

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成25年 5月31日現在

機関番号：17701

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2010～2012

課題番号：22500465

研究課題名(和文) 歩行周期に合わせた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

研究課題名(英文) Development of training support system for hemiplegic patients gait using vibratory stimulation synchronized with the phases of gait.

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(和文)：脳卒中片麻痺患者歩行訓練支援システムの歩行改善機能の改善のため、歩行周期に合わせた下肢への振動刺激を加えることができるシステムの開発を行なった。健常被験者にトレッドミルを歩かせ、本研究で開発した3つの制御方法を試したところ、全て設計通り動作することを確認した。また歩行速度と両足支持時間との関係を調べたところ、低速で両足支持時間は長く、従って、この両足支持時間を利用する第2制御は、歩行速度の遅い片麻痺歩行患者には有効であることが判明した。

研究成果の概要(英文)：We developed a gait training support system which enables to attain vibratory stimulation to the patient's lower limbs synchronized with phases of gait to improve the gait ability. We develop 3 algorithms to control the vibration equipment, and tested by using healthy subjects gaiting on the treadmill. All algorithms are worked as intension. Double limb support time is longer in lower velocity gating, then we could conclude the second algorithm is useful because it depend on the double support time.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	2,400,000	720,000	3,120,000
2011年度	700,000	210,000	910,000
2012年度	400,000	120,000	520,000
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

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，歩行，促通手技，機能回復訓練，センサ

1. 研究開始当初の背景

脳卒中は、現在、日本の死亡原因第3位であるが、死を免れても、後遺症が残り、寝たきりの大きな原因になっている。脳卒中に起因する後遺症として、片麻痺・言語障害・視覚障害・感覚障害等がある。その中でも片麻痺は最も多く起こる後遺症である。

近年、脳科学の進歩によって、脳の一部が

損傷しても損傷を免れた他の部位が役割を代行する能力(脳の可塑性)があることが明らかになってきた。これにより、効果的なリハビリテーションを繰り返し行うことで、脳の可塑性を促進し、麻痺肢の運動機能回復が望めると考えられている。

このような脳の可塑性を利用したリハビリテーションの中で、効果的な方法として促通

反復療法（川平法）がある。促通反復療法とは、治療者が患者の麻痺した手足を刺激して必要な神経回路に刺激を伝え、目標とする動作を誘発させることを利用した訓練法のことである。促通とは、患者が意図した動作をしやすくするために、動かしたい部位に刺激を与えて運動を助ける手技のことである。

このような促通反復療法を歩行に適用したものが、歩行促通手技である。歩行促通手技では、患者の歩行に合わせて下肢の前方振り出し時には大腿鼠径部を、立脚時には腰部中殿筋を指で刺激することにより歩行の促進を図る手技である。

近年、神経生理学分野の研究の進展により、次のような知見が明らかになってきている。すなわち、歩行や走行において筋の伸張反射が重要な役割をはたしていること、振動刺激が筋の固有受容器（筋紡錘や腱器官）を通じて、タッピングや筋伸長とともに伸張反射を誘発すること、そして、筋の伸張反射が歩行において役割を果たすためには、歩行周期中における刺激を加えるタイミング（phase）が重要であること、といった点の指摘である。本研究における訓練支援システムは、歩行促通手技により患者の歩行が改善される臨床的知見に基づくものであるが、訓練システムで患者歩行の改善はみられたものの、歩行促通手技を行うときの改善程度には達していない。これは、振動刺激を行う振動モータの条件や振動を与えるタイミングが促通手技の刺激レベルに達していないためであることが考えられた。そこで、本研究では、患者の歩行訓練改善効果を高める振動モータ自体および振動刺激のタイミングの条件について検討を行い、システムにハードおよびソフト的な改良を加え、片麻痺患者の歩行改善に役立てようとするものである。

2. 研究の目的

訓練システムの基本的な制御のしくみは、以下の通りである。歩行運動を麻痺および非麻痺肢遊脚期の2つの局面に分けて、麻痺肢遊脚時には、麻痺側大腿の鼠径部と健側腰部中殿筋を振動刺激し、反対に健側肢誘客時には、健側大腿鼠径部と麻痺側腰部中殿筋を刺激するというように、歩行運動を2局面にわけ二拍子で振動刺激を腰部に加えることにより、歩行の改善を図ることを目指している。

