

「間」のウェアラブル化システム Walk-Mate と社会実装

廣部祐樹 堀宏有 太田玲央

田端篤 三宅美博

Wearable Timing Co-creation System Walk-Mate and its Social Embedding

Yuki Hirobe^{*1}, Koyu Hori^{*2}, Leo Ota^{*1},

Atsushi Tabata^{*1} and Yoshihiro Miyake^{*1}

Abstract – Walking is crucial in the daily life of people. In aging society, technology of walking assistance becomes more and more important. In previous studies various walking assist systems were developed. Interactive rhythmic auditory stimulation is one of the effective feedback to improve gait stability. On the other hand, various studies use compact sensors to analyze gait. However there remains issues to use these system in our daily life. Therefore our aim is to develop walking assist system used in our daily life. To construct the proposed system, we use compact accelerometers, gyroscopes and an Android OS smartphone. To realize interactive rhythmic auditory stimulation, the system estimates user's gait rhythm with our proposed algorithm by using angular velocity of ankle. Freezing of gait is one of the other problems that need assistance. Our proposed system also assists freezing of gait with auditory stimulation triggered by specified user's hand gesture.

Keywords: wearable system, gait rehabilitation, gait analysis, daily-life assist, freezing of gait, audio feedback, human-computer interaction.

1. 研究背景

我々の日常生活の中で、歩行は非常に重要な役割を担っている。高齢者や歩行障害を有する疾患罹患患者において、歩行をサポートするシステムの開発が有用であることは明らかである。このことから、歩行支援を行う装置の研究は様々な行われてきている[1-3]。しかし、このような装置を日常生活で使用するためには、軽量化や動作安定性、高齢者や歩行障害を有する患者が独力で装着できる必要性など、解決すべき様々な課題が残されている。

一方、日常生活の中で二人が並んで歩く際に、両者の歩行リズムが相互に同調するといった現象が知られている[4]。このような、歩行の相互適応はリハビリテーションにおいて活用されている[5]。さらに、パーキンソン病などのリズム生成障害を有する疾患の罹患患者に対して、リズム音刺激を提示することで歩行が改善するといった報告がされている[6-8]。その中でも我々は、人間とコンピュータとが「間」を合わせることにより、歩行リズムにおいて双方向的な引き込みが発生し、人間が本来持つ歩行リズムのゆらぎ特性を含め、歩行を改善させるといった結果を得てきた[9]。

加えて、センサの小型・軽量化が進み、ウェアラブルセンサを用いた歩行の分析に関する研究が様々なされ

ている[10,11]。しかし、それらの情報を日常的な生活の中で、リアルタイムに利用しユーザにフィードバックを与え歩行改善を促すシステムの確立には至っていない。

そこで本研究では、これまでの知見を活かし、主にパーキンソン病患者を対象とし、日常生活のなかで使用可能な歩行支援システムの開発を目的とする。小型・軽量のウェアラブルセンサユニットを用いて、ユーザの歩行リズムをリアルタイムに推定し、そのリズムとの相互引き込みを発生させるリズム音をシステムが生成・提示する、いわば人間とコンピュータとの「間」をウェアラブル化することで歩行支援を行う、共創リハビリシステムの開発を行なうのである。

また、本システムでは、生活の中での歩行支援を目的としているため、ユーザの歩行リズムに基づくリズム音の提示による歩行安定化支援のみならず、パーキンソン病患者の生活へ大きな影響を与えるすくみ足のような歩き出し障害の支援を含む技術の提案を行う。さらに、ウェアラブルセンサユニットから取得した情報を基に、歩行リズムのみならず、歩行の様々な特徴量を得ることを可能とする。

2. システム概要

2.1 システム要件

日常生活の中でパーキンソン病患者を対象とした歩行支援を行うにあたり、本研究では以下の3要件を満たす支援システムの開発を目的とする。

- 歩行の安定化
- 歩き出し支援

*1: 東京工業大学大学院 総合理工学研究科

*2: 東京工業大学 工学部制御システム工学科

*1: Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology,

*2: Department of Control and Systems Engineering, Tokyo Institute of Technology.

● 歩行の評価

要件を満たすことで実現されるシステムの概要を図 1 に示す。



図 1 システム概要

Figure 1 System summary

まず、歩行の安定化に関しては、これまでの知見[5]を基に、ユーザの歩行リズムとの「間」を合わせたリズム音を提示することにより実現する。特にパーキンソン病の罹患においては、加速歩行や小刻み歩行など歩行に関わるリズム生成の障害が広く知られており、リズムを用いる歩行支援方法が歩行の安定化に有効と考えられている[6-9]。このとき「間」を合わせたリズム生成にあたり、ユーザの歩行リズムを計測・推定する必要がある。

次に、歩き出し支援の必要性について述べる。パーキンソン病の歩行障害ではすくみ足という現象も知られている[12]。主に歩行開始時や方向転換時、狭い場所を通る際などに第 1 歩目が踏み出せなくなってしまう症状である。この症状は日常生活のなかで非常に大きな影響を与えてしまう。信号を渡る際やエレベーターの乗り降りなど、歩き始めの一步が出ないことによる影響が大きいことは想像に難くない。歩行を安定化させることに加えて、このような歩き出しを支援することは、日常生活の大きな支援として不可欠である。

以上のような支援に加え、歩行分析を介して、歩行の評価を行うことで、更なるユーザの歩行改善の役に立つのではないかと考えられる。例えば、歩行時の足の持ち上げ量を提示することで、つまずきなどによる転倒注意を促すことも可能である。

また、日常生活のなかでの歩行支援を目的としていることから、煩雑なキャリブレーションや多くのセンサが必要となるシステムでは目的を満たすことができない。容易に装着可能であり、少ない手順で歩行支援を受けられるシステムであることも要求される。

2.2 技術要件

次に、本システムの各要件に対して満たすべく技術要件について説明する。

まず歩行の安定化のためには、ユーザとの「間」を合わせたリズム音の提示が必要になる。そのために、ユー

ザの歩行リズムを推定する。推定結果を基に、ユーザの歩行リズムと相互同調を引き起こすリズムを生成し、リアルタイムでユーザにフィードバックを返す。このとき、日常生活の中で使用することを考慮して、様々な歩行に対応した歩行リズム推定、計算コストを抑えた推定アルゴリズムを用いる。

次に、歩き出しの支援については、ユーザがすくみ足対策を必要とした際に、システムが支援する必要がある。そこで、本システムではユーザのジェスチャーを認識することで、それをトリガーに歩き出し支援のフィードバックを返すことで、ユーザが必要とした際に歩き出しの支援を行う機能を実装する。

さらに歩行分析を実現するために、本システムでは、歩行経路、歩行速度、歩行時の足首軌道を計測・推定する。これにより歩行に関する様々な特徴量を抽出することが可能となる。

これらをまとめて以下に記す。

- ユーザの歩行リズムの推定
- ユーザとの「間」を合わせたリズム音の提示
- リアルタイムフィードバック
- 歩き出し支援のためのジェスチャー認識
- 歩き出し支援のためのリズム音フィードバック
- 歩行経路・速度分析
- 歩行時の足首軌道推定

本稿では、第 3 章の歩行リズム推定において、足首に装着したセンサ情報からリアルタイムで歩行リズム推定を行う手法について説明する。第 4 章のリズム音の提示では、ユーザとの「間」を合わせたリズム音の提示手法や、歩き出し支援のためのジェスチャー認識とリズム音フィードバックについて説明する。第 5 章の歩行分析において、歩行経路や速度分析、さらに歩行時の足首軌道推定について説明する。

2.3 システム構成

前節の要件を満たすために、本研究では小型軽量な加速度・角速度センサを用いて、日常生活上で長時間使用可能なウェアラブルシステムを構築した。

提案システムは小型センサユニット×3、スマートフォン、骨伝導ヘッドホンから構成される。ユーザは Bluetooth 接続が可能な小型 (37mm×46mm×12mm) かつ軽量 (約 22g) な加速度・角速度センサ (TSND121, ATR-Promotions 社) (図 2-a) を両足首と (図 2-b)、片手首に装着する。各センサはスマートフォンと通信を行い、リアルタイムに加速度・角速度情報が取得・演算される。また、スマートフォンに接続された骨伝導ヘッドホン (図 2-c) を介してユーザにリズム音刺激を与える。骨伝導ヘッドホンを用いることにより、周囲の音を遮断することなくリズム音を提示する。

各センサは加速度レンジを±8G、角速度レンジを±1000dps、サンプリングレートを 100Hz に設定され、両足

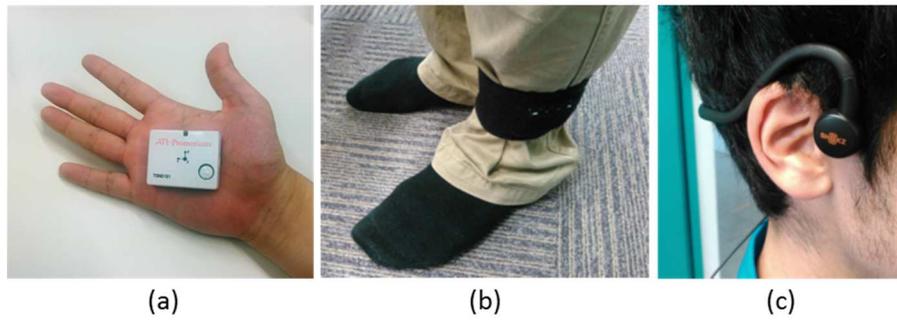


図2 システム構成：(a) 加速度・角度センサ，(b) 両足首装着時の様子，(c) 骨伝導ヘッドホン
 Figure 2 - System Configurations: (a) accelerometer & gyroscope (b) Appearance on the occasion of equipment (c) bone-conduction headphone

首のセンサの角速度情報によりユーザの歩行リズムがリアルタイムに推定される。片手首に装着されたセンサは、後述するすくみ足対策のためのジェスチャー認識に用いられる。また、充電が完了した状態で6~7時間程度連続駆動させることが可能である。

センサ計測値の受信やリズム生成処理はAndroid OS スマートフォン上のアプリケーションで行う。

3. 歩行リズム推定

システムがユーザとの「間」を合わせたリズムを生成するためには、ユーザの歩行リズムを取得する必要がある。本章では、足首に装着されたセンサ情報に基づいて、リアルタイムで歩行リズム推定を行う手法について説明する。

3.1 歩行時の足首運動情報

本システムでは日常的な歩行支援を行うにあたり、小型で持ち運びが可能な携帯端末としてスマートフォンを

使用している。そのため、歩行リズム推定をリアルタイムで行うためには、計算量を十分に抑えられるアルゴリズムが必要となる。計算量を抑えるためにも、多様な歩行状態においても安定に確認できる特徴的な計測量を用いる必要がある。

本システムにおいて、歩行リズムを推定するための情報として、両足首に装着された小型センサから取得した加速度・角速度の時系列データが挙げられる。その中でも歩行周期に対して特徴的なものは、歩行時の進行方向加速度と進行方向に向かって回転する角速度であった。

図3 上の安定歩行時の進行方向への加速度に着目すると、およそ1秒間隔で加速度プラス方向への大きなピークが見られる。これは接地時の反発力による特徴である。一方、図3 下の進行方向へ回転する方向の角速度に着目すると、1周期のなかにマイナス方向へ緩やかな2つのピークが見られ、プラス方向には緩やかな1つのマイナス方向へのピークと比較して大きなピークが見られる。

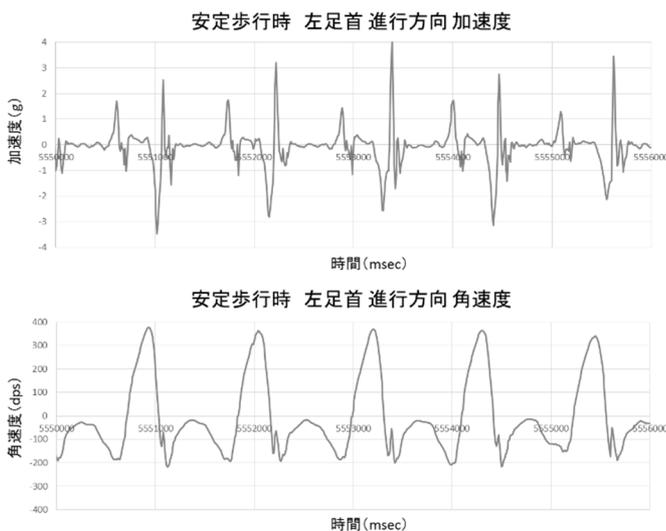


図3 安定歩行時足首運動情報：(上) 進行方向加速度 (下) 進行方向角速度

Figure 3 ankle's movement information in stable walking: (upper) forward acceleration (lower) forward angular velocity.

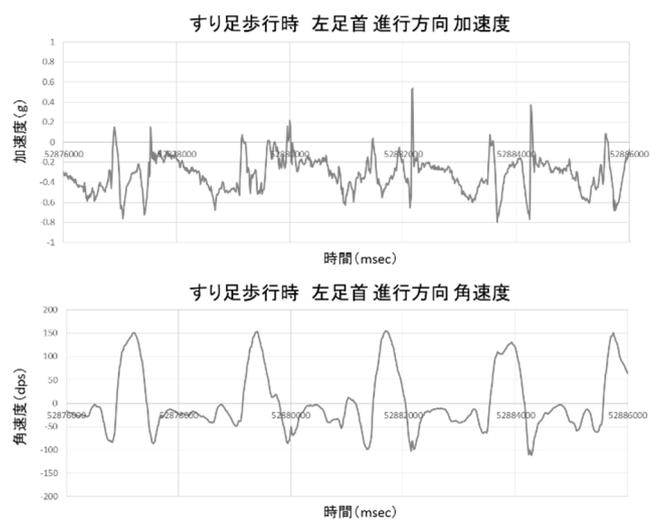


図4 すり歩行時足首運動情報：(上) 進行方向加速度 (下) 進行方向角速度

Figure 4 ankle's movement information in walking with a shuffle: (upper) forward acceleration (lower) forward angular velocity.

このプラス方向への大きなピークは、歩行時に足を進行方向へ振り出す動作を行った際の特徴である。一般に歩行時は、足がついている状態にある立脚期と、足が浮いている状態にある遊脚期を比較した際に、立脚期の方が長くなる。このことは、歩行時は両脚支持期があることから想像に難くない。このことと、足を前に振り出す際に足が地面から離れ遊脚期になることから考えると、一般的な歩行において角速度が正になる時間は負になる時間よりも短くなる。そのため、1歩における角速度の最大値は、最小値の絶対値よりも大きくなる。

次に、すり足歩行時の加速度・角速度の特徴を比較する。図4上の加速度に着目すると、安定歩行時に見られた特徴的なピークが、すり足歩行時のデータからは見ることが出来なくなっている。このことは、安定歩行時の接地に相当する反発力が弱くなることから、容易に予測することができる。一方、図4下の角速度に注目すると、安定歩行時と同様に進行方向へ足を出す際の角速度プラス方向への大きなピークを確認することができる。

以上のことから、多様な歩行に対応して安定した歩行リズム推定を行うために、本システムでは角速度情報を用いた。

3.2 リアルタイム歩行リズム推定

本節では角速度情報から、リアルタイムで歩行リズムを推定する手法について述べる。提案システムによる歩行リズム推定のフローチャートを図5に示す。

歩行リズムを推定するために、1歩の終了点を検出する。検出は二つのフェーズにより行われる。

第1フェーズとして、角速度を取得するたびに1歩周期内の最小値との比較を行う。このとき進行方向へ向かう回転の角速度を正とする。現在の角速度の値が1歩周期内の最小値を下回った時に、最小値の更新を行う。また、取得した角速度の値が最小値の絶対値よりも大きい値をとったときに、次の検出フェーズに移行する。

第2フェーズでは、角速度が正から負へと切り替わっ

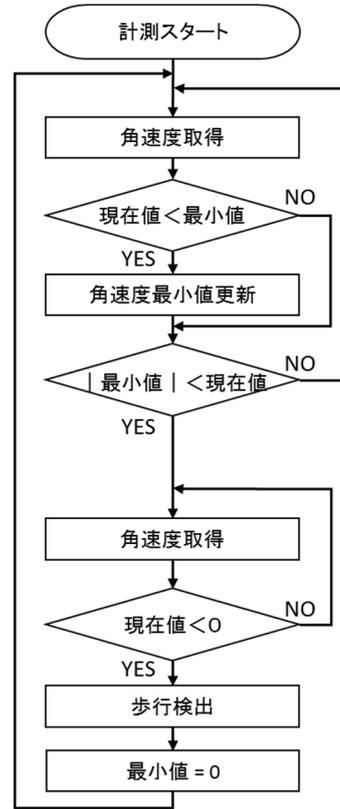


図5 リアルタイム歩行検出アルゴリズムフロー
Figure 5 flowchart about real-time stride detection algorithm

た瞬間を検知し、その点を1歩の終了点とみなす。

1歩の終了点を検知した際に、角速度の最小値をリセットし、再び最小値の更新と、前への振り出しを検知するフェーズに移行する。こうして1歩終了点と1つ前の終了点との時間を算出することによって歩行リズムの推定を行う。

第1フェーズによって、足が進行方向へ振り出されたことを検知し、第2フェーズによって足の進行方向への振出が終了したことを検知している。

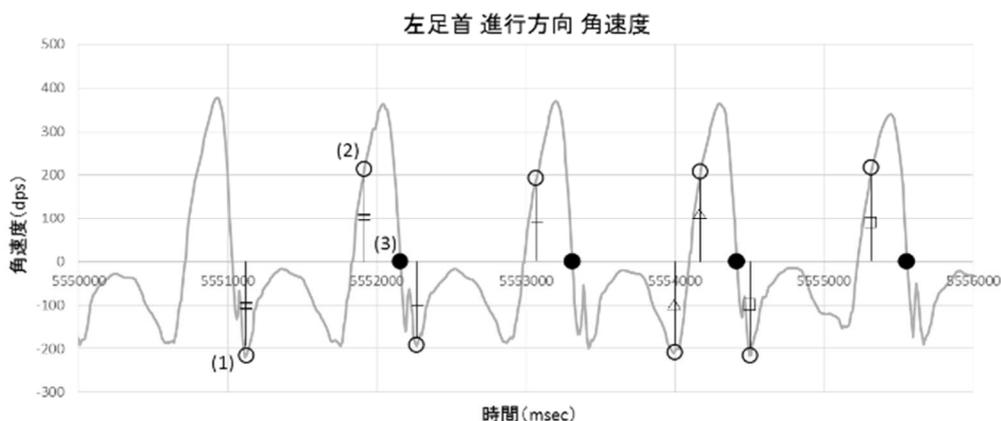


図6 進行方向足首角速度：(1) 一歩周期の最小点，(2) $(-1 \times \text{最小値})$ を上回る点，(3) 歩行検出点
Figure 6 forward angular velocity of ankle: (1) minimum value in one stride, (2) in this point, angular velocity is higher than $-1 \times (\text{minimum value})$, (3) stride detection point.

足首の角速度時系列データとアルゴリズムとの対応を図 6 に示す。歩行一周期の中での角速度の最小値を更新し (図 6-1)、角速度が最小値の絶対値を上回った際 (図 6-2) に足の進行方向への振出を検知したとみなし、その後角速度が 0 となる点を 1 歩の終了点として検知する (図 6-3)。

以上の提案アルゴリズムによって、ユーザの歩行リズム推定を行う。

3.3 リアルタイム歩行検出精度の評価

若年健常者が本システムを装着した状態で、屋外平面およびトレッドミルによる+15度傾斜面での歩行を行い、その際の提案アルゴリズムによる歩行検出の漏れの発生頻度を算出し、検出精度の評価を行った。

屋外平面での評価実験は、1 周約 90m のアスファルトの道路を若年健常者 2 名が、時計回り・反時計回りに各 10 周歩行した (図 7)。その際の歩行検出エラー率について評価を行った。その際の歩行速度は指定せず、被験者が最も歩きやすい速度で歩行した。



図 7 屋外歩行検出精度評価歩行経路 (時計回り)
Figure 7 the walking path in assessment experiment for real-time stride detection. (CW)

結果を表 1 に示す。ただし、CWは時計回りを、CCWは反時計回りを表す。また、実際の歩数を c_r 、検出された歩行数を c_d とし、その差つまり検出漏れの数を e とした。

実際の歩数の合計が 4465 歩であったのに対して、検出された歩行数の合計は 4443 歩であり、検出漏れの歩数は 22 歩であった。つまり、検出漏れ率は 0.49%となった。

次に、傾斜がある状態で検出精度が落ちることがないかを確認するために、トレッドミルを用いた実験を行った。実験の様子を図 8 に示す。

表 1 屋外歩行検出精度評価実験結果

Table 1 the result of the assessment experiment for real-time stride detection.

	Subject A		Subject B	
	CW	CCW	CW	CCW
c_r	1066	1110	1167	1122
c_d	1064	1106	1165	1108
e	2	4	2	14

トレッドミル (T650ME SportsArt 社) により、+15 度の傾斜を出し、時速 2.5km で歩行を行い、最初の数歩を抜かし安定した 400 歩の検出漏れ数で評価を行った。

実験の結果、若年健常者 1 名について検出漏れ数が 0 であり、もう 1 名については 2 歩であった。検出漏れ率は 0.25%であり、傾斜+15 度の斜面であっても、屋外平面での歩行検出精度と比較して十分な精度で歩行検出が行えていることが検証された。



図 8 トレッドミルによる傾斜歩行検出精度評価
Figure 8 assessment experiment for real-time stride detection on sloping road with treadmill.

4. リズム音の提示

本章では、前章で推定したユーザの歩行リズムとの「間」を合わせたリズム音や、すくみ足対策のリズム音の生成について説明する。

4.1 「間」の制御

本システムでは、前節で推定した歩行リズムを基に、ユーザとシステムとが「間」を合わせることで、ユーザの歩行リズムとシステムのリズム音とが相互同調を引き起こし、歩行改善を促す。

「間」を合わせたリズムを生成するモデルは、図 9 のような 2 層の動的モデルによって構成される [5]。Module-1 はユーザの歩行リズムとシステムが提示するリズム音との間での相互同調を引き起こすことを目的としており、位相振動子を用いた相互引き込みモデル [13] を基に構成される。ここで、システムが生成するリズムの位相を θ_m 、そのリズムの固有振動数を ω_m として、ユーザの歩行リズムの位相を θ_h とすると、

$$\dot{\theta}_m = \omega_m + K_m \sin(\theta_h - \theta_m) \quad (1)$$

といった式で表すことができる。

また、Module-2 は生成した位相関係を制御する役割を担っている。ユーザの歩行リズムの位相とシステムが生成するリズムの位相との差を $\Delta\theta_m = \theta_h - \theta_m$ と表し、同調の目標位相差 $\Delta\theta_d$ 、ゲインを μ とすると、Module-2 は、以下のモデルで表される。

$$\dot{\omega}_m = -\mu \sin(\Delta\theta_d - \Delta\theta_m) \quad (2)$$

このモデルに基づくことで、ユーザとシステムが「間」を共有することにより、相互同調を引き起こし歩行の改善を行う共創リハビリシステムを実現させた。

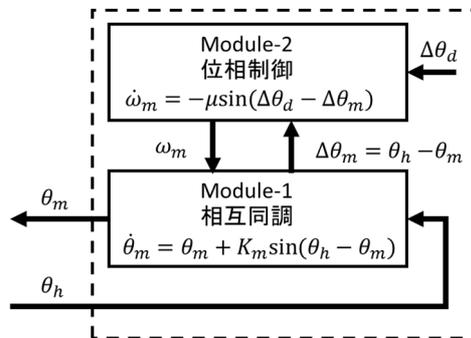


図9 リズム生成モデル

Figure 9 Generating rhythm model

4.2 ジェスチャー認識によるすくみ足対策

前節において、ユーザの歩行リズムを足首のセンサによって推定することで、ユーザとの「間」を合わせたリズム音を提示し、歩行改善を促すシステムを実現した。しかし、歩行障害を有するユーザが日常生活をおくる上で改善すべき点はいまだ残されている。歩き始めなどの第一歩が踏み出しづらくなるすくみ足への対策がその一つとして挙げられる。

このような症状に対して、歩行リズムと同程度の周期の音刺激を与えることにより歩行改善が促されることが知られている[14]。そこで、本システムではユーザがすくみ足となっている際に、一定のリズム音を鳴らすことで、すくみ足の対策を行う。

しかし、足の運動状態からすくみ足を検出すること困難である。なぜなら、わずかな動きからすくみ足の特徴を抽出する必要があるためである。加えて、日常生活の中でシステムを利用することを考えると、誤検出を極力少なくする必要があり、その難易度はさらに高くなる。

この問題を解決するために、本システムではユーザのあらかじめ設定したジェスチャーを認識することで、ユーザが必要としている際に、すくみ足対策の一定のリズム音を鳴らすことが出来る機能を実装した。

具体的には、図10のようにセンサを手首に取り付けて、前腕を一方方向に回旋した後に、一定の時間内に反対方向に回旋させるジェスチャーをトリガーにし、すくみ足対策のリズム音を鳴らす。

5. 歩行分析

本章では、更なる歩行改善を促すために、ユーザの歩行を分析する機能について説明する。リズム音提示と比較して、歩行の分析においてはリアルタイム性の要求が低い。そのため、本システムではオフライン解析による歩行分析を行う。

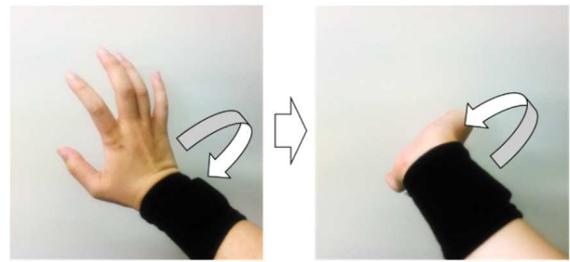


図10 すくみ足対策のためのジェスチャー認識
Figure 10 Gesture recognition for freezing of gait.

5.1 携帯電話回線を用いたログデータ送信

システム起動からの時刻、両足首それぞれの加速度、角速度、システムによる歩行検出時刻、緯度・経度情報をログファイルとして保存している。携帯電話回線を用いて逐次サーバーへこのログファイルを送信することで、計測情報を収集することができる。

5.2 足首の三次元軌道推定

本システムでは両足首に加速度・角速度を計測できるセンサを装着している。そのため、前節のログファイルを用いて、計算コストが高い解析をオフラインで行うことが出来る。その一つに、加速度・角速度時系列データを用いた足首の三次元軌道推定が挙げられる。その結果を図11,12に示す。

足首の三次元軌道を推定することで、歩行に関する様々な特徴量を得ることが出来る。例えば、歩幅、最大持ち上げ量やそれらの分散などが挙げられる。

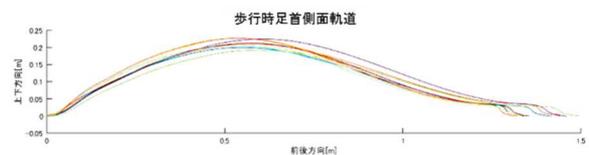


図11 歩行時の側面足首軌道推定結果

Figure 11 Estimation result of ankle's lateral trajectory

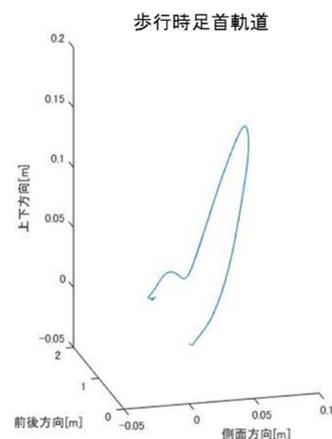


図12 安定歩行時足首三次元軌道推定結果
Figure 12 Estimation result of three dimensional trajectory of ankle in stable walking

5.3 GPS による歩行経路

一般的な Android スマートフォンには GPS センサが搭載されている。そのため、足首の加速度・角速度情報の履歴だけでなく、緯度・経度の時系列データを保存しておくことで、歩行速度や進行方向、曲がり角を曲がったかどうかなどの運動状態を推定することができる。本システムを用いて取得した歩行経路情報を図 13 に示す。



図 13 GPS による歩行経路取得

Figure 13 Walking path measured by GPS

6. 考察

本研究では、ウェアラブルセンサユニットとスマートフォンを用いることで、日常生活の中で使用可能な、リズム音刺激による歩行支援システムの開発を行った。

本システムを用いることで、

- 歩行の安定化
- 歩き出し支援
- 歩行の評価

を行うことが可能となった。

まず歩行の安定化に関しては、ユーザの歩行リズムと相互同調を引き起こすリズム音を提示することで実現した。そのために、足首に装着したセンサの角速度情報を用いて、足を進行方向へ向かって降り出す際の特徴的な波形に着目し、歩行周期を推定した。歩行検出の精度を検証したところ、検出漏れ頻度は屋外平面にて 0.49%程度、トレッドミルを用いた傾斜+15度の路面では 0.25%となっていた。

今回の評価実験において、若年健常者 2 名と被験者数が少ない検証であったが、歩行時に足を前へ振り出すといった運動の角速度に着目しているため、若年健常者間において歩行検出精度が大きく変わることはないと考えられる。しかしながら、歩行障害を有する患者がユーザとなった際は、歩行の際の足首の運動が大きく変化する場合があると予測されるため、今後、様々な疾患の患者に対して有効であるかの検証を行うといった課題が残されている。

次に、歩き始めや方向転換時の第一歩目が踏み出しづらくなるすくみ足の対策として、ジェスチャー認識をトリガーに一定テンポの音を鳴らす機能を実装した。トリガーとなるジェスチャーには、手首を時計回りに旋回し、

一定時間内に反時計回りに旋回しなおすといった動作を割り当てた。

しかし、すくみ足対策のトリガーとなるジェスチャー選定に関しては、再考の余地を含んでいる。選定するジェスチャーとしては、日常生活上で起こりえない、誤検出率が小さいものが望ましい。またパーキンソン病などの運動障害を有する疾患の罹患者が容易に行うことが出来る動作を選定する必要がある。疾患によって異なるジェスチャーを選定する必要性も考えられる。なぜなら特定の疾患の影響によりジェスチャー動作の認識率は大きく変化してしまうと予想されるからである。これに対しては、ユーザごとに対応するジェスチャーをカスタマイズできる機能を実装するといった対策が考えられる。また、今回提案するシステムでは、ジェスチャー認識により実行する機能は歩き出し対策の 1 機能のみが実装されているが、その他にリズム音の ON/OFF の切替えや音量調整などに関しても、ジェスチャー認識によって行うことが出来れば利便性が高まることが期待される。ジェスチャー認識の精度評価とともに利便性の向上も今後の課題としたい。

