

足音遅延フィードバックを用いた歩行周期への介入

松尾良馬^{†1} 宮下芳明^{†2}

概要: 歩行に関する研究の知見は、医療や VR の分野に多く応用されている。中でも一歩間の時間に対する歩行状態を表す歩行周期と、歩行時のバランスや消費体力との関係性については、以前より理学分野で議論されている。また「聴覚的遅延フィードバック」は知覚や行動に様々な影響をおよぼすことが示され、一歩間の歩行時間にも影響が生じることが確認されている。本研究では、歩行者に対し遅延した自身の足音を提示し、歩行動作に生じる影響を検証した。両足に取り付けた圧力センサによって得られたデータから、歩行周期に生じる影響の分析を行った。また本実験の結果と先行研究の知見から、足音遅延フィードバックによる歩行周期の変化メカニズムについて考察する。

キーワード: 歩行, 聴覚的フィードバック, 歩行周期

Intervention in the Gait Cycle by Footstep Delay Feedback on Walking

KAZUMA MATSUO^{†1} HOMEI MIYASHITA^{†2}

Abstract: Knowledge of research on walking are widely applied to the field of rehabilitation and VR. Among them, the relationship between the gait cycle showing the walking state and the walking balance and fatigue degree has been researched in the field of science than before. "Auditory delayed feedback" has been shown to exert various influences on perception and behavior, and it has been confirmed that walking is also affected. In this study, we investigated the influence on walking gait when we presented own footsteps delay feedback. The data obtained from the pressure sensors attached to both feet. The influence on the gait cycle was analyzed. In addition, we consider the mechanism of change in gait cycle by footstep delay feedback on walking using the results of this experiment and the knowledges of the previous study.

Keywords: Walking, Auditory Feedback, Gait Cycle

1. はじめに

歩行は私たちの生活において日常的に行われている動作の1つであり、理学や心理学などの多くの分野で分析がされてきた。こうした分析は歩行速度や姿勢、歩幅、歩行方向、足底の接地時間などの要因を基に行われている。歩行動作の観察・分析から導き出される知見は医療や VR の分野に応用されている。例えば、脳卒中片麻痺者の自立歩行獲得のためのリハビリテーションや身体機能の拡張などが挙げられる[11]。また歩行者の歩行に第三者が介入することによって、災害発生時などの非常事態における道路標識を必要としない歩行者誘導が研究されている[9]。

歩行動作に関する研究には、外的要因を与えることで歩行動作や歩行速度、進行方向に影響を与えるという知見[1]がある。他にも足音のフィードバックに遅延を与えることで生じる歩行動作への影響を分析した研究[2]も存在する。しかし先行研究では、一歩間の歩行時間への影響を検証するのみで、歩行周期や足底の接地時間の分析はされていない。これらは歩行速度・姿勢に関係する[3]と考えられており、歩行動作を支援するアプリケーション設計のため

に重要な知見となる。そこで本研究では足音遅延フィードバックを歩行者に提示した時に生じる、一歩間の歩行時間への影響を検証する。感圧センサを用いて足底の接地時間を測定し、それに基づいて分析を行った。実験の結果、歩行時の足音の発生タイミングを操作する事で、意識下に歩行周期に影響が生じることが確認された。この知見は、新たな歩行補正支援システムに応用でき、受動的な歩行支援・リハビリ訓練の場面で、従来のリハビリテーション手法と共存できると考えられる。具体的には、介護者のリハビリ訓練によって改善された歩容を定着させるために、日常的に利用できる歩行支援システムを目指す。