これを実現するために、靴底に薄型荷重センサーを貼付し、この荷重信号に基づいて振動刺激のタイミングを切換えている。この切換えを行う方法として、これまでは、脳卒中片麻痺患者の状況により、健側接地中（立脚期）を麻痺側肢遊脚期とし、健側肢離地中を健側肢遊脚期としていた。しかし、この制御では、健常者のような左右対称歩行においても左右の振動刺激時間に不均衡（アン balan

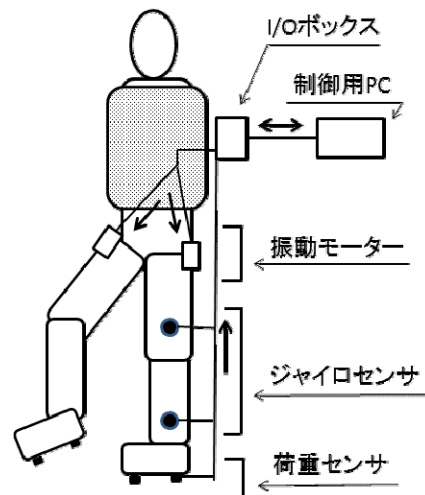


図1 システムの概要とセンサ信号の流れ

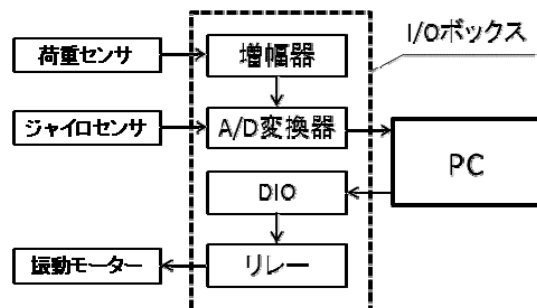


図2 歩行訓練制御システム装置の構成

ス）を生じ、正しいリズムを発生できないため、歩行改善効果に負の影響をもたらすことが懸念された。

そこで本研究では、このような問題を解消する荷重信号を用いる制御アルゴリズムを検討し、より適切なタイミングでの振動刺激を行う方法を検討することを課題とした。

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
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、麻痺側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操作者1名が持

ち、患者の歩行に追従した。

(2) 歩行周期に伴う振動刺激の開始タイミング制御アルゴリズムの検討

本システムでは、歩行訓練時に用いられる促通療法である促通手技の装置による代替を目指す。このため、前項で述べたように、靴底に貼付した荷重センサーの信号により、各足の接地状況を判別し、これに基づき、各肢への振動刺激のON-OFFの切り換えを行う。この時の制御の実施方法を表1にまとめて示す。この表では、歩行を2つの局面に分け、「区間A」は健側遊脚期を、「区間B」は麻痺側遊脚期を表す。

「区間A」の健側遊脚局面では、健側肢鼠径部および麻痺側腰部中殿筋には振動刺激を加え、麻痺側鼠径部及び健側腰部中殿筋の振動刺激は止め、逆に「区間B」の麻痺側遊脚局面では、振動刺激及び停止部位も反対になり、これを左右遊脚局面ごとに切り換えることを反復して制御の実現を目指している。このような切り換えを行う具体的な制御方法として次の3つの方法を考え、その妥当性について検討した。

