

片麻痺擬似体験装具を用いた歩行訓練シミュレーション

武藤 剛^{*1} 粟津原 純^{*1} 一宮 隆祐^{*1} 三宅 美博^{*2}

Gait training simulation with para-handicapped experience equipments

Takeshi Muto^{*1}, Jun Awazuhara^{*1}, Ryusuke Ichimiya^{*1} and Yoshihiro Miyake^{*2}

Abstract - In this study, focusing on the training process of handicapped gait, we simulated the process with imitation handicapped gait with hemiplegic para-experienced orthosis. As the results, we found similar gait training process as the real training, from the view point of stability of the motion. However from the view point of the variation of the gait, some training method is not applicable for the simulation. Therefore the simulation method we have suggested is, in a case, helpful for the discussion of the validity of the gait training method.

Keywords: Gait training, Rehabilitation engineering, Complex system analysis, Stability & variety of the motion

1. はじめに

脳神経系の疾患を有する患者の多くは、運動麻痺に伴う肢運動障害を有する。特に、下肢運動障害に伴う歩行障害は、身体の移動能力を低下させるという点で障害者の社会復帰の大きな障壁となっている。従来、福祉工学の領域では、歩行障害を有する患者の支援技術は、下肢の運動要素、すなわち関節可動角度や最大筋力に注目し、その力学的な支援を目的としたものが主流となっている^[1-4]。しかし、環境の状態に応じた歩行運動の生成には、個々の運動要素を適切にコーディネートする機能も必要となるため、歩行運動の改善にはそれに対応した支援も必要となる。しかし、このような機能の評価や支援は運動要素のそれに比べ困難であり、その開発に関する工学的な研究はなされていない。そこで本研究では、このようなコーディネーション機能を支援するための工学技術を開発に必要とされる歩行訓練のシミュレーション環境の提案と、その有効性の検討を行う。

従来、生態心理学の領域では、歩行運動における下肢の運動要素のコーディネーションによって生成されるリズム特性に注目し、その機能の改善を目的とする歩行訓練技術が提案されている。具体的には、パーキンソン病患者が一定周期で回転するトレッドミル上を歩行すると、患者の有する震顛が、喪失することや^[5]、患者が縞模様の上を歩行した場合、その周期変動が有意に減少することなどが報告されている^[6]。また、歩行しているパーキンソン病患者及び、脳梗塞患者が、一定のテンポを有する音楽やリズム音刺激聞くことで、患者の歩行パター

ンの再現性が有意に向上することも報告されている。^[7-8]しかし、これらの手法が、どのようなメカニズムによって運動要素のコーディネーション機能を改善させているのかは明らかになっていないため、訓練の効率性という観点から、これ以上の技術的改良が見込めるか否か現状では明らかではない。

そこで、本研究では、そのような歩行支援手法の例として、いずれも歩行運動のリズムパターンの改善に有効であることが示唆されている RAS(Rhythmic Auditory Stimulation)^[7-8]と Walk-Mate^[9]を取り上げ、それらを片側性肢体麻痺の擬似体験装具を装着した健常者に適用し、その下肢運動パターンが改善されるプロセスの解析を行う。そして、先行研究において報告されている RAS 及び、Walk-Mate を実際の片麻痺患者の歩行訓練に適用した結果との比較から、それが歩行における運動要素のコーディネーション機能の改善過程のシミュレーション環境として妥当であるか検討を行う。

2. メソッド

2.1 片麻痺擬似体験装具

本研究では、片麻痺擬似体験装具「まなび体3」(株式会社特殊衣料)^[10]を用い、歩行訓練過程のシミュレーションを行う。(以下、単に装具と呼ぶ)この装具は、本来、片側麻痺の擬似体験を通して、装着者が障害者や高齢者の気持ちや身体的特徴を理解できるように、右側の片側性肢体麻痺歩行運動を再現することを目的としたものである。これを図1に示す。

この装具は、FRP (Fiber Reinforced Plastics 強化繊維プラスチック) で作られており、装着すると自然と右側のひざが曲がらなくなり、臀部が引かれる状態になる。上着は腰のサポーターをマジックテープで装着し、右肘のサポーターを腰にあるマジックテープに貼り付けることで、右手も動かない状態になっている。