2. 歩行周期

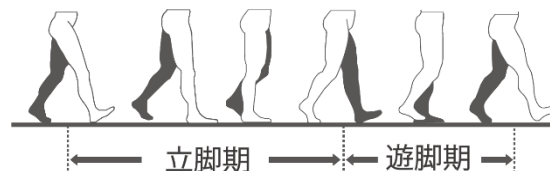


図1 健康者の歩行周期

^{†1} 明治大学大学院理工学研究科新領域創造専攻デジタルコンテンツ系
^{†2} 明治大学総合数理学部

歩行は、足部の関節や足部の筋肉、腰部の骨盤などが周期的な運動を繰り返すことによって生起される。歩行分析を行う際、これらを観察・測定し、分析過程においては、歩行の周期性の分類がなされる。図1は、右足の接地状態に基づいた健常者の歩行周期の分類である。このように単脚歩行周期は、足が地面に接地している“立脚期”と、接地していない“遊脚期”に大別できる。また、歩行周期のより詳細な分類をする場合、一般的に「ランチョ・ロス・アミーゴ方式」を用いる(図2)。この定義は、接地状態に基づくイベントを記述したものである。すなわち、立脚状態下では、①初期接地、①荷重応答期、②立脚中期、③立脚中期、④立脚終期、⑤前遊脚期の順に歩行状態が進行され、遊脚状態下では、⑥遊脚初期、⑦遊脚中期、⑧遊脚終期と進行する。そして一步間のうち単脚のみが接地している時間を単脚支持期、両脚が接地している時間を両脚支持期という。なお、歩行周期において単脚支持期は約8割、両脚支持期は約2割を占めていると言われ、ランチョ・ロス・アミーゴ方式では、一般的に荷重応答期と前遊脚期が両脚支持期に分類される[3]。足底の接地時間は歩行速度にも関係し、両脚支持期の時間が長い場合、歩行は遅くなると考えられている。

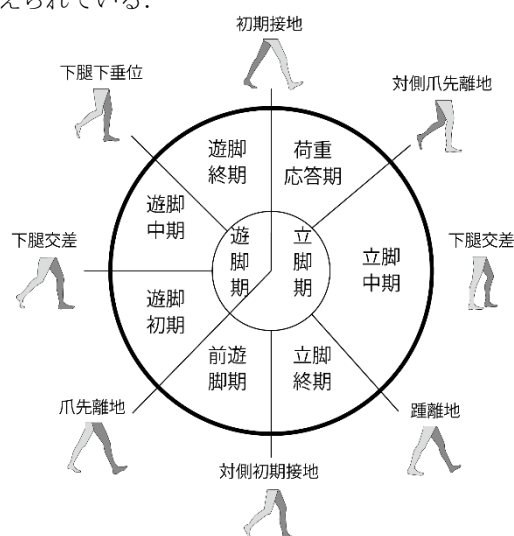


図2 ランチョ・ロス・アミーゴ方式による歩行周期

本研究では、歩行周期の中に分類されている立脚期と遊脚期に注目し実験を行う。また歩行観察において立脚期と遊脚期の左右差は左右立脚時間比として評価され、健常者の歩行においては両脚の割合は同じであるとされている。しかし、脳卒中やパーキンソン病により歩行に障害を持つ者は、左右対称の歩行周期で歩行することが困難だとされている[3]。また左右非対称歩行は、バランスコントロールの低下、歩行効率の低下、非麻痺側の筋骨格系リスクの増加などに関連すると考えられている。よって本実験では、立脚期と遊脚期に注目し、足音遅延フィードバックによる歩行周期への影響を調べる。

3. 関連研究

3.1 歩行分析研究

足音が歩行におよぼす影響について分析した研究によると、歩行者に足音をイコライゼーション(高音域帯強調・低音域帯強調)した状態でフィードバックすることで、歩行者自身の重量知覚や踵接地時間、歩行に対しての印象に影響が生じることが確認されている[8]。Menzerらは、足音遅延フィードバックを提示した際、どの程度の遅延までが自身の足音であると認識するのか調査を行った。同時に、遅延フィードバックが一步間の歩行時間に影響をおよぼすことを確認した[2]。しかし、この研究では集音された足音情報から歩行周期を分析したため、一步間の歩行時間への影響が確認されたのみであった。それに対し本稿の実験では、感圧センサを用いることで、先行研究で深く分析されていなかった立脚期や遊脚期について分析を行う。

3.2 歩行操作研究

歩行分析研究や、意識下に生じる錯覚を利用し外的要因によって歩行動作を操作する研究が行われている。視覚的異動錯覚が生じる現象であるベクション効果を用いて、歩行者の歩行方向を操作し、無意識下で案内を行う新たなナビゲーションシステムへと応用した研究がある[6]。また同様にベクション効果によって行われる歩行方向の操作を、VR分野に応用した研究がある[7]。これにより広さに限りがある現実空間にしながら、広大なVR空間を障害物に接触することなく体験することが可能になった。