表1 歩行動作2局面における各側刺激部位への振動刺激の負荷方法

区間	遊脚肢	健/麻痺	鼠径部	中殿筋
A	健側	健側	振動刺激	停止
		麻痺側	停止	振動刺激
B	麻痺側	健側	停止	振動刺激
		麻痺側	振動刺激	停止

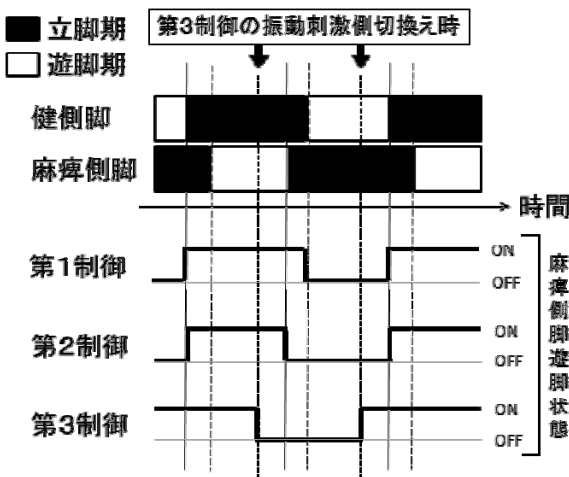


図3 片麻痺歩行の各脚立脚/遊脚時間に対する3つの制御方法での振動刺激切り換のタイミングの関係

①第1制御アルゴリズム

本課題以前の制御方法を第1制御アルゴリズムとする。この制御方法では、健側の荷重信号のみを使用する。健側肢が離地して遊脚中では、表1の歩行動作中の「区間B」の状

態にあり、逆に健側肢が立脚中は「区間A」の状態に切り替わるアルゴリズムである。

② 第2制御アルゴリズム

第1制御アルゴリズムの問題点（健一麻痺側刺激時間のアンバランス、および立脚/遊脚時間切り換え時の振動刺激の伝達遅れ）を補うために、次のような制御方法を考案した。すなわち、各足接地時に反対側肢遊脚のモードに切り換える制御である。例えば、健側足接地時には、「B区間」の状態、麻痺側肢設置時には「A区間」状態へ制御を切り換える。

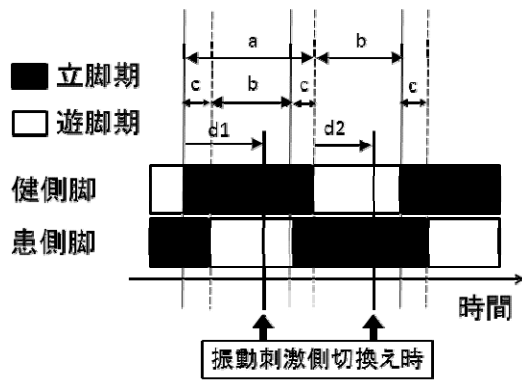
③第3制御アルゴリズム

第2制御では、麻痺側の接地/離地判別が必要である。しかし、片麻痺患者の中には、麻痺肢の荷重が不十分な患者も含まれる。そこで、第1制御と同じく健側肢の荷重信号のみを用いて、しかも、第1制御の問題点を補う制御方法を考案した。これを第3制御アルゴリズムとし、以下に述べる。

健側の踵と爪先の荷重センサー信号を用いて制御を行う。歩行の特性を元に健側のみの荷重信号から同足と反対足の遊脚時間を割り出してあらかじめ設定しておいた相対時間比の分、振動刺激発生を遅延させて、各脚の遊脚中の振動刺激開始時間を任意に設定する方法である。健足が接地してから設定した一定時間の遅延があつて同側振動開始、及び反対側振動停止する。また、健足が離地してから設定した一定時間の遅延があつて同側振動停止、及び反対側振動開始を行うことを歩行中に繰り返すというプログラムである。右脚を健側、左脚を患側と設定して行なった。図5は第2制御の制御方法概略と遅延時間算出の計算式である。左右歩行の均衡がとれた歩行であるという仮定のもとで、図のような時間モデルが考えられる。まず、プログラムに平均立脚・遊脚を入力する。次に、離地前にどのくらい早く振動刺激開始を行うかを遊脚時間内に相対比(%)として入力する。これらの数値により離地及び接地から振動刺激左右切り替えを実施するまでの遅延時間 $d1$ 、 $d2$ を決定する。

(3) 歩行計測実験

歩行における各プログラムの動作の確認を行うため、トレッドミルを用いた健常被験者による歩行計測実験を行なった。被験者は健常な男子大学生3名であった。トレッドミル上を20 m/分から100 m/分まで5段階の速さで歩行をさせ、30秒間計測した。歩行波形データは、DASYLabを用いてパソコンのハードディスクに取り込んだ。歩行中の脚の平均立脚・遊脚時間は荷重センサ信号から抽出して用いた。



a = 平均立脚時間、b = 平均遊脚時間、c = 両足支持時間
d1 = 健側脚離地時から振動刺激切換えまでの時間
d2 = 健側脚接地時から振動刺激切換えまでの時間
r = 遊脚時間中のd1時間の相対時間比(%)

$$c = (a - b) / 2$$

$$d1 = (b \times r) / 100$$

$$d2 = d1 + c$$

図4 第3制御の刺激切換え時間の算出方法

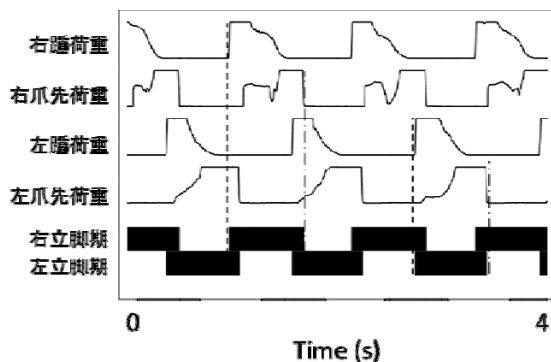


図5 左右各側ごとの足底荷重信号に対する立脚期

4. 研究成果

(1) 各制御プログラムの確認実験

図5は健常被験者によるトレッドミル上自由歩行での信号波形図である。波形は上から順に、右踵・右爪先・左踵・左爪先における荷重センサ信号と最下段は、踵荷重（接地）から爪先部抜重（離地）までの立脚期を黒塗して表した図である。この図で、両脚の立脚時間に重なる部分、すなわち、両足支持時間があることがわかる。

① 第2制御の実現

図6-(a)は第2制御を実行した状態で歩行を行なった際の各歩行速度における被験者Bの信号波形図である。制御信号は、右側鼠径部への刺激入力のON-OFFを表すが、立脚

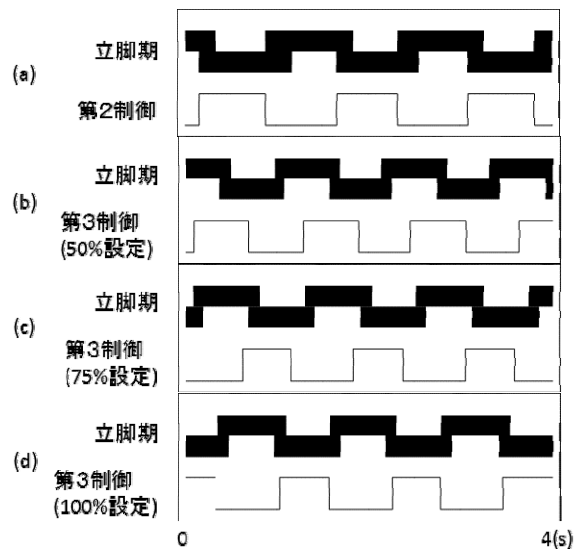


図6 健常被験者における第2制御および第3制御の3設定での立脚/遊脚タイミングに対する右鼠径部振動刺激のタイミングの比較

期を黒塗りして表した図（上が右足、下が左足）を見ると、左踵が接地した時に刺激が開始し、右踵が接地した時に刺激が終了することを繰り返していることが読み取れる。このことから振動刺激制御がプログラムの支持した通りに正しく動作していることがわかる。

② 第3制御の実現

図6-(b),(c),(d)は、第3制御を実行した状態で歩行を行なった時の各刺激開始の遅延時間比50、75、100%における制御信号の結果である。図6-(b)の遊脚時間中50%の図を見ると、各脚の立脚期を表す黒塗りタイミング図（上が右足、下が左足）に対して、右側の振動刺激は同側の遊脚時間中50%時に刺激終了し、反対側の遊脚時間中50%時に刺激開始することを繰り返していることが読み取れる。遊脚時間中75・100%時も同様である。このことから振動刺激制御がプログラムの指示した通りに正しく作動していることがわかる。

(2) 歩行速度と両足支持時間の関係

前述の第2制御において、各足の刺激開始が歩行離地前のどれくらいの時間になるかは、歩行中両足支持時間で決まる。ここでは、トレッドミルで健常者を用いた計測から歩行速度の変化に伴う両足支持時間を調べた結果を示す。この両足支持時間は、第3制御においても遊脚時間中のON-OFF切換え相対時間比の設定において参考となる。

