

リハビリ用T字杖使用時におけるリアルタイム歩行フィードバックシステムの開発

小宮 慎之介^{1,a)} 馬場 哲晃^{2,b)} 渡邊 英徳^{2,c)} 江口 有一郎^{3,d)} 佐藤 圭⁴

概要：本研究では、ウェアラブルデバイスが十分に活用されていない理学療法分野における応用可能性について検討する。理学療法分野においては、患者の日常生活の歩行をサポートするデバイスとして「高齢者支援杖」、「歩行介助杖」、「Communication Stick」のような事例はみられるものの、患者の細かな体の動きを定量的に取得し、リアルタイムにモニタリングしている事例は見られない。そこで、歩行のリハビリ時の患者の体動を取得するデバイス「smarTcane」及びソフトウェアの開発を行い、患者の歩行時の体動から、理学療法士が利用可能なデータを取得できるかを検討する。この実装例を通して、ウェアラブルデバイスが定量データを取得し、リアルタイムに装着者の状態をフィードバックすることを可能にする。

キーワード：理学療法、スマートデバイス、T字杖、リハビリ、ウェアラブル

SHINNOSUKE KOMIYA^{1,a)} TETSUAKI BABA^{2,b)} HIDENORI WATANABE^{2,c)} YUICHIRO EGUCHI^{3,d)}
KEI SATO⁴

1. 序論

1.1 本研究の背景

近年、ウェアラブルコンピューティング技術の発達により、小型でハイスpek的なデバイスの開発が可能になった。製品としてもメガネ型のデバイス「Google Glass」や腕時計型デバイス「Apple Watch」を始めとするウェアラブルデバイスの研究開発が盛んである。これらのデバイスのおかげで我々は、身近な生活環境において今までは取得が困難であった脈拍、活動量、心拍、体動などの定量データを取得できるようになっている。これらの収集された様々なデータをもとに装着者や非装着者、外部デバイスへのフィードバックを行い、事故や疾病を未然に防いだり、情報を適切なタイミングで通知するなどの活用も

されている。また取得したデータの解析を行い、様々な企業や研究機関、行政において新たな知見の発見や業務の高度化・効率化にも繋がっている。

1.1.1 理学療法分野におけるウェアラブルデバイスの現状

一方で、理学療法の分野においてはウェアラブルデバイスの活用は未だ黎明期であり、その性能や活用にも限界がある。例えば、「理学療法士が歩行の自立度判定をする際に歩行の観察による判断に委ねられることが多く、経験によって判断基準が異なってしまうという現状がある中 [3]、患者の日常生活の歩行をサポートするデバイスとして「高齢者支援ロボット杖」[9]、「歩行介助杖」[10]、「Communication Stick」[11]のような事例は見られるものの、理学療法士が患者の細かな体の動きを定量的に取得し、リアルタイムにモニタリングできる杖型のウェアラブルデバイスの事例は見られなかった。

1.2 研究目的

以上の背景を踏まえ、本研究の目的は、従来の杖歩行計測では定量化出来ていない体動のデータを定量化し、利用可能なデータとして患者または理学療法士にリアルタイムに提示することである。

¹ 株式会社 DesignCat
DesignCat Inc, Inagi, Tokyo, Japan

² 首都大学東京
Tokyo Metropolitan University

³ 佐賀大学
Saga University

⁴ 医療法人ロコモディカル 江口病院

a) kurohune538@gmail.com

b) baba@tmu.ac.jp

c) hwtnv@tmu.ac.jp

d) eguchi@me.com

2. 先行研究・先行事例

2.1 既存の計測方法

理学療法分野において、杖を用いた歩行は医師や理学療法士が視覚的に評価している。しかし、それは歩容や、杖と下肢の時間的および空間的關係や歩行速度についてであり、定量的な評価は困難であるとされている [3][6]。杖にかかる荷重量の計測についても患者や観測者の主観的な評価に頼っているのが現状である [8]。

