3軸加速度計に基づくスプリットベルトトレッドミル歩行適応現象の評価

北川巨樹^{1†}, 角田 溪¹, 荻原直道¹¹ 慶應義塾大学理工学部機械工学科

要旨: 左右でベルト速度の異なるスプリットベルトトレッドミル上で歩行を行うと、歩行当初は左右差が生じるが、歩行適応に伴い歩行運動は左右対称に近づくことが知られている。本研究では、骨盤に取り付けた3軸加速度計からスプリットベルトトレッドミルにおける歩行左右対称性の適応変化を評価することを試みた。具体的には、加速度3成分を周波数成分に分解し、奇数次の高調波と偶数次の高調波の比により歩行の左右対称性の変化を定量化した。その結果、スプリットベルト条件に歩行が適応するにつれて、前後方向の加速度波形の偶数次高調波の成分が有意に大きくなり、3軸加速度計の波形から歩行の適応的变化を定量的に評価できることが明らかとなった。本手法は、治療やリハビリテーションによる歩行機能の回復を簡便に分析する上で有効なツールになると考えられる。

キーワード: 左右対称性, Harmonic Ratio, スプリットベルトトレッドミル, 床反力

1. はじめに

ヒトは、路面の状態や外乱など様々な環境変動に対して、歩行を適応的に変化させることができる。この環境変動に対する歩行適応のメカニズムの解明を目的として、近年、スプリットベルトトレッドミル（左右のベルトが分かれており、それぞれの速度を独立に指定することができるトレッドミル）を用いた歩行研究が、神経科学分野で数多く行われている¹⁻¹⁰⁾。こうした歩行実験では、まず左右のベルトの速度が同一の条件（以後、Tied-belt条件）で被験者に普通に歩行させる。その後、片方のベルト速度を上昇させた条件（以後、Split-belt条件）で歩かせる。すると被験者は、最初は片足を引きずるような左右脚の位相がずれた歩行をする。具体的には、Split-belt条件では、Slow Leg（速度が遅い方のベルトの脚；SL）のほうがFast Leg（速度が速いほうのベルトの脚；FL）より、立脚期時間、ステップ長が長い非対称歩行となる^{5,9)}。しかし、適応するにつれて、立脚期時間がSLで短くFLで長くなり、立脚期時間が左右対称に近づく。またSLのステップ長（SLが接地したときのステップ長；図1）が短く、FLのステップ長が長くなり、ステップ長の左右差が小さくなることが明らかとなっている^{5,8,9)}。その後再び左右のベルトの速度を同一にすると、被験者は反対の方向に位相がずれた歩行を行う、すなわちSplit-belt条件に適応した後効果が見られることが報告されている⁵⁾。このような歩行適応は、小脳に障害のある患者に

は見られないことから、歩行適応の発現には小脳が大きく寄与していることが示唆されている^{6,7)}。また近年は、脊髄に存在するリズム生成回路網のメカニズム解明を目的としたSplit-belt条件における歩行実験も行われており¹¹⁾、Split-belt条件を用いた歩行実験は、歩行の神経科学分野における重要な方法論となっている。

近年、こうしたSplit-belt条件による歩行適応を、リハビリテーションに活用する試みが提案されている。Reismanらは、脳卒中による片麻痺患者にSplit-belt条件で歩行をさせたところ、健常者と同じような歩行適応が観察され、Split-belt条件への適応により健常者のステップ長が左右対称から非対称に適応するのと同じように、片麻痺患者では適応により非対称歩行がより左右対称に変化することを示した¹²⁻¹⁴⁾。この効果は、Tied-belt条件に戻しても、しばらく継続することも報告されている。歩行適応効果を、長期的に持続させる介入方法を明らかにすることが今後の課題ではあるが、この事実は、スプリットベルトトレッドミルによる歩行訓練が、片麻痺患者の歩行リハビリテーションに大きな可能性を秘めていることを示している。

しかし、こうしたSplit-belt条件における歩行適応の分析は、現在のところモーションキャプチャシステムなどの特殊な装置が備えられた実験室環境でのみ行われており、必ずしも実際の臨床の現場で容易に行うことができるわけではない。スプリットベルトトレッドミル歩行を、片麻痺患者のリハビリテーションにおける新しい介入方法として活用するためには、より簡便にSplit-belt条件における歩行適応を分析・評価できるシステムを構築する必要があると考えられる。

そこで本研究では、骨盤に取り付けた3軸加速度計のみを用いて、Split-belt条件における歩行適応現象、特に歩行の左右対称性を評価することを試みた。もし加速度計のみでSplit-belt条件における歩行適応を評価することができ