さらに、各センサの 3 軸加速度・3 軸角速度、時間、歩行検出時の時間、GPS による緯度・経度情報のログファイルを一定の間隔でサーバーに自動送信する機能を実装し送信された加速度・角速度情報から歩行時の足首の 3 次元軌道の推定を行った。

現状では、逐次対象のデータを手動で選択し解析を行っているが、サーバーを介したデータの収集からオフライン解析、ユーザへのフィードバックまで自動で行えるシステムの実現も今後の課題とする。ユーザに与えるフィードバックの形式についても効果的なものを検討する必要がある。例えば、足の持ち上げ量が減少してきたことをユーザにフィードバックすることで、意識的に足を高く上げるよう促すなどの転倒予防の効果が期待される。また、転倒予防に限らず、歩行や運動指導に関した応用例も考えられる。ユーザの日常生活の中で歩き方や走り方の癖を推定し、疲れにくい足の運びの指導などのアプリケーションが考えられる。

今後、システムの貸し出しを行い、臨床現場や日常生活の中で使用した際の有効性を評価していきたい。

謝辞

本研究の一部は国立研究開発法人科学技術振興機構 (JST) の研究成果展開事業「センター・オブ・イノベーション (COI) プログラム」の支援によって行われた。

参考文献

- [1] 新宮, 江口, 山海: バイオフィードバックを用いたポリオ経験者の筋神経系制御能力の改善とロボットスーツ HAL による麻痺肢動作支援; 日本機械学会論文集, Vol.76, No.722, pp.3630-3639, (2010).

- [2] Wehner, M., Quinlivan, B., Aubin P.M., Martinez-Villalpando, E., Baumann, M., Stirling, L., Holt, K., Wood, R.: Lightweight soft exosuit for gait assistance; IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp.3362-3369, (2013).
- [3] Banala, S.K., Kim, S.H., Agrawal, S.K., Scholz, J.P.: Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX): Neural Systems and Rehabilitation Engineering, **Vol.17**, issue 1, pp.2-8, (2008).
- [4] Zivotofsky, A.Z, Hausdorff, J.M. : The sensory feedback mechanisms enabling couples to walk synchronously: Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, **Vol.4**, Issue 28 (2007).
- [5] Muto, T., Herzberger, B., Hermsdoerfer, J., Poppel,E., Miyake, Y.: Interactive gait training device "Walk-Mate" for hemiparetic stroke rehabilitation; Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.2268-2274 (2007).
- [6] Brown, B., Williams, D.: Basal ganglia local fieldpotential activity: Character and functional significancein the human; Clinical Neurophysiology, **Vol.116**, issue 11, pp.2510-2519 (2005).
- [7] Thaut M.H., McIntosh G.C., Rice R.R., Miller R.A., Rathbun J., Brault J.M.: Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients; Movement Disorders, **Vo.11**, No2, pp193-200, (1996).
- [8] Miyake, Y.: Interpersonal synchronization of body motion and the Walk-Mate walking support robot; IEEE Transactions on Robotics, **Vol.25**, No.3, pp.638-644 (2009).
- [9] Uchitomi, H., Ota L., Ogawa K., Orimo S., Miyake Y.: Interactive rhythmic cue facilitates gait relearning in patients with Parkinson's disease," PLoS ONE, **Vol.8**, issue.9, pp.1-10(e72176) (2013).
- [10] Sabatini, A.M., Martelloni, C., Scapellato, S., Cavall, F.: Assessment of walking features from foot inertial sensing; IEEE Transaction on Biomedical Engineering, **Vol.52**, Issue3: pp486-494, (2005).
- [11] Tadano, S., Takeda, R., Miyagawa, H.: Three Dimensional Gait Analysis Using Wearable Acceleration and Gyro Sensors Based on Quaternion Calculations; Sensors, **Vol.13**, Issue13, pp9321-9343, (2013).
- [12] Nutt, J.G., Bloem, B.R., Giladi, N., Hallett, M., Horak, F.B., Nieuwboer, A.: Freezing of gait: moving forward on a mysterious clinical phenomenon; The Lancet Neurology, **Vol.10**, No.8, pp734-744, (1877).
- [13] Kuramoto, Y.: Chemical oscillation,waves and turbulence ; Springer-Verlag,(1984).
- [14] 外山, 岡西, 梶原 : すくみ足・小刻み歩行を呈するパーキンソン病患者に対する歩行訓練について ; 理学療法学, **Vol.18**, No.5, pp.521-527, (1991).