2.2 既存の理学療法におけるデバイスや杖型スマートデバイス

理学療法分野において、杖についての報告の多くは免荷効果や関節モーメントへの影響、運動学的因子の測定などに関するものである [4]。T 字杖を用いた歩行時の体動や自立度の判定を定量化した報告もいくつかある。貴嶋ら [3] は腰に装着した加速度センサによって T 字杖を持って歩行した際の歩行計測を行っている。この研究からは杖自体の挙動については定量化することが難しく、本研究とは異なる。他にも永田 [6] や渡邊ら [5] や松山ら [7] は床にフォースプレートや体重計を用いて計測しているが、これらは大変高価であり、場所も限定してしまうため臨床現場での実践導入は難しい。さらには歩行等の動的な測定には適していない。河西ら [8] の研究では本研究と同様に杖のみでの計測を試みており、杖に装着されたひずみゲージの値を元に計測している。しかし、彼らのシステムから電気信号を送るために有線のシステムを使用しており、臨床現場でのつまづき等のリスクがある。しかし、本研究では「smarTcane」にバッテリーと Bluetooth を搭載することで無線でのデータの送信に成功しているため、このリスクは限りなく少ない。製品の例として、患者の日常生活の歩行をサポートするデバイスとして高齢者支援杖 [9](図 1)、歩行介助杖 [10](図 2)、Communication Stick[11](図 3) のような事例はみられるものの、これらは屋外にて日常的に使用することを想定しており、本研究とは異なっている。

3. 開発システム概要

本章では、先で述べた研究背景と目的に基づき、ウェアラブルデバイスを活用したシステム「smarTcane」を開発し、その実装の概要に触れ、実験と解析を通して開発したシステムの評価を行う。

3.1 smarTcane システム概要

「smarTcane」は杖型デバイスと iOS スマートデバイス上のアプリケーションで構成されている。患者は杖型のデバイスを使用して歩行をし、理学療法士はスマートデバイス上のアプリケーションにて杖型デバイスと接続し、送信



図 1 高齢者支援ロボット杖 (伊藤 友孝)



図 2 歩行介助杖 (東興電気株式会社)

されるデータをリアルタイムに確認することができる。以下にハードウェアとソフトウェアの構成とシステム全体のワークフローについて触れる。

3.2 ハードウェア概要

smarTcane のハードウェアの規格を検証するためにプロトタイプ (以後「Ver.1」) を作成した。Ver.1 は市販の T 字杖 (アルミ製 300g) に取り付ける形で実装した。実装イメージを図 4 に示す。

(1) ロードセル

ロードセルは杖にかかる垂直方向の荷重を計測するために用いる。杖の先端部に取り付け、普段の使用感に

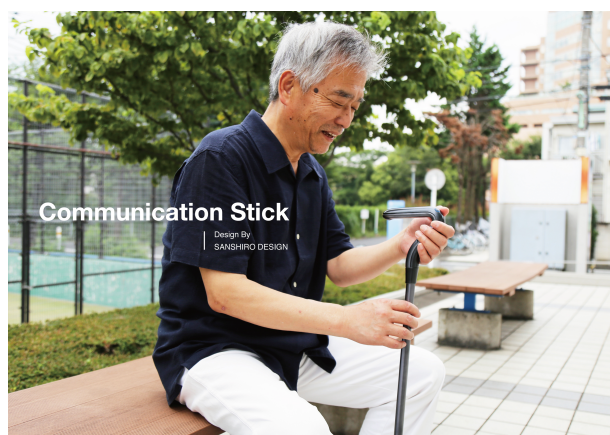


図 3 Communication Stick(三枝 友仁)

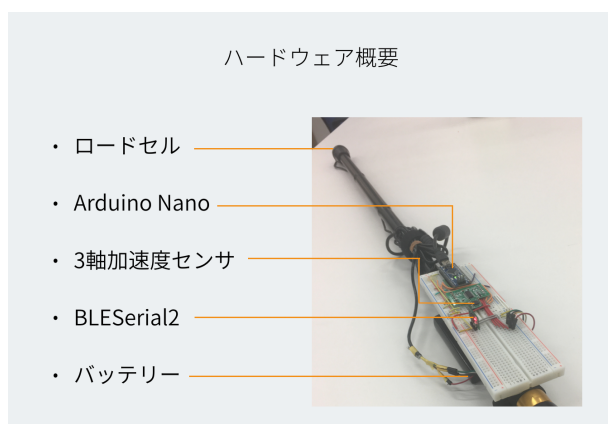


図 4 smarTcane プロトタイプ「Ver.1」とその構成

近くなるようにするため、ディスク型のロードセルである TAS606 を用いた。ロードセルを先端につけるだけでは杖をつく際に滑ってしまう危険性があるため、市販のゴム製のストッパーを先端に取り付けた。ロードセルの変化をアナログ値として取得するためアンプとして HX711 を利用した。

(2) 3 軸加速度センサ

杖の傾きや突き方など、挙動をより詳細に取得するため、3 軸加速度センサ (KXR94-2050) を取り付けた。

(3) Bluetooth

Bluetooth はロードセルと 3 軸加速度センサから取得した値を iOS のデバイスに送信するために搭載した。Bluetooth モジュールには BLESerial2(浅草ギ研) を用いた。本モジュールは実装もしやすく、安価で手に入るため採用した。センサから得られたデータはサンプリング周波数 33Hz でスマートデバイスに送信される。

(4) マイコン

マイコンには Arduino Nano を用いた。Arduino Nano は杖に実装するサイズとしても小型で軽量のため採用した。ハードウェアプログラミングの開発環境には Arduino(v1.8.0) を用いた。

(5) バッテリー

杖型デバイスを無線で動作させるため杖にはリチウムイオンバッテリーを搭載した。バッテリーと Arduino Nano を接続することで全てのセンサと Bluetooth モジュールに電源が行き渡っている。

これらのセンサとマイコンはブレッドボード上に回路を組み、杖の柄から 10cm 下方に取り付けた。その反対側にはバッテリーを同じように取り付けた。ブレッドボードとバッテリーそれぞれと杖の接着には常温時に硬化後の物性が優れているアロンアルファを用いた。ロードセルからのリード線はブレッドボードまで杖の本体を沿うように配置し、グルーガンを用いて杖と固定した。

3.3 ソフトウェア概要

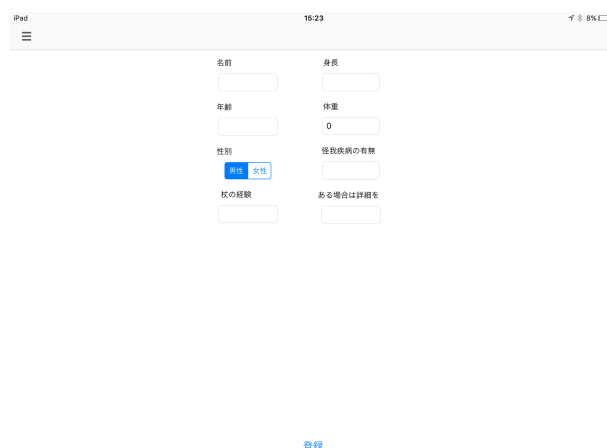


図 5 被験者に基本データを入力してもらう iPad 上のインターフェース

ソフトウェアは iOS(10.2) のスマートデバイスで動作するものとなっている。開発環境には Xcode(v8.2.1), プログラミング言語には Swift3.0 を用いた。ソフトウェアでは Bluetooth を通じて杖型デバイスと接続することが可能であり、杖型デバイスから送信されるデータをグラフでモニタリングすることが可能である。

検証のためのデータ取得をできるように被験者の基本データ (名前・身長・体重・年齢・杖の経験・怪我または疾病の有無) を入力してもらうインターフェースを実装した。(図 5)

