

免荷式受動歩行トレーニング装置「Lokomat」による歩行機能の惹起

Enhancing locomotor function using “Lokomat”

○ 小川哲也 河島則天 緒方徹 赤居正美(国立障害者リハビリテーションセンター研究所) 中澤公孝(東京大学)

Tetsuya OGAWA, Noritaka KAWASHIMA, Toru OGATA, Masami AKAI, Research Institute, NRCDC
Kimitaka NAKAZAWA, The University of Tokyo

Abstract: Driven gait orthosis, “Lokomat”, have been well utilized in rehabilitation training to enhance locomotor function in patients after central nervous system (CNS) lesion. By imposing locomotor-like passive movement in the lower extremities, neural network responsible for generating locomotive motor patterns known “central pattern generator (CPG)” can be activated due to the afferent input deriving from the functional limb movement. Combined with the fact that neural function can be modified through use-dependent plasticity, repetitive engagement in training program using the passive gait may facilitate reconstruction of the CPG in patients with ambulation difficulties. In this session, we will introduce the theoretical background of passive gait training and expected effects by the use of the Lokomat device.

Key Words: Lokomat, Driven Gait Orthosis (DGO), Passive Gait, Body Weight Support (BWS)

1. Lokomat

1-1. 概要

中枢神経疾患罹患後における歩行機能の再建を目的として、免荷式受動歩行トレーニングという手法が臨床現場において広く採用されている。トレッドミル上においてハーネスで患者の体重を免荷し、下肢の動作を他動的に補助するものである。なかでも、近年、ロボティクスを採用した免荷式受動歩行トレーニングの方法が注目されている、その最も代表的な機器が、2001年にスイスのHocoma社によって開発されたLokomatである(図1)。股関節と膝関節部分にアクチュエーターを装備した長下肢装置と、トレッドミルが連動して動作することにより最小限のマンパワーで受動歩行トレーニングを実現できる。実際、トレーニングの実施にあたり、装置の着脱時のみ2名の補助者を必要とするが、そのほかにあつては1名の補助者がモニター上でパラメータの設定をするだけで遂行が可能である。常時2名のセラピストを必要とし、且つセラピストの体力的な要素によって種々の制約が生じる従来のトレーニング方法とは一線を画するものである。

2012年現在、世界で400台超のLokomatが研究目的のみならず、実際の臨床現場で使用されている。



図1 Lokomatの外観

1-2. パラメータ設定

歩行における運動パターンの生成において、末梢からの感覚情報入力が必要な役割を果たすが、とりわけ、立脚期における下肢全体への荷重や、股関節の動作にともなう生じる感覚情報入力が必要とされる。従って、これらの情報がより効果的に得られるための機器の動作設定が必要となる。

機器の動作について設定可能なパラメータにはトレッドミルの動作速度、股関節と膝関節の各関節可動域(ROM)、それに、“Guidance Force”がある。トレッドミルの速度とROMの設定はそれぞれ、自動的なケイデンスの変化として機器の動作に反映される。これらのパラメータの設定については、中枢神経疾患患者を対象としたトレーニングの実施にあたっては特段の配慮が必要である。患者の多くにみられる脊髄反射の亢進などにより、歩行の運動パターンの生成の妨げとなる不随意的運動出力を誘発しかねないとの理由からである。

Guidance Forceというあまり聞き慣れないパラメータであるが、これはLokomatによるアシストの程度を示すものである。0から100%の間で調節が可能だが、100%のGuidance Forceの下では患者の下肢の動作はLokomatによって完全にサポートされ、完全なる受動歩行となる。0にすると一切のサポートがなくなり、下肢の動作は患者による関節トルク発揮によってのみ実現する。すなわち、Guidance Forceを低下させた条件下で同一の下肢の動作を確保するためには、不足分の関節トルクを患者自身の筋力発揮により補わなくてはならない。

これらのパラメータの調節に加えて、免荷装置によって患者の体重を部分的に、あるいは完全に免荷することができる。体重の支持の可否など、患者ごとの特性に合わせて、他のパラメータ設定とともに調節が可能である。

1-3. Lokomatの使用によりわかってきたこと

Lokomatの使用は、受動歩行トレーニングの実施に際してこれまでの徒手による手法で生じ得る制約を解消したばかりでなく、またある側面では実験機器として、受動歩行についてこれまでわかっていなかったことを明らかにしてきた。その非常に高い動作の再現性から、受動歩行そのものに内在する神経制御機序に対する実験的アプローチが可能

能となった。

例えば、Lokomat による受動歩行運動中、足関節の底屈筋であるヒラメ筋の運動ニューロンプールの興奮性は歩行の位相に応じて変化していることが明らかとなった (Kamibayashi et al. 2010)。足関節の底屈筋の前脛骨筋についても類似の結果が得られている (Nakajima et al. 2008)。特に、後者における結果は、下肢に荷重をかけた条件でのみ顕著であり、荷重のかからない空中で同様のステップ動作中には起こらなかった (図 2)。これらの結果はともに、受動歩行によって生じた感覚情報入力から CPG の活動を惹起し、結果、それぞれの筋肉の位相依存性の活動が歩行運動出力の一端として顕在化したものと捉えることができ、すなわち、受動歩行であっても通常の歩行と同様、あるいは類似の神経回路網を使用している可能性がより直接的に示された。

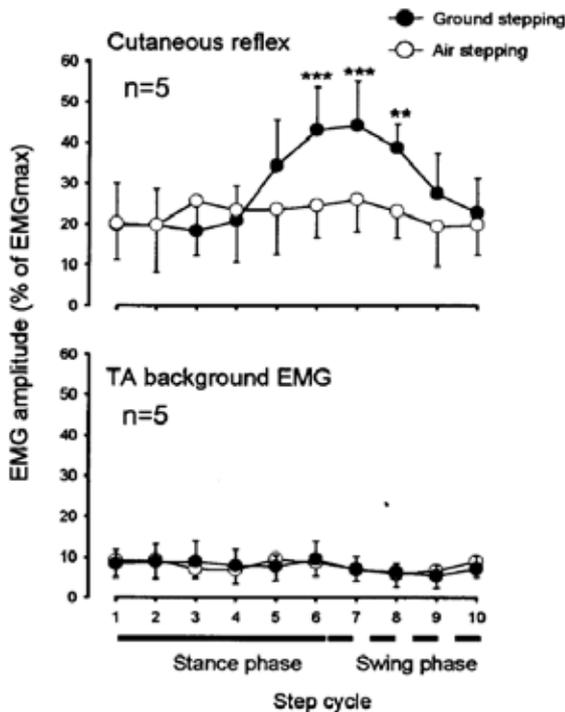


図 2 受動歩行中の前脛骨筋における皮膚反射の興奮性動態変化 (上段) と背景筋活動 (下段)

*Nakajima et al. (2008)より引用

2. Lokomat の着想と起源

2-1. 中枢神経系における歩行パターンの形成

歩行は身体の内部環境とこれを取り巻く外部環境の相互作用によって成立するヒトにとって最も代表的な移動運動の様式である。下肢の動作に関わる筋肉が各々に固有のタイミングで活動することにより、各関節間の、あるいは左右両側間で協調の取れた、高度にパターン化された運動を形成する。

私たちが普段歩く際、脚の動作についてさほど注意を払う必要がないことから窺い知れるように、歩行運動の遂行に対する随意的 (意志に基づいた) な要素は低く、代わって、脊髄歩行中枢 (Central Pattern Generator: 以下、CPG) と呼ばれる脊髄介在ニューロンの集合によって成る神経回路 (Dimitrijevic et al. 1998) (図 3) の働きによって半ば“自動的”に運動が起こっている。例えば、除脳したネコをト

レッドミルに乗せ、ベルトをある速度で動作させると、ベルトの動作に合わせたステップ動作が出現することが確認されている。また、より身近な例では、自力での歩行が不可能なヒトの乳児であっても、脇を支えることによって受動的に立たせ、その上で身体重心を前方に進めていくと歩行に似た下肢の動作を呈する、いわゆる“原始歩行”が出現することもまたよく知られている (Yang et al. 1998)。CPG の活動は、歩行動作の開始によって末梢の感覚器に生じる感覚情報入力によって賦活されることで知られる。すなわち、中枢神経系における歩行パターンの形成には、下肢において歩行様の動作を促すことが重要であることがわかる。

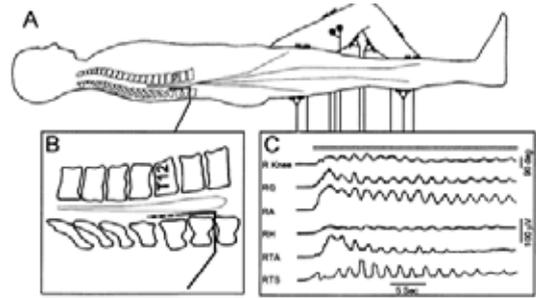


図 3 硬膜外電気刺激によってヒトにおける CPG の存在の可能性を示した研究

*Dimitrijevic et al. (1998)より引用

2-2. 免荷式受動歩行トレーニング

中枢神経系の疾患によって自力での歩行が不可能や困難であっても、前述した、末梢に由来する感覚情報入力によって CPG の活動を惹起できるとの考えに基づいて、免荷式受動歩行と呼ばれるトレーニング方式が臨床現場においても広く採用されるようになった。懸垂装置によってトレッドミル上の患者の体重を部分免荷し、トレッドミルの速度に合わせて、2 名のセラピストが左右それぞれの脚の動作を補助するものである。結果、自力歩行の際に似た機能的な感覚情報入力 (足底にかかる圧力、関節の荷重、筋肉の伸張、腱の張力、など) が得られ、CPG の駆動を促すと考えられている。

脊髄を含む中枢神経系は、活動の履歴に依存して特性が変化する性質、いわゆる使用依存的可塑性 (use-dependent plasticity) を有することが知られている (Raineteau and Schwab, 2001)。例えば、下腿における抗重力筋であるヒラメ筋について、脊髄単シナプス反射である H 反射応答を調べると、高度にトレーニングされたアスリートでは運動習慣のない若年健康者と比べて応答特性が顕著に異なる結果が示されている (Maffiuletti et al. 2001)。また、大脳皮質と脊髄運動ニューロンの双方の活動性を示す皮質脊髄路の興奮性が 4 週間程度のスキルトレーニングによって変調したといった報告もなされている (Jensen et al. 2005)。

これらの結果に対する原因について直接的に言及することはもちろんできないが、ある課題を繰り返してトレーニングすることにより、中枢神経系は、課題遂行にとって有利に働くであろう機能的変化を起こすものと推察される。だとすると、受動歩行を繰り返すは、歩行中枢である CPG において、歩行の運動出力に対して有利に働く機能変化を促し、結果、歩行動作の再獲得につながるものと期待できる。

しかしながら、スポーツや他の場面における運動動作がそうであるように、スキルの獲得には一定以上の訓練の繰り返しが必要であり、現段階において受動歩行トレーニン

グをどの程度の時間、頻度、あるいは強度をもって実施すればトレーニング効果が得られるのか、定かではない。だとすると、セラピストの徒手による方法では、これらの要素についておのずと制約が生じ、結果、トレーニングの効果を左右することは想像に難くないだろう。

3. 長期的トレーニング効果の検証

今後さらに検討すべき点は少なからずあるものの、Lokomat による受動歩行中であっても、通常歩行中と類似した神経経路の活動があることが一定程度確認された。では、受動歩行トレーニングの継続により歩行パフォーマンスは獲得できるのか、脊髄不全損傷患者を対象に週3回、合計12週間に及ぶトレーニングを実施し、その効果について検証している。効果を判定する指標として、12週間のトレーニングの実施前後と6週間時点において、運動誘発電位、体性感覚誘発電位、伸張反射、ホフマン(H-)反射、自力歩行中のキネマティクス、キネティクス、下肢筋活動、Lokomat 歩行中の下肢筋活動、などの測定を実施している。これまでに7名の患者に対する測定を実施してきた。個々の指標の変化については、今後、順次解析を進めていく必要があるが、すべての患者に一貫した結果として、自力歩行における歩行速度の顕著な増大が観察されている。受動歩行トレーニングの継続が、移動手段としての歩行のパフォーマンス向上に効果があることを如実に表している結果と言えるだろう。

4. 今後の展望

現状、免荷式受動歩行トレーニングを行う意義とその理論的背景について、これまでに主に動物モデルを対象とした実験検証により脈々と積み重ねられてきた知見と、近年、Lokomat 歩行中のヒトについて調べられた数々の研究の結果により、研究のフィールドはもとより、実際の臨床現場においても、一定程度の理解は得られているものと推察される。一方、Lokomat の導入実績が2012年現在、世界で400台超あり、その大多数が臨床現場で稼働しているという事実は、ある意味、主観的な観点においても一定以上の効果が認められていることを表しているかもしれない。

いずれにせよ、その効果について個別の機関において個別に知見を積み上げていくことには自ずと限界があり、効果の検証や、より効果的なトレーニング戦略の構築を進める上での足かせとなりかねない。それぞれの研究機関、医療機関においてさらなる実験的検証と実際の臨床現場における主観的および客観的観点双方からの効果検証を進め、結果を体系的に整理し広く共有することでさらなる機序、効果双方の検証を進めることが今後の課題と言えるだろう。

参考文献

- (1) Dimitrijevic et al. (1998) Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Ann N Y Acad Sci.* 860: 360-376.
- (2) Yang J.F. et al. (1998) Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *J Physiol.* 507: 927-937.
- (3) Raineteau O. & Schwab M.E. (2001) Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. *Nature Reviews Neuroscience* 2: 263-273.

- (4) Maffiuletti N.A. et al. (2001) Electrical and mechanical Hmax-to-Mmax ratio in power and endurance-trained athletes. *J Appl Physiol* 90: 3-9.
- (5) Jensen J.L. et al. (2005) Motor skill training and strength training are associated with different plastic changes in the central nervous system. *J Appl Physiol* 99: 1558-1568.
- (6) Kamibayashi et al. (2010) Effect of sensory inputs on the soleus H-reflex amplitude during robotic passive stepping in humans. *Exp Brain Res.* 202: 385-395.
- (7) Nakajima et al. (2008) Phase-dependent modulation of cutaneous reflexes in tibialis anterior muscle during passive stepping. *Neurol Res.* 30: 46-51.