2015年12月21日受付 2016年2月1日受理

[†]〒223-8522 神奈川県横浜市港北区日吉3-14-1

慶應義塾大学理工学部機械工学科

北川巨樹

Tel: 045-563-1141

E-mail: ogilab_kitagawa13@yahoo.co.jp

図1 トレッドミル歩行におけるステップ長の定義

ば、モーションキャプチャ装置が必須ではなくなるため、Split-belt 条件による片麻痺患者の歩行リハビリテーションに大きく寄与するものになる。

2. 加速度波形に基づく左右対称性の定量化

歩行運動は、右脚の踵接地から次の右脚の踵接地までを1周期とする周期運動である。このため、加速度波形 $f(t)$ はフーリエ級数展開を用いて次式のように基本周波数 T_0 とその k 倍の周波数成分に分解することが可能である。

$$f(t) = c_0 + \sum_{k=1}^{\infty} c_k \sin\left(\frac{2\pi k}{T_0} t + \theta_k\right) \quad (1)$$

ここで c_k と θ_k はそれぞれ k 番目の次数における振幅と位相を表す。ヒトの歩行運動は基本的には左右対称であるため、Tied-belt 条件時の体幹加速度の前後方向・上下方向成分は基本的には2相性となり Split-belt 条件時にはその波形に変化が生じる(図2A)。加速度の左右方向成分は、絶対値が小さくノイズの影響を受けやすいため、必ずしも明瞭ではないが(図2A)、一般にその基本波形は歩行周期と一致する1相性となるため、絶対値をとれば、他の二成分と同様に評価することが可能となる(図2B)。

2相性波形(図3A)は高調波成分に分解すると偶数次の高調波が主となる(図3B)。一方、非2相性波形(図3C)は高調波成分に分解すると奇数次の高調波が主となる(図3D)。したがって、歩行中の加速度波形は偶数次の高調波の足し合わせによって、基本的には表現できると考えられる。しかし、歩行が左右非対称の場合、奇数次の高調波が含まれることになる。以上から、次式のように偶数次の高調波の振幅の和と奇数次の高調波の振幅の和の比を求めれば、歩行の左右非対称性を評価することができると考えられる。

$$HR = \frac{c_2 + c_4 + \dots + c_{20}}{c_1 + c_3 + \dots + c_{19}} \quad (2)$$

ここでHRは、Harmonic Ratioと呼ばれる指数である。Harmonic Ratioは、Gageにより最初に提案され¹⁵⁾、高齢者の歩行能力¹⁶⁾や、転倒リスク¹⁷⁾の評価などに用いることが

図2 歩行中の加速度波形

4vs4, 4vs6 はベルト速度がそれぞれ左右4 km/h, 4 km/hと6 km/hであることを表す。Aは加速度元波形、Bは左右方向の絶対値をとった加速度波形を表す。

図3 加速度波形の周波数分解

Aは2相性波形、Bは2相性波形の高周波成分を1次から5次成分、Cは非2相性波形、Dは非2相性波形の高周波成分を1次から5次成分を表す。B,Dの太線は偶数成分を表し、細線は奇数成分を表す。

提案されているが、運動学的には主に歩行の円滑性を評価する指標とされてきた^{15, 18)}。しかし、HRは歩行の周期性^{19, 20)}や安定性^{19, 21)}の指標として用いられることもあり、この指標の大小が歩行機能の何を記述しているのかについては必ずしも統一の見解があるわけではない。しかし近年、この指標が歩行の左右対称性を表していることも提案されている²²⁾。本研究では、上述の考察より、HRが基本的には歩行の左右

対称性を定量化する指標と考え、これを用いて歩行対称性の評価を試みた。

3. 計測方法

3.1 被験者

被験者は、過去に脳神経疾患及び整形外科疾患等のない健康成人男性5名（身長：171.8 ± 6.5 cm, 体重：69.4 ± 8.6 kg）とした。被験者には計測着を着用させ、裸足歩行を指示した。さらに上肢の運動によりバランスを取ることで身体応答が影響を受けぬよう被験者には腕を体の前で組むように伝え、スプリットベルトトレッドミル（Forcelink B.V, D4017, Netherlands）上で歩行を行わせた（図4）。計測中に安全を確保するため、天井に固定したハーネスを被験者に装着させた。また、計測中に被験者が異変を感じた際にはいつでも実験を中止できるよう、緊急停止ボタンを被験者の手が届くところに設置した。本研究は、慶應義塾大学理工学部生命倫理委員会の承認を得た後、被験者には実験の内容及び主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

3.2 計測システム

本研究では、スプリットベルト上を歩行する被験者の3次元身体運動を、仙骨部に装着した3軸加速度計（DL-112, エスアンドエムイー）と、光学式3次元動作解析装置（MAC3D System : Motion Analysis Corporation, USA）を用いて計測した。3軸加速度計の寸法はD22 × H7 × W12 mm, 重さ3 gであり、計測周波数は100 Hzとした。加速度データはデータロガー（DL-2000, エスアンドエムイー）を介して有線接続にてPCに取り込んだ。反射マーカは、左右の肩峰、大転子、大腿骨外側上顆、外果、踵骨隆起、第5中足骨頭の計12点に取り付け、計測周波数200 Hzで各標識点の3次元座標の時間変化を計測した。

図4 計測システム

3.3 計測手順

まず、左右ベルトが4 km/hのTied-belt条件で、4分間歩行させ、そのときの歩行運動を計測した。その後、右脚のベルト速度を変更し、左右のベルト速度が4 km/hと6 km/hのSplit-belt条件で10分間の計測を行い、その間に起こる歩行適応を計測した。本研究では歩行適応の後効果に着目しているわけではないが、再度左右ベルトが4 km/hのTied-belt条件に戻して歩行を2分間行わせた。最後に、左右のベルト速度が6 km/hのTied-belt条件で2分間歩行させた。被験者には計測の間に適宜休憩をとらせ、疲労の影響を可能な限り抑制した。

3.4 解析方法

本研究では、(1) ベルト速度4 km/hのTied-belt条件、(2) ベルト速度6 km/hのTied-belt条件、(3) Split-belt条件の歩行開始約30秒後（適応前）、(4) Split-belt条件の歩行開始約570秒後（適応後）、の計4条件について、右脚接地を基準とした各5周期のデータを抽出し、特にSplit-belt条件適応前後の歩行運動の差違に着目して解析を行った。

計測した加速度波形より、歩行周期とHRを算出した。具体的には、加速度波形から重力加速度成分とドリフト成分を除去するために、まず遮断周波数0.2 Hzでハイパスフィルタをかけた。そして上下方向加速度のピークより、歩行周期、すなわち右脚の接地から次に右脚が接地するまでの時間を求めた。左右方向加速度を用いることで左右の接地を判別することが可能である。

次に、抽出した各歩行周期についてHRを求めた。各周期の歩行周波数 T を基本周波数 T_0 とし、その20次までの高調波を用いて、加速度波形 $f(t)$ を再構成する問題は、以下の最小化問題に帰着できる

$$\left(\left(c_0 + \sum_{k=1}^{20} c_k \sin\left(\frac{2\pi k}{T_0} t + \theta_k\right) \right) - f(t) \right)^2 \rightarrow \min \quad (3)$$

ここで c_k と θ_k は、1から20次までの高調波の振幅と位相を表す。本研究では、Microsoft Excel ソルバーを用いて式(3)を最小化する c_k と θ_k を算出し、式(2)よりHRを算出した。算出したHRは各被験者ごとに5周期の平均と標準偏差を算出し、関連2群のt検定を用いてHRの適応前後の変化を比較した。

モーションキャプチャシステムから求められる各標識点座標の時間変化波形には、7 Hzのローパスフィルタをかけ、そこから踵接地と爪先離地の時刻を検出して立脚期時間を、踵接地時刻における踵点と反対脚の第5中足骨頭間の水平方向距離からステップ長を求めた。ストライド長は各脚の踵接地から次の踵接地までの時間にベルト速度を乗することで算出した。また、股関節、膝関節、足関節の矢状面投影角度を算出した。関節角度は、静止立位時をゼロとし屈曲、背屈を正とした。さらに、左右肩峰を結ぶ線分と、左右大

図5 Tied-belt・Split-belt 条件における歩行運動の時間・距離因子の比較 (* $p < 0.05$)

A は正規化ステップ長, B は Split-belt 条件時の正規化ステップ長の左右差, C は正規化立脚期時間, D は Split-belt 条件時の正規化立脚期時間の左右差を示す。それぞれ被験者 5 名分の平均と標準偏差を示す。4vs4, 4vs6, 6vs6 はそれぞれベルト速度が左右 4 km/h, 4 km/h と 6 km/h, 左右 6 km/h を表す。