入力してもらったデータと計測したセンサのデータは Realm というライブラリを用いて iOS スマートデバイス内のデータベースに保存されるしくみを実装した。実装したインターフェースは図 6 に示す。データベースの ER 図は図 7 に示す。User テーブルが被験者に紐づくデータ群であり、LoggedData テーブルは User テーブルとひも付き、33Hz のサンプリングレートでセンサのデータが入力される。

3.4 システム全般の流れ

データを取得するためのシステムの使用の流れを示す。

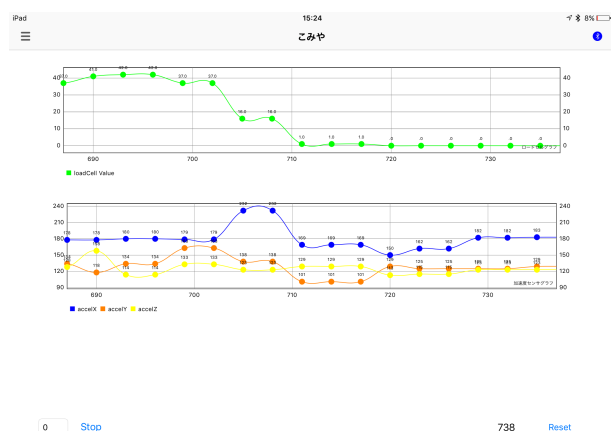


図 6 杖歩行計測中の iPad 上のインタフェース
ロードセルと加速度センサの値をリアルタイムにモニタリングできる

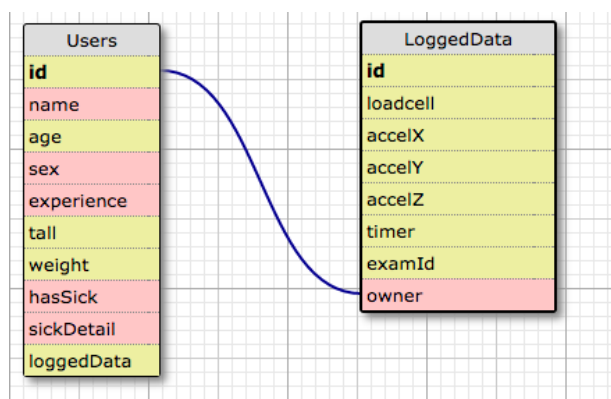


図 7 アプリケーションのデータベースの ER 図

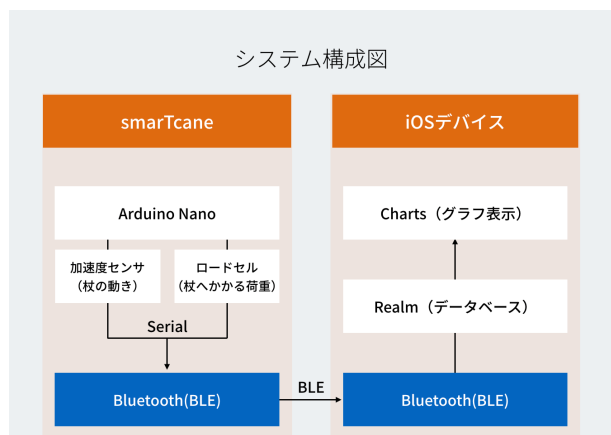


図 8 smarTcane のシステムの流れ

図 8 が本システムの流れである。

- (1) 杖型デバイスの電源を入れ，Bluetooth を待機状態にする (図 9)。
- (2) iOS デバイスのアプリケーションを立ち上げる。
- (3) アプリケーションを立ち上げると被験者のデータを入力する画面が表示される。(図 10)
- (4) 被験者にデータを入力してもらう。

