

平成 22 年 6 月 2 日現在

研究種目：若手研究 (B)

研究期間：2008～2009

課題番号：20700466

研究課題名 (和文) 歩行中の機能的電気刺激における適切な刺激調節法の検討

研究課題名 (英文) Study of optimal stimulus modulation for functional electrical stimulation during gait

研究代表者

田辺 茂雄 (TANABE SHIGEO)

藤田保健衛生大学・医療科学部・講師

研究者番号：50398632

研究成果の概要 (和文) : 脳卒中患者の歩行能力の改善を目的として、トレッドミル歩行中に麻痺筋に対して電気刺激を行い、歩行に必要な関節運動を生じさせる手法がある。本研究では、関節角度と必要な随意筋収縮量から適切な電気刺激強度を求める式を算出した。得られた式を用いて歩行中に電気刺激を行った結果、電気刺激によって遊脚期の求心性収縮による背屈運動と立脚初期の遠心性収縮によるゆっくりとした底屈運動を生じさせることが可能であった。

研究成果の概要 (英文) : For the recovery of gait function, there is the method that electrical stimulation is applied to the paralyzed muscle during gait on a treadmill. In this study, we calculated the optimal stimulus intensity from joint angle and needed muscular contraction. As a result of the electrical stimulation using estimated equation during gait, it could cause dorsiflexion at swing phase by concentric contraction and slow planterflexion at stance phase by eccentric contraction.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	3,300,000	990,000	4,290,000
2009年度	200,000	60,000	260,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：リハビリテーション科学・福祉工学

科研費の分科・細目：人間医工学・リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：リハビリテーション、機能的電気刺激、FES、脳神経疾患

1. 研究開始当初の背景

脳卒中片麻痺患者の歩行能力は、一般的に下肢の痙性によって障害される。過去の報告によると、下肢の痙性の程度と歩行距離は負の相関を示すとされている。足関節において

は、特に足関節底屈筋群の痙性が歩行の対称性に最も重要とされている。我々の過去の研究においても、脳卒中患者における歩行様運動中の足関節底屈筋群の神経生理学的調節機構の障害が明らかになっている。

現在、脳卒中患者の下肢に対する治療方法として、トレッドミル歩行中に機能的電気刺激を行う手法が研究されている。この手法は歩行中に麻痺筋に対して電気刺激を行うことで、歩行に必要な関節運動を生じさせるものである。この訓練は麻痺した機能を代償するだけでなく、継続的に訓練を行うことで、相反抑制などによる痙性の減弱も期待できる。

トレッドミル歩行中の機能的電気刺激については、健常者が歩行した際に筋収縮が認められる相において、一定の強度で刺激を行う方法が一般的である（図1）。

刺激強度

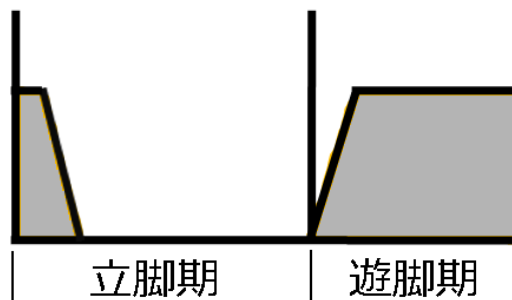


図1 従来の刺激強度調節様式

しかし、この方法では筋収縮が認められる相の全域で強い刺激を行うため、通常の滑らかな歩行が得られない。滑らかな歩行を実現するためには、随意筋収縮と同程度の出力が得られる刺激強度を算出する必要がある。しかし、現在までに下肢筋において刺激強度と随意筋収縮との関連性は十分に明らかにされていない。

2. 研究の目的

まず、健常成人の下肢筋において電気刺激強度と関節モーメント関連性を明らかにする。次に随意筋収縮量と関節モーメントの関連性を明らかにする。これらの結果から、電気刺激量と随意筋収縮量の関連性を明らかにする。最後に健常歩行に必要な随意収縮量が得られる電気刺激量を算出する変換式を作成し、歩行様の運動中に機能的電気刺激を行い、適切な関節運動が得られているか検討を行う。

3. 研究の方法

(1) 電気刺激と随意筋収縮の関連性の検討

①被験者

対象は中枢神経系疾患、整形外科疾患の既往のない健常成人10名とした。

②電気刺激

電気刺激装置には日本光電社製 SEN-8203、アイソレータには日本光電社製 SS-104J を使

用した。刺激電極には、陽極にオムロン社製 HV-BIGPAD、陰極に日本光電社製のビトロード M を用いた。陽極は前脛骨筋の筋腹、陰極は総腓骨神経上に配置した。刺激は定電流刺激とし、0.5ms の矩形波を用いて 50Hz で刺激した。刺激強度は 3mA 毎に 30mA まで 11 条件で行った。関節角度は足関節背屈 10 度、背屈中間位 (0 度)、底屈 10 度、底屈 20 度の 4 条件とし、すべての組み合わせで刺激を行った。

③随意筋収縮量計測

随意筋収縮量の計測には、日本光電社製 WEB-5000 を使用した。電極は日本光電社製ビトロード M を用い、前脛骨筋の筋腹上に電極間距離 2cm で添付した。筋電位はサンプリング周波数 2000Hz で計測し、整流した後に 20ms 毎に積分した値を用いた。収縮量は最大筋収縮の 0% から 40% まで 10% 刻みの 5 条件、関節角度は足関節背屈 10 度、背屈中間位 (0 度)、底屈 10 度、底屈 20 度の 4 条件とし、すべての組み合わせで筋収縮を行った。

④関節モーメント計測

関節モーメントの計測には BTE 社製 PRIMUS RS を用いた。運動方向は足関節背屈運動とし、等尺性にて計測を行った。股関節および膝関節は屈曲 90 度とした（図2）。足関節の固定には十分な固定が得られるよう特別な固定器具（東名ブレース社製）を用意し、底背屈中間位にて固定を行った（図3）。



図2 機器構成および計測肢位



図3 足関節固定器具

⑤数学的解析

近似式の作成では、まず電気刺激強度毎(11条件)の平均値を算出し、説明変数である電気刺激強度 I のみから目的変数である関節モーメント M_I を求める式についてシグモイド関数(リチャード式)を算出した。

次に、足関節角度 A が関節モーメントに与える影響を反映させるため、 M_I と A から目的変数である A の影響を反映した関節モーメント M_{IA} を求める式について、 M_I 、 A 、 $\ln A$ 、 $M_I A$ 、 $M_I \ln A$ 、 $A \ln A$ を説明変数、 M_{IA} を目的変数として、変数増減法によるステップワイズ重回帰分析を行った。変数選択の基準は $p < 0.25$ とした。

次に筋電位毎(5条件)の平均値を算出し、説明変数である筋電位 E のみから目的変数である関節モーメント M_E を求める式についてシグモイド関数(リチャード式)を算出した。

次に、足関節角度 A が関節モーメントに与える影響を反映させるため、 M_E と A から目的変数である A の影響を反映した関節モーメント M_{EA} を求める式について、 M_E 、 A 、 $\ln A$ 、 $M_E A$ 、 $M_E \ln A$ 、 $A \ln A$ を説明変数、 M_{EA} を目的変数として、変数増減法によるステップワイズ重回帰分析を行った。変数選択の基準は $p < 0.25$ とした。

(2) 歩行様運動中の足関節運動の検討

①被験者

対象は中枢神経系疾患、整形外科疾患の既往のない健常成人1名とした。

②電気刺激

電気刺激装置には日本光電社製 SEN-8203、アイソレータには日本光電社製 SS-104J を使用した。刺激電極には、陽極にオムロン社製 HV-BIGPAD、陰極に日本光電社製のビロード M を用いた。陽極は前脛骨筋の筋腹、陰極は総腓骨神経上に配置した。刺激は定電流刺激とし、0.5ms の矩形波を用いて 50Hz で刺激した。刺激強度は、実験 1 で得られた刺激強度調節様式を用いた。

③トレッドミル歩行

患者模擬歩行には大武ルート工業社製トレッドミルを使用した。左側は非麻痺側を想定し、ベルトを停止させた状態で立位を保持した。右側は麻痺側を想定し、健常者の快適歩行速度で駆動した。トレッドミル前方に設置したモニタには立脚期、遊脚期が表示され、歩行介助者はその時期に合うよう股関節と膝関節を他動的に屈曲伸展させた。

④動作解析

電気刺激を行いながら歩行した場合と行わず歩行した場合の、右足関節の底屈および背屈運動について、動画撮影を行い検討した。

撮影には SONY 社製 HDR-SR12 を使用した。

4. 研究成果

(1) 電気刺激と随意筋収縮の関連性

刺激強度と関節モーメントの関係を図 4 に示す。 I のみから M_I を求める式については以下の (1) 式となった。 M_I と A から M_{IA} を求める式について、ステップワイズ重回帰分析の結果、有意な変数は M_I 、 $M_I A$ 、 $M_I \ln A$ であり、以下の (2) 式となった。(2) 式に電気刺激量と関節角度を代入して得られる予測値と実測値との重相関係数は 0.80 と高い値を示した(図 5)。

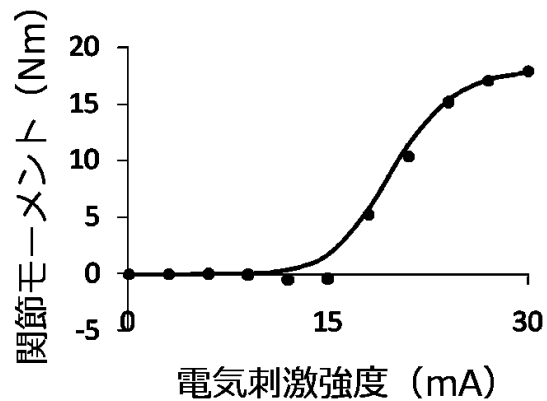


図 4 刺激強度と関節モーメントの関係

$$M_I = 18.327 + \frac{-18.327}{(1 + \exp(-9.5261 + 0.52153I))^{0.5909}} \dots (1)$$

$$M_{IA} = -3.15M_I - 0.02M_I A + 1.42M_I \ln A - 0.56 \dots (2)$$

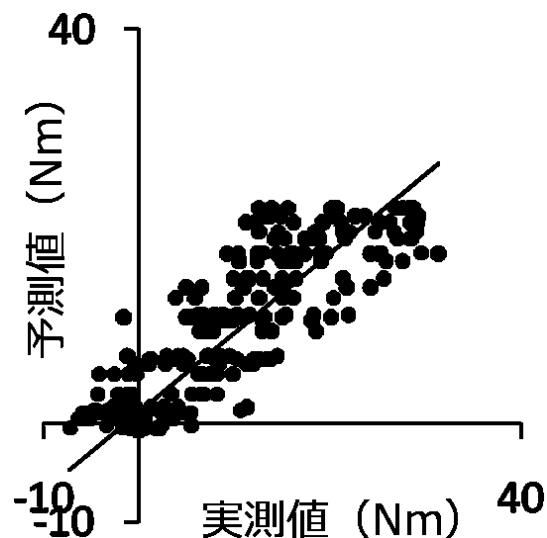


図 5 刺激強度と関節モーメントにおける実測値と予測値との相関

筋電位量と関節モーメントの関係を図6に示す。 E のみから M_E を求める式(3)式となった。 M_E と A から M_{EA} を求める式について、ステップワイズ重回帰分析の結果、有意な変数は $M_E \ln A$ であり、以下の(4)式となった。4)式に筋電位量と関節角度を代入して得られる予測値と実測値との重相関係数は0.76と高い値を示した(図7)。

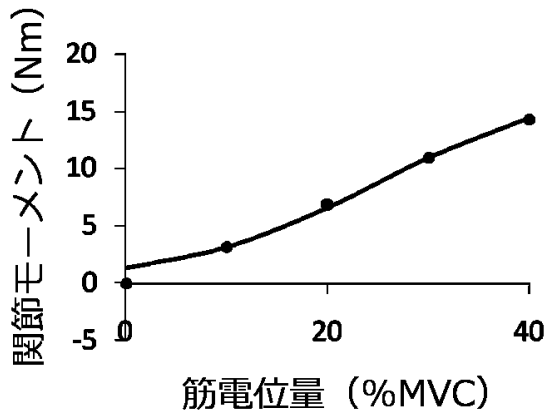


図6 筋電位量と関節モーメントの関係

$$M_E = 18.87 + \frac{-18.87}{(1 + \exp(-2.2749 + 0.10325E))^{0.7273}} \dots (3)$$

