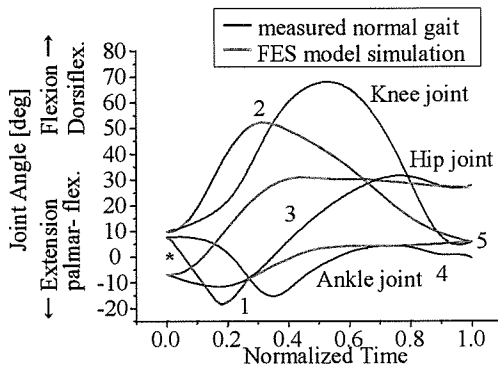
図 1 の各刺激スケジュールによる制御結果を図 3 に示す。本研究で制御する関節角度は、遊脚期の股関節の最大屈曲角度、膝関節の最大屈曲角度、足関節の最大背屈角度と最大底屈角度、遊脚期の最終姿勢（着床）における各関節の角度であり、これまでの制御法での結果（図 3(a)）では、股関節の最大屈曲角度と足関節の最大底屈・背屈角度は適切に制御できているが、他の関節角度は目標角度へ到達できていないことが確認された。この結果は、以前の結果と同様である。

一方、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、股関節と膝関節の着床時の角度、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、着床時の角度は、ハムストリングス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、足関節の着床時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。

上記のシミュレーション結果では、最大膝屈曲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、着床時の足関節角度を適切に制御するため、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。この修正した刺激スケジュール（図 4）により制御した結果を図 5 に示す。健常者の歩行よりも早



(a) 以前の制御法



(b) 修正した制御法

図3 健常者の筋活動様式に基づく制御による 20cycle 目の制御結果. *, 1~5 は図 1 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° として背屈方向を正としてプロットした.

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.

2. 表面電気刺激を用いた制御の検討

図 6 に, 図 2(b) でハムストリングスを含まない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, 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

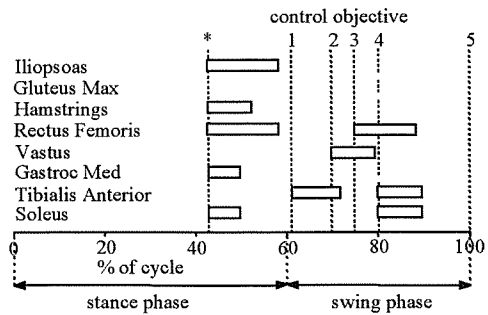
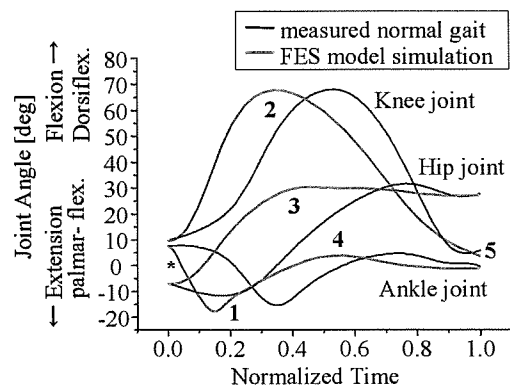
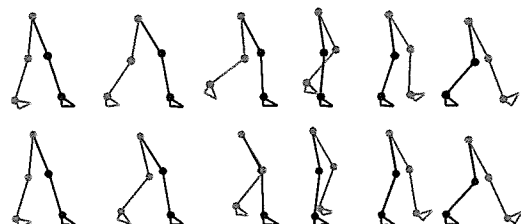


図 4 筋電図に基づく修正した電気刺激スケジュール. *, 1~5 は図 1 を参照.