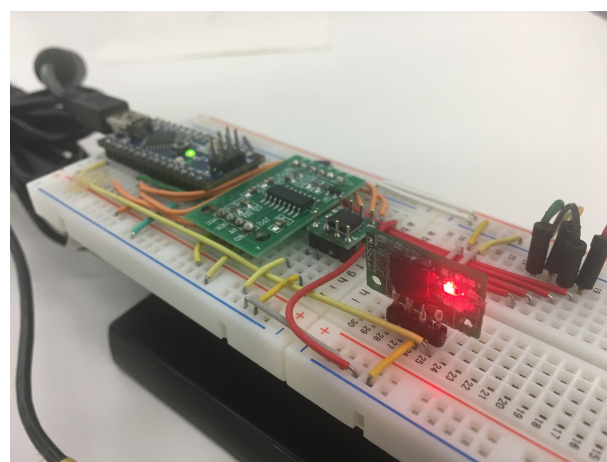


図 9 Bluetooth アドバイジング時のデバイス側のインジケータ

図 10 iPad 上のユーザ情報登録画面

- (5) データ入力完了後，画面左上のメニューアイコンをタップし，Users の欄を選択する。
- (6) Users を選択すると，登録されている被験者の名前の一覧が表示される。
- (7) その後，データを取得する被験者の名前をタップする
- (8) 名前をタップすると，データを取得するための画面に遷移する。(図 11)

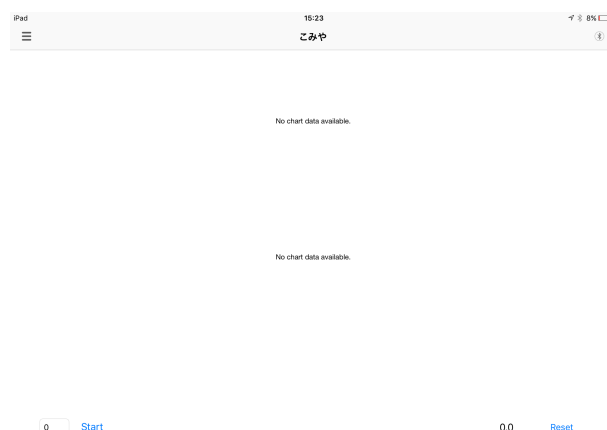


図 11 データ取得前の iPad 上のインタフェース

- (9) 右上の Bluetooth アイコンをタップし、杖型デバイスと接続をする。
- (10) 接続確認後、画面左下の ID 欄に検証 ID を指定する (後ほどデータの参照をしやすくするため)
- (11) その後、画面下の「Start」ボタンをタップすると、ストップウォッチが動き出し、計測を開始する。計測開始と同時に画面のグラフにセンサの値が表示されるしくみとなっている。(図 12)

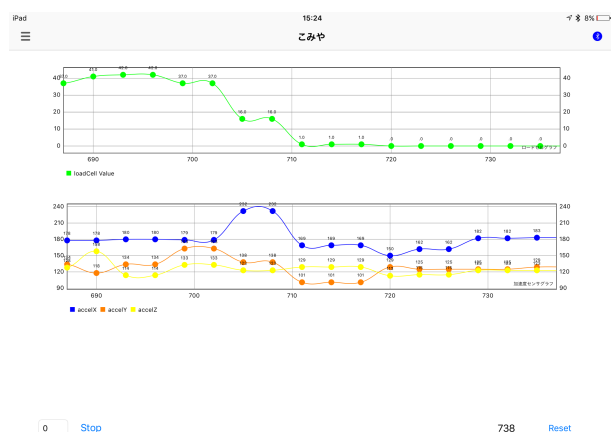


図 12 データ取得時の iPad 上のインターフェース
ロードセルと加速度センサの値をリアルタイムにモニタリングできる

- (12) 計測終了後、「Stop」ボタンをタップすると計測が終了する。
 - (13) 再び計測する場合には検証 ID を変更し、「Reset」ボタンをタップ後、再び「Start」をタップする。
- 以上の流れで取得したデータを後ほど検証に用いるため、iOS デバイスを MacOS を搭載した PC と接続し、Realm Browser を用いてデータベースに格納されているデータを CSV 形式で取得する。