視覚以外にも、触覚や筋運動を用いた歩行操作研究も行われている。ハンガー反射は関節部分に回転運動を生起させる現象である。腰部にこれを用いることで上半身に回転運動が生起され、歩行方向に影響が生じることが確認された[1]。電氣的筋肉刺激(EMS)を用いることで、任意の方向に足の向きを変え、歩行方向を変化させる研究も存在する[4]。また前庭電気刺激(GVS)は両耳の後ろに電極を貼り、一方向から他方へ微弱電流を流したときに、バーチャルな加速度を生成させることが可能な電流刺激方法である。これを利用し、歩行の方向の制御を行った研究がある[5]。

先行研究における歩行操作研究では、外的要因による歩行方向の操作が多くなされてきた。これらによって第三者が、VR使用者や視覚障害者の近くにある障害物を、任意に避けさせるようなナビゲーションシステムに応用することが期待されている。しかし、従来の歩行操作研究のほとんどは、身体の前方向(歩行方向)に働きかけるものであった。身体の後方方向(歩行速度)を操作することで、新たな歩行誘導(加速・減速など)が可能であると考えられる。

3.3 歩行操作研究のリハビリテーションへの応用

高齢者のリハビリ訓練として注目されている歩行運動は、介護者と被介護者が向かい合い、あるいは寄り添いながら協調歩行を行なう方法がとられることが多い。三宅ら

[11]の研究を代表として、人間・機械系においても、人間・人間系のような協調歩行を実現することを目指してきた[12,13]. 具体的には、歩行リズムの引き込みを介して人間と機械の歩行運動が相互適応し、それに基づいて歩行運動を支援する共創型型介助ロボット Walk-Mate の開発を進めている. 人間側はヘッドフォンを通じてロボットの足音に相当するリズム音を聴き、ロボット側でも人間の歩行運動における足の接地タイミングに関する信号を送る. それによって、脳神経系の障害であるパーキンソン病や、身体系の障害である変形性関節症によって生じる歩行の左右非対称性を改善させ、両脚の歩行の安定化をめざしている. しかし、仮想的な介護者を作り、それから生じるリズム音によって歩行を安定化させるこのシステムは、被介助者にとってあくまでも能動的な歩行支援である. また、文献[10]では、リズム音と自然に生成される音との比較は、聴覚的フィードバック研究には大切な視点であると記されている. 本研究は、リズム音と自然に生成される音との比較を踏まえた上で、リハビリテーションへの応用可能性を検討する.

4. 予備実験

4.1 実験環境

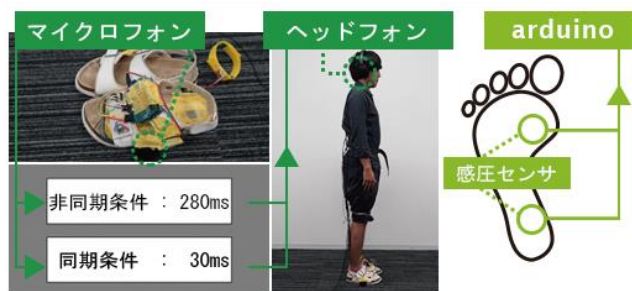


図3 実験器具

本稿では、足音遅延フィードバックの歩行周期への影響を検証するために予備実験を行った. 歩行者の足音に遅延をかけ、それをフィードバックした際の一步間の歩行時間や歩行周期を記録する. 足音フィードバックには、同期・非同期型の2種類を用意する.

まず、両足元に取り付けられたマイクを用いて足音を集音する. それらにディレイエフェクトをかけ、装着したノイズキャンセリングヘッドフォンへ出力する. ディレイエフェクトは PureData を用いて実装を行った. 非同期型フィードバックは 280 ms の遅延が生じるよう設計した. なお、同期型フィードバックはシステム設計上 30 ms の遅延が生じている. システム設計上生じる 30 ms の足音遅延がおおよそ歩行周期への影響については次の本実験で検証を行う.

記録には、感圧センサを用いたセンシングシューズ(図3, 図5)を作成し、歩行全体・立脚期・遊脚期の歩行時間を記録した. 被験者の歩行測定時の動きやすさを考え、左足のみのデータを記録した.



図4 実験環境

4.2 実験タスク

実験の様子は図4に示す. 被験者は実験器具を付けた状態で予備歩行 (3 m), 測定区間 (6.5 m), 予備歩行 (2.5 m), 計 12 m を連続して歩行する. 同期・非同期型フィードバックをランダムな順番でそれぞれ 1 回ずつ提示するタスクを 1 セットとし、本実験では 1 人の被験者に対し 8 セット、計 16 回の歩行計測を行った. それぞれのセットの開始時に、歩行の動線上にケーブルがある場合は、払いのけるように指示を出した. 実験には 8 人の被験者が参加した.

4.3 センシングシューズ

実験で使用したセンシングシューズを図5に示す. 文献[3]によると、足圧の中心は立脚初期には踵に位置する. その後、立脚中期にいったん外側に移動し、立脚終期には急激に第1,2中足骨頭下(親指と人差し指)に移動する(図5). 以上のことを考慮し、今回のセンシングシューズにおける感圧センサの位置を、踵部と第1,2中足骨頭下に設置した.



図5 歩行中の足底圧力の軌道と感圧センサ位置

5. 予備実験結果

測定区間内での平均歩数は 4.57 歩 (SD = 0.68 歩) であった. 計 585 歩分のデータ (被験者 8 人×16 試行×歩数) から分析を行う. 同期型足音フィードバック条件と、非同期型足音フィードバック条件の一步間の①歩行時間②立脚期③遊脚期、それぞれに対し t 検定を用いて比較分析を行った. 比較分析には被験者間で行う対応ありのデータを基にした分析と、被験者ごとに行う対応なしのデータを基にした分析を行った.

表 1 被験者間の歩行周期比較

	同期 (ms)	非同期 (ms)	t 値	
① 歩行時間	1242	1265	-4.87	*
② 立脚期	751	768	-4.57	*
③ 遊脚期	491	497	-2.01	n.s.

n.s. : 非有意, * : $p < 0.05$

被験者間の実験結果を表 1 に示す. ①歩行時間と②立脚期は非同期型足音フィードバック提示時に有意に増加し, ③遊脚期には有意な差は生じなかった. また, 被験者内ごとに足音遅延フィードバックの影響の分析を行った結果を表 2 に示す. 被験者 8 人のうち①歩行時間は 6 人, ②立脚期は 5 人, ③遊脚期は 2 人に有意な増加傾向がみられた.

表 2 被験者ごとの歩行周期比較

	①歩行時間 (ms)			②立脚期 (ms)			④ 遊脚期 (ms)		
	同期	非同期	t 検定	同期	非同期	t 検定	同期	非同期	t 検定
P1	1346	1389	*	821	848	*	524	541	*
P2	1333	1368	*	820	855	*	513	513	n.s.
P3	1238	1268	*	734	761	*	504	507	n.s.
P4	1208	1222	*	767	776	n.s.	441	445	n.s.
P5	1218	1227	n.s.	720	731	*	498	496	n.s.
P6	1127	1131	n.s.	666	672	n.s.	460	459	n.s.
P7	1203	1223	*	692	703	*	511	519	n.s.
P8	1262	1294	*	788	799	n.s.	474	496	*

n.s. : 非有意, * : $p < 0.05$

これらの結果から, 280 ms の足音遅延フィードバックが生じた場合, 一步間の歩行時間が増加する傾向があることが確認された. これは先行研究[2]と同様の結果である. この条件下では, 遊脚期・立脚期がともに増加傾向がみられたものの, 立脚期により大きな増加傾向がみられた. この理由としては, 足底が地面についた瞬間に, 本来発生すべき足音が発生しないことに歩行者は違和感を持ち, 立脚期が増加したと考察できる.

また予備実験の結果が先行研究と同様の傾向を示したことから, 本実験において実験環境は適切であることを確認することが出来た. しかしサンダル型のセンシングシューズであった為, 被験者の中には, 「踏み込んだ時に足底とサンダルがずれている音がわずかに聴こえる」と述べる者もいた. そこで 6 章に示す実験では踵があるタイプの靴をセンシングシューズとして利用した.

6. 実験

6.1 実験環境

以上の予備実験を踏まえ, 同様に歩行者の足音に遅延をかけ, それをフィードバックした際の一步間の歩行時間や歩行周期を記録する. まず, 両足元に取り付けられたマイクを用いて足音を集音する. それらにディレイエフェクトをかけ, 装着したノイズキャンセリングヘッドフォンへ出力する. ディレイエフェクトは 30 ms~1200 ms の計 13 種類を使用し, これらはすべて PureData を用いて実装を行った. 床には MDF 製の板を敷き詰め, 被験者はその上を歩行した. 予備実験で用いたものを改良したセンシングシューズ (図 6) を使用し, 歩行時間・立脚期・遊脚期を記録した.

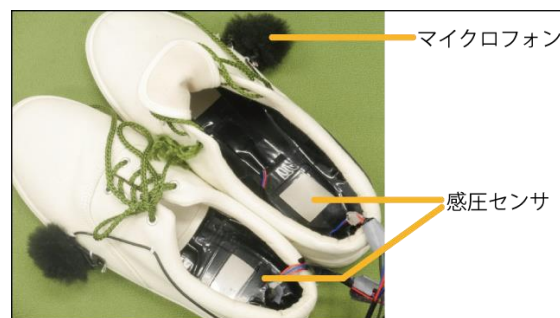


図 6 センシングシューズ

6.2 実験タスク

実験の様子は図 7 に示す. 被験者は実験器具を付けた状態で予備歩行 (3 m), 測定区間 (12.2 m), 予備歩行 (3 m), 計 18.2 m を連続して歩行する. フィードバックをランダムな順番でそれぞれ 1 回ずつ提示するタスクを 1 セットとし, 本実験では 1 人の被験者に対し 2 セット, 計 26 回の歩行計測を行った. また, 上記の測定の前に, ヘッドフォンを首にかけた状態の測定を 4 回行った. これはフィードバック無し条件の歩行を測定することで, 被験者ごとの基準となる通常歩行時間・歩行周期を計測するためである. また, それぞれのセットの開始時に歩行の動線上にケーブルがあった場合は, 払いのけるように指示を出した. 歩行速度に関しては, 一番楽な速度で, かつ実験全体を通して, 速度ができるだけ一定になるように指示を出した. 実験には 6 人の被験者が参加した.



図 7 実験風景

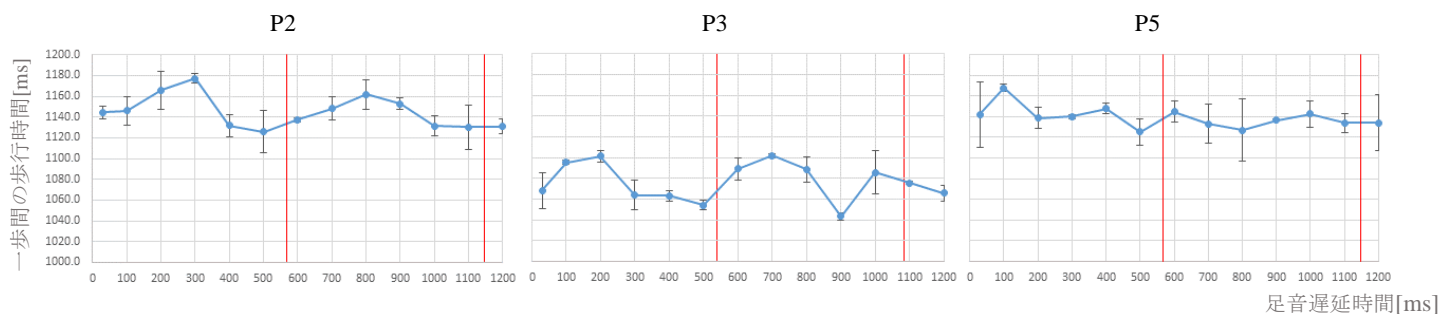


図8 足音遅延フィードバックの大きさによる被験者 (P2, P3, P5)の一步間の歩行時間推移

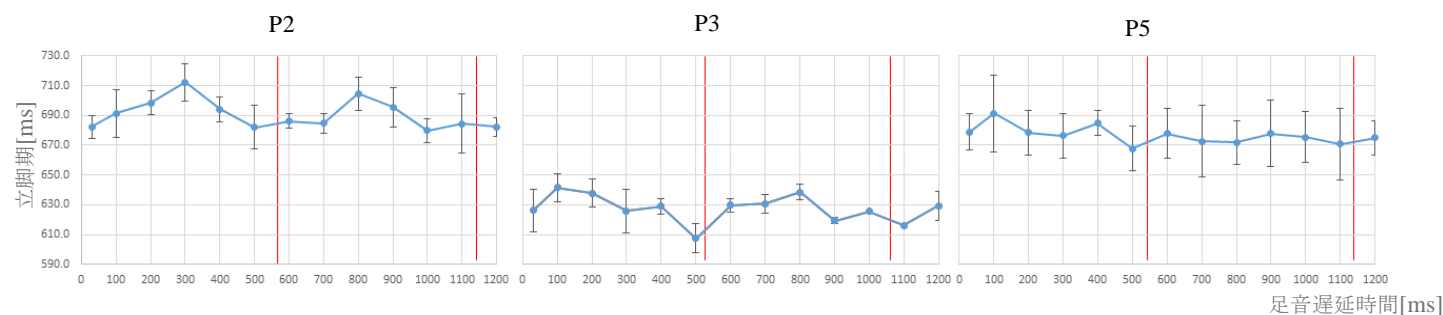


図9 足音遅延フィードバックの大きさによる被験者 (P2, P3, P5)の立脚期推移

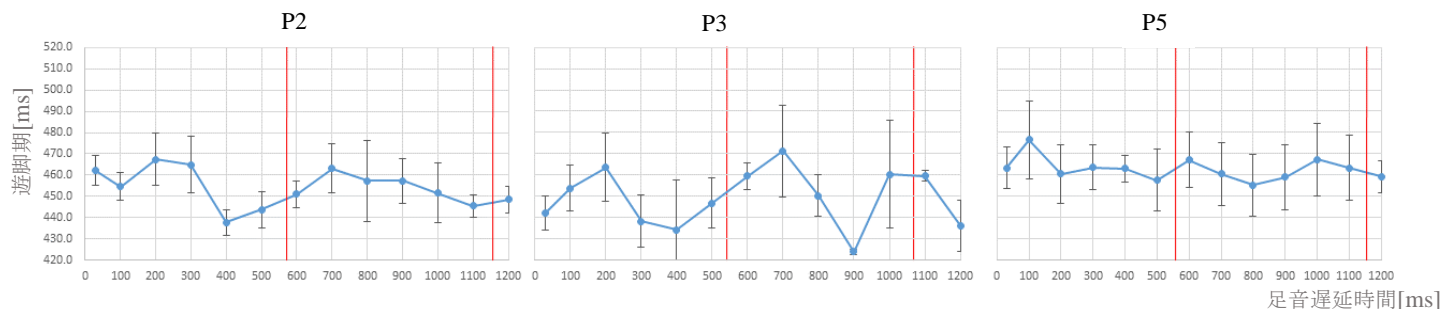


図10 足音遅延フィードバックの大きさによる被験者 (P2, P3, P5)の遊脚期推移

7. 結果

測定区間内での平均歩数は 10.42 歩 (SD = 1.13 歩) であった。計 2548 歩分のデータ (被験者 6 人×26 試行×歩数×左右) から分析を行う。

上記の図 8~10 は、それぞれの足音遅延フィードバックの大きさによる被験者 (P2, P3, P5)の一步間の歩行時間・立脚期・遊脚期の推移を記す。また、先行研究[2]の結果と同様の傾向がある被験者(P2, P3), 同様の傾向が確認できなかった被験者(P5)を対比させるため、これらの被験者の推移を比較した。赤い線は各被験者のフィードバック無し条件時の、半歩ごとの歩行時間を表している。

7.1 一步間の歩行時間

それぞれの足音遅延フィードバック条件について、一步間の歩行時間の分析を行う。すべての被験者の各足音遅延フィードバック条件を含めた一步間の歩行時間の平均は 1.12 s (SD = 0.63 s) であった。また P2 のフィードバック無し条件の時の一步間の平均時間は 1.14 s, P3 は 1.09 s, P5 は 1.15 s であった。同様の実験を行った[2]では、足音遅延フィードバックと一步間の歩行時間の関係性について次のように述べている。「歩行時間の最初の最大値は、0~0.4 s

付近に訪れ、最初の最小値は、0.4~0.6 s 付近に訪れる。次の最大値は 0.6~1.0 s に、次の最小値は 1.0~1.2 s に訪れる。また、これらの歩行時間の増減は歩行時の半歩分の歩行時間ごとに周期的に継続されていく。」図 8 から、被験者 P2, P3 の一步間の歩行時間は、半歩分の歩行時間ごとに周期的に増減を繰り返すという、先行研究[2]と同様の傾向が確認できた。これは他の被験者 2 名 (P1, P4)にも同様の傾向が見られた。しかし、P5 や被験者 1 名 (P6)にはこの傾向はみられなかった。よって、一部の被験者にのみ、先行研究で示された足音遅延フィードバックによる一步間の歩行時間の周期的な増減の傾向は確認された。