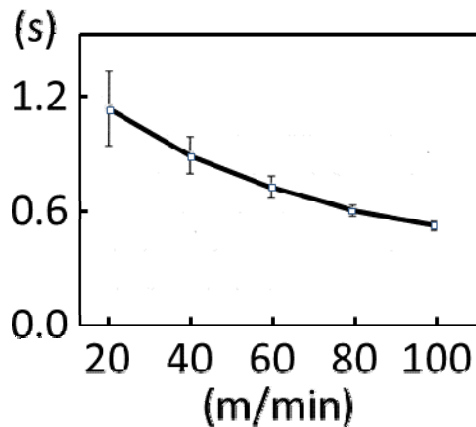


図 7-1 トレッドミル歩行速度に対する平均立脚時間

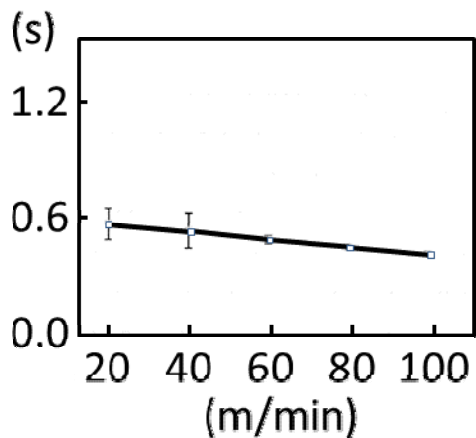


図 7-2 トレッドミル歩行速度に対する平均遊脚時間

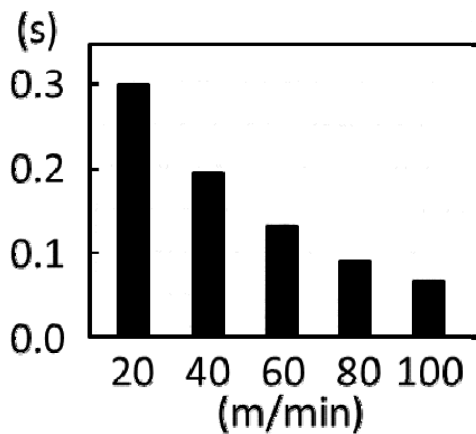


図 8 トレッドミル歩行速度に対する平均両足支持時間

図 7 はトレッドミル上自由歩行の各歩行速度における全被験者の平均立脚時間 (図 7-1) と平均遊脚時間 (図 7-2) を示すグラフである。なお、平均立脚・遊脚時間は右脚の値を表したものである。グラフから、歩行速度が速くなるにつれて、立脚時間、遊脚時間はともに短くなる傾向がみられる。また、その変化の大きさは遊脚時間よりも立脚時間の方が大きかった。標準偏差の値は、速度が速くなるほど小さくなる傾向が見られた。次に、図 8 はトレッドミル上自由歩行における歩行速度と全被験者の平均両脚支持時間の関係を示したグラフである。グラフから、歩行速度が速くなるほど平均両脚支持時間が短くなる傾向がみられる。

トレッドミル歩行において歩行速度が速くなるほど立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間が短くなる傾向がみられた。歩行における時間因子が左右足で均等だと仮定すれば両脚支持時間は、 $\text{両脚支持時間} = (\text{平均立脚時間} - \text{平均遊脚時間}) \times 1/2$ の計算式で求められることから (図 4 参照) 立脚時間、遊脚時間が短くなって両者間の差が小さくなれば両脚支持時間も短くなると考えられる。歩行波形図からは、踵が接地して反対側の足が離れる前には必ず両脚支持時間があることが読み取れた。

第 2 制御は、両脚支持時間の分だけ脚が離地する前に振動刺激を開始することができる。本実験で歩行速度が低いほど両脚支持時間は長くなる傾向がみられた。従って、片麻痺患者のような低速度歩行者では両脚支持時間が長くなり、反対脚の離地前の振動刺激開始時間が長くなると考えられた。

5. 主な発表論文等 該当無し

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・大学院異歯学総合研究科・教授
研究者番号：20117493

下堂 蘭 恵 (30325782)
鹿児島大学・大学院異歯学総合研究科・准教授
研究者番号：30325782