

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 6 月 9 日現在

機関番号：16401

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2012～2015

課題番号：24650317

研究課題名(和文) 脊髄損傷患者の歩容改善のためのリハビリテーション手技構築

研究課題名(英文) Rehabilitation procedures construction for gait improvement of spinal cord injury patients

研究代表者

細田 里南(hosoda, rina)

高知大学・医学部附属病院・理学療法士

研究者番号：10626138

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,900,000円

研究成果の概要(和文)：脊髄損傷(以下脊損)症例の歩行再建として、種々の歩行回復アプローチが行われているが、下肢の感覚機能を代償するアプローチが未だ不十分である。今回、脊損症例の歩容を改善させる目的で、歩行中に生じる足底の体重移動を、正常な感覚が残存している場所にリアルタイムにフィードバックできる機器を開発し、脊損症例に適応したところ、足底の体重移動を示す足底中心の長さが延長し、歩容の安定性が実証され、本開発機器の有用性が示唆された。

研究成果の概要(英文)：By way of the reconstruction of walking function in spinal cord injured subjects, several trial approaches have been made an attempt all over the world. In compensation for sensory function, however, biofeedback approaches for spinal cord injured subjects have not been sufficiently executed until now. With the aim of improvement of gait stability in spinal cord injured subjects, we have developed a mechanical contrivance, by which the weight shift on sole of foot during walking could be in real time reproduced on a non-impaired region. We could confirm gait stability and elongation of the length of the center of gravity, by application of this device for spinal cord injured subjects, and hence we conceived our contrivance was significant and efficient.

研究分野：理学療法

キーワード：足底感覚 フィードバック 足圧中心

1. 研究開始当初の背景

歩行を安定させる要素には様々な要因が関与するが、その一つとして足底の感覚情報も重要な要素となる。また、歩行のスムーズな進行のためには、下腿から床方向に垂直に作用する身体重量が足部である水平な支持機構に伝えられる必要がある。その運動の軌跡自体が立脚期の前進や衝撃吸収のために重要となる¹⁾。結果として、足底の圧中心を踵から前方に移動することとなる。

足圧中心 (Center of pressure : COP) の推移は、正常歩行の立脚相において、踵部中心から出発して足のやや外側に偏って小趾球に達し、ここから内側に向かって母趾球を通り母趾に抜けていく軌跡を描く²⁾³⁾⁴⁾。これは、歩行時に前方への推進力を得るために重要であり、足底感覚の障害を有する者は、例え筋力に問題がなくともその能力を最大限に生かすことが困難となる。

2. 研究の目的

失った感覚再建のアプローチの現状は、視覚的な Biofeedback までしか行われてはいない。今回、リアルタイムに、まず、現在でも行われている Visual Biofeedback をかけつつ歩行訓練を行い、バランス機能を安定化させ、その後、足底からの感覚情報 (歩行時の Heel-contact ~ Toe-off までの両足底圧推移) を、触圧刺激として、感覚健常部分に投影させ、失った感覚求心路情報の代償として利用する「新しいリハビリテーション手技」を提案し、その有用性を実証する。

今回我々は、本来なら足底で感じられる COP の移動を他部位でリアルタイムにフィードバックをさせるシステムを開発した (図 1)。



図 3 足底圧のフィードバックシステム

3. 研究の方法

F-scan から得られる足底圧の変化を電気信号に変換させ、それを足型パッド上に投影する。投影された刺激は、実際の足底圧が COP を描くのと同じ軌跡が足型パッドを通じて投影され、投影した皮膚への触圧刺激に変換される。

両側の足底に F-scan (足底圧測定装置) を装着させ、COP を触圧刺激に変換したものを、感覚の残存する部位に電気刺激にて投影させ、歩行時足底の変化 (Heel-contact ~ Toe-off までの連続的触圧刺激) を健常部位の感覚で認知させる。足底圧情報投影させる部位は感覚残存部位である 僧帽筋上部繊維、三角筋、上腕三頭筋の 3 部分に設定する。いずれ

の場所も、4 点歩行となる際に上肢の支持を妨げないように、立脚側の片側部分に投影する。足底圧の推移を経時的・連続的に再現した電気刺激を、それぞれヘリアルタイムに情報伝達する。歩容の変化を理想的な圧分布および足圧の変化を示す部位を投影場所に決定する。

4. 研究の成果

【開発機器】

平成 24 年度に我々の開発した足底感覚フィードバック機器は、COP の移動を他部位でリアルタイムにフィードバックをさせることを目的としており、基盤・足圧受信機・電極により構成されている (図 2)。

足圧受信機には COP の軌跡をイメージして 8 つのセンサーを敷いており、そのセンサーより得られた情報は受信した順に感覚の残存する部位に貼付した 8 つの電極に電気刺激として出力される。

刺激出力電極は、感覚障害のない部分 (健常部位) に貼付し、足圧受信機の中の 8 個のセンサーが受けた刺激は順を追ってそれぞれ 8 個の刺激出力電極に転送され、その COP の推移が健常部位でリアルタイムに電気信号にしてフィードバックできる仕組みとなっている (図 3)。

尚、出力される電気刺激は、最小刺激振幅が 50 μ sec、最大刺激振幅は 500 μ sec、刺激周期は 100 msec で、足圧受信機の荷重下限値は 200g、荷重上限は 2000g で設定されているが、これらは、基盤とパソコンを USB ケーブルで接続することで調整が可能となっている (表 1)。また、刺激強度については基盤に設置されているダイヤルを回すことで容易に調整が可能である。

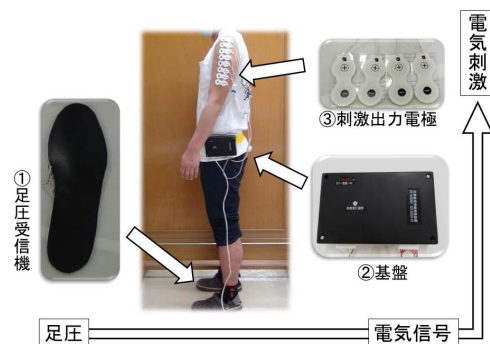


図 2. 足底感覚フィードバック機器

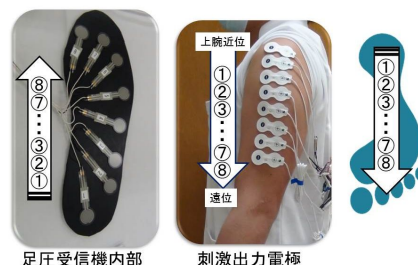


図 3. 足底からのフィードバックの流れ

表 1 調整可能なパラメータ

パラメータ	設定範囲	初期値
最少刺激幅	0 ~ 1000 (μ sec)	50 (μ sec)
最大刺激幅	0 ~ 1000 (μ sec)	500 (μ sec)
刺激周期	50 ~ 200 (msec)	100 (msec)
荷重下限	0 ~ (g)	200 (g)
荷重上限	0 ~ (g)	2000 (g)

平成 25 年度には、一側の足底感覚障害例に対して、機器の有効性について検討した⁵⁾。対象は 2 例で、症例 1 は右大腿悪性軟部腫瘍術後 5 カ月が経過しており、術中に坐骨神経切除したことで右足底感覚の脱失を認めていた。下垂足を呈していたためプラスチック製の短下肢装具を装着しており、測定は杖歩行にて行った。症例 2 は健康男性で体験用大腿義足を右に装着し、独歩にて計測した。

計測は圧力分布測定システム（ニッタ社製 gait scan）による歩行パラメータの比較と足圧分布測定システム（ニッタ社製 foot scan）による COP の軌跡の観察を行い、通常歩行と機器装着下での歩行を比較した。

その結果、歩幅・歩調・歩行速度は 2 症例ともに向上したが、歩隔の改善は義足例のみであった（表 2）。

また、Foot-scan で計測した歩行中の COP の軌跡は症例 1 では再現性良好であったが、COP の軌跡の長さは不変であった（図 4）。一方、症例 2 では装置装着下の歩行で COP の軌跡の再現性が良好であったが、COP の軌跡の長さは不変であった（図 5）。

表 2：歩行パラメータの比較（2 症例）

	症例1		症例2	
	通常歩行	機器装着	通常歩行	機器装着
歩幅 (mm)	447	525	573	582
歩隔 (mm)	105	123	251	208
歩調 (/min)	60	66	69	70
歩行速度 (mm/sec)	349	484	564	636

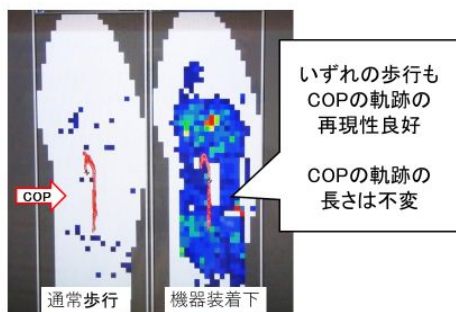


図 4 症例 1 の COP の軌跡

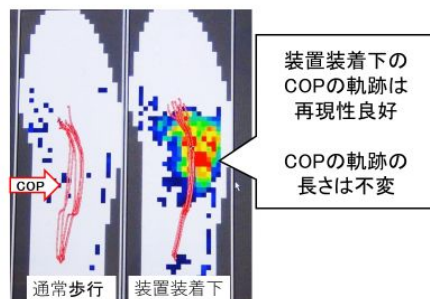


図 5 症例 2 の COP 軌跡

症例 1 および症例 2 とともに歩幅・歩調・歩行速度が向上したのは COP の推移を受容できたことで前方への推進力が向上したと考えた。また、症例 2 のみ歩隔が減少したのは、症例 1 が杖での歩行であったことから支持基底面の違いが影響していると考えた。さらに COP の軌跡の変化については、脱失例で杖歩行による支持基底面の安定が影響しており、独歩であった義足例では装置装着下のみで COP の軌跡の再現性が良好であり、これは装置装着によって歩行の安定性が向上し、歩隔の減少につながったと考えた。また、COP の長さが不変であったのは、装具や義足による足関節の可動制限による影響も示唆された。

一例例への使用において、本機器の特徴である COP の移動のフィードバックにより何らかの歩容の変化を得たため、平成 26, 27 年度においては、両側の足底感覚障害を呈する脊髄損傷患者への機器使用における歩容の変化を調査した。また、フィードバック部位による差異についても検討を加えた。

【脊髄損傷症例】

症例は第 4 腰髄損傷（Frankel 分類 B）を呈す 50 歳代男性で、受傷後 5 年が経過している。足底表在感覚は重度鈍麻であり、継手付短下肢装具装着下で短距離であれば両杖歩行が可能で、通常の移動手段は車いすを使用している。

【方法】

方法は非装着（フィードバックなし）及び機器装着（フィードバックあり）による歩行を gait scan で歩幅、歩隔、歩調、歩行速度を、foot scan でピーク荷重値及び COP の移動距離をそれぞれ同時に計測した。

刺激電極は感覚が残存している 僧帽筋上部線維、上腕外側、上腕後面にそれぞれ貼付し（図 6）、計測ごとに貼り替え、機器装着によるフィードバックありを 3 パターン計測した。

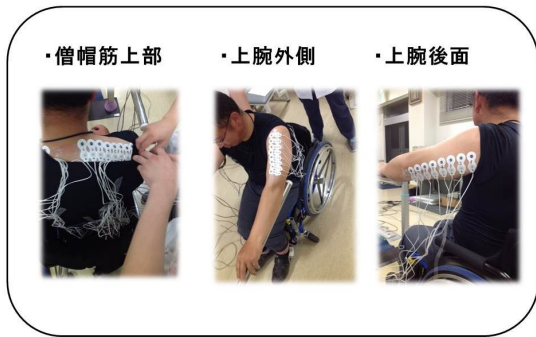


図 6. 刺激部位（電極貼付場所）

測定は連続しない3日間でそれぞれ1回ずつ実施し(計3回),測定順序は ~ をランダムに行った. 3回の計測値は左右の平均値を項目ごとにさらに平均し, ~ を基準値(100%)として, ~ に電極を貼付した際の歩行の変化を変化率(%)として求めた.

【結果】

それぞれの実測値を表3に示す. まず, 通常の歩容から歩幅は狭く歩隔が広いという, 歩調及び歩行速度は緩慢であった.

表 3. 実測値

	なし	僧帽筋	上腕外側	上腕後面
歩幅 (mm)	258.3	275.3	271.5	274.6
歩隔 (mm)	258.3	275.3	271.5	274.6
歩調 (steps/min)	54	43.6	44	44.3
歩行速度 (m/min)	234.6	221	197.3	194.3
ピーク荷重値 (kg)	90.3	90.9	95	102.6
COP移動距離 (cm)	5.9	7.4	6.9	7.2

を基準値としたそれぞれの変化率は, 歩幅は 106%, 105%, 106%であり, いずれもわずかではあったが増加した(図7). 歩隔は 116%, 104%, 101%であり, すべて増加したもので特に増加した(図8). 歩調は 80%, 81%, 88%でいずれも低下しており(図9), 歩行速度も 94%, 84%, 82%であり, 全て低下していた(図10). また, ピーク荷重値は 100%, 105%, 113%であり(図11), COP移動距離は 125%, 117%, 122%でいずれも増加していた(図12).

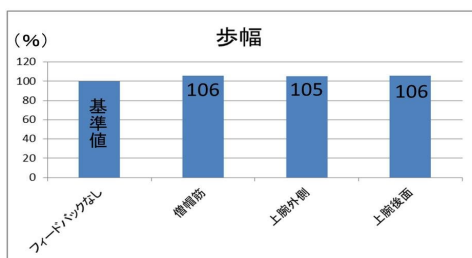


図 7. 歩幅

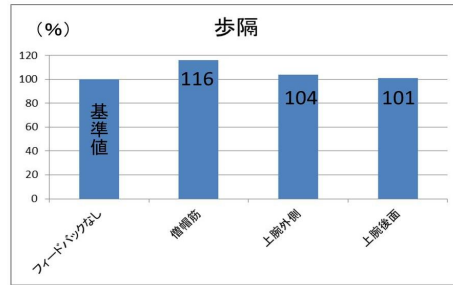


図 8. 歩隔

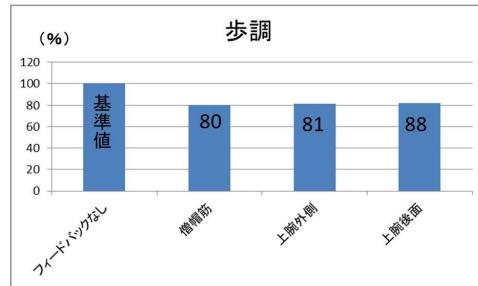


図 9. 歩調

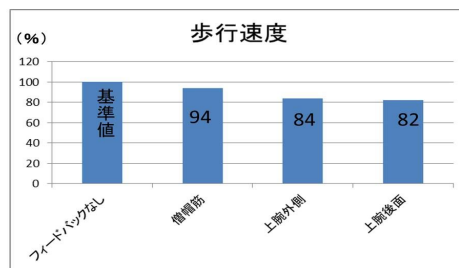


図 10. 歩行速度

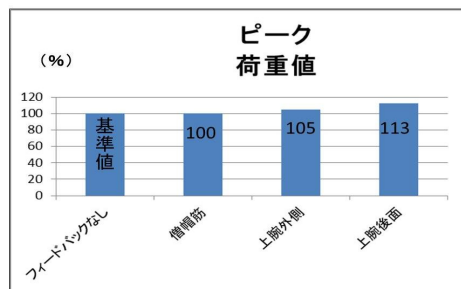


図 11. ピーク荷重値

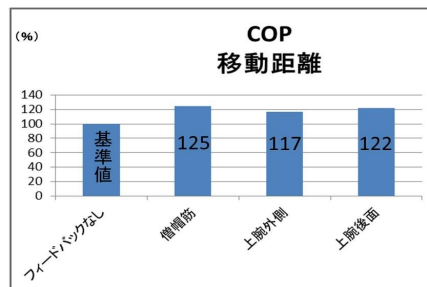


図 12. COP 移動距離

安定した立位や歩行には足底からの正常な感覚入力が必要不可欠であり、姿勢調整はこれらの情報を基に行われる⁶⁾。この足底感覚が障害されている場合は、運動機能を直接的に補う装具療法とは異なり、感覚機能を補う手段としては何らかのフィードバックを用いるものが主となる。その具体的な手段としては、聴覚刺激や視覚刺激などが挙げられ、実際に障害されている感覚とは異なる種類の感覚でその機能を担う事となる。我々はフィードバックの種類として、足底からの情報を電気信号に変換し電気刺激を選択したが、これは視覚や聴覚と比べて、実際に足底から得られる知覚に近い表在感覚を利用して投影する目的があった。

今回の結果から、それぞれの歩行パラメータには何らかのフィードバック効果が表れていた。特に COP の移動距離はどの刺激場所においても向上が認められた。これは、足底感覚情報を他の部位でリアルタイムにフィードバックできる本機器の特徴が生かされたものと考えた。足底からの情報の一つには足圧中心の移動が挙げられる。地神ら⁶⁾によれば、足底感覚が重度鈍麻を示す片麻痺症例における歩行時の足圧分布を報告しているが、実際の COP の移動距離が健常者では踵から母趾や母趾球に伸びているのに対して、母趾球までの荷重の推移が見受けられず COP が短縮していることが報告されている。その原因として、足底からの感覚入力が低下や消失することで、立脚中期の筋活動や姿勢制御の応答が遅延・消失していることを考察している。

一方で歩幅はわずかに増大していたものの歩隔は拡大しており、歩行安定性への関与は認めなかった。また、歩調や歩行速度においてはフィードバックを行うことでフィードバックのない状態より低下している傾向があった。これは足底からの情報をリアルタイムにフィードバックできる機器の特性上、フィードバックされる刺激を感じながら歩行することになるため、繰り返す練習により向上する可能性を期待したい。

刺激電極をどこに貼付してフィードバックさせるかの部位の差は、どの歩行パラメータでも明らかではなかった。これは足圧受信機内に敷いている 8 つのセンサーをどれだけ弁別できるかによって刺激感度が向上すると予測していた。Weinstein⁷⁾らによると、2 点識別隔は手指が 5mm 未満であるのに対して、背中や肩、上腕では 40~45mm であるため、1 cm 未満の感覚で設置されている足圧受信機内のセンサーや電極間の距離を判別することは困難であった可能性もあり、貼付場所によってはセンサーや電極数を検討する余地があることが示唆された。

【文献】

- 1) Jacquelin Perry : ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行, 東京, 2007, pp30 - 50 .

- 2) 関屋 昇: 歩行開始の制御. 理学療法科学 2001 ; 16 : 139 143
- 3) 歩行開始時と定常歩行における足圧中心軌跡の変化. 理学療法 進歩と展望 2007 ; 21 : 16 22
- 4) 黒川幸雄 (編): 理学療法 MOOK6 運動分析. 三輪書店, 東京, 2000
- 5) 細田里南: 足圧中心の推移を認識させる足底感覚刺激装置の開発. 中国・四国整形外科学会雑誌 26 (1), 2014: 206-206.
- 6) 地神裕史, 田中尚喜: 足底感覚と足圧分布. 理学療法. 2006;9:1237-1245.
- 7) Weinstein,S: “ Intensive and extensive aspects of tactile as a function of body part,sex,and laterality ” ,The Skin Senses, (Kenshalo,D.R,ed),Charles C Thomas, III,U.S.A.,pp.223-261,1968.

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 3 件)

細田里南,小田翔太,他,歩容改善を目的とした足底感覚フィードバック機器の開発. 第 37 回国立大学法人リハビリテーション療法士学術大会誌,査読無,37 巻,2015,121-124

細田里南,石田健司,足圧中心の推移を認識させる足底感覚情報刺激装置の開発.総合リハビリテーション 42(10),査読なし,42 巻 10 号,2014,1011

細田里南,榎勇人 他,足圧中心の推移を認識させる足底感覚情報刺激装置の開発.中国・四国整形外科学会雑誌 26(1),査読なし,26 巻 1 号,2014,206-206.

〔学会発表〕(計 2 件)

細田里南,歩容改善を目的とした足底感覚フィードバック機器の開発,第 37 回国立大学法人リハビリテーション療法士学術大会,2015 年 10 月 30 日,東京大学山上会館,東京都.

細田里南,足圧中心の推移を認識させる足底感覚情報刺激装置の開発,第 37 回中国四国リハビリテーション医学研究会,2013 年 12 月 8 日,岡山国際交流センター,岡山市.

6 . 研究組織

(1)研究代表者

細田 里南 (HOSODA, Rina)
高知大学・医学部附属病院・理学療法士
研究者番号：10626138

(2)研究分担者

石田 健司 (ISHIDA, Kenji)
高知大学・その他部局等・客員教授
研究者番号：10274367