7.2 立脚期

それぞれの足音遅延フィードバック条件について、立脚期の分析を行う。すべての被験者の一步間の歩行時間のうち、立脚期の平均時間は 0.67 s (SD = 0.39 s) であった。

図 9 から、被験者 P2, P3 の立脚期は、周期的に増減を繰り返すという、先行研究[2]と同様の傾向を読み取ることができる。これは他の被験者 2 名 (P1, P4)にも同様の傾向が見られた。しかし、P5 や被験者 1 名 (P6)にはこれらの傾向はみられなかった。よって一部の被験者にのみ、先行研究

で示された、足音遅延フィードバックによる立脚期の周期的な増減の傾向が確認できたといえる。

7.3 遊脚期

それぞれの足音遅延フィードバック条件について、遊脚期の分析を行う。すべての被験者の一步間の歩行時間のうち、遊脚期の平均時間は 0.45 s ($SD = 0.38\text{ s}$) であった。

図 10 から、被験者 P2, P3 の遊脚期は、周期的に増減を繰り返すという、先行研究[2]と同様の傾向を読み取ることができる。これは他の被験者 2 名 (P1, P4) にも同様の傾向が見られた。しかし、P5 や被験者 1 名 (P6) にはこれらの傾向はみられなかった。よって一部の被験者にのみ、先行研究で示された、足音遅延フィードバックによる遊脚期の周期的な増減の傾向が確認できたといえる。

8. 考察

本実験では、歩行者に対し遅延させた自身の足音を提示することで、歩行周期に生じる影響について検証を行った。結果として先行研究と同様に、足音遅延フィードバックと一步間の歩行時間の関係性は周期的に増減することが確認された。また、その傾向は立脚期と遊脚期の両方にも同様に示された。しかし、それらの傾向は被験者ごとにばらつきが生じることも確認された。このことから、一部の被験者には足音遅延フィードバックは立脚期・遊脚期の両方を含めた歩行周期に影響が生じることが示された。足音遅延の大きさによって、歩行時間が周期性に増減する理由として、歩行が周期運動である点が挙げられる。0~300 ms 程度の遅延の場合、歩行者は本来発生すべき足音が発生しないこと、遅れていることに違和感を持ち、歩行時間の増加傾向が生じたと考えられる。また 400 ms 程度の遅延の場合、本来非接地状態である足底が、まだ地面に接地していないにもかかわらず、足音が生じることに歩行者は違和感を持ち、それに合わせて足底を接地させようとしたことで、歩行時間の減少傾向が生じたと考えられる。600 ms 程度の遅延の場合、一步間の歩行時間の約半分と同程度である。このことから歩行者が足音のフィードバックを知覚するときは、足音を発生させた逆脚が接地していると考えられる。よって、歩行者は 600 ms 程度の足音遅延をほとんど遅延のない足音と知覚したため、歩行周期に影響を生じることなく歩行することが可能であったと考えられる。歩行は周期運動であるため、この歩行時間の増減は、歩行者の半歩分の時間を一周期として繰り返される。

先行研究[10]でも述べられているように、聴覚的フィードバック研究の分野では、機械的なリズム音の知覚と、行動によって自然に発生する音の知覚は、常に比較がされてきた。Walk-Mate と足音遅延フィードバックも同様の比較が必要である。Walk-Mate は、被介護者の歩行周期に対応したリズム音を仮想介護士ロボットが提示することによって、歩行周期を改善している。この手法はすでにリハビリ

テーションとして応用されており、また商品化もされている。しかし、仮想介護士ロボットと共に相互的な歩行周期を生成することが目的である点や、リズム音提示を用いるという手法から、この研究はあくまでも能動的なリハビリテーションへの活用が目的であると考えられる。それに対し、先行研究[2]では、歩行者の約 75 % は 113 ms 程度の足音遅延フィードバックまでなら、足音の遅延を知覚しないことが確認されている。また本稿は、100 ms の足音遅延フィードバックを歩行者に提示した際、一步間の歩行時間、立脚期、遊脚期に影響をおよぼすことを確認した。これらのことから、足音遅延フィードバックは、100 ms ほどの遅延までであれば、歩行者の一部の歩行周期に介入することが可能であることが予想できる。これらの点から、足音遅延フィードバックは日常生活において、リハビリテーションというストレスを感じずに、歩行周期補正を行うことができる可能性を考える。

9. まとめと展望

本研究では、歩行中に生成された足音に遅延をかけ、歩行者にフィードバックすることによって、歩行周期に生じる影響を検証した。その結果、遅延の大きさによって、一步間の歩行時間・立脚期・遊脚期が周期的に増減することが確認された。先行研究によると、歩行者は 100 ms 程度の足音遅延を知覚しないことから、本研究によって歩行周期に介入できる可能性を示唆した。またこれらの足音遅延フィードバックの特徴を踏まえたうえで、従来のリハビリテーション手法である Walk-Mate との比較を行い、歩行補正支援への可能性を検討した。

今後は左右非対称に遅延を加えた足音フィードバックを歩行者に提示し、歩行周期の左右差に生じる影響を検証する。またそれらの結果を踏まえたうえでリハビリテーションや歩行補正支援への貢献をさらに検討する。

参 考 文 献

- [1] Yuki Kon, Takuto Nakamura, Michi Sato, and Hiroyuki Kajimoto. Effect of Hanger Reflex on walking. In *Proc. of IEEE Haptics Symposium (HAPTICS '16)*, pp.313–318, 2016.
- [2] Fritz Menzer, Anna Brooks, Pär Halje, Christof Faller, Martin Vetterli, and Olaf Blanke. Feeling in control of your footsteps: conscious gait monitoring and the auditory consequences of footsteps. *Cognitive Neuroscience*, Vol.1, No.3, pp.184–192, 2010.
- [3] 臨床歩行分析研究会 (監修), 畠中泰彦 (編). 姿勢・動作・歩行分析. 羊土社, pp.40–42, 2015.
- [4] Aru Sugisaki, Yuki Hashimoto, Tomoko Yonemura, Hiroyuki Iizuka, Hideyuki Ando, and Taro Maeda. Effective galvanic vestibular stimulation in synchronizing with ocular movement. In

Proc. of the Augmented Human International Conference (AH '11), Article No.28, 2011.

- [5] Max Pfeiffer, Tim Dünz, Stefan Schneegass, München, Germany, and Michael Rohs. Cruise control for pedestrians: Controlling walking direction using electrical muscle stimulation. In *Proc. of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '15)*, pp.2505–2514. 2015.
- [6] Akira Ishii, Ippei Suzuki, Shinji Sakamoto, Keita Kanai, Kazuki Takazawa, Hiraku Doi, and Yoichi Ochiai. Optical marionette: graphical manipulation of human's walking direction. In *Proc. of the Annual Symposium on User Interface Software and Technology (UIST '16)*, pp.705–716, 2016.
- [7] Keigo Matsumoto, Yuki Ban, Takuji Narumi, Yohei Yanase, Tomohiro Tanikawa, and Michitaka Hirose. Unlimited corridor: redirected walking techniques using visuo haptic interaction. In *Proc. of SIGGRAPH 2016 Emerging Technologies*, Article No.20, 2016.
- [8] Ana Tajadura-Jiménez, Maria Basia, Ophelia Deroy, Merle Fairhurst, Nicolai Marquardt, and Nadia Bianchi-Berthouze. As light as your footsteps: altering walking sounds to change perceived body weight, emotional state and gait. In *Proc. of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '15)*, pp.2943–2952, 2015.
- [9] 渡邊紀文, 森文彦, 大森隆司. 周辺視へのオブティカルフロース刺激と身体動揺を利用した歩行者の誘導モデル. 映像情報メディア学会誌. Vol.67, No.12, pp.J434–J440, 2013.
- [10] Alexandra Pizzera and Tanja Hohmann. Acoustic Information During Motor Control and Action Perception: A Review. *The Open Psychology Journal*, Vol.8, No.3, pp.183–191, 2015.
- [11] 高梨豪也, 三宅美博, 共創出型介助ロボット"Walk-Mate"の歩行障害への適用, 計測自動制御学会論文集, Vol.39, No.1, pp.74–81, 2003.
- [12] 武藤 剛, 金井哲也, 佐久田博司, 三宅美博, リズム音刺激を用いた歩行訓練における歩容の変化メカニズムの解析, 計測自動制御学会論文集, Vol.46, No.5, pp.281–288. 2010.
- [13] Hirotaka Uchitomi, Leo Ota, Ken-ichiro Ogawa, Satoshi Orimo, and Yoshihiro Miyake. Interactive rhythmic cue facilitates gait relearning in patients with Parkinson's disease, *PLoS ONE*, Vol.8, No.9, pp.1–10, 2013.