4. 検証

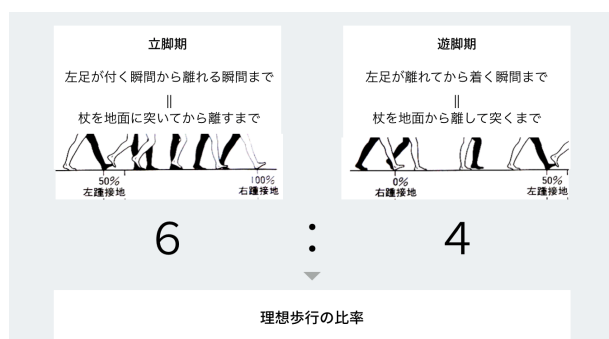


図 13 理想歩行の比率について
立脚期：遊脚期の割合が 6:4 5:5 が理想とされる

この章では上記のシステムを用いて行ったデータの取得

方法とその検証について述べる。歩行ログの取得に際し、自然歩行では 1 歩行周期の立脚期と遊脚期の時間が 6:4 になるような歩行が理想とされている [1][2]。(図 13 に示す) また、足が地面について体重を支持するとき、両足で支持する時期を両足支持期と呼ぶ。両足支持期は立脚期の 10 % を占め、両足支持期は歩行速度が早くなるにつれて歩行周期における立脚相と両足支持期の占める比率が減少し、遊脚相の比率が増加する。この比率を実際の歩行から測定が可能であるかを検証する。労働者健康安全機構 東京労災病院にて理学療法士として従事している星川希洋氏 (以後「星川氏」) から杖の突き方や長さの調整などのアドバイスを受け、実験に臨んだ。

4.1 歩行ログの取得



図 14 実験計測中の星川氏の様子

杖歩行のデータを取得するため、10 人の健常な成人 (平均年齢 23.7 ± 1.58 歳、平均身長 169.9 ± 4.85 cm) を被験者に口頭で同意を得た上で実験を行った。被験者には杖型デバイスを肘関節 30 度程度の屈曲位で大転子下縁の高さ

に握りが来るように高さを調整し、右足小指の前外側 15cm につくように右手で保持してもらい、2 動作歩行を説明した後、20m の歩行を行った。歩調あるいは歩行速度については特に規定しなかった。歩行開始後 5000ms 程を加速期、歩行終了直前 5000ms 程を減速期とし、加速期と減速期の間を等速移動領域とした。歩行者にスタートの合図を送り、iOS アプリケーション上でスタートとストップを押してもらう人とその歩行の様子を動画にて撮影するスタッフの計 3 人で計測を行った。図 14 に計測の様子を示す。測定は各人 3 回ずつ行った。また杖歩行の模範例として星川氏の協力を頂き、同様に歩行データを取得した。今回は星川氏の歩行の例を元に論述する。

4.2 評価・考察

評価

以上の実験で取得したデータをもとにグラフ描画と解析処理を行った。解析処理には Microsoft Excel(v15.30) を用いた。

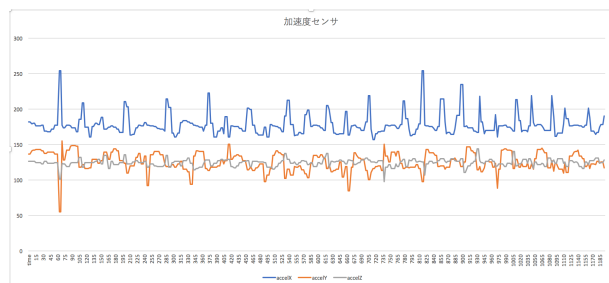


図 15 計測した代表的な加速度センサから取得した値のグラフ
青が x 軸、オレンジが Y 軸、緑が Z 軸の加速度を表している

杖歩行から取得できたセンサの生データの代表例を図??と図 15 に示す。

ロードセルと加速度の特徴点を抽出するため、ロードセルから得られたセンサの値を l 、加速度センサから得られた X 軸の値を x 、Y 軸の値を y 、Z 軸の値を z とすると、それぞれのセンサの微分値の絶対値の和を L と A とし、 L と A は式 1 と 2 から求められる。

$$L = \sqrt{\left(\frac{dl}{dt}\right)^2} \quad (1)$$

$$A = \sqrt{\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dz}{dt}\right)^2} \quad (2)$$

