

荷重立位での周期的床前後動揺刺激が脊髄損傷患者の下肢筋群に及ぼす効果

河村顕治 加納良男* 武田正則** 古澤一成** 徳弘昭博**

Effects of passive exercises using shaking board apparatus with body weight support system on EMG activity of lower extremity in spinal cord injured patients

Kenji KAWAMURA, Yoshio KANO*, Masanori TAKEDA**, Kazunari FURUSAWA**, Akihiro TOKUHIRO**

要 旨

下肢筋が完全に麻痺した脊髄損傷者を牽引装置で吊り下げトレッドミル歩行訓練を行うと、歩行パターンに一致した筋電図が記録される。完全修復がなされなくても、脊髄神経回路には繰り返し刺激に対する学習能力があり、不全麻痺患者の多くは歩行などの運動機能を再獲得できることが明らかとなってきた。しかし、この訓練は常時2人以上の理学療法士が患者の足部を持って歩行のパターンを誘導する必要があるため実際に我が国において臨床応用することは困難である。そこで荷重立位で足部を床板に固定し、前後に周期的に動揺させることで下肢筋に筋収縮を誘発させることができるかどうか検討した。その結果、荷重立位での周期的床前後動揺刺激は脊髄損傷患者のうち完全麻痺の患者には下肢筋に有効な筋活動を誘発することはできなかったが、脊髄不全損傷患者においては筋収縮を引き出すことによって脊髄神経回路の適応変化を起こす可能性があることが判明した。

キーワード：脊髄損傷、筋電図、他動的運動

Key words：Spinal cord injury, Electromyography, Passive exercise training

はじめに

脊髄損傷はバイクの転倒事故で脊椎を骨折するなどして発生するものであり、四肢が麻痺した状態が生涯続く重度の障害である。脊髄損傷の研究は再生医学の主要なテーマとして世界的に取り組まれている。その研究の中で最近判明したのは、下肢筋が完全に麻痺した脊髄損傷者を牽引装置で吊り下げてトレッドミル歩行訓練を行うと、歩行パターンに一致した筋電図が記録されるということである。これは脊髄に存在する歩行パターンジェネレーターの働きによるものと解釈されている¹⁾。完全修復がなされなくても、脊髄神経回路には繰り返し刺激に対する学習能力があり、不全麻

痺患者の多くは歩行などの運動機能を再獲得できることが明らかとなってきた²⁾。しかし、この訓練は常時2人以上の理学療法士が患者の足部を持って歩行のパターンを誘導するか、ロボット技術を利用する必要があるため実際に我が国において臨床応用することは困難である。そこで本研究はトレッドミル歩行訓練を行う代わりに荷重立位で足部を床板に固定し、前後に周期的に動揺させることで下肢筋に筋収縮を誘発させることができるという仮説に基づき、その作用と効果を明らかにすることを目的とする。

吉備国際大学保健科学部理学療法学科
〒716-8508 岡山県高梁市伊賀町8

*吉備国際大学保健科学部作業療法学科
〒716-8508 岡山県高梁市伊賀町8

**独立行政法人 労働者健康福祉機構

Department of Physical Therapy, School of Health Science, KIBI International University
8, Iga-machi, Takahashi-city, Okayama 716-8508, Japan

*Department of Occupational Therapy, School of Health Science, KIBI International University
8, Iga-machi, Takahashi-city, Okayama 716-8508, Japan

吉備高原医療リハビリテーションセンター リハビリテーション科

**Kibikogen Rehabilitation Center For Employment Injuries

〒716-1241 岡山県加賀郡吉備中央町吉川7511

7511, Yoshikawa, KAGA-GUN Kibityuo cho, Okayama 716-1241, Japan

対象と方法

対象は吉備高原医療リハビリテーションセンターで治療を受けている脊損者5名である。症例の年齢、性別、計測時の受傷後経過日数、損傷レベルおよびASIA (American Spinal Injury Association) 障害レベルを表1に示す。実験に先立って吉備高原医療リハビリテーションセンターの倫理委員会の許可を受けた。被験者の安全には最大の注意を払い、計測に当たってはインフォームドコンセントを得た。

牽引免荷装置として圧縮空気を利用する Pneu-Weight (Quinton, U.S.A.) を用いた。被験者の体をハーネスで固定して牽引免荷した。ハーネスは症例1、2についてはPneu-Weight 付属のオリジナル・スリングを用い、症例3、4、5についてはフローラ・オリジナル・スリング Version. 12B (ファテック) を用いた。牽引の張力は左右2本ある吊り下げ用ワイヤーの1本に水晶圧電型フォースリンク (9311B, Kistler) を使用した張力測定システムを介在させて計測を行った。

被験者の体を牽引免荷し、足部を床板に固定し床前後動揺刺激装置 (オージー技研、特注) による刺激を加えた。床前後動揺刺激装置はモーターによる円盤の回転を床板に伝える仕組みで、正弦波による周期的前後動揺刺激を行えるシステムである。床前後動揺刺激装置は振れ幅を前後80mm とし、振動速度を1秒間に2.2回転 (2.2rps) の速さとした。床板にアンプ内蔵型1軸加速度変換器 (ASV-20G+C, Kistler) を貼り付けて、前後方向の加速度を計測した。

床前後動揺刺激装置による刺激によって下肢筋に筋収縮が起こるかどうかを確認するために表面電極を用いて運動刺激時の筋電図を計測した。筋電図は内側広筋、外側広筋、大腿直筋、内側ハムストリング、外側

ハムストリング、前脛骨筋、内側腓腹筋、外側腓腹筋で計測した。筋電図計測は英国バイオメトリクス社開発の電極とアンプが一体化されたEMG 検出センサー (SX230W, DKH) を8個使用した。

DVカメラと同期したAD変換システムであるAD変換&ビデオ総合計測システム (TRIAS System, DKH) を用いて、運動時のビデオ画像と筋電図および吊り下げ張力と床板の前後方向加速度のアナログデータをデジタルデータに変換してノートパソコンに取り込んだ。

結果

1. 牽引システムについて

症例1、2で用いたPneu-Weight 付属のオリジナル・スリングでは吊り上げに伴いスリング全体が上にずり上がって腋下支持になってしまった。2症例とも痩せ形の体型であり、腋下の痛みを軽減するために腰椎牽引用の腋装具を併用したにもかかわらず、牽引時に腋の締め付けと胸郭の締め付けによる苦痛を訴えた (図1)。



図1 症例2 20歳男性 C7 ASIA C

表1 症例

	性別	年齢(歳)	受傷後経過	損傷レベル	ASIAレベル
症例1	男性	18	8ヶ月	L1	A
症例2	男性	20	5ヶ月	C7	C
症例3	男性	62	1年	C5	C
症例4	女性	23	10ヶ月	L1	D
症例5	男性	41	10ヶ月	C6	D

症例3、4、5に使用したフローラ・オリジナル・スリング Version. 12B では基本的に腰部スリングによる坐骨支持で体重を支持したため苦痛の訴えはなかった(図2、3、4)。このシステムでは基本は腰部スリングを用いた吊り上げで、上半身の安定を得るために吊りベルトを胸部スリングのベルト通しを通すことによって胸郭に吊り負荷をかけずに吊り上げを行った。そのため上半身の安定性も問題なく苦痛なく安全に実験が可能であった。車椅子の被験者であったので装着に時間がかかるのが問題点であった。

2. 筋電図計測結果

1) 症例1 18歳男性 L1 ASIA A

完全麻痺であり、受傷後8ヶ月経過し下肢の筋萎縮



図2 症例3 62歳男性 C5 ASIA C

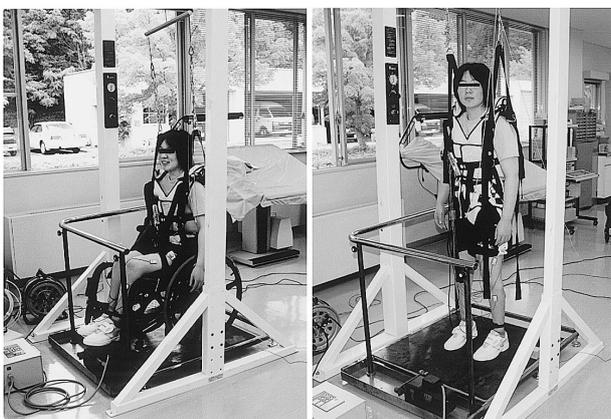


図3 症例4 23歳女性 L1 ASIA D

著明で、揺動刺激によって筋放電を認めなかった。下肢の荷重は困難で体をほとんど吊り上げた状態で、下肢を揺すっているような運動様式になり下肢に対する荷重はあまり行えていなかった。

2) 症例2 20歳男性 C7 ASIA C

頸髄損傷であり不安定であり体全体を脇吊りで持ち上げ、下肢を揺すするような運動になった(図1)。不全損傷であり下肢筋全体から筋電を導出した。

3) 症例3 62歳男性 C5 ASIA C

吊り下げて揺動刺激を加えていくと、次第に膝折れが出現し、荷重が困難になったため膝装具で膝を固定して立位を保持させた(図2)。その結果、下肢筋全体から揺動のタイミングに一致したリズムカルな筋電が記録された。

4) 症例4 23歳女性 L1 ASIA D

腰髄損傷であり比較的安定して運動が行えた。10分

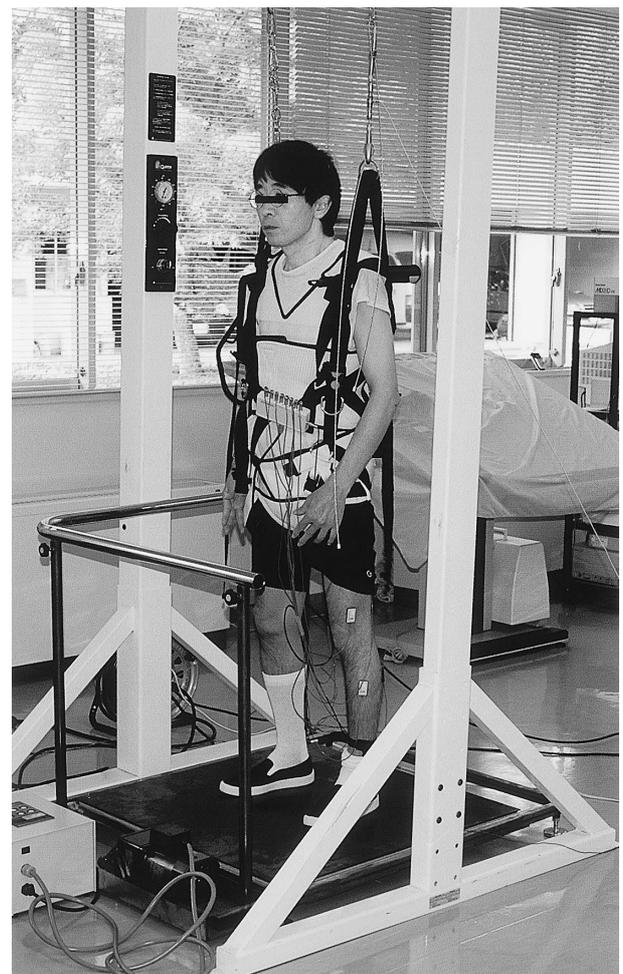


図4 症例5 41歳男性 C6 ASIA D

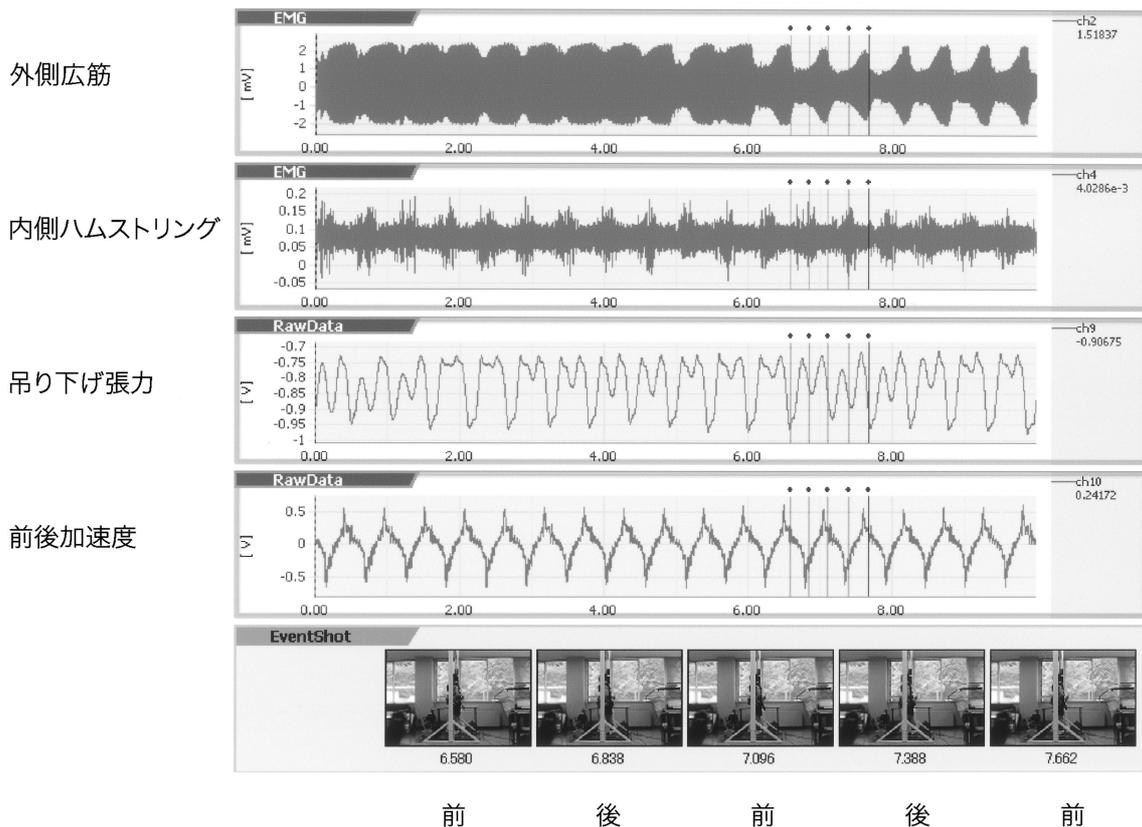


図5 症例5の周期的床前後動揺刺激による記録データ

程度連続して揺動刺激を加えても、特に苦痛なく運動可能であった(図3)。荷重の状態も良好であり、下肢筋全体から筋電を導出した。

5) 症例5 41歳男性 C6 ASIA D

下肢の荷重は比較的しっかりしており、牽引は揺れによる不安定性を防止するレベルであった(図4)。上半身の揺れが出現し、hip strategy patternの筋活動が認められた(図5)。

考 察

近年の脊髄神経科学はパラダイムシフトのまっただ中にある。つまり、中枢神経の再生が不可能でなくなりつつあるとともに、従来単なる伝導系と考えられていた脊髄神経回路に記憶・学習能力があることが明らかとなりつつあるのである³⁾。Edgertonらは脊髄ネコを用いて、立位トレーニングだけを行う群とステップングトレーニングだけを行う群との比較実験を行った⁴⁾。その結果、それぞれの群はトレーニングした運動のみが可能になった。すなわち、脊髄神経回路は特

定パターンの感覚入力に対して適応することが判明した。

人間においてもトレッドミルを用いた免荷式ステップングトレーニング(Body Weight Supported Stepping Training: BWSST)の有効性については既に良好な成績が報告されており²⁾、現在UCLAのグループが大規模調査を行っている⁵⁾。しかし、BWSSTは常時2人以上の理学療法士がベルトの両サイドで患者の足部を持って歩行のパターンを誘導する必要があるため医療保険の制約のある我が国において実際に臨床応用することは困難である。また、スイス対麻痺センターで開発された歩行トレーニング用ロボットLokomat(hocoma)も、これまで人間が行ってきたステップングの補助を機械で代替できるとは言うものの、実際に導入するとなるとコストと設置面積がネックになる。一方、荷重立位での周期的床前後動揺刺激はシンプルなシステムであり、訓練に人手を要することもなく実施が容易である。この手法は脊髄損傷患者だけでなく、臥床状態にあるような高齢虚弱者にも有

効と考えられる。

免荷式ステップングトレーニング (BWSST) の先駆的研究を行った Wernig によると受傷後の期間が短い不全損傷患者では90%以上が自立歩行能力を獲得したという²⁾。これは従来の成績からすると驚異的な成績でありさらに研究を発展させれば脊髄損傷患者にとっては大きな福音となる。前述したように BWSST の有効性については UCLA のグループが大規模調査を行っているが³⁾、このトレーニングの原理は脊髄歩行中枢を末梢入力によって賦活し、これを継続的に行うことによって出力の増強を図るところにある。人間には歩行パターンだけでなく荷重刺激で下肢を突っ張るパターンの反射回路も存在するため、荷重立位周期的床前後動揺刺激による賦活により脊髄神経回路の回復効果が得られる可能性がある。

現在、人間においてはステップング刺激による実験のみが行われており、荷重立位で両下肢をそろえた形で下肢筋をリズムカルに刺激することは行われていない。脊髄神経回路の適応変化を起こすためには、脊髄への刺激を適切なタイミングで繰り返し与えることが必要と考えられており、本研究は実施が容易な荷重立位での周期的床前後動揺刺激の有効性を検証するものである。今回の実験の結果からは完全麻痺で筋萎縮の著明な脊損者では周期的床前後動揺刺激で筋収縮を誘発することはできなかったが、不全麻痺患者では筋収縮が誘発できた。従って、不全麻痺患者では少なくとも何らかの刺激は入力されていると考えられる。

立位前後水平運動刺激の身体に及ぼす作用は、健常若年者を対象とした基礎実験の結果からは、下肢の遠位筋群を中心に筋を直接刺激し、姿勢制御の観点からは Horak らのいう ankle strategy が作用している⁶⁾。脊損者の場合は症例ごとに麻痺のレベルや筋萎縮の程度もまちまちであり、一概には判定できないが、不全損傷者を牽引装置で吊り下げて床前後動揺刺激を加えた場合、下肢の荷重がしっかりと股関節部で大きな動きが起これ、hip strategy パターンで姿勢制御が行われているように観察された。

一方代謝面に注目すると、運動による筋収縮はトレーニング効果として、インスリン受容体を介するシグナルとは別経路で骨格筋における糖輸送担体 GLUT

4 を細胞膜へと translocate させてインスリン非依存性ブドウ糖取り込みを促進し、長期訓練効果としては GLUT 4 の量を増加させてブドウ糖取り込み能力を改善すると考えられている^{7,8)}。脊損者においても、立位歩行ができないことによりインスリン感受性の低下が問題となっているが、立位前後水平運動刺激は、下肢筋群を刺激し、歩行運動の代用となりうると思える。

まとめ

荷重立位での周期的床前後動揺刺激は脊髄損傷患者のうち完全麻痺の患者には下肢筋に有効な筋活動を誘発することはできなかったが、脊髄不全損傷患者においては大腿筋群を中心に筋収縮を引き出すことによって脊髄神経回路の適応変化を起こす可能性があることが判明した。さらに、筋収縮を誘発することにより糖輸送担体 GLUT 4 を活性化しインスリン抵抗性を改善するものと考えられる。

Abstract

Rehabilitation of locomotion in spinal cord injured (SCI) patients is unsatisfactory. Recent advances have been made in new experimental approaches to enhance locomotor recovery in SCI subjects. Treadmill training with partial body weight support is being advocated as a strategy to enhance walking in patients with SCI. A new type of locomotor training, such as the treadmill stepping with a partial body weight unloading, for SCI patients has been developed, and certain benefit of such training to locomotor restoration has been reported. Recent studies have shown that a locomotor pattern can be induced and utilized by paraplegic patients under conditions of body unloading using a moving treadmill.

However, a great number of SCI patients can not perform treadmill walking by themselves. Two helpers must assist their stepping usually. In the present study, we examined the effects of passive exercises on lower extremity muscle activity in five SCI patients using shaking board apparatus. The EMG bursts were

temporally synchronized to specific phases of the shaking cycle on the incomplete SCI subjects. The shaking board apparatus might be useful as a therapeutic equipment for SCI patients.

参考文献

- 1) Calancie B, Needham-Shropshire B, Jacobs P et al (1994) Involuntary stepping after chronic spinal cord injury. Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Brain* 117 : 1143–1159
- 2) Wernig A, Muller S, Nanassy A et al (1995) Laufband therapy based on “rules of spinal locomotion” is effective in spinal cord injured persons. *Eur J Neurosci* 7 : 823–829
- 3) Muir GD, Steeves JD (1997) Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery after spinal cord injury. *Trends Neurosci* 20 : 72–77
- 4) Hodgson JA, Roy RR, deLeon R et al (1994) Can the mammalian lumbar spinal cord learn a motor task? *Med Sci Sports Exerc* 26 : 1491–1497
- 5) Harkema SJ, Dobkin BH, Edgerton VR (2000) Pattern generators in locomotion: implications for recovery of walking after spinal cord injury. *Top Spinal Cord Rehabil* 5 : 82–96
- 6) Horak FB and Nashner LM (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55(6) : 1369–1381
- 7) Richter EA, Nielsen JN, Jorgensen SB et al (2004) Exercise signalling to glucose transport in skeletal muscle. *Proc Nutr Soc* 63(2) : 211–216
- 8) Christ-Roberts CY, Pratipanawatr T, Pratipanawatr W et al (2004) Exercise training increases glycogen synthase activity and GLUT4 expression but not insulin signaling in overweight nondiabetic and type 2 diabetic subjects. *Metabolism* 53(9) : 1233–1242

謝 辞

本研究は平成18年度科学研究費補助金萌芽研究（課題番号 16650140）、平成18年度吉備国際大学共同研究費の助成による研究の一部でありここに深甚なる謝意を表す。