転子を結ぶ線分の水平面投影角度を算出し、体幹回旋角度の時間変化を求めた。右回旋を正とした。

ステップ長はストライド長を用いて、立脚期時間は歩行周期を用いて正規化した。正規化後、5 名分のデータの平均と標準偏差を計算し、適応前後の左右差について関連 2 群の t 検定を用いて比較した。

4. 結果

4.1 距離・時間因子の変化

各歩行条件におけるステップ長の比較を図 5A に示す。ステップ長は Tied-belt 条件では左右でほぼ同じ値となり、歩行速度が速くなると長くなった。それに対して Split-belt 条件では、FL で短く、SL で長くなり左右のステップ長が有意に非対称になっていることがわかる、しかし Split-belt 条件に適応するにつれて、ステップ長の左右差は図 5B に示すように有意に減少し、歩行は左右対称に近づいた。ただし、FL と SL ステップ長間には有意な差があり、適応後もステップ長が左右で一致しているわけではない。

立脚期時間は、図 5C に示すように Tied-belt 条件では左右でほぼ同じ値となるが、Split-belt 条件では、FL で短く、SL で長くなり左右の立脚時間が有意に非対称になった。しかし Split-belt 条件に適応するにつれて、ステップ長の左右差は図 5D に示すように有意に減少し、立脚期時間も左右対称に近づくことが明らかとなった。

4.2 関節角度の変化

代表被験者 1 名 (被験者 A) の Split-belt 条件時の関節角度の変化を図 6 に示す。左右のベルト速度が異なることに起因して、関節角度には左右差が存在していることがわかる。特に足関節角度に大きな左右差が観察された。しかし、Split-belt 適応前後では、どの関節角度波形にも大きな変化は観察されなかった。

図6 関節角度の結果 (被験者 A)

Split-belt 条件時の関節角度の結果を、点線で適応前、太線で適応後、Tied-belt 条件時の結果を細線で示す。グラフの正は背屈、屈曲、右回旋を示す。

一方体幹回旋角度は、FL が接地するときに正、SL が接地するときに負となるが、Split-belt 条件適応前後でその振幅に差がみられることが分かった。すなわち、適応前では左右非対称に体幹が回旋するのに対して、適応後はそれが対称になる傾向があることがわかった。

4.3 骨盤加速度の変化

被験者 A の加速度波形 5 周期分重ねたものを図 7 に示す。Tied-belt 条件では上下・前後加速度波形はほぼ 2 相性であることが確認できた。ただし、左右方向の加速度波形には、必ずしも明瞭な 1 相性が観察されなかった。一方、Split-belt 条件では、左脚 (SL) の接地と対応する歩行周期約 50% に観察されるピークが左にシフトし、波形が 2 相性から離れていることがわかる。

4.4 Harmonic Ratio の変化

加速度波形から算出した HR の被験者 5 名の結果を図 8 に示す。グラフは 5 周期の平均と標準偏差を示している。図 8 に示す Tied-belt 条件において HR は相対的に高い値を示した。これは歩行が基本的には左右対称であり、波形の 2 相性が高いことを示している。また、本研究における Tied-belt 条件の HR はおよそ 2~4 であり、これは先行研究^{17-20, 22)}で報告されている値 2~5 とほぼ一致した。一方 Split-belt 条件では、Tied-belt 条件と比較して HR の値はそれより大幅に小さくなった。しかし、Split-belt 条件の適応前後で HR を比較すると、加速度の前後方向成分で適応後に有意に値が大きくなることがわかった。

5. 考察

本研究では、体幹にとりつけた 3 軸加速度計の波形に基づいて、スプリットベルトトレッドミル歩行における歩行適応現象を評価する手法を提案し、その有効性を検証した。具体的には、まず、既存のモーションキャプチャシステムを用いて、先行研究で報告されているステップ長や立脚期時間の左右差が減少する歩行適応現象が再現されていることを確認した。この歩行適応現象を、加速度 3 成分を周波数成分に分解し、奇数次の高調波と偶数次の高調波の振幅の和の比、すなわち HR から歩行の左右対称性を定量化することを提案し、スプリットベルト適応過程でおこる歩行の左右対称化が、この指標、特に加速度前後方向の HR を用いて実際に定量化できることを示した。先に述べたように、Split-belt 条件による歩行適応をリハビリテーションに活用する試みが提案されているが、本研究で示した加速度波形の HR 解析を用いることで Split-belt 条件における歩行の適応変化を簡便に評価することが可能となる。モーションキャプチャシステムを基本的には有していない実際の臨床の現場で、スプリットベルトトレッドミル歩行訓練を活用するための、有効なツールとなると考えられる。

また、例えば変形性関節症²³⁾や脚長差²⁴⁾などの運動器系に疾患がある患者や、脳卒中²⁵⁾やパーキンソン病²⁶⁾などの神経系に障害のある患者において、歩行運動は顕著に非対称になることが知られている。こうした歩行傷害の診断²⁷⁻³³⁾

図 7 Tied-belt・Split-belt 条件歩行において計測された加速度波形 (被験者 A)
4vs4, 4vs6, 6vs6 はベルト速度がそれぞれ左右 4 km/h, 4 km/h と 6 km/h, 左右 6 km/h であることを表す。

図8 被験者5名のTied-belt・Split-belt条件におけるHarmonic Ratioの比較 (* $p < 0.05$)
4vs6前はSplit-belt条件の適応前、4vs6後は適応後を示す。

や、外科的治療³⁴⁾やリハビリテーションの効果を評価³⁵⁻³⁷⁾する上でも、日常環境下でより簡便に行うことができることが求められているが^{38,39)}、加速度計のみに基づいて歩行非対称性の時間的変化を定量化できる本手法は有効であろう。

ただし、このHR自体は、先に述べたように50年以上前に提案されている¹⁵⁾。また、偶数次の高調波は2分割すると同じ波形になるが、奇数次の高調波では同じ波形にならないことから、この指標は従来言われているような歩行の円滑性、周期性、安定性ではなく、歩行の左右対称性を表すと考えられることも、近年短報として報告されている²²⁾。接地のタイミングの左右差であれば、HRを持ち出さなくても、加速度波形から直接求めることができる⁴⁰⁾。HRを用いて歩行の左右対称性を評価するメリットはどこにあるのだろうか。

Split-belt条件に適応する前は、SLのほうがFLより立脚期時間とステップ長が長い非対称歩行となるが、適応するにつれてそれぞれSLで短く、FLで長くなり、歩行運動は左右対称に近づく^{5,7,8)}。本研究でもそれを追認する結果を得たが、これは図9に示す歩行の変化が適応前後で起きていることを表している。Split-belt条件適応前は、ベルト速度が左右で異なるにもかかわらず、通常通りに歩行をしようとする。このため、FLは相対的にベルトにより後方に大きく引っ張られ、SLステップ長が長くなる(図9)。逆にSLはベルト速度が遅いため後方への移動量が相対的に小さいためFLステップ長は短くなる。その結果SLが相対的に遠くに、FLが近くに接地し、SLに相対的に大きな制動力が作用する⁹⁾。しかしSplit-belt条件に適応するにつれて、左右の接地位置とステップ長が相対的に対称になるように歩行が調整され、SLに作用する制動力が小さくなる。

体重心の加速度は、歩行中に身体に作用する左右の床反

適応前

適応後

図9 Split-belt条件適応前後の歩容変化

力の総和から重力を差し引いた慣性力と比例するため⁴¹⁾、体重心の近傍に取り付けた加速度計の出力は、床反力と直接的に関係する。したがって、前後方向加速度のHRの値は上述の適応過程において起こる制動力の変化を捉えてい

ると考えられる。すなわち、骨盤に取り付けた加速度計のHRは、左右脚のキネマティックな左右差ではなく、作用する床反力の左右対称性を示しており、これがHRを用いるメリットであると考えられた。

歩行運動は、床反力を体重心に作用させることにより身体を移動させる物理現象である。したがって、運動器系・神経系の疾患により起こる歩行障害の診断や評価には、力学的因子を用いることが望ましい。床反力計なしで力学的な歩行非対称性を評価することが可能となれば、歩行疾患の診断や、治療やリハビリテーションによる歩行機能の回復評価を日常的に簡便に行うことが可能となる。日常生活の中から、病態が進行する前に歩行の左右差を検出することができれば、疾患の早期発見も可能となろう。健常者の歩行運動にも、厳密には有意な左右差があることが知られており⁴²⁻⁴⁴⁾、正常な左右差の範囲を今後詳細に明らかにする必要があるが、歩行障害の早期診断システムの開発にも本手法は応用可能であると考えられる。ただし、本研究にはいくつかの課題が残されている。まず、腰部に取り付けた加速度計のみではステップ長や立脚期時間を推定することはできない。また、計測される加速度は、身体運動に伴いセンサが姿勢を変化させる影響を受けている。しかし、これらの課題は加速度計とジャイロセンサを組み合わせた慣性センサを援用することで解消できる可能性がある。実際に、慣性センサを用いて時々刻々と変化するセンサの姿勢変化を推定し⁴⁵⁾、それに基づいて歩行ステップ長⁴⁶⁾や立脚期時間⁴⁷⁾を推定する試みが近年報告されており、こうした方法論と組み合わせることでより効果的な歩行評価システムを構築することが可能となると考えられる。今後その方向で研究を進めていく予定である。

また、本研究では、Split-belt条件において見られる歩行適応現象を、加速度波形を評価することをもって捉えることができたが、そもそもなぜヒトはSplit-belt条件において歩行を左右対称化するように変化させるのであろうか。歩行運動は基本的にはエネルギー消費を最小化するように選択されている^{48, 49)}ため、ここで見られる歩行適応も、基本的にはエネルギー消費を減少させる方向に歩行を変化させている可能性がある。Split-belt条件における歩行適応メカニズムから、歩行適応のメカニズムをエネルギー消費の観点から検討していきたいと考えている。

参考文献

- 1) Thelen, E., Ulrich, B. D. and Niles, D.: Bilateral coordination in human infants: stepping on a split-belt treadmill, *Journal of experimental psychology, Human Perception and Performance*, 13(3), 405-410, (1987).
- 2) Dietz, V., Zijlstra, W. and Duysens, J.: Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion, *Experimental Brain Research*, 101(3), 513-520, (1994).
- 3) Prokop T., Berger W., Zijlstra, W. and Dietz, V.: Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion: interaction between central mechanisms and afferent input, *Experimental Brain Research*, 106(3), 449-456, (1995).
- 4) Jensen, L., Prokop, T. and Dietz, V.: Adaptational effects during human split-belt walking: influence of afferent input, *Experimental Brain Research*, 118(1), 126-130, (1998).
- 5) Reisman, S. D., Block, J. H. and Bastian, J. A.: Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored?, *Journal of Neurophysiology*, 94(4), 2403-2415, (2005).
- 6) Morton, S. M. and Bastian, A. J.: Cerebellar contributions to locomotor adaptations during splitbelt treadmill walking, *Journal of Neuroscience*, 26(36), 9107-9116, (2006).
- 7) Mawase, F., Haizler, T., Bar-Haim, S. and Karniel, A.: Kinetic adaptation during locomotion on a split-belt treadmill, *Journal of Neurophysiology*, 109(8), 2216-2227, (2013).
- 8) Maclellan, M. J., Ivanenko, P., Massaad, F., Bruijn, S. M., Duysens, J. and Lacquanti, F.: Muscle activation patterns are bilaterally linked during split-belt treadmill walking in humans, *Journal of Neurophysiology*, 1 (111), 1541-1552, (2014).
- 9) Ogawa, T., Kawashima, N., Ogata, T. and Nakazawa, K.: Predictive control of ankle stiffness at heel contact is a key element of locomotor adaptation during split-belt treadmill walking in humans, *Journal of Neurophysiology*, 111(4), 722-732, (2014).
- 10) Hoogkamer, W., Bruijn, S. M., Sunaert, S., Swinnen, S. P., Van Calenbergh, F. and Duysens, J.: Adaptation and aftereffects of split-belt walking in cerebellar lesion patients, *Journal of Neurophysiology*, 114(3), 1693-1704, (2015).
- 11) Choi, J. T. and Bastian, A.: Adaptation reveals independent control networks for human walking, *Nature Neuroscience*, 10(8), 1055-1062, (2007).
- 12) Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K. and Bastian, A. J.: Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke, *Brain*, 130(Pt7), 1861-1872, (2007).
- 13) Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K. and Bastian, A. J.: Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(7), 735-744, (2009).
- 14) Reisman, D. S., Bastian, A. J. and Morton, S. M.: Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-

- belt and other locomotor adaptation paradigms, *Physical Therapy*, 90(2), 187-195, (2010).
- 15) Gage, H.: Accelerographic analysis of human gait, *American Society of Mechanical Engineers*, 1-12 64-WA/HUF-8, (1964).
- 16) Kavanagh, J. J., Barrett, R. S. and Morrison, S.: Age-related differences in head and trunk coordination during walking, *Human Movement Science*, 24(4), 574-587, (2005).
- 17) Doi, T., Hirata, S., Ono, R., Tsutsumimoto, K., Misu, S. and Ando, H.: The harmonic ratio of trunk acceleration predicts falling among older people: results of a 1-year prospective study, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 28, 10-17, (2013).
- 18) Smidt, G., Arora, S. J. and Johnston, C. R.: Accelerographic analysis of several types of walking, *American Journal of Physical Medicine*, 50(6), 285-300, (1971).
- 19) Menz, H. B., Lord, S. R. and Fitzpatrick, R. C.: Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces, *Gait & Posture*, 18(1), 35-46, (2003).
- 20) Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S. and Lord, S. R.: Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations, *Experimental Brain Research*, 184(2), 201-209, (2008).
- 21) Yack, J. H. and Berger, C. R.: Dynamic stability in the elderly: Identifying a possible measure, *Journal of Gerontology*, 48(5), 225-230, (1993).
- 22) Bellenca, J. L., Lowry, K. A., WanSwearingen, J. M., Brach, J. S. and Redfern, M. S.: Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry, *Journal of Biomechanics*, 46(4), 828-831, (2013).
- 23) Constantinou, M., Barrett, R., Brown, M. and Mills, P.: Spatial-temporal gait characteristics in individuals with hip osteoarthritis: a systematic literature review and meta-analysis, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(4), 291-B7, (2014).
- 24) Perttunen, J. R., Anttila, E., Sodergard, J., Merikanto, J. and Komi, P. V.: Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(1), 49-56, (2004).
- 25) Lin, P. Y., Yang, Y. R., Cheng, S. J. and Wang, R. Y.: The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 562-568, (2006).
- 26) Yogev, G., Plotnik, M., Peretz, C., Giladi, N. and Hausdorff, J. M.: Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention?, *Experimental Brain Research*, 177(3), 336-346, (2007).
- 27) Creaby, M. W., Bennell, K. L. and Hunt, M. A.: Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(5), 822-827, (2012).
- 28) Mills, K., Hettinga, B. A., Pohl, M. B. and Ferber, R.: Between-limb kinematic asymmetry during gait in unilateral and bilateral mild to moderate knee osteoarthritis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2241-2247, (2013).
- 29) Christiansen, C. L. and Stevens-Lapsley, J. E.: Weight-bearing asymmetry in relation to measures of impairment and functional mobility for people with knee osteoarthritis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(10), 1524-1528, (2010).
- 30) Martinez-Ramirez, A., Weenk, D., Lecumberri, P., Verdonschot, N., Pakvis, D. and Veltink, P. H.: Assessment of asymmetric leg loading before and after total hip arthroplasty using instrumented shoes, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 28, 11-20, (2014).
- 31) Cichy, B. and Wilk, M.: Gait analysis in osteoarthritis of the hip, *Medical Science Monitor*, 12(12), CR507-513, (2006).
- 32) Zeni, J. Jr., Pozzi, F., Abujaber, S. and Miller, L.: Relationship between physical impairments and movement patterns during gait in patients with end-stage hip osteoarthritis, *Journal of Orthopaedic Research*, 33, 382-389, (2015).
- 33) Worsley, P., Stokes, M., Barrett, D. and Taylor, M.: Joint loading asymmetries in knee replacement patients observed both pre- and six months post-operation, *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(8), 892-897, (2013).
- 34) Miki, H., Sugano, N., Hagio, K., Nishii, T., Kawakami, H., Kakimoto, A., Nakamura, N. and Yoshikawa, H.: Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA, *Journal of Biomechanics*, 37(4), 443-455, (2004).
- 35) Hesse, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T. and Mauritz, K. H.: Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(7), 719-724, (1997).
- 36) Allen, J. L., Kautz, S. A. and Neptune, R. R.: Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking, *Gait & Posture*, 33(4), 538-543, (2011).
- 37) Hall, A. L., Bowden, M. G., Kautz, S. A. and Neptune, R. R.: Biomechanical variables related to walking performance 6-months following post-stroke rehabilitation, *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(10), 1017-1022, (2012).

- (2012).
- 38) Yang, S., Zhang, J. T., Novak, A. C., Brouwer, B. and Li, Q.: Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors, *Gait & Posture*, 37(3), 354-358, (2013).
 - 39) Atallah, L., Wiik, A., Lo, B., Cobb, J. P., Amis, A. A. and Yang, G. Z.: Gait asymmetry detection in older adults using a light ear-worn sensor, *Physiological Measurement*, 35(5), N29-40, (2014).
 - 40) Kavanagh, J. J. and Menz, H. B.: Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking, *Gait & Posture*, 28(1), 1-15, (2008).
 - 41) Cavagna, G. A.: Force platforms as ergometers, *Journal of applied physiology*, 39(1), 174-179, (1975).
 - 42) Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J. and Olsson, E.: Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(5), 625-626, (1989).
 - 43) Sadeghi, H., Allard, P. and Duhaime, M.: Functional gait asymmetry in able-bodied subjects, *Human Movement Science*, 16(2-3), 243-258, (1997).
 - 44) Lathrop-Lambach, R. L., Asay, J. L., Jamison, S. T., Pan, X., Schmitt, L. C., Blazek, K., Siston, R. A., Andriacchi, T. P. and Chaudhari, A. M.: Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait, *Gait & Posture*, 40(4), 526-31, (2014).
 - 45) Ishigaki, N., Kimura, T., Usui, Y., Aoki, K., Narita, N., Shimizu M., Hara, K., Ogihara, N., Nakamura, K., Kato, H., Ohira, M., Yokokawa, Y., Miyoshi, K., Murakami, N., Okada, S., Nakamura, T., Saito, N.: Analysis of pelvic movement in the elderly during walking using a posture monitoring system equipped with a triaxial accelerometer and a gyroscope, *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1788-1792, (2011).
 - 46) Kitagaw, N. and Ogihara, N.: Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable Inertial Measurement Unit mounted to the foot, *Gait & Posture*, 45, 110-114, (2016).
 - 47) Jasiewicz, J. M., Allum, J. H., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B. and Li, R. C.: Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals, *Gait & Posture*, 24(4), 502-509, (2006).
 - 48) Zarrugh, M. Y., Todd, F. N. and Ralston, H. J.: Optimization of energy expenditure during level walking, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 33(4), 293-306, (1974).
 - 49) Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P. E. and Saibene, F.: Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(8), 1194-1202, (1995).

北川巨樹 (きたがわ なおき)

2002年昭和大学医療短期大学理学療法科卒業。理学療法士。2013年慶應義塾大学大学院理工学研究科開放環境科学専攻修士課程修了。修士(工学)。

現在、同理工学研究科開放環境科学専攻後期博士課程。主として歩行のバイオメカニクス、特に臨床で利用可能な歩行計測手法に関する研究に従事。(バイオメカニズム学会学生会員)

角田 溪 (つのだ けい)

2015年慶應義塾大学大学院理工学研究科開放環境科学専攻修士課程修了。修士(工学)。在学中は、加速度計を用いた歩行研究に従事。

萩原直道 (おぎはら なおみち)

2000年慶應義塾大学大学院理工学研究科生体医工学専攻後期博士課程単位取得退学。同年博士(工学)。同年京都大学大学院理学研究科動物学教室自然人類学研究室助手。2007年同助教。2009年慶應義塾大学理工学部機械工学科専任講師。2011年同准教。2016年同教授。神経筋骨格モデルを用いた身体運動の生体力学的・機能形態学的研究に従事。日本機械学会、計測自動制御学会、日本人類学会などの会員。(バイオメカニズム学会正会員)

Quantification of locomotor adaptation on a split-belt treadmill using a tri-axial accelerometer

Naoki KITAGAWA^{1†}, Kei TSUNODA¹, Naomichi OGIHARA¹

¹ Department of Mechanical Engineering, Keio University

Abstract : In the present study, we developed a method to quantify adaptive change in walking pattern during split-belt treadmill walking using a tri-axial accelerometer attached to the pelvis. Specifically, the acceleration signals were decomposed by Fourier analysis using stride frequency as the fundamental harmonics, and the amplitudes of the even harmonics were compared with those of the odd harmonics. If human walking is perfectly symmetrical, the acceleration patterns should be bi-phasic, resulting in comparatively larger even harmonics. To evaluate the usefulness of the present accelerometer-based method, we investigated locomotor adaptation during split-belt treadmill walking on 5 human participants. At the beginning of the adaptation process, stance period and step length were longer on the slow leg than on the fast leg. As locomotion was adapted to the different speed condition, the stance period and step length decreased on the slow leg and vice versa on the fast leg, indicating that locomotion became more symmetrical. We observed that the even harmonics of the anteroposterior acceleration signals increase over the course of adaptation, indicating that change in asymmetry in human walking was successfully quantified using the proposed method. Therefore, the present methodology may serve as a simple yet effective mean to quantitatively evaluate change in locomotor symmetry in gait rehabilitation using a split-belt treadmill.

Key Words : Asymmetry, Harmonic ratio, Split-belt treadmill, Ground reaction force

Received Dec. 21, 2015 Accepted Feb. 1, 2016

[†]Naoki KITAGAWA

Department of Mechanical Engineering, Keio University,
3-14-1 Hiyoshi, Kohoku-ku, Yokohama, Kanagawa 223-8522, Japan,
Tel: 045-563-1141
E-mail: ogilab_kitagawa13@yahoo.co.jp