

脊髄不全損傷者の歩行動作特性

～歩行リハビリテーションに伴う回復過程の検討～

Characteristics of Gait motion in patients with incomplete spinal cord injury.

○ 高橋 智大 (芝浦工大) 山本 紳一郎 (芝浦工大) 河島 則天 (国立リハ研)

Tomohiro TAKAHASHI and Shin-itchiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology  
Noritaka KAWASHIMA, National Rehabilitation Center

**Abstract:** While previous studies reported positive effect of body weight supported treadmill training (BWSTT) on gait recovery after spinal cord injury (SCI), the mechanisms underlying gait recovery are still not fully understood. The purpose of this study was to characterize alteration of gait in SCI patients due to BWSTT. Five individuals with incomplete SCI completed 12 weeks of BWSTT with robotic device. We conducted gait analysis three times for each patient; pre (0month), mid (1.5month), and post training (3month). Patients were asked to walk at their comfortable speed with parallel bars. We measured electromyographic (EMG) activity, ground reaction force (GRF), and the position of 29 markers placed on the patient's body. The results demonstrated that gait velocity gradually increased with the time course of BWSTT. The increase of the gait velocity seems to be explained by the increase of step length and /or the step time. Although the number of subject is still limited, the present results may provide useful information to discuss about the mechanisms underlying gait recovery after SCI. Further detailed analysis, specifically for EMG activity, is needed in the future study.

**Key Words:** Motion analysis, Spinal cord injury, Recovery, Locomotor training

1. 背景/目的

脊髄損傷は損傷の度合いによって完全損傷と不完全損傷に大別され、完全損傷の場合には、損傷下位への神経伝達が断たれ完全麻痺状態に陥る。一方、不完全損傷の場合には運動指令、感覚入力に部分的に残存するものの、麻痺領域への随意指令は減弱し、麻痺領域の不随意性収縮が増大するなどの運動機能障害が生じる。この運動機能障害の程度は、損傷の程度や受傷後経過年数、さらには医学的処置やリハビリテーションの程度等によって大きく異なる<sup>1)</sup>。

健常者と比較した際の脊髄不全損傷者の歩行の特徴として、歩行速度の低下や関節可動域の減少、ステップ長の減少、左右差、下肢のセグメントの協調運動の違いなどが挙げられる。先行研究<sup>2)</sup>では、同患者の歩行能力は個人差が大きいことが指摘されており、先に述べた歩行の特徴に関しても個人間の差異が報告されている。この原因として、歩行動作中の動作力学的特性は、受傷後経過年数や運動麻痺の程度や左右差、痙性麻痺の程度、使用する杖や歩行器などの補助具のタイプ、リハビリテーションの度合いなど、様々な要因に影響を受けるためと考えられている。

歩行能力と臨床的な運動機能スコアの関連性を検討した先行研究<sup>3)</sup>では、歩行能力がバランス能力や脚伸展力、受傷後経過年数と関連を持つことが報告されているが、定量的な歩行解析に基づいて歩行能力の制限因子に関する検討を行った研究は殆ど見られない。また、免荷式歩行リハビリテーションによる効果を報告した先行研究では、歩行速度の増加やステップ長の増加については報告しているが、リハ

ビリテーションによる歩行回復がどの側面に、どのような機序で発現するのかという点に着目している研究はみられない。

歩行動作に着目した回復の変化を評価・検討することは、臨床現場で同患者を観察する際の一つの指標となるなど臨床的な観点から意義深い。そこで本研究の目的を、歩行回復に有効と考えられている Lokomat を利用した免荷式歩行トレーニングを行い、歩行動作の変化を三次元動作解析システム、筋活動電位、床反力計、を用いて評価・検討することを目的とした。

2. 方法

2-1 被検者

被検者は受傷後少なくとも1年が経過した慢性期脊髄脊髄不全損傷者5名を対象とした。歩行速度や麻痺の程度には個人間があるものの、いずれの被検者も平行棒や杖を用いれば独歩可能であった。運動感覚麻痺の程度を示す ASIA スコアは C-D で、損傷高位は であった (Table1 参照)。

Table 1 Data of subject with incomplete spinal cord injury

Subject ID	Sex	Age	Height	Weight	ASIA	Level of injury	Time post injury	Cause of injury	Walking aid
A	M	63	170	65	C	Th6-8	8year	Medullitis	Wheelchair
B	M	42	172	85	C	Th3-5	4year	Trauma	Wheelchair
C	M	43	180	78	C	C4	18year	Trauma	Cane
D	M	34	184	80	D	Th10	2year	Trauma	Wheelchair
E	M	42	178	59	C	C7	2year	Trauma	Wheelchair

2-2 実験プロトコル

本研究では歩行回復に有効とされている Lokomat (Hocoma 社製)を用いて、トレッドミル上を歩行する免荷式歩行トレーニングを3ヶ月間行った (Fig2B)。トレーニングは週に3回、1回のトレーニング時間は30分程度で、被検者の状態により1,2回の休憩を挟んで行った。トレーニング中は被検者の疲労や状態にあわせて、適宜アシスト量や歩行速度を変化させた。歩行動作解析はトレーニング初期 (pre)、中期 (mid)、終期 (post) の3期に計測を行った (Fig.2A)。

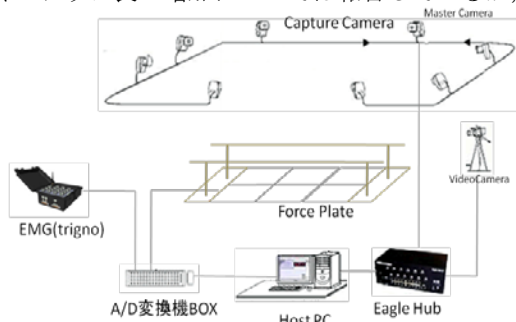


Fig 1 Experimental set-up

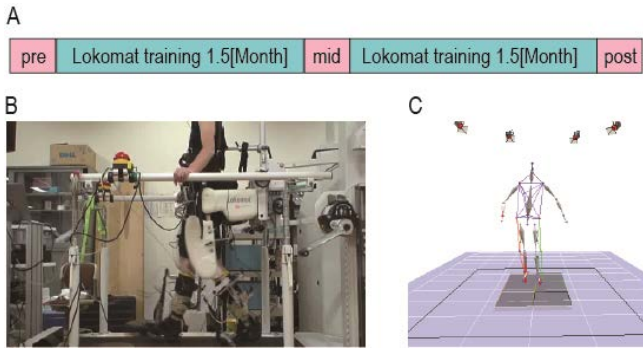


Fig. 2 A.Lokomat training protocol B,C.Experiment landscape of Lokomat training and motion analysis

### 2-3 動作解析実験

3次元動作解析システム内に設置した平行棒内の約6[m]の直線を当人の快適歩行速度で5試行,歩行させた(Fig.1).被験者の身体標点計29ヶ所(Helen Hayes Marker Set)に赤外線反射マーカを貼付し,マーカ座標データを3次元動作解析システム(MAC3D System, Motion Analysis社製)を用いてサンプリング周波数200Hzで取得した.歩行中の筋活動電位を,左右の前脛骨筋(TA),ヒラメ筋(Sol),内側腓腹筋(mGas),外側腓腹筋(lGas),大腿直筋(RF),大腿二頭筋(BF)からワイヤレス式筋電計測システム(Trigno, Delsys社製)を用いて計測した.また,歩行中の左右脚各々の床反力を,6枚のフォースプレート(Kistler社製)を用いて計測した.筋活動電位,床反力のデータはMac3DシステムのA/D変換ボードよりサンプリング周波数1000Hzにて記録した.

### 2-4 解析方法

3次元動作解析システムにより,歩行中に取得したマーカ座標データを元にセグメントモデル(Fig.1C)を作成し,身体各関節の回転中心座標(virtual marker)を推定した.これらvirtual markerの座標より股関節,膝関節,足関節の各関節角度をMATLAB(Mathworks社)を用いて算出した.歩行周期の同定には床反力データの踵接地時の立ち上がり時点を用い,各変数について周期ごとの平均値を得た.ステップ長は同定した歩行周期を参照してマーカの座標データより算出した.なお,ステップ長・時間は同患者の特徴である左右差をみるために麻痺の弱い脚(better side)と強い脚(weak side)に分類分けをした.ケイデンスや歩行速度は一試行ごとに算出し平均した.左右差は求めたステップ長・時間を麻痺の弱い脚を横軸,強い脚を縦軸にとりトレーニングの経過に伴う左右差の変化を示した(Fig6.7). Fig6.7より,斜線に近づくほど左右の差は小さくなり,ステップ長・時間のトレーニング経過に伴う変化もあわせて確認できる.

### 3. 結果

Fig.3に各歩行動作解析における1歩行周期の下肢スティックダイアグラムの典型例を示す.スティックダイアグラムより健常者と比較すると脊髄不全損傷者は歩行周期中に動作の滞留する位相があることが確認できた.また,同患者のトレーニングの経過による変化に着目すると,下肢の各関節の可動域が増加し,ストライド長が増加していることが確認できた.また,COM軌跡と足底接地時の軌跡の関係性より,健常者と比較すると同患者のステップ長やストライド長が小さいことが確認できた.歩行中のCOMの滞留動作がトレーニングの経過に伴い少なくなり,初期の計測でみられた左右差は徐々に改善されていることが確認できた.この傾向は,回復の程度は個人間で差があるものの,全被検者で確認された.

以上のことから,歩行速度,ケイデンス,ステップ長・時間においてもトレーニングの経過に伴い,回復が見込まれるため,全3回の歩行動作解析における各々のパラメータを算出した(Fig3).その結果,歩行速度,ステップ長に関してはいずれの被検者も増加傾向が確認された.ステップ時間はやや減少傾向が認められた.一方,ケイデンスは被検者間によるばらつきが大きく,傾向が認められなかった.また,ステップ長・時間のいずれのパラメータについても麻痺の弱い脚(better side),強い脚(weak side)による回復の違いに傾向はみられなかった.

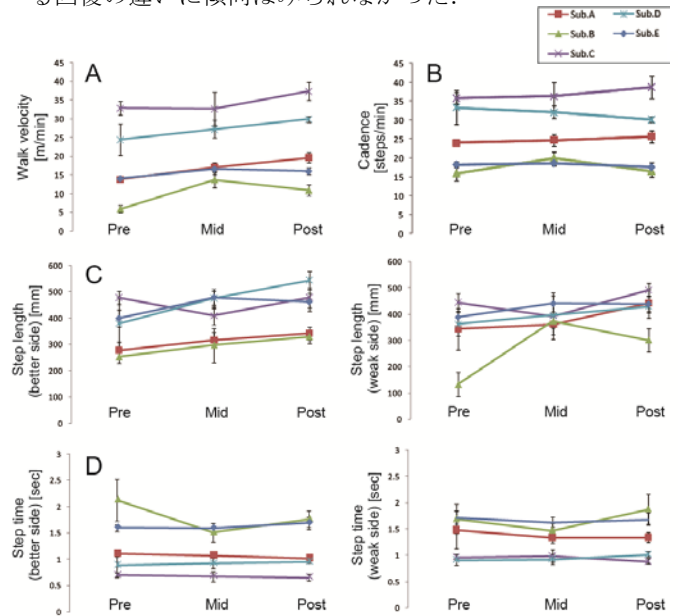


Fig. 3 A.Walk velocity, B.Cadence, C,Step length (right:better side, left:weak side), D.Step time (right:better side, left:weak side) of pre, mid and post measurement

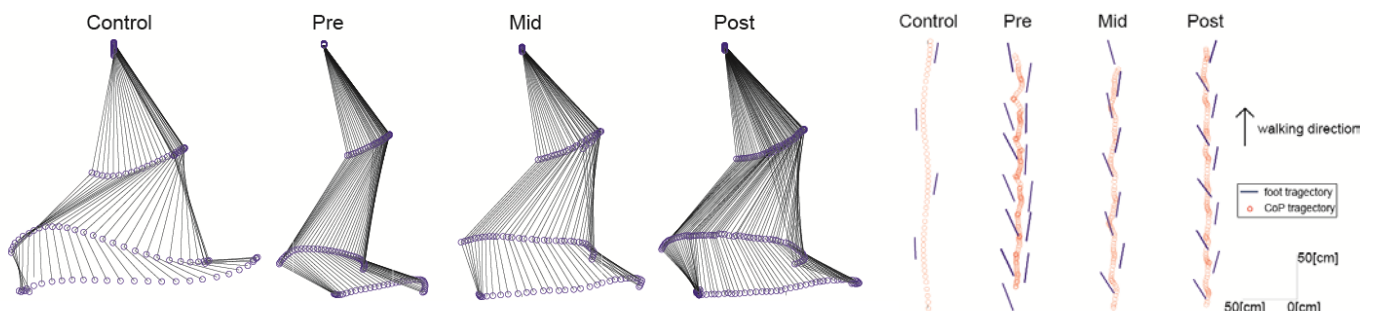


Fig. 4 Typical stick diagram during one gait cycle and COM trajectory of pre, mid and post measurement (subject B)

#### 4. 考察

結果より、歩行速度、ステップ長が増加傾向を示したことから、トレーニングによる回復の発現が示唆される。ステップ時間、ケイデンスに関しては傾向がみられないものの、同患者間で個人差が大きいことを勘案すると、これらのパラメータについても回復している被検者がいることが確認できた。この結果は、免荷式歩行トレーニングの効果を検討した先行研究<sup>4)</sup>で報告されている結果と一致した。

歩行速度の増加は幾何学的には空間的パラメータ（ステップ長）が増加し、時間的パラメータ（ケイデンス、ステップ時間）が減少することにより起こる。この幾何学的法則に着目して各被検者についてみていくと、歩行速度の増加は被検者間で一様に増加するのに対して、空間的パラメータと時間的パラメータの変化は一様でないことが確認された。この結果は、トレーニング効果による回復が歩行速度には被検者間で共通して現れているのに対して、その歩行速度の増加を促した原因に着目すると、被検者間で異なることを示している。これは、Fig.5に示した全3回の動作解析における一歩行周期の時間を比較することによっても理解できる。例として、被検者CはFig.3の歩行速度の結果からトレーニングの経過に伴い、歩行速度の増加が確認できるが、一歩行周期の時間は減少している。一方、被検者Dは歩行速度に関しては被検者Cと同様に増加していることが確認できるが、一歩行周期の時間はトレーニングの経過に伴い、増加している。つまり、この結果は被検者Cは時間的パラメータの回復が、被検者Dは空間的パラメータの回復が歩行速度の増加につながったことを示している。

また、同患者の歩行は左右差があることが報告されており<sup>6)</sup>、歩行速度の増加に伴い左右差の増加が懸念されることから、空間的、時間的パラメータの左右差をみる目的でステップ長、時間の左右差について算出し、Fig6.7に示した。Fig6.7よりトレーニング前後で、左右差に改善が認められる被検者もいれば、変化なし、左右差増加など様々な結果となった。Domingoらはヒトの歩行において、適切な下肢感覚受容器からの求心性入力、脊髄中枢からの下肢筋活動の命令に影響を及ぼすと報告している<sup>5)</sup>。同患者において健常者様の歩行動作の獲得は、下肢の感覚受容器からの求心性入力を促進し、脊髄中枢からの適切な筋出力命令が行われ、歩行動作の回復のみならず、神経系の回復も見込めるものと考えられる。

以上のことから、歩行トレーニングにより歩行速度の回復は同患者間で一様に確認されるが、速度増加の起源は被検者ごとに異なる。また、歩行速度の回復が必ずしも同患者の歩行の回復につながる結果とはならず、左右差や筋活動についても併せて検討していかなくてはならない。

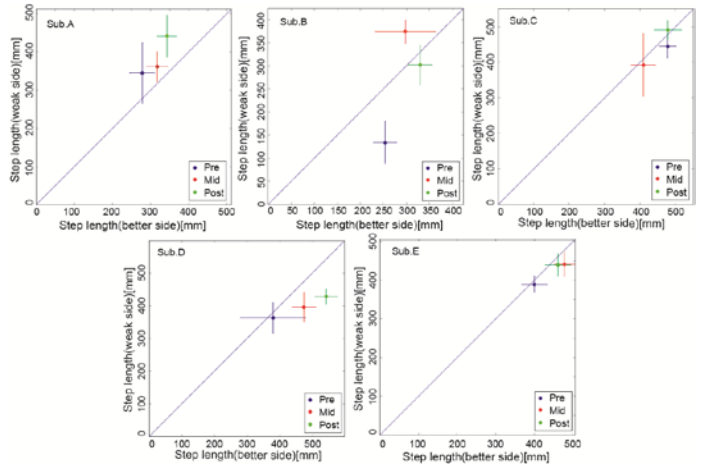


Fig. 6 Spatial Asymmetry of all subject (blue:pre, red:mid, green:post)

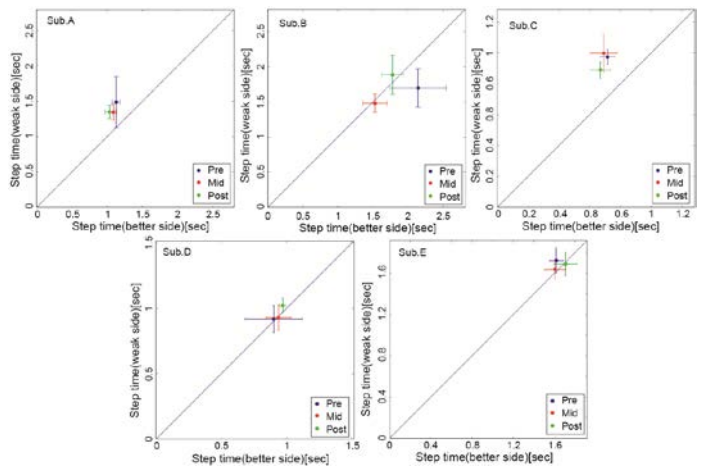


Fig. 7 Temporal Asymmetry of all subject (blue:pre, red:mid, green:post)

#### 参考文献

- (1) 住田幹男他 脊髄損傷のOutcome -日米のデータベースより-. 医歯薬出版株式会社2001年
- (2) Grasso R et al. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. Brain 127;1019-1034,2004
- (3) Saraf P,et al. Daily stepping in individuals with motor incomplete spinal cord injury. Physical Therapy 90(2);224-235,2010
- (4) Carla FJ Nooijen et al. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 6:36.2009
- (5) Domingo A et al. Kinematics and muscle activity of individuals with incomplete spinal cord injury during treadmill stepping with and without manual assistance. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 4:32,2007
- (6) Jayaraman A et al. Locomotor Training and Muscle Function after incomplete spinal cord injury : case series. The Journal of spinal cord medicine 31(2):185-193,2008

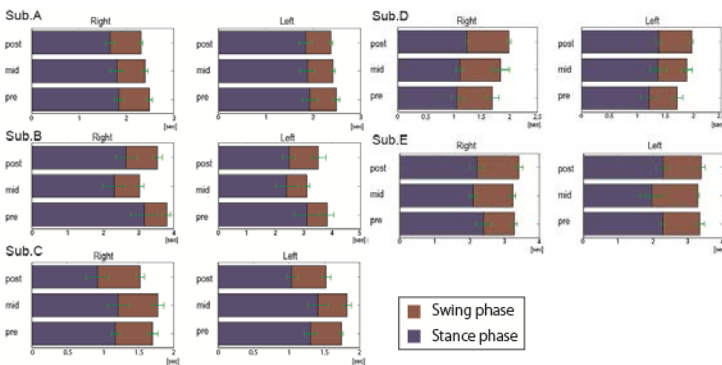


Fig. 5 Time ratio between stance phase(blue) and swing phase(red) of all subject during one gait cycle