*1: 青山学院大学 理工学部 情報テクノロジー学科

*2: 東京工業大学 総合理工学研究科 知能システム科学専攻

*1: Department of Integrated Information Technology, College of Science and Engineering, AGU - Aoyama Gakuin University

*2: Department of Computational intelligence and Systems Science, Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, TITECH - Tokyo Institute of Technology

従って、これを健常者に装着することで、歩行の運動要素である関節運動が部分的に拘束されることになる。そのため、そこで観察される下肢の運動パターンの変化は、運動要素の変化によるものではなく、拘束を受けていない関節をコーディネートする機能の変化によるものであると考えられる。このことから、この実験手法は、本研究が目的とする歩行における運動要素のコーディネーション機能の改善過程の評価に有効であると考えられる。



図1 片麻痺体験装具

Fig.1 Para-handicapped experience equipment

2.2 歩行支援技術

本研究では、歩行障害におけるコーディネート能力を支援する手法として先行的に研究が進められているRAS^[7-8]と Walk-Mate^[9]を用いた歩行運動の改善過程の計測を行う。これらは、いずれも模範的な歩行リズムに対応した音刺激を歩行訓練中に使用者に提示することで、歩行中の下肢の運動パターンを安定化させることを目的としたものである。

また、本研究では小型PC(東芝, Libretto 60)内にRASおよび Walk-Mate の機能が実装し、評価実験を行った。また、実験では、外部からの雑音が聞こえにくい密閉ダイナミック型ヘッドフォン (ATH-A55, audio-technica) を用い、使用者の歩行状態は、図2に示すようなフットスイッチを用いて計測がなされた。

2.2.1 RAS (Rhythmic Auditory Stimulation)

RAS^[7-8]とは Thaut らによって開発された歩行支援技術で、一定リズムの音刺激を機械的に発生させ、その音に合わせて患者が歩行することで、使用者の歩行リズムとの間で強制的なリズム引き込みを誘発し、使用者のテンポを安定化させるものである。本研究でのRASのリズム間隔は、被験者の左右それぞれ歩き始めの5stepの得られた歩行周期のうち、最長および最短のものを除いた、平均値で定義している。

2.2.2 Walk-Mate

Walk-Mate^[9]は提示するリズム音の発生タイミングを患者の歩行状態に応じて変化させることが出来る機能が実装されており、使用者の歩行リズムとの間に相互引き込みとそのリズムの位相関係の補正を行うことができる。

具体的には、Dual-dynamics model^[9]と呼ばれる独特のリズム制御機構が実装されており、Walk-Mateはこのモデルを通して、人間の脚接地タイミング情報の交換をし、両者の歩行リズムを同調させて協調歩行する装置である。従って、RASよりもより適応的に患者の歩行運動を改善させることが出来る。

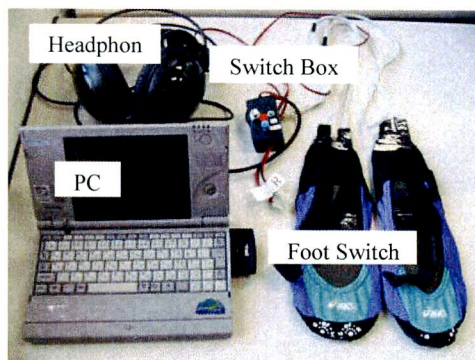


図2 歩行支援装置

Fig.2 Gait support device

3. 実験

3.1 実験環境

本実験では、歩行訓練装置RASと Walk-Mate を用いて健常者の歩行と片麻痺擬似体験装具を装着時の歩行の脚接地タイミングを測定し、その即時的な改善効果を評価することで、歩行における運動要素のコーディネーション機能の改善過程のシミュレーションを行う。

被験者は、神経・筋・骨格系の障害が無く、異常歩行がみられない21歳から23歳までの健康な男女8名(男6, 女2)を対象とした。いずれの実験も、被験者はRASと Walk-Mate が搭載された小型PCの入ったバックを担ぎ、フットスイッチを装着して、1周約100mの円形トラックを一定時間歩行する。また装具の装着時に肢体麻痺が生じる右側を外側にするため、反時計回りに歩行した。また、実験中に立ち止まったりすることは体調不良が生じない限りは原則禁じられ、いずれの実験でも実際にそのようなことは生じなかった。また、各被験者は自身がもっとも心地よいと感じる形式で歩行するように指示されている。

3.2 実験手順

各被験は合計3パターンの歩行実験を行う。まず、基準となる健常歩行を計測するため、240secの自由歩行運動の計測を行う。このとき、被験者には装具及び、歩行支援装置は使用されない(Healthy condition)。

次に、障害歩行を計測するため、装具のみを装着した状態での歩行運動の計測を行う。これは、装具の装着による歩行運動の変化を計測するとともに、実際の片麻痺歩行運動との対応を評価するために行う(Handicapped

condition)。そして、最後に装具を装着した状態で Walk-Mate 及び、RAS による歩行支援を受けている状態での歩行運動の計測を行う (RAS condition, Walk-Mate condition)。なお、RAS condition, Walk-Mate condition は、訓練前の歩行運動との比較を行いやすいように、最初 240sec を Handicapped condition として歩行し、そのまま続けて RAS condition, または Walk-Mate condition で 240sec 歩行を行うこととした。また、RAS condition, Walk-Mate condition は、被験者ごとに実験を行う順番を変え、結果に順序効果が表れないようにした。いずれの実験も被験者には提示されるリズム音が明瞭に聞き取れることを事前に確認したうえで、そのリズム音に集中し、それと脚運動を同調させる形式で歩行することを要求した。

4. 解析

4.1 解析方法

本研究では、歩行運動のリズム特性をその安定性と多様性という 2 種類の観点から、解析をすすめる。安定性に関しては、左右の脚接地タイミングの左右非対称性 (Asymmetry) を対象とした解析を行う。また、多様性に関しては、脚のステップ周期のゆらぎの周波数特性を対象とした解析を行う。

4.1.1 左右非対称性

脚接地リズムの非対称性は、左右の脚の接地タイミングによって定義される左右の位相差によって定義することができる。具体的には、左右の脚の接地タイミングについて、位相差 180 度からのずれで表記し、この絶対値が大きいほど左右の脚の非対称性が大きいほどアンバランスな歩行をしていることになる。本解析では、脚の接地タイミングが左右全く対称に行われた場合を 0% とし、接地タイミングのずれをパーセンテージ (±100%) で表すため、Asymmetry は以下の式(1)に定義した。

$$Asymmetry_k = \left(\frac{t_{r-k} - t_{l-k}}{Period_k} - 0.5 \right) \times 100 \quad (1)$$

ただし、 t_{r-k} 、 t_{l-k} はそれぞれ左右の脚の第 k サイクル目における接地時間であり、左脚側を基準とする。

$Period_k$ は障害 (右) 側の脚の第 k サイクル目における歩行周期であり、第 k サイクル目と第 $(k-1)$ サイクル目の接地時刻の差として定義した。

4.1.2 歩行周期ゆらぎ

歩行の多様性に関する指標として、Hausdorff らは、健常者の歩行周期と障害者の歩行周期はゆらぎが発生する時間構造において違いがあることを報告している^[12]。具体的には、周波数-Power が反比例関係にある自己相似的

な $1/f^\alpha$ 型特性において、健常者の歩行周期における n 値は 1 に近づくのに対し、障害者では n 値は 0 に近づくという性質があることが知られている^[11]。本研究ではこの特性を歩行運動の多様性の評価尺度とした。解析は各 condition 間で得られる右側 (患側) の 4[min] 分のデータについて、後半 128 個分のデータに関して FFT 解析を行い、得られたスペクトルパターンを両対数グラフで表し、その近似直線の勾配 (*slope*) の比較を行う。

5. 結果

5.1 左右非対称性の評価

ここでは、健常歩行及び、RAS 及び Walk-Mate による歩行訓練を行う前と最中の脚接地タイミングの非対称性について解析を行った。図 3 に結果の 1 例を示す。

すると、Healthy condition での非対称性はほぼ 0 を示し、大きな変動はなく全体的に安定している様子がわかる。一方、Handicapped condition では、共に非対称性が増加し、振幅も大きくなることから歩行が不安定化している様子がわかる。また、RAS 及び Walk-Mate による支援が開始される 240sec 以降では、その非対称性が 0% に近づき、左右の脚のリズムの非対称性が緩和される傾向にある様子がわかる。

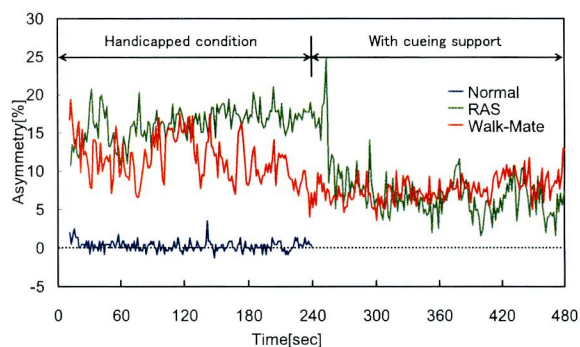
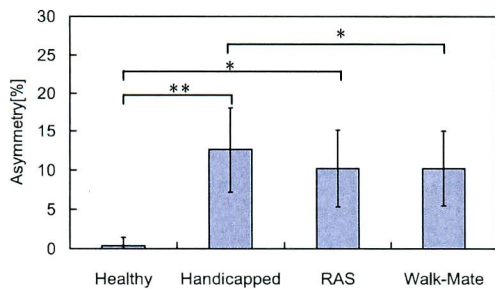


図 3 非対称性の時間発展

Fig.3 Temporal development of asymmetry

また、すべての被験者の各状態における非対称性を対象とした統計解析を行った結果、各 condition 間で有意な差が観察された (Two-way ANOVA, $p < .01$)。図 4 にその平均値を示す。

すると、Healthy condition と Handicapped condition の間に有意差 (Student t-test, $p < .01$) が観察された。このことから、Handicapped condition では、歩行リズムが非対称化し、歩行運動の安定性が低下していたことが考えられる。また、Handicapped condition と RAS condition 及び、Walk-Mate condition の間にも有意差 (Student t-test, $p < .05$) が観察された。このことから、装具によって再現された擬似障害歩行が、本実験の歩行支援によって改善し、より安定な歩行リズムとして再構成されたと考えられる。



(**; $p < .01$, *; $p < .05$, student t-test)

図4 Condition間の非対称性変化

Fig.4 Asymmetries between conditions

5.2 歩行周期ゆらぎの評価

図5にa) Healthy conditionとb) Handicapped conditionにおける、歩行周期のスペクトルパターンの1例を示す。

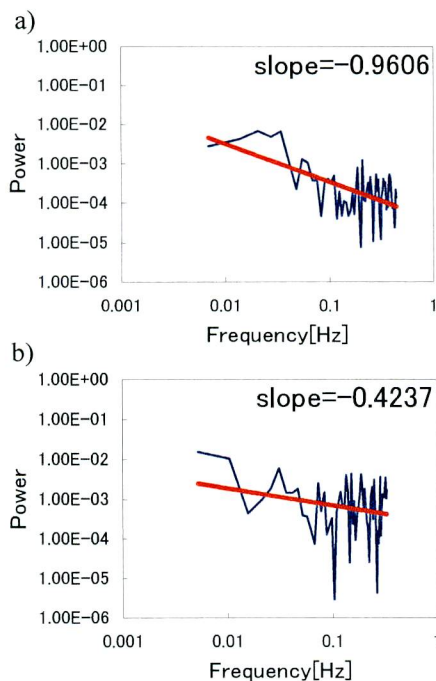


図5 Healthy, 及び Handicapped conditionにおける歩行周期のスペクトルパターン

Fig.5 Power spectrum of footstep period in Healthy & Handicapped conditions

すると、図5 a)の Healthy conditionにおいて、累乗近似した直線の傾きは-0.9606となっており、-1に近い値を示している。これは低周波領域でのパワーが強く、高周波領域でのパワーが弱く現れることを示しており、既に述べた Hausdorffらの先行研究に合致するものである^[11]。

一方、図5 b)の handicapped conditionでは、その勾配の値は、-0.42となり、その傾きは-1よりも小さい値となった。これは高周波領域でのパワーが強く現れた結果、低周波領域でのパワーが相対的に弱く現れたことを示して

いる。

次に、図6にa) RAS conditionとb) Walk-Mate conditionにおける、歩行周期のスペクトルパターンの1例を示す。すると、図6 a)の RAS conditionにおいて、累乗近似した直線の傾きは1.3017となっている。これは高周波領域でのパワーが極端に強く現れていることを示しており、装具の装着によって現れた高周波成分がそのまま維持されただけでなく、低周波成分領域の変動がむしろ減少し、変動特性が Healthy conditionとは逆の方向に変化したことを意味している。

一方、Walk-Mate conditionでは、RASの場合とは異なり、累乗近似した直線の傾きは-0.4341となっている。これは、若干ではあるが、Handicapped conditionよりも傾きが Healthy conditionに近づいており、歩行運動が改善される傾向にあったと考えられる。

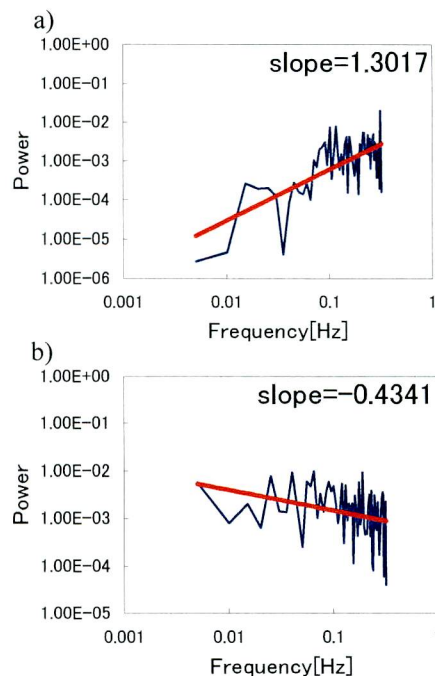


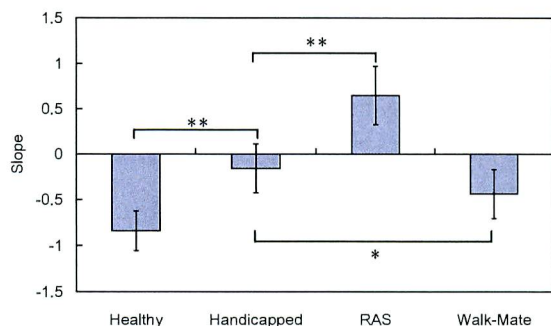
図6 RAS, 及び Walk-Mate conditionにおける歩行周期のスペクトルパターン

Fig.6 Power spectrum of footstep period in RAS & Walk-Mate conditions

また、すべての被験者の各状態におけるスペクトルパターンの傾きを対象とした統計解析を行った結果、各 condition間では有意な差が観察された。(Two-way ANOVA, $p < .01$) 図7にその平均値を示す。

すると、Healthy conditionと Handicapped conditionの間に有意差 (Student t-test, $p < .01$) が観察された。このことから、Handicapped conditionでは、関節の動きが妨げられたことにより、歩行リズムの高周波成分が相対的に強化され、結果的に歩行周期の変動がホワイトノイズ化したと考えられる。

また、Handicapped condition と RAS condition の間にも有意差は観察された (Student t-test, $p < .01$) が、RAS の単調なリズム刺激によって高周波成分がさらに強化されたと考えられる。さらに、Handicapped condition と Walk-Mate condition の間にも高周波成分の割合が減少する形式で有意差は観察され (Student t-test, $p < .05$)、Walk-Mate との歩行における、歩行周期ゆらぎの構造が健常者のそれに近いものとなっていたと考えられる。



(**; $p < .01$, *; $p < .05$, student t-test)

図7 Condition 間の非対称性変化

Fig.7 Asymmetries between conditions

6. 考察

6.1 安定性の改善

歩行リズムの左右の非対称性に関しては、健常歩行に比べ、擬似体験装具を装着した擬似障害歩行では、左右の非対称性が増加し、左右の脚の安定性が悪くなったことがわかった。

一般に、自律歩行が可能となる障害の程度はBrunnstrom stage^[13]でIV以上であり、本研究で再現した擬似歩行障害は、同指標でIV~VI程度と考えられる。先行研究で同程度の実際の片側性肢体麻痺の歩行障害では、その非対称性は、約3~10%程度増加することが報告されており^[14-15]、今回採用した擬似障害は実際の歩行障害とほぼ同程度の非対称性が再現されていたと考えられる。

また、擬似障害歩行においてRAS及びWalk-Mateによる歩行支援を行った結果、左右の非対称性についてはどちらも有意に改善傾向が見られた。これにより、擬似障害歩行において音刺激を聴くことでRAS、Walk-Mateどちらを適用しても、左右の脚のバランスが改善したことが示された。しかし、実際の片麻痺患者を対象として行った先行研究では、Walk-Mateによる非対称性の改善は見られたものの、同患者を対象として行ったRASによる非対称性の変化については、有意な改善傾向は観察されていない^[14-15]。つまり、擬似障害者と実際の片麻痺患者との間に違いが生じていたことが考えられる。

その理由として、健常者と片麻痺患者の適応能力の違いが挙げられる。健常者の場合、障害者に比べ外部環境

への適応能力が高く、固定されている関節以外の可動域を適切にコーディネートすることを障害者よりも容易に習得できることが予想される。一方、実際の片麻痺患者の場合は、障害によって脳からの指令を正確に身体に伝えることができないことが考えられるため、その適応能力は低いことが予想される。従って、現状の歩行リズムの非対称性の改善過程のシミュレーション環境では、このような適応性を制御できないことを原因とした限界があることが示唆される。

6.2 多様性の改善

健常歩行と比較して擬似障害歩行では、装具により関節の動きが制限され、歩行リズムがホワイトノイズ化する傾向にあることが明らかになった。このことから、擬似体験装具を装着することで歩行リズムの周波数特性が変化する傾向にあったと考えられる。また、このことは4.1.2節で述べたHausdorffらの報告^[12]と合致するものであり、実際の歩行障害と同様の歩行周期ゆらぎの周波数特性が再現されていたと考えられる。

また、擬似障害歩行にRASを適用した場合、高周波域がさらに強化され、健常歩行で観察されるような、低周波成分のゆらぎの割合が、減少する傾向となることが示された。これに対し、Walk-Mateを適用した場合では、歩行周期の低周波成分は維持される傾向にあり、Walk-Mate適用時に観測されたスペクトル勾配が、健常歩行のものへ変化する傾向にあることが考えられる。

これは、RASの提示リズムには、低周波ゆらぎが含まれていないため、被験者がリズム音の提示されるタイミングと脚が接地するタイミングの時間的なずれを即時的に補正し続けた結果として生じた現象であると考えられる。一方、Walk-Mateのように提示リズムを患者の歩行リズムに応じて変化させるような場合では、提示リズムが低周波ゆらぎを伴って変化することが可能となるため、歩行周期ゆらぎの低周波成分が維持されたと考えられる。

また、このような傾向は、実際の片麻痺患者を対象として行った研究で示した我々の先行研究とも合致する^[14-15]。つまり、歩行周期の周波数特性という側面においては、今回採用した擬似体験装具により歩行障害が適切に再現されていたと考えられる。

7. おわりに

本研究では、擬似障害体験装具を用いた歩行訓練過程のシミュレーションを行った。特に、これまで福祉工学の領域ではあまり注目されてこなかった下肢の運動要素のコーディネーション機能を取り上げ、それが訓練により改善される過程の再現を目的とした実験的解析を行った。

その結果、歩行リズムの左右の非対称性によって定義される安定性の改善過程は、実際の歩行障害の改善よりも容易に改善されてしまうことがわかった。また、それ

が、擬似障害者のほうが実際の障害者よりも外部環境への適応性が高いことを原因として生じている可能性が示された。このことから、非対称性の改善過程をシミュレートするには、装具の改良が必要であることが示唆される。

一方、歩行周期のゆらぎのスペクトルパターンの勾配によって定義される多様性の改善過程は、実際の歩行障害の改善と同様に変化することがわかった。また、RASのような一定の刺激を一方向的に提示する訓練方法よりも、Walk-Mateのようなインタラクティブな形式で刺激を提示する手法のほうが、このような多様性を改善する上で有効であることが示唆された。

以上より、今後リハビリ装置の開発を行う際、それが歩行運動の多様性の改善を試みることを目的としている場合、その開発段階において疑似体験装具を健常者が用いることにより実際の歩行訓練をシミュレーションでできることが示唆された。また、歩行訓練装置の開発の際、人の持つ適応能力をさらに抑制できるよう疑似体験装置の改良を行うことで、脚の左右非対称性を改善することを目的とする場合においても、シミュレーションが行える可能性があることについても示した。

また、今後の課題として、今回用いた疑似体験装具を歩行訓練のシミュレーションという観点から改良することが期待される。本研究では、歩行リズムの左右非対称性の改善過程において、現状のシミュレーション環境の持つ問題が明らかになったが、本研究で採用したもの以外の歩行運動の評価指標を導入し、新たな問題点の検討を行うことは重要である。シミュレーション環境を用いてリハビリ装置の開発を進めることは、患者への負担の減少や、開発期間の短縮など利点は大きい。そのような観点からも疑似体験装具の改良は必要と考えられる。

謝辞

本研究は科研費(18800044)の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] Bukley, J.G., Spence, W.D., Solomonidis, S.E.: Energy cost of walking: comparison of "Intelligent Prosthesis" with conventional mechanism; Arch. Phys. Medical Rehabilitation, pp. 78-330(1997).
- [2] Egawa, S., Nemoto, Y., Koseki, A., Ishii, T., Fujie, M.G.: Gait Improvement by Power-Assisted Walking Support Device; Human Friendly Mechatronics, Elsevier Science, pp. 117-122 (2001).
- [3] Lee, Choon-Young, Seo, Kap-Ho, Kim, Chang-Hyun, Oh, Sang-Keon, Lee, Ju-Jang.: A System for Gait Rehabilitation. Mobile Manipulator Approach; Proceeding of ICRA2002, pp. 3254-3259 (2002).
- [4] Sankai, Y.: Leading Edge of Cybernetics: Robot Suit HAL; Proceeding of SICE-ICASE 2006 International Joint Conference, P-1 P-2(2006).
- [5] van Emmerik, R.E.A., Wagenaar, R.C.: Qualitative changes in the walking mode of healthy and neurologically disabled individuals; Proceeding of the 11th international symposium of posture and gait, Control mechanisms, pp. 168-171 (1992).
- [6] Mestre, D., Blin, O., Serratrice, G.: Contrast sensitivity is increased in a case of non parkinsonian freezing gait; Neurology, vol. 42, pp. 189-194 (1992).
- [7] Thaut M, McIntosh G, Rice R, Miller R, Rathbun J, Brault J. : Rhythmic Auditory Stimulation in Gait Training for Parkinson's Disease Patients; Movement Disorder, vol. 11-2, pp. 193-200 (1996).
- [8] Thaut M.H., McIntosh G.C., Rice R.R. : Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation; Journal of Neural Science, vol. 151. pp. 207-212 (1997).
- [9] Miyake, Y., Miyagawa, T., & Tamura, Y. : Man-machine interaction as co-creation process; Transaction of the Society of Instrument and Control Engineers, vol.1, E-2, pp. 195-206 (2004).
- [10] 高梨, 三宅: 共創型介助ロボット"Walk-Mate"の歩行障害への適応; 計測自動制御学会論文集, Vol.39, No.1, pp. 74-81, (2003).
- [11] 株式会社特殊衣料: まなび体一片マヒ疑似体験セット: <http://www.tomoni.co.jp/taiken/taiken2.htm>
- [12] Hausdorff, J.M., Peng, C.K., LADIN, Z., V., I., Wei, J., Y., Goldberger, A., L.: Is walking a random walk? Evidence for long range correlations in stride interval of human gait; Journal of applied physiology, vol. 78-1, pp. 349-358 (1995).
- [13] Brunnstrom, S. : Movement Therapy in hemiplegia; Harper and Row (1970).
- [14] MUTO, T., Herzberger, H., Hermsdoerfer, J., Poepfel, E., Miyake, Y. : Virtual Robot for Interactive Gait Training ~ Improving Regularity and Dynamic Stability of the Stride Patterns ~; Proceeding of CME2007, (2007).
- [15] MUTO, T., Herzberger, H., Hermsdoerfer, J., Miyake, Y., Poepfel, E. : Interactive Gait Training Device "Walk-Mate" for Hemiparetic Stroke Rehabilitation; Proceeding of IROS2007, (2007). (in press)