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

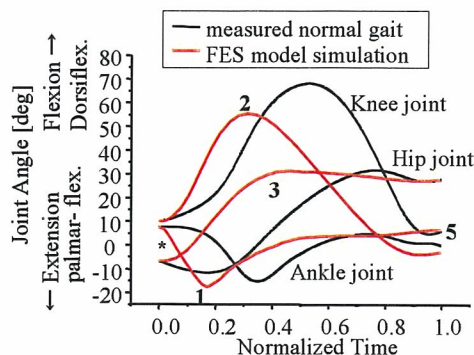


(b) 健常者 (上) とモデル (下) の stick picture (200ms 毎, 赤: 麻痺側, 黒: 健側)

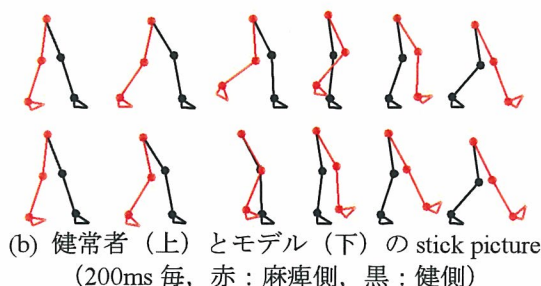
図 5 修正した電気刺激スケジュール (図 4) を用いた健常者の筋活動様式に基づく制御の 20cycle 目の制御結果.

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.

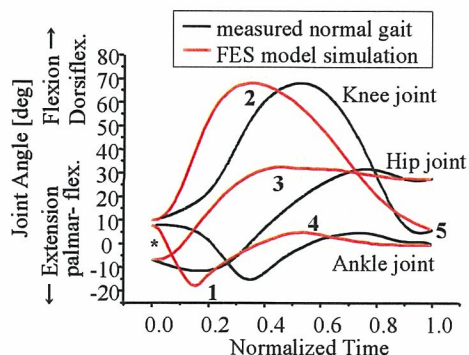
図 7 に, ハムストリングスへの電気刺激を含めた電気刺激スケジュール (図 2(b)) を用いて制御した結果を示す. 図 6 では, 一部の制御対象角度しか適切に制御できていなかったが, 遊脚開始直後にハムストリングスへの電気刺激を追加したことにより, すべての制



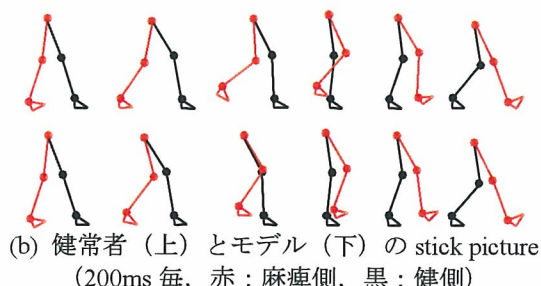
(a) 関節角度軌跡 (*, 1~5 は図 1 を参照)



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



(a) 関節の角度軌跡 (*, 1~5 は図 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 6 表面電気刺激を用いた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

図 7 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

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、着床時の膝関節の角度については、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。

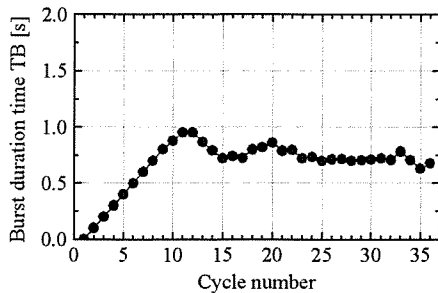
3. 健常被験者での実験的検討

制御角度の極大点や極小点の検出については、健常被験者の膝伸展運動時に計測した角度から最大伸展角度を検出することで評価した。その結果、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の計測で評価を行い、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。

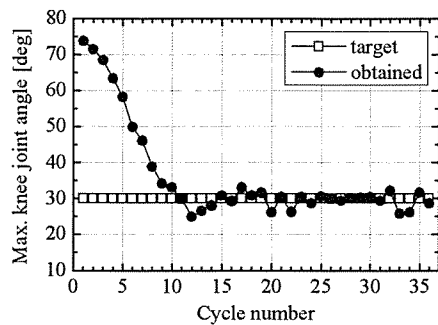
一方、我々は、以前にも本制御手法の実験的検討を実施したが、その際には、制御角度の誤差だけを用いて刺激バースト時間を決

定する制御器を構成していた。しかしながら、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ことで、電気刺激により動かさず角度が cycle ごとに変動する問題を解決した。そのため、膝の最大伸展角度を制御する広筋群の制御器を 2 入力 1 出力のファジィ制御器に修正した。

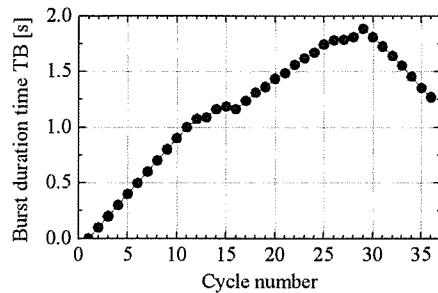
図 8 に、制御により得られた最大伸展角度と刺激バースト時間 TB の結果の例を示す。上記の検討結果に基づいて実装した、最大伸展角度の検出、ならびに、刺激開始タイミングの検出は適切に動作することが確認された。また、最大膝伸展角度は、10 歩程度で



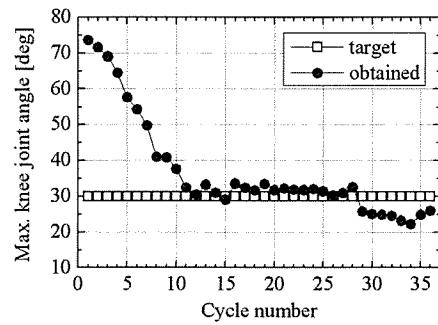
(a) stimulation burst duration time



(b) obtained maximum knee extension angle and target



(a) stimulation burst duration time



(b) obtained maximum knee extension angle and target

図8 健康被験者での最大膝関節角度の制御結果の例 (第2試行)

図9 健康被験者での最大膝関節角度の制御結果の例 (第1試行)

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9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9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。

D. 考察

1. 健康者の筋活動様式に基づく制御の検討

以前の制御方法では、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たが、今回は、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。

健康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。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、健康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。

2. 表面電気刺激を用いた制御の検討

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、ハムストリングスへの電気刺激を含まない場合では、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、最終姿勢での膝関節角度も大腿直筋により間接的に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、足関節角度の最大背屈角度が検出されない場合に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て、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。

3. 健常被験者での実験的検討

実験的検討の結果は、cycle-to-cycle 制御法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の最大伸展角度だけを制御することでのみの評価であったので、股関節や足関節を含めた多関節運動の制御を評価することが課題である。

一方、大きな刺激バースト時間 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を示唆する結果が得られた。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可能である。これは、図9に見られるように、TBを増加することによる筋疲労補償として実験結果においても確認された。けれども、図9にみられるような、筋張力発生能力の突然の変化に対しては、本研究で開発してきた筋・骨格モデルでは考慮されていなかった。筋の増強現象がその一因であることも考えられるが、大きな刺激バースト時間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、ファジィ制御器の出力メンバーシップ関数のゲイン係数を制御中に調整することで対応できるものと考えられる。ゲイン係数の範囲は試行ごと、被験者ごとに変動することが予想されるので、さまざまな状況に対応できるようにゲイン係数の調整機能を実現することが課題である。

E. 結論

本研究では、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歩行の遊脚期の動作を再建する方式を検討した。昨年度までに開発した筋・骨格モデルを用いた計算機シミュレーションにより、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が可能であること、表面電極を用いた制御が可能であることを示した。また、本手法の実験的評価を健常被験者での最大膝伸展角度の制御を対象に実施し、ファジィ制御器が適切に動作することを確認し、本制御方式と制御器が臨床的に有効になることが示唆された。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