$$M_{EA} = 0.30M_E \ln A - 0.69 \dots (4)$$

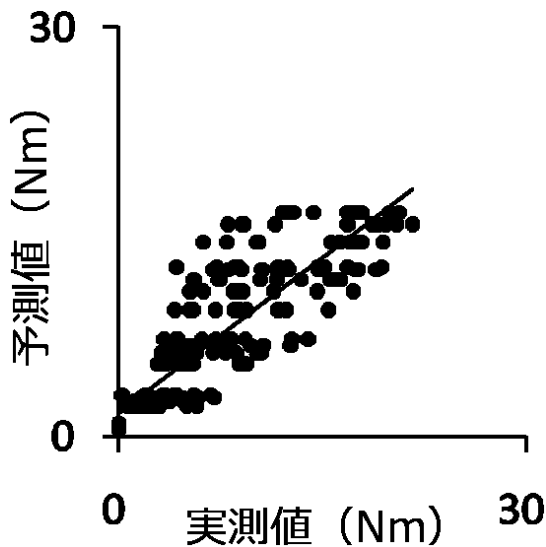


図7 筋電位量と関節モーメントにおける実測値と予測値との相関

M_{IA} と M_{EA} を媒介変数として E と A から I を求める式に変換し、過去に報告されている1歩行周期中の健常者正常歩行中の筋電位変化、足関節角度変化を代入すると図8の刺激強度調節様式が得られた。この様式は従来の様式(図1)とは大きく異なるものであった。

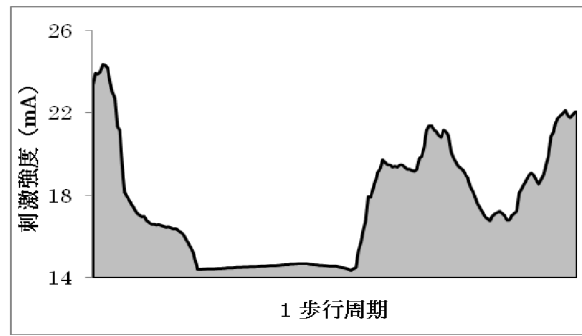


図8 提案法で得られた刺激強度調節様式

(2) 歩行様運動中の足関節運動

電気刺激を行いながら歩行した際の足部の映像を図9に示す。左側の図が接地初期、右側の図が離地初期を示す。電気刺激によって立脚初期の遠心性収縮によるゆっくりとした底屈運動と遊脚初期の求心性収縮による背屈運動を生じさせることが可能であった。



図9 電気刺激ありでの歩行

電気刺激を行わず歩行した際の足部の映像を図10に示す。左側の図が接地初期、右側の図が離地初期を示す。立脚初期に足底全面で接地し、安定した前方への重心移動を阻害していた。また遊脚初期の求心性収縮が認められないため、常に前足部は床に接している状態であった。



図10 電気刺激なしでの歩行

本研究で得られた、電気刺激強度から関節モーメントを求める式、筋電位量から関節モーメントを求める式はどちらも実測値と強い相関が認められた。したがって、この二式より算出した電気刺激様式は力学的に適切な刺激様式であると考えられる。

提案法による刺激強度調節様式で刺激したところ、立脚初期の遠心性収縮によるゆっくりとした底屈運動と遊脚初期の求心性収縮による背屈運動を生じさせることが可能であった。この足関節運動は健常者の正常歩行に類似する様式であり、運動学的な視点においても適切な刺激様式であると考えられる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計0件)

〔学会発表〕(計1件)

①田辺茂雄、力学的観点に基づいた歩行時における適切な電気刺激強度の推定、第16回日本FES研究会学術講演会、2009年12月5日、藤田保健衛生大学(愛知県)

〔図書〕(計0件)

〔産業財産権〕

○出願状況(計0件)

名称:

発明者:

権利者:

種類:

番号:

出願年月日:

国内外の別:

〔その他〕

ホームページ等

6. 研究組織

(1) 研究代表者

田辺 茂雄 (TANABE SHIGEO)

藤田保健衛生大学・医療科学部・講師

研究者番号: 50398632