ロードセルの生の値と A についてグラフに再度描画した(図 16)。

4.2.1 ピーク検出による評価

図 16 を見ると、ロードセルと加速度の微分値の絶対値の和 L と A から約 80~100ms 毎に歩行の周期性と推測できるピーク値らしきものが見られる。さらに L の値が 0 で

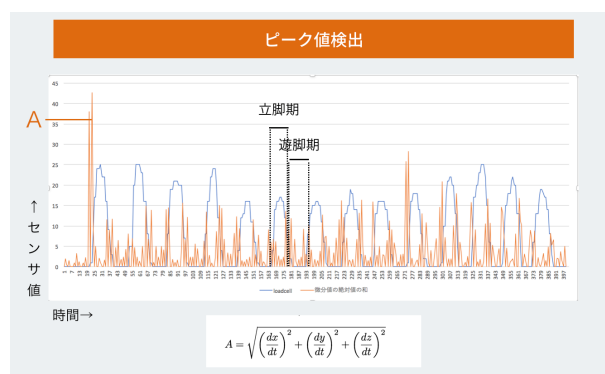


図 16 ロードセルの生の値と加速度センサの微分値の絶対値の和のグラフ

立脚期と遊脚期の比率を検出するのに用いる

ある箇所は杖を浮かせている時と推測できることから、このグラフから 1 歩行周期の立脚期と遊脚期が算出可能である。そこで、以下の条件に基づき、 A のピークポイント $PT(i)[ms]$ (i はそれぞれピーク出現時の番号とする) を算出した。

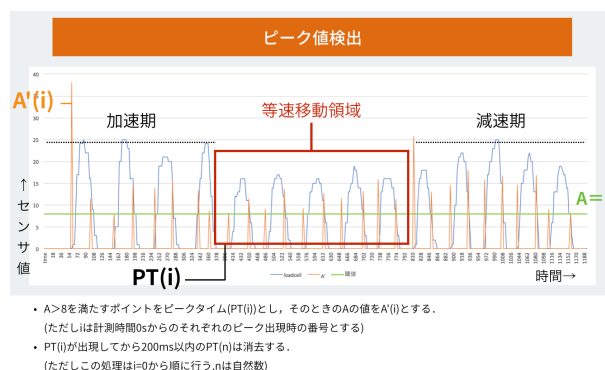


図 17 $A=8$ を閾値とした時のグラフ

今回は赤枠の中の等速移動領域を用いる

- (1) A に関して一度の計測で検出された最大値の 31% にあたる $A = 8$ の箇所を閾値とし、

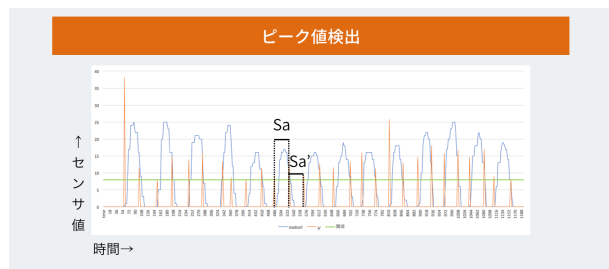
$$A \geq 8 \quad (3)$$

を満たすポイントをピークポイント $PT(i)$ とし、そのときの A の値を $A'(i)$ とする。(ただし i は計測時間 0[s] からのそれぞれのピーク出現時の番号とする) $PT(i)$ が出現してから 200[ms] 以内の $PT(n)$ は全て消去する。(ただしこの処理は $i = 0$ から順に行う、 n は自然数) これにより算出されたグラフを図 17 に示す。グラフより、ロードセルの値が増加する直前と、0 に近づく直前に PT が観測できる。ピークポイント毎のスパンを以下の式 4 と式 5 に習って Sa と Sa' を算出する。

$$Sa = PT(4k - 2)) - PT(4k - 3), k \in \mathbb{N} \quad (4)$$

$$Sa' = PT(4l) - PT(4l - 1), k \in \mathbb{N} \quad (5)$$

Sa はロードセルの増加する直前と、0 に近づく直前に観測された PT(k) と PT(k+1) のスパンを表す。Sa' はロードセルの値が 0 に近づく直前に観測された PT(1) と次にロードセルの値が増加する直前の PT(1+1) のスパンを示す。グラフより Sa の期間が立脚時の杖型デバイスの挙動であり、Sa' の区間を遊脚時の杖型デバイスの挙動と推測できる。Sa と Sa' の代表例をそれぞれ示したグラフを図 18 に示す。



立脚期 $Sa = PT(4k - 2) - PT(4k - 3)$ (ただし $k \geq 1$)

遊脚期 $Sa' = PT(4l) - PT(4l - 1)$ (ただし $l \geq 1$)

図 18 Sa と Sa' の代表例を示したグラフ
ピーク値により立脚期と遊脚期の比率を示している

4.2.2 FFT 解析によるパワースペクトルの評価

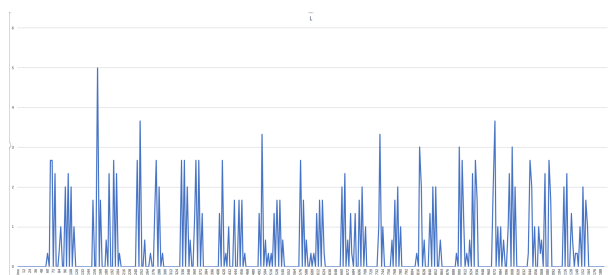


図 19 ロードセルの微分値の絶対値の和 (L) のグラフ

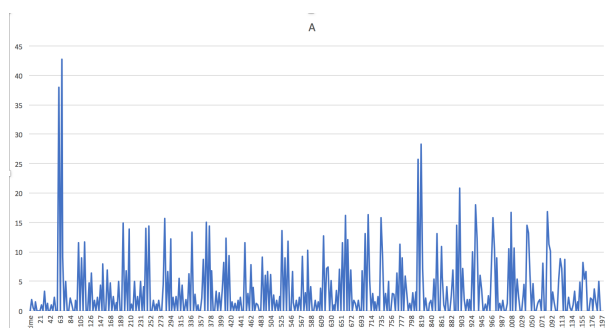


図 20 加速度の微分値の絶対値の和 (A) のグラフ

式 1 と式 2 で求めた L と A について図 19 と図 20 に示す。このグラフからロードセルと加速度センサについて FFT (高速フーリエ変換) により周波数解析を行っ

た。この周波数解析により、どの周期で強いパワーが検出できるかを検証する。以下にその手順を示す。

(a) 加速期・減速期の両者を除いた 256 個のデータ (30ms × 256 個 = 7680ms 分) を用い、t を時間、k を周波数、波形をそれぞれ $f_l(t)$, $f_a(t)$ として FFT を用いて周波数解析を行った。ロードセルの波形に対する結果を $F_l(k)$ 、加速度センサの波形に対する結果を $F_a(k)$ とする。(式 7)

$$F_l(k) = \int f_l(t) e^{i2\pi kt} dt \quad (6)$$

$$F_a(k) = \int f_a(t) e^{i2\pi kt} dt \quad (7)$$

この時の周波数 k における $F_l(k)$ と $F_a(k)$ は一般的に複素数であり、

$$F(k) = x + iy \quad (8)$$

とした場合、振幅 $F_l(k)$ と $F_a(k)$ は以下の式で示すことができる。

$$|F(k)| = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (9)$$

その後、ロードセルと加速度センサのパワースