脳卒中片麻痺患者に対する Split-belt を 用いた身体推進不全の改善効果の検証

平田恵介(PT, $MSc)^{1)}$, 塙 大樹(PT, $MSc)^{1)2)}$, 久保田圭祐(PT, $MSc)^{1)}$, 園尾萌香(PT) $^{3)4)}$, 宮澤 拓(PT, $MSc)^{5)}$, 国分貴徳(PT, $PhD)^{6)}$, 金村尚彦(PT, $PhD)^{6)}$

- 1) 埼玉県立大学大学院 保健医療福祉学研究科 博士 後期課程
- 2) 日本学術振興会 特別研究員
- 3) 埼玉県立大学大学院 保健医療福祉学研究科 博士 前期課程
- 4) 理化学研究所 CBS トヨタ連携センター
- 5) 上尾二ツ宮クリニック
- 6) 埼玉県立大学 保健医療福祉学部 理学療法学科

キーワード: 片麻痺歩行, split-belt, 推進機能

はじめに

本邦における脳卒中の罹患者は 117 万人に及び,要介護状態となる要因第一位となるほど日常生活活動に支障を来す後遺症を引き起こす $^{1)}$ 。なかでも左右肢の動きに非対称性が顕在化する片麻痺患者において $^{2)}$,麻痺側下肢の蹴り出しの不全化は歩行自立度の高い患者においても問題となり,代償歩行や装具残存の要因となることが多く $^{3)4}$,効果的で再現性のある介入手段を確立することは急務である $^{5)}$ 。

歩行の運動学習に関する実験的手段として用いられてきた split-belt treadmill は片麻痺患者の歩行の対称化をもたらすリハビリテーションツールとしての応用が期待されている $^{6)7}$ 。これは左右分離したダブルベルトトレッドミル上の歩行中に、左右のベルトを異なる速度に変化させると、ヒトは数分間のうちにその環境に適応し滑らかな歩行を獲得することができるというもので $^{8)}$ 、この歩行適応能力は脳卒中片麻痺患者にも存在することがすでに実証されている $^{9)}$ 。しかし、それらの研究では歩幅の対称性や下肢機能など対象者の状態によって得られる効果が異なることも指摘されおり、動作の結果生じる時空間パラメータの分析だけでは不明な点が多く残されている。

そこで本研究では、片麻痺患者の split-belt での歩行 適応時に、動作の要因となる運動力学パラメータとして 床反力推進成分に着目し、健常者との相違点を検証する ことを目的に行った。

方 法

1. 対象

片麻痺患者は実験時点で6ヵ月以上経過している慢性 期脳卒中片麻痺後遺症者8名(男性6名,女性2名,平

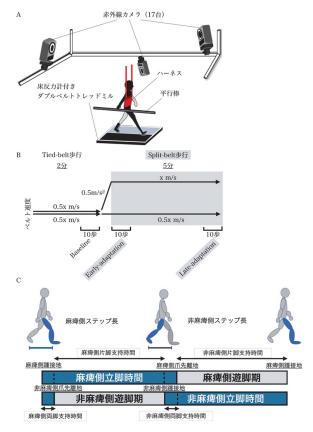


図1 [A]実験環境. [B]歩行プロトコル. [C]時空間パラメータの定義

均年齢 72 ± 5 歳,下肢 $FMA20 \sim 34$)を対象とした。 健常者は整形外科的、神経学的既往を持たない健常若年成人 15 名、平均年齢 23 ± 2 歳を対象とした。

2. 実験計測環境 (図1A)

被験者に対して、左右異なった速度制御が可能な床反力計内蔵ダブルベルトトレッドミル(1,000 Hz, Bertec 社製, USA, AM6500)歩行を非麻痺側に配置した手すりを把持した状態で実施した。三次元動作解析装置 VICON(100 Hz, Vicon Motion Systems 社製, UK, MX T-series)で計測した。三次元座標、床反力を抽出し、データ処理には数値解析ソフトウエアMATLAB2016a(Mathworks 社製, USA)を用いた。

3. 歩行実験プロトコル

左右ベルトが同速度の通常歩行(tied-belt)を 2 分間, 麻痺側のベルトを倍速に加速させ左右速度が非対称な歩 行(split-belt)を 5 分間行った。速度設定は、患者被験 者が事前に測定した最大歩行速度の 1/2 を tied-belt 歩 行速度に、最大歩行速度を split-belt 歩行の速側ベルト 速度に設定した。健常者被験者は 0.9 m/s を tied-belt 歩 行速度に、1.8 m/s を split-belt 歩行の速側ベルト速度に 一律に設定した(図 1B)。 フェーズを次のように定義した。基準となる左右対称な2分間の tied-belt 歩行の終了前30秒間を Baseline, ベルト速度の変化直後30秒を Early-adapt,5分間 split-belt 歩行継続後の30秒間を Late-adapt とした。

4. データ処理

各フェーズの10歩行周期分のデータを左右で抽出した。歩行周期は床反力鉛直成分から定義した。

A. 時空間パラメータ (図 1C)

立脚時間:右の立脚時間は右の踵接地から右下肢が地上 から離れるまでの時間。

ステップ長:右のステップ長は右踵接地時の左踵から右 踵までの距離。

立脚時間,ステップ長の対称性を数式 $\{(遠側 - 遅側)/(遠側 + 遅側)\}$ × $\{100\}$ 0%)で数値化した $\{100\}$ 0%となり,左右が完全対称であることを表す。

B. 床反力データ

推進力:床反力前後成分の正方向(推進成分)の立脚期 後半(50~100%)RMS値。

推進ピークタイミング:床反力前後成分の正方向(推進成分)のピークの立脚期におけるタイミング(%)。

推進力と推進ピークタイミングは、両脚支持期と片脚立 位期をそれぞれ統一した割合で立脚期を 100% 時間正規 化した後、麻痺側データを比較した。

5. 統計解析

処理後の各パラメータの結果は Baseline の結果から減算し、Baseline からの増減量として表した。それらの結果を従属変数、フェーズ(Baseline、Early-Adapt、Late-Adapt)を独立変数として、一要因の反復測定分散分析(repeated-ANOVA)を行った後、多重比較検定(Bonferroni 法による補正)を行った。有意水準は5%とした。

6. 倫理的配慮

ヘルシンキ宣言に則り、埼玉県立大学倫理審査委員会 の承認(承認番号 29501) を得た上で、対象者に説明と 同意を得て実施した。

結 里

時空間パラメータの結果は患者群と健常者群が同様の結果を示した。立脚時間は Baseline に対し、Early-adapt、Late-adaptの両フェーズにおいて左右対称性を示す数値に有意差を認めた(p<0.05)。一方、ステップ長では Baseline と Early-adapt に有意差を認めたものの(p<0.05)、Late-adapt では有意差がなく(患者群 p=0.91、健常者群 p=0.34)、対称性が再獲得される結果となった(図 2A)。

床反力推進成分の RMS 値では、患者群、健常者群共

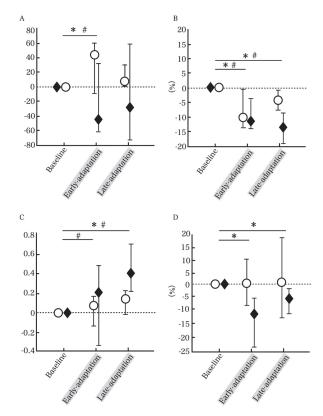


図2 パラメータの結果 [A]ステップ長の対称性. [B]立 脚時間の対称性. [C]麻痺側(速側)床反力推進成分. [D]麻痺側(速側)床反力推進成分ピークのタイミング. 各パラメータの結果の平均を片麻痺者(○),健常人(◆)で示し、標準偏差をバーで示した. Baseline との有意差がある場合には片麻痺者(*),健常人(#)で示した. 有意水準は p < 0.05.

に Baseline と Late-adapt で有意差を認め (p < 0.05), 有意に速側においた側の下肢が増大していた。しかし, 推進成分のピークタイミングに限って, 健常者群で有意 に早期化したのに対し (p < 0.05), 患者群では統計的 有意差はなかった (Baseline vs Early-adapt p = 0.97, Baseline vs Late-adapt p = 0.89, 図 2B, 図 3)。

考察

時空間パラメータの結果は、split-belt 歩行を継続することで、立脚時間の非対称性が持続し、ステップ長は対称性を再獲得する現象が患者群、健常者群共に見られた。これは先行研究⁷⁾⁹⁾の一部の結果と同様に、脳卒中患者が片麻痺による下肢機能の非対称性を有していながらも、左右速度が非対称な歩行環境において両脚の相互関係において成り立つパラメータであるステップ長の対称性を再獲得する歩行適応能力を持っていることが示された。同時に、これらの時空間パラメータの結果から本研究プロトコルの split-belt treadmill 実験としての妥当性が担保された。ただし、片麻痺患者は通常歩行の歩幅(ステップ長)が左右非対称であるケースが多く、本結果はあくまでも Late-adapt に tied-belt 歩行時の対称

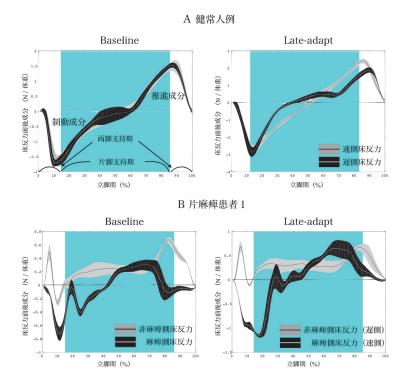


図3 床反力の代表例 [A]: 健常者群例. [B]: 片麻痺患者群例.

性と同等の対称性を獲得したと言うに過ぎない。こうした研究限界は先行研究 $^{9)11)}$ においても指摘されている。

次に下肢の推進機能については、倍速化する麻痺側ベルトに適応する際、床反力の結果から麻痺側の推進力は増大していることが確認された。本結果も先行研究 ¹²⁾ の一部の結果を支持するものであった。ただ、split-belt 歩行の継続と共に麻痺側の推進成分が増大する傾向にあるのに対し、ステップ長の対称性の変遷は非麻痺側ステップ長(非麻痺側が前脚、麻痺側が後脚)が一度増大した後に対称性を再獲得している。非麻痺側ステップ長の減少や麻痺側ステップ長の増加の変化は麻痺側推進力の増加とは関連性がない ¹³⁾ ことから、本結果で非麻痺側ステップ長の増大に寄与する麻痺側推進成分が増大したこと自体は直接的にステップ長の対称性獲得に貢献していた訳ではないと解釈できる。

最後に、推進成分が最も作用する立脚相(図 3)を見ると、健常者群で推進ピークタイミングの早期化が片麻痺患者群には現れなかった(全フェーズで概ね約 80%)。つまり、麻痺患者群の場合には常に片脚立位期の終盤に推進ピークがあったことを示している。片麻痺患者の歩行に対する介入として最大歩行速度練習が広く行われており 14)15)、麻痺側下肢の推進力増大効果などが示されている。これらの結果と合わせて解釈すると、split-beltで麻痺側下肢を速側に置いた条件による麻痺側下肢の推進力への効果は、蹴り出しタイミングの点からいわゆる「健常化」を促すには至っておらず、主には麻痺側片脚立位時に速度依存的に推進力を増大させていた可能性が

示唆された。

結 論

障害が多岐にわたる片麻痺患者では、運動課題によって発現される反応も様々であるため結果の解釈が困難になり、介入の有効性を示しにくい。課題に対する反応の健常者群や片麻痺患者群間での相違点を分析していくことが求められる。本研究では split-belt による左右速度が非対称な歩行環境において、片麻痺患者群の麻痺側下肢がベルト速度に応じて力の調整を行っている一方で、そのタイミング調整に関しては健常者群と同様に実行する能力は不足していることを示した。ただ、課題に対する反応が健常者群と異なることがネガティブであると本結果から結論付けることはできず、片麻痺患者の障害として合目的な戦略である可能性があるため、今後は力学的な解析に展開する必要がある。本研究は split-belt を有効なリハビリテーションツールとして確立することの一助となると考える。

文 献

- 1) 内閣府:第1章高齢化の状況, 平成28年版高齢社会白書. 2016, pp. 1-13.
- Mahon CE, Farris DJ, et al.: Individual limb mechanical analysis of gait following stroke. J Biomech. 2015; 48: 984–989.
- Bowden MG, Balasubramanian CK, et al.: Anteriorposterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. Stroke. 2006; 37: 872–876.

- Balasubramanian CK, Bowden MG, et al.: Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects with Chronic Hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil. 2007; 88: 43–49.
- 中澤公孝:歩行のニューロリハビリテーション. 杏林書院,東京,2010.
- Tyrell CM, Helm E, et al.: Learning the spatial features of a locomotor task is slowed after stroke. J Neurophysiol. 2014; 112: 480–489.
- Reisman DS, Wityk R, et al.: Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. Neurorehabilitation Neural Repair. 2010; 23: 735-744.
- Choi JT, Bastian AJ: Adaptation reveals independent control networks for human walking. Nat Neurosci. 2007; 10: 1055–1062.
- 9) Reisman DS, Wityk R, *et al.*: Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. Brain. 2007; 130: 1861–1872.
- Malone LA, Bastian AJ, et al.: How does the motor system correct for errors in time and space during locomotor adaptation? J Neurophysiol. 2012; 108: 672–683.
- Tyrell CM, Helm E, et al.: Locomotor adaptation is influenced by the interaction between perturbation and baseline asymmetry after stroke. J Biomech. 2015; 48: 2849–2857.
- 12) Lauzière S, Miéville C, et al.: Plantarflexion moment is a

- contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. J Rehabil Med. 2014; 46: 849–857.
- Allen JL, Kautz SA, et al.: Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. Gait Posture. 2011; 33: 538-543.
- 14) Awad LN, Binder-Macleod SA, et al.: Paretic Propulsion and Trailing Limb Angle Are Key Determinants of Long-Distance Walking Function After Stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2015; 29: 499–508.
- Hsiao H, Knarr BA, et al.: S.A. Binder-Macleod, Mechanisms to increase propulsive force for individuals poststroke. J Neuroeng Rehabil. 2015; 12: 40.

発表実績

- 1) Keisuke Hirata, Takanori Kokubun, Hikaru Yokoyama, Taku Miyazawa, Hiroki Hanawa, Keisuke Kubota, Moeka Sonoo, Naohiko Kanemura, Contribution of lower limb joint movement to symmetrization of step length in splitbelt locomotion, Neuroscience 2017. 2017 年 11 月 13 日
- 2) 平田恵介, 塙 大樹, 国分貴徳, 宮澤 拓, 久保田圭祐, 園尾萌香, 渡邊孝志, 金村尚彦, 脳卒中片麻痺患者に対する Split-belt を用いた身体推進不全の改善効果の検証, 第37回関東甲信越ブロック理学療法士学会. 2018年9月29~30日(発表予定)