

平成 22 年 6 月 16 日現在

研究種目：基盤研究（B）

研究期間：2007～2009

課題番号：19300193

研究課題名（和文） 義足を用いた片麻痺歩行訓練の効果に関する研究

研究課題名（英文） Effects of therapeutic gait training using a prosthesis for ambulatory subjects with hemiparesis

研究代表者

長谷 公隆（HASE KIMITAKA）

慶應義塾大学・医学部・准教授

研究者番号：80198704

研究成果の概要（和文）：脳卒中後の片麻痺歩行では、非麻痺側下肢の代償が絶えず機能している。麻痺肢の機能回復を図るには、その代償を抑制した歩行訓練が有効であると考えられる。そこで模擬義足を非麻痺側下肢に適用した歩行訓練の治療効果を検証した。10日間の義足歩行訓練は、麻痺肢によって身体を推進する床反力成分を増大させ、1分間の歩数や最大歩行速度を改善させた。非麻痺肢の大腿筋群と下腿筋群における立脚期の同時収縮も改善したことから、片麻痺歩行を機能的に再構築する手段としての有用性が示唆された。

研究成果の概要（英文）： In physiotherapy for hemiparetic gait, as long as the patients can use their non-paretic leg, adaptive and compensatory strategies are always used to support and move the body. In order to increase a functional-use of the paretic leg together with reduced compensatory strategies by the non-paretic leg, we applied a prosthesis to the non-paretic leg in hemiparetic gait training. The fore-aft ground reaction forces during the propulsion phase of the paretic leg were significantly increased after the prosthetic gait training. Simultaneously, the cadence and maximum gait speed were increased and the amounts of co-contraction activities during the stance phase were decreased in the vastus medialis and biceps femoris muscles as well as the tibialis anterior and soleus muscles in the nonparetic leg. Prosthetic gait training could reorganize the motor strategy for a hemiparetic gait.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	5,600,000	1,680,000	7,280,000
2008年度	6,400,000	1,920,000	8,320,000
2009年度	2,300,000	690,000	2,990,000
年度			
年度			
総計	14,300,000	4,290,000	18,590,000

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：リハビリテーション、片麻痺、歩行訓練、模擬義足、歩行解析、運動学習

## 1. 研究開始当初の背景

リハビリテーション治療における運動療  
法は、運動の反復による機能回復を目的とし  
ており、その運動学習効果を高めるためには、  
習得させたい運動スキルを目標課題の中で  
再現することが最も重要である（課題特異的  
効果）。片麻痺患者では、機能障害によって  
通常の運動戦略では歩行を再現できないた  
め、急性期・回復期における歩行訓練は、麻  
痺側の機能障害を非麻痺側下肢や補装具な  
どの代償的手段で歩行に必要な麻痺肢の機  
能を補完することで、移動手段としての歩行  
を習得させることに重点が置かれることが  
多い。近年では、ハーネスを用いて身体を上  
方から吊り下げて体重を部分的に免荷し、ト  
レッドミル上で歩行動作を繰り返すことで、  
歩行能力の改善を目指す方法も用いられて  
いる。しかし、片麻痺歩行の病態の本質は非  
対称であり、非麻痺側下肢や体幹の機能を歩  
行に用いることができる限り、片麻痺患者は  
それらの代償運動によって麻痺側機能を絶  
えず補うことで歩行を達成している<sup>2)</sup>。すな  
わち、従来の歩行訓練ではいかなる方法を用  
いても、非麻痺側の機能的代償を制御しなが  
ら歩行を再現することは難しく、結果的に片  
麻痺歩行における非対称性を増強させて、相  
対的な麻痺側下肢の“不使用”を誘導し、麻  
痺側下肢で身体を支持する能力を特異的に  
向上させるには至らない。その結果、立位姿  
勢で行う動作において利用できる支持基底  
面は制約されたままとなり、運動効率や転倒  
リスクを飛躍的に改善することは困難であ  
るのが現状である。この問題に対して、我々  
は、健常者が下肢切断を経験するための模擬  
義足（膝関節～下腿部で荷重）を片麻痺患者  
の非麻痺側下肢に適用し、非麻痺肢による代

