

平成21年 5月27日現在

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2006～2008

課題番号：18500409

研究課題名（和文） 無線化した脳卒中片麻痺患者歩行機能回復訓練支援システムの開発

研究課題名（英文） Gait relearning assisting system for hemiplegic patients with stroke by using functional vibratory stimulation

研究代表者

末吉 靖宏（SUEYOSHI YASUHIRO）

鹿児島大学・教育学部・准教授

研究者番号：30196688

研究成果の概要： 脳卒中片麻痺患者が自ら行えることを目指す歩行訓練支援システムの開発を行った。このシステムは、促通反復療法の一つである歩行促通手技の装置による代替を目指した。この時の歩行改善を図る刺激としては、機能的振動刺激を用いた。開発した歩行訓練支援システムは、歩行速度や下肢の角速度などに改善が認められた。しかし、促通手技を与える歩行では、さらなる歩行改善効果が認められたことから、歩行訓練支援システムは、刺激の与え方の調節等により、さらなる歩行改善が期待できることも示された。

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2004年度			
2005年度			
2006年度	2,000,000	0	2,000,000
2007年度	900,000	270,000	1,170,000
2008年度	700,000	210,000	910,000
総計	3,600,000	480,000	4,080,000

研究分野： 総合領域

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： 脳卒中，片麻痺，リハビリテーション，振動刺激，促通手技

1. 研究開始当初の背景

脳卒中片麻痺患者にとって歩行機能の回復は、日常生活動作（ADL）および生活の質（QOL）の向上に密接に関連しており、歩行機能回復を促進する効果的な運動療法の開発は非常に重要な課題である。歩行機能の回復には、頻回の歩行回復訓練が必要であるこ

とから、これを支える医師、セラピスト、看護師などの負担は多大なものがある。加えて、人的および時間的な制約のために十分な量と質の訓練を確保することが困難である。こうした理由から、適切な装置や計算機を利用した訓練の自動化の開発が切実に求められている。

片麻痺を含む歩行障害患者の歩行の改善に神経生理学的な手法を取り入れた方法がある。この中に、機能的電気刺激(FES)を用いる方法がある。これは、患者の筋を受動的に動かす方法であり、歩行運動の再建は行なわれるが、患者が能動的、自律的に歩行を行なうことにはならない。これに対し、治療的電気刺激(TES)と呼ばれる方法があり、歩行動作の改善にも役立つことが報告されている。また、われわれのグループでは、より簡便な振動モータを応用した振動刺激装置を用いても歩行の改善がもたらされることを示している。

歩行評価の問題点として次のような指摘がある。すなわち、片麻痺歩行の評価は、その簡便さから 10m 歩行時間や step 数がしばしば用いられる。しかし、これらの評価法では、片麻痺歩行の特徴である麻痺側と非麻痺側の差を表すことはできない。一方、これらを表す一般的な方法である画像解析などは、解析に人的、時間的な手間を要する。

そこで本研究では、片麻痺患者の歩行の評価及び訓練支援システムで用いる歩行動作を感知する各種信号を用いることにより、患者に拘束を与えず、比較的長い距離の歩行動作の評価及びそれを使った歩行訓練システムの開発を目指す。

2. 研究の目的

これまで、我々の研究室では、患者の歩容に伴う振動刺激を用いた片麻痺患者に対する歩行機能促進訓練支援システムの作成を行い、訓練効果の確認を行ってきた。しかし、これまでの装置は、患者に装着したセンサおよび刺激装置をケーブルでつなぎ、固定式計算機で制御していたため、歩行距離が制限されていた。そのため、訓練効果にも制限を与えていることが考えられた。

今回、電源部や振動モータの駆動を行うリ

レー等の装置を小型化、一体化し、腰部装着の小型バッグに納め、患者に訓練装置一式を装着した。これにより、ケーブル等の動きの制約がなくなり、患者の比較的長い距離での歩行が可能となった。現状では、計測者がノートパソコンを保持し、患者の歩行に追従して歩行する。今後さらなる計算機の小型化が実現できれば、この装置一式を片麻痺患者に装着し、患者が独自に訓練を行うことができる。このようなことを念頭に開発した装置である。

また、本装置の動作原理となる脳卒中片麻痺患者の歩行の改善手技手法に促通手技がある。促通手技とは、促通反復療法(Repetitive Facilitation Exercise Therapy)で用いられる手法で、促通手技によって随意運動を実現するために必要な神経路を再建／強化することを目的とした神経路強化運動療法(Neuronal Net Constructive Therapy)である。片麻痺患者の歩行中に促通あり歩行(麻痺肢遊脚中は、麻痺側の鼠径部、および非麻痺側股関節外転筋をタッピングし、麻痺肢立脚中は、麻痺側股関節外転筋をタッピングする手技)を行うと歩行速度に改善が見られるというものである。この歩行促通手技についても、リハビリテーションの現場では、歩行改善の効果が認められるものの、その定量評価を行った研究は、まだ多くない。

本研究の目的は、開発した小型化した装置を実際の脳卒中片麻痺患者に装着して、麻痺歩行改善の効果があるか、また、促通歩行との効果の相違があるかを調べることにあった。

3. 研究の方法

(1) 脳卒中片麻痺患者歩行訓練支援システム

①ハードウェア

システムの信号の流れの概要を図1に示

す。システムは、足底に付けた荷重センサの信号から、各足の立脚/遊脚を判別し、麻痺肢遊脚時には、麻痺肢大腿部付け根の鼠径部および非麻痺肢中殿筋へ、逆に非麻痺肢遊脚時には麻痺肢中殿筋へ振動モータによる振動刺激を加え、歩行の促進を図ろうとするものである。また、下肢側面にはジャイロ式の角速度センサをつけ、歩行の評価に用いた。これらの動作を実現するための装置を作成した(図2)。この中で、A/D・D/A変換器、リレー、レギュレータは、小型の箱に納め、また、電源はすべて乾電池を使用することにより、装置全体の小型化を図った。これらの装置は、ウエストポーチに入れ、患者に装着させた。制御用のパソコンは、測定者1名が持ち、患者の歩行に追従した。

②ソフトウェア

踵に付けた荷重センサの信号から足部の接地/離地を判別し、接地信号のある時間を立脚期、ない時間を遊脚期とした。麻痺肢/非麻痺肢それぞれの遊脚期中に促通手技に倣い、麻痺歩行を促進すると考えられる部位に振動刺激が加わるように振動モータの装着を行った。表1に示すとおり、麻痺側足遊脚期中は、麻痺側の大腿鼠径部および非麻痺側腰部中殿筋を刺激し、一方、非麻痺側足

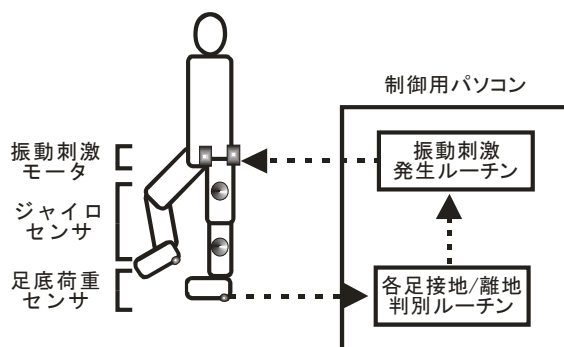


図1 システムの概略を示す図

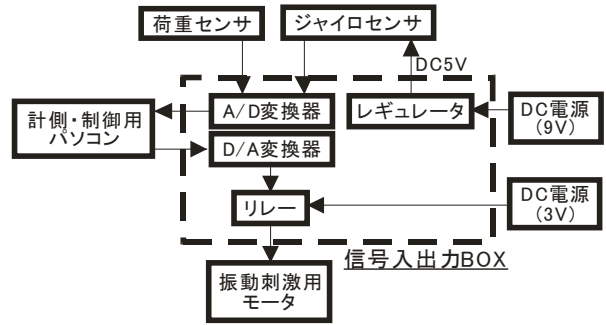


図2 歩行訓練制御・計測システムの構成

遊脚期中では麻痺側腰部の中殿筋に振動刺激が加わるようにした。

足部の接地判別用荷重センサ、下肢につけたジャイロセンサ(角速度センサ)の信号は、システムを制御する小型計算機のハードディスクに保存した。荷重センサの信号から判別する接地情報から各脚の立脚時間および遊脚時間を求めた。また、両脚大腿・下腿側面につけたジャイロセンサの角速度信号から歩行遊脚中の角速度のピーク値を求めた。以上、歩行中の各足立脚・遊脚時間、下肢遊脚中角速度ピーク値および歩行速度(後述)を歩行の評価値として求めた。

表1 麻痺/非麻痺肢それぞれ遊脚中での下肢への振動刺激部位

足部遊脚側	麻痺側 刺激部位	非麻痺側 刺激部位
麻痺側	大腿鼠径部	腰部中殿筋
非麻痺側	腰部中殿筋	

(2) 計測方法

①被験者

被験者は入院中の脳卒中片麻痺リハビリテーション患者6名である。被験者の身体特性は表2に示す。なお、被験者には測定の内容を説明し、同意の上参加してもらった。

②計測方法

被験者にはスタートラインからゴールラインまで 10m の歩行路を歩かせた。被験者は、スタートライン 1m 手前から歩きだし、ゴールライン通過後 1m 経過するところまでを歩かせた。この際、スタートライン通過時からゴールライン通過時までを要した時間をストップウォッチにより計測し、10m 歩行時間とした。

表 2 患者の症例

症例	年齢(歳)	罹病期間(月)	麻痺側	診断	下肢Br.stage
1	73	3	右	脳出血	IV
2	62	16	左	脳出血	IV
3	47	7	左	脳出血	IV
4	82	48	左	脳梗塞	VI
5	59	5	右	脳梗塞	IV
6	46	1	右	脳梗塞	V
平均	61.5	13.3			

被験者は、下肢にセンサを着け、その信号を腰部につけた腰バッグに入れた信号入出力ボックスに入れ、これを通じて、被験者の後方を追従する計測者が保持するパソコンに入力する。パソコンでは、各足の遊脚期を判別し、この間振動モータが振動する。患者の歩行中の転倒を防ぐため、医師が患者の後方に付き、転倒を予見した場合、ただちに患者を支える態勢をとった。計測前に 1 回の練習歩行を行った後、振動刺激も促通手技も加えない刺激なし歩行（以下、「対照歩行」）、振動刺激を加える歩行（以下、「振動歩行」）および促通手技を加えての歩行（以下、「促通歩行」）の 3 種類の歩行を各 3 回ずつ行わせた。

これとは別に日を変えて、歩行試技後半の刺激を加える歩行が、歩行回数を重ねることによる学習効果でないか確かめるため、刺激を伴わない歩行を 10 回行わせ（以下、「刺激なし反復歩行」）、これを、刺激の効果を見る

ベースラインとした。

(3) 分析方法

①歩行速度

10m 歩行における歩行速度は、ストップウォッチにより計測する 10m 歩行時間を用いて、歩行移動距離を除すことにより、平均歩行速度を求めた。

②立脚時間・遊脚時間および下肢角速度ピーク値

各脚の立脚・遊脚時間および下肢角速度ピーク値は、歩行計測中計算機に保存したデータにより、計測終了後、オフラインにて解析を行った。各足の立脚・遊脚時間は、振動モータ制御に用いたのと同じ方法で、荷重の見える時間を立脚時間、荷重のない時間を遊脚時間とし、歩行 1 歩ごとに求めた。

下肢角速度極大・極小ピーク値は、歩行各 1 歩の中の遊脚時間における角速度の最大値および最小値を求めることによって得た。

立脚時間、遊脚時間、下肢角速度極大・極小ピーク値は、麻痺肢/非麻痺肢ごとに 1 歩行に対し 30 データ、3 歩行計 90 データとして、歩行条件ごとにデータを集めた。

刺激なし反復歩行では、各被験者の歩行回数ごとに 30 データから平均値を求め、さらに、被験者全員について、各歩行試技順ごとに平均値と標準偏差を求めた。

4. 研究成果

(1) 刺激なし反復歩行における歩行速度の推移

片麻痺患者に与える歩行刺激の効果について振動および促通手技による刺激の効果調べるため、対照歩行、振動歩行、促通歩行を続けて行い、比較した。この時、刺激効果によらない、歩行の反復による短期的な歩行学習効果が見られないかをあらかじめ調べた。脳卒中片麻痺患者に刺激を与えないまま、反復歩行を行わせ、その時の 10m 歩行

時間を計測した。計測回数は、各被験者 10 回である。この結果、10 回の刺激なし反復歩行では、各被験者および全体平均とも歩行速度に変化は見られなかった。

(2) 振動刺激および促通手技刺激が脳卒中片麻痺患者の歩行に与える影響

図 3 は、対照歩行、振動歩行、促通歩行時の 10m 歩行時間から得た平均歩行速度の全被験者平均値である。対照歩行に比べて、振動歩行、促通歩行では、歩行速度が増大していた。促通歩行は、振動歩行に対しても速度

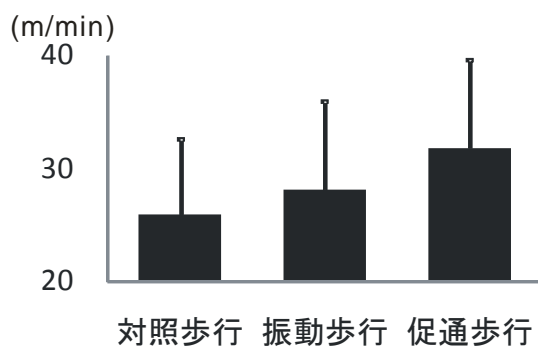


図 3 片麻痺患者歩行中の刺激による歩行速度の平均値の比較。縦棒は SE (標準誤差) を表わす。

平均値は大きくなった。しかし、これらの各試技での平均値の間に、有意な差は認められなかった。

表 3 は、脳卒中片麻痺患者に対して、振動刺激および促通手技刺激を加えて歩行を行わせた時の、下肢角速度のピーク値について、対照歩行、振動歩行、促通歩行の間で平均値を比較し、一元配置分散分析を行い、差の有意性の有無をまとめたものである。

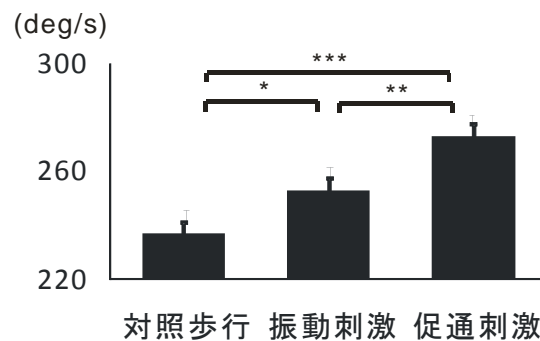
この内、角速度極大値とは歩行中片足が地面から離れて遊脚期中に生じ、下腿・大腿角速度ピーク値は、前方振り出しの角速度最大値を意味し、膝角速度ピーク値は、遊脚期中

膝が最大屈曲した後の最大膝伸展角速度を表わす。表によれば、非麻痺肢側の下腿と膝の角速度ピーク値で、三条件 (対照、振動、促通) の間で有意な差が見られる。これらの間の比較を示したのが、図 4 と図 5 である。図 4 は、下腿角速度ピーク値の比較、図 5 は膝角速度ピーク値の比較である。これらの図から、対照歩行に対して振動歩行および促通歩行は有意な差を示しており、さらに振動歩行と促通歩行の間でも有意な差が見られることがわかる。

表 3 刺激の有無による下肢各部位角速度ピーク値の平均値の差の有意性一覧

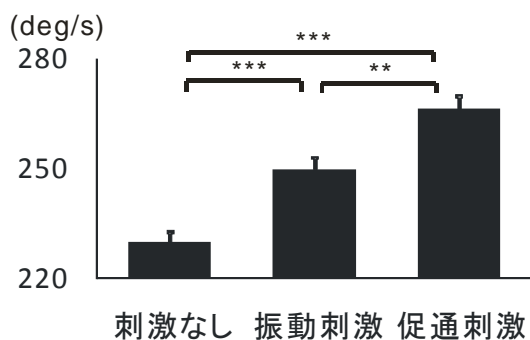
比較対象		対照歩行	対照歩行	振動刺激	
		振動刺激	促通刺激	促通刺激	
極大値	下腿	非麻痺側	*	***	**
		麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
	大腿	非麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
		麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
	膝	非麻痺側	***	***	**
		麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
極小値	下腿	非麻痺側	*	**	n.s.
		麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
	大腿	非麻痺側	n.s.	**	n.s.
		麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
	膝	非麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.
		麻痺側	n.s.	n.s.	n.s.

(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.005$, n.s.: 有意差なし)



(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.005$)

図 4 片麻痺患者歩行中の刺激による非麻痺側下腿角速度極大値の平均値の比較。縦棒は SE (標準誤差) を表わす。



(* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.005$)

図5 片麻痺患者歩行中の刺激による非麻痺側膝角速度極大値の平均値の比較。縦棒はSE(標準誤差)を表わす。

麻痺の回復ならびに麻痺肢に特定の運動を発現させる目的のための治療的・機能的電気刺激法がある。この方法は、患者の意図(努力)とは無関係に直接筋を電気刺激して麻痺肢の運動を起こす方法である。これと違って、本研究が目指す機能的振動刺激法は、複数の振動刺激で筋緊張を調整して、患者自身が意図している随意運動の実現を補助ならびに促通するものである。それだけに損傷された運動性下降路(運動関連の大脳皮質と錐体路)の再建/強化が必要な片麻痺等では、麻痺の回復を促進するほか、筋緊張の異常を伴う錐体外路疾患、小脳疾患においても、筋緊張を調整することで運動の改善が期待できる。本研究の結果により、機能的振動刺激法の有効性を示すことができた。

四肢の運動筋の深部覚刺激には、低周波電気刺激は有効ではなく、振動刺激が確実性があり有効である。運動中の被験者に振動刺激を与えて、麻痺肢の運動を補助ならびに促通する試みは、われわれの研究以外、これまでほとんど行われていなかった。

今回の研究では、機能的振動刺激法の効果は促通手技の効果に及ばなかったが、今後、免荷式トレッドミルなどと組み合わせ

て用いることにより、さらに高い効果が得られることが期待できる。

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)

[学会発表](計2件)

末吉靖宏, 川平和美, 村山真紀, 下堂園恵, 機能的振動刺激を用いた脳卒中片麻痺患者歩行訓練支援システムの開発, 第21回バイオメカニズムシンポジウム, 平成21年8月4~6日, 箱根

村山真紀, 川平和美, 有馬三恵, 末吉靖宏: 片麻痺患者の歩行における機能的振動刺激と促通歩行訓練の評価, 第23回鹿児島リハビリテーション医学研究会, 平成21年3月7日, 鹿児島市

6. 研究組織

(1) 研究代表者

末吉 靖宏 (SUEYOSHI YASUHIRO)
鹿児島大学・教育学部・准教授
研究者番号: 30196688

(2) 研究分担者

川平 和美 (KAWAHIRA KAZUMI)
鹿児島大学・大学院医歯学総合研究科・教授
研究者番号: 20117493

下堂園 恵 (SHIMODOUZONO MEGUMI)

鹿児島大学・医学部・歯学部附属病院・准教授
研究者番号: 30325782

(3) 連携研究者