償を抑制することで歩行に必要な麻痺肢の  
機能回復を図る方法を考案した（図1）。平  
成17～18年度科学研究費助成を受けて、片  
麻痺患者が用いやすい訓練用義足を開発し、  
実際に数名の片麻痺患者に適用して、その成  
果を運動学的に解析した結果、麻痺の重症度  
等によって異なるが、訓練後の床反力計測に  
おいて、麻痺側下肢による歩行時の推進力や  
麻痺側下肢の踵接地時における “impact  
force” が増大し、結果として非麻痺側下肢推  
進力が増大することを報告した。この模擬義  
足を用いた片麻痺歩行訓練を臨床に適用し  
ていくためには、他の歩行訓練との効果の比  
較によってその特性を明らかにすること、模  
擬義足の支給体系を整備することが必要で  
ある。

図1：模擬義足

膝屈曲位で非麻痺側下肢  
を収納するソケットと  
パイロン、ロッカー底を  
有する木製足部によって  
構成される。



## 2. 研究の目的

模擬義足を非麻痺側下肢に適用した歩行  
訓練によって得られる治療効果の特性を、筋  
電図学的解析を含めた歩行分析によって明  
確にし、トレッドミル等を用いた他の歩行訓  
練法との比較を多施設共同研究によって実  
施することで、本法の臨床的有用性の検証を  
行う。同時に、臨床応用に必要な模擬義足の  
改良や脳卒中以外の疾患の治療に向けた展  
開を検討し、治療体系の基礎を形成する。

## 3. 研究の方法

(1) 介入法と歩行分析法の確定：義足歩行訓  
練の治療プロトコルの確定は、本研究の最

重要課題の一つである。運動療法の効果は訓練量に依存して向上するので、歩行訓練時間および期間を設定するための介入・解析を実施する。歩行分析は、2枚の床反力計（アニマ社製：MG-1090TM）による運動学・運動力学的解析に加えて、筋電図解析および臨床的指標の選定を行う。

(2) 比較対照試験：脳卒中後の片麻痺患者を対象に、義足歩行訓練の効果を通常の歩行訓練との比較によって検証する。取込基準は、① 頭部 CT あるいは MRI 画像で診断された脳出血あるいは脳梗塞初回発症の片麻痺で、発症後 6 か月を経過し、3 か月以上のリハビリテーション治療を受けた 40 歳以上、80 歳以下の患者、② 下肢近位 SIAS による運動機能が 2 以上、4 以下の患者、③ 下肢触覚・位置覚 SIAS による感覚機能が 2 以上の患者、④ 補装具を使用せずに 10m 以上歩行できる患者とした。心臓・呼吸器疾患による運動制限や骨関節疾患で歩行時に疼痛がある患者、認知症（HDS-R<20）および言語による指示を理解できない患者（FIM スコアで理解：5 以下）、脳卒中発症前より障害（麻痺）がある患者は除外した。本臨床試験は、慶應義塾大学病院と、東京湾岸路リハビリテーション病院、淵野辺総合病院との多施設共同研究とし、各施設での倫理委員会の承認を得て実施した。データ分析者には、どちらの治療のどの時期に計測されたデータかをマスク化して行う。最終年度以降は慶應義塾大学クリニカルリサーチセンターに割付センターを設置し、無作為化対照試験を実施する。

(3) 歩行訓練用の義足の開発と他疾患への応用：訓練に用いる模擬義足について、その安全性、適合性および治療効果を高めるための開発を症例の積み重ねの中で行う。同時に、脳性麻痺児の歩行訓練への適応を検証する。

#### 4. 研究成果

(1) 介入法と歩行分析法の確定：義足を装着しての歩行訓練は片麻痺患者にとって強負荷であること、取込基準を満たす患者は数日の歩行訓練によって、義足装着下での歩行リズムを習得できることが確認されたこと、日本の診療報酬制度の中で歩行評価を含めた介入を行う上では 13 単位/月（1 単位 20 分）で完了できる治療法が望まれることを勘案して、以下の介入法を確定した。

義足歩行訓練：個々の患者別に採型したソケットを有する模擬義足を非麻痺側下肢に適用する。平行棒内で数回練習した後に、歩行器等を使用し、麻痺側下肢の振り出しが困難であれば、短下肢装具を適宜併用する。1セッションの歩行時間は最大 5 分間とし、理学療法士の指導のもとで歩容の修正を行いながら実施する。研究協力者が自覚的に歩行の継続が困難と感じた場合や、麻痺側下肢の膝関節の立脚期管理、振り出し等が困難となった場合には、5 分以下で歩行訓練を中止して休息を取る。訓練の前後において血圧、脈拍を確認し、研究協力者の自覚的回復ならびに訓練開始前の血圧の 110% 以下に復したのを確認して次のセッションを開始する。歩行訓練は 1 日 3 セッションとする。訓練後には模擬義足装用肢下腿の皮膚状態を確認し、擦過傷や発赤部位があれば、患部の治療を施すと同時に、義足ソケットとの接触面にクッションを置くなどの対処を行う。訓練日数は 10 日間（最大計 30 セッション）とし、運動学習効果を得るために 3 週間以内で実施する。通常歩行訓練：理学療法士の指導のもとで歩容の修正を行いながら、必要に応じて歩行補助具を用いて、麻痺側下肢の使用を促す歩行訓練を 1 セッション 5 分間として 1 日 3 セッション、計 10 日間を 3 週間以内で実施する。歩行訓練には、理学療法士の判断で、後方・側方歩行、階段昇降、トレッドミル歩行

などを組み合わせて行う。歩行訓練機器としてトレッドミルを用いた場合には、設定した歩行速度をシートに記録する。

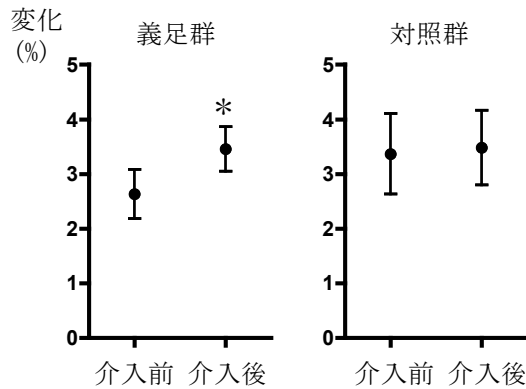
歩行分析法の確定：床反力計による運動学的・運動力学的解析に加えて、歩行動作を妨げることなく筋活動を計測できる小型筋電送信機を介した多チャンネルテレメータシステム（日本光電社：WEB-5500）を導入する。両計測機器を同期化するために外部トリガーを設定し、立脚期における床反力の各分力および片麻痺歩行の特徴である大腿筋群（内側広筋と大腿二頭筋）ならびに下腿筋群（前脛骨筋とヒラメ筋）の同時収縮筋活動の変化について分析する。筋活動のデータの解析は、歩行周期における立脚期を床反力データから同定し、Power Lab system (AD Instruments) に記録された筋電値を MATLAB で時間的に標準化（立脚期を 100%）して平均加算する。また、最適歩行における立脚期時間、歩行周期に占める単脚期時間の割合、歩幅、歩行率の変化を解析する。その他、最大歩行速度、臨床的バランス指標として、Berg Balance Score (BBS) の変化も検討する。

(2) 比較対照試験：無作為対照試験は訓練終了後 3 か月の効果判定を含めて継続中であるが、対照群をトレッドミル歩行とした比較対照試験の介入前後の治療成績を報告する。患者特性は、義足群、対照群各 10 名で、それぞれ男性 8 名、女性 2 名、脳梗塞 6 名、脳出血 4 名、年齢； $61.9 \pm 12.1$ ,  $61.4 \pm 9.8$ , 発症後期間(月)； $33.4 \pm 24.3$ ,  $47.8 \pm 24.5$ , 右片麻痺；5 名, 4 名, Fugl-Meyer score (下肢)； $27.4 \pm 2.1$ ,  $27.5 \pm 2.1$ , modified Ashworth Scale (足関節)； $1.25 \pm 0.42$ ,  $1.10 \pm 0.33$ , 最大歩行速度； $1.10 \pm 0.19$ ,  $1.17 \pm 0.3$ , BBS； $49.1 \pm 2.9$ ,  $49.2 \pm 3.8$ ですべての指標に両群間で有意差はみられなかった。

運動力学的変化：床反力計の前後成分は、基

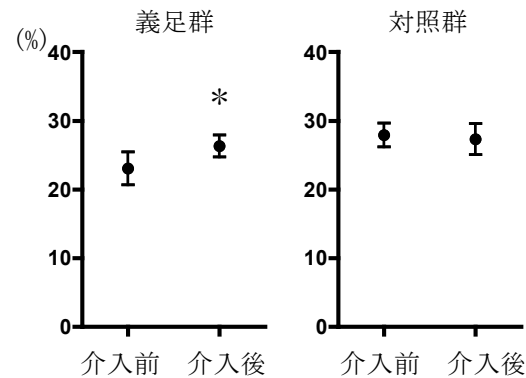
本軸 (X軸) によって立脚期前半の制動成分と後半の駆動成分に区別される。Campanini ら (2009) は、片麻痺歩行の床反力を用いた運動力学的解析において、体重で標準化した単位時間あたりの駆動成分は再現性・信頼性に優れた指標であることを報告している。対照群では、床反力計の各指標に有意な変化は認められなかったが、義足群では介入後の麻痺側 %GRFf-a 値が有意に増大し (図 2 : \* ;  $P < 0.005$  by the Wilcoxon signed rank test)、改善度は対照群と比較して有意に大きかった ( $P < 0.05$  by the Mann Whitney U test)。

図 2. 歩行訓練前後の床反力前後成分値の変化



また、非麻痺側の垂直成分第 1 ピーク値（体重比）は、義足群で、介入前； $105.2 \pm 2.8\%$  から介入後； $103.8 \pm 2.8\%$  に有意に減少した ( $P < 0.05$  by the Wilcoxon signed rank test)。

図 3. 歩行訓練前後の麻痺側単脚期の変化



一方、運動学的指標において、歩行周期に占める麻痺側単脚支持期の割合は、義足群で

有意に長くなり (図3 : \* ;  $P < 0.05$  by the Wilcoxon signed rank test)、改善度は対照群と比較して有意に大きかった ( $P < 0.05$  by the Mann Whitney U test)。

これに対して麻痺側の歩長は、対照群で介入前 ;  $38.2 \pm 15.3$ cmから介入後 ;  $41.8 \pm 15.0$ cmに有意に長くなった ( $P < 0.05$  by the Wilcoxon signed rank test) が、改善度には義足群と比べて有意な差はみられなかった。ケイデンス、最大歩行速度は、義足群で介入前 ;  $96.3 \pm 8.1$ 歩/分から介入後 ;  $100.3 \pm 11.1$ 歩/分に、介入前 ;  $1.10 \pm 0.19$ m/秒から介入後 ;  $1.18 \pm 0.13$ m/秒に、有意に改善した ( $P < 0.05$  by the Wilcoxon signed rank test) が、改善度には対照群と比べて有意差はなかった。BBSは、介入後に義足群で  $50.1 \pm 3.1$ へ、対照群で  $51.4 \pm 3.2$ へ、有意な改善を認めた ( $P < 0.05$  by the Wilcoxon signed rank test) が、両群間の改善度に差は同定されなかった。

以上から、非麻痺肢に模擬義足を適用した歩行訓練は、歩行周期の中で麻痺肢のみで身体を保持する能力を高めて、立脚後期に身体の重心より後方に麻痺肢を保持できるようになることで、麻痺肢から供給される単位時間あたりの推進力を改善させることが示唆された。義足訓練ではトレッドミルを用いた歩行訓練とは異なり、歩行速度を高めるための課題は実施していないにもかかわらず、同等の訓練量ではケイデンスや最大歩行速度の変化をもたらすことができた。一方、対照群でみられた麻痺肢歩長の改善は、歩行速度を高める訓練で習得した非麻痺肢による機能的代償に基づいていると考えられた。

片麻痺歩行の特徴的運動戦略である下肢筋群の同時収縮は、対照群において明らかな変化はなかったが、義足群では、非麻痺側の大腿筋群で、介入前 ;  $65.7 \pm 17.5\%$ から介入後 ;  $49.0 \pm 21.8\%$ に、下腿筋群で、介入前 ;

$69.6 \pm 19.4\%$ から介入後 ;  $52.3 \pm 25.6\%$ に、有意に減少し ( $P < 0.05$  by the Wilcoxon signed rank test)、大腿筋群の同時収縮制御の変化は義足群で大きい傾向を認めた ( $P = 0.063$  by the Mann Whitney U test)。

片麻痺患者は、麻痺側下肢で体重を管理することが困難であることに適応して、安定性を確保し、動的場面での運動モーメントの出力効率を高めるために、同時収縮に基づく立位制御を構築する。Turns ら (2007) は、下肢Brunnstrom stage 3の片麻痺患者では、大腿筋群の同時収縮および麻痺側下肢の歩幅が制動力に相関することを報告している。これに対して、同時収縮による歩行制御は、麻痺肢においてのみでなく、非麻痺肢においても認められる。Lamontagne ら (2002) は、前脛骨筋と内側腓腹筋が同時収縮している時間の立脚期に占める割合を同時収縮指数として算出し、片麻痺歩行では非麻痺側において同時収縮指数が大きいことから、非麻痺側の足関節底屈モーメントが発揮されない原因として、この同時収縮制御を想定している。すなわち、歩行という動的姿勢制御の中で、体重を支える能力が低下した麻痺側下肢に重心の支点を移行するためには、非麻痺側による駆動力を調節することで麻痺側立脚初期の負荷量を管理する必要があり、非麻痺側前脛骨筋の筋活動による重心の後方管理が機能しているのである。義足群における非麻痺肢の同時収縮の減少は、歩行における麻痺肢機能が再構築されたことに起因すると考えられ、歩行制御における非麻痺肢の機能的役割を将来的に拡大させる可能性があることが、長期観察例において示唆された。

(3) 歩行訓練用の義足の開発と他疾患への応用 : 義足歩行訓練に用いる義足のソケットは、適合が得られていないと非麻痺肢の立脚期が不安定となり、過剰な代償的姿勢反応や

非麻痺肢の荷重部の皮膚損傷を招くこととなる。模擬義足の処方経験から、安定を確保するために必要な膝屈曲角度などのデータが集積され、大腿近位部及び下腿遠位部ソケットの厚さを調整して、周径をフレキシブルに変えられるタイプのソケットが開発できた。これによって、ソケットの大きさを段階的に準備しておけば標準的な下肢周径の患者には適合できるようになった。

本治療法は、成人の脳卒中片麻痺患者だけでなく、脳性麻痺児の歩行獲得にも有効であることが、片麻痺2名、両麻痺2名への処方経験によって明らかになった。小児であるために床反力計等での詳細な歩行解析は困難であったが、歩行が可能であった2名の片麻痺では、痙縮軽減、階段昇降能力の改善などが得られ、2例ともに短下肢装具の装用が不要になった。また歩行可能であった両麻痺の1例は、機能的な身長が3cm伸び、また、歩行困難であった1例は両松葉歩行が実用的となった。歩行訓練を理解することができ、かつ、後方から支えて親が訓練することができる身長・体重の学齢期として、小学校4年(10歳前後)が最適であると考えられた。

#### 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5件)

- ① Hase K, Fujiwara T, Tsuji T, Liu M. Effects of prosthetic gait training for stroke patients to induce use of the paretic leg: a report of three cases. Keio I Med (査読有り) 25, 2008, 73-76
- ② 非麻痺側下肢にシミュレーション用義足を適用した片麻痺歩行訓練の有用性、鈴木悦子、八並光信、上迫道代、長谷公隆、里宇明元、運動療法と物理療法 (査読有り)、18巻1号、2007、37-43

[学会発表] (計6件)

- ① Hase K, et al, The effects of gait trainings using a prosthesis and treadmill for individuals with

hemiparesis. 5<sup>th</sup> World Congress of the International Society of Physical & Rehabilitation Medicine June 15, 2009, Istanbul

- ② 東海林淳一、長谷公隆、他. 脳卒中片麻痺患者の歩行に対する模擬下腿義足歩行訓練の効果. 第38回日本臨床神経生理学会学術大会、2008年11月14日、神戸
- ③ 長谷公隆、他、非麻痺側下肢に義足を適用した片麻痺歩行訓練の効果. 第45回日本リハビリテーション医学会学術集会、2008年6月4日、横浜

[図書] (計1件)

- ① 長谷公隆 編・著、医歯薬出版、運動学習理論に基づくリハビリテーションの実践、2008 174

[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：

○取得状況 (計0件)

名称：  
発明者：  
権利者：  
種類：  
番号：  
取得年月日：  
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

長谷 公隆 (HASE KIMITAKA)

慶應義塾大学・医学部・准教授

研究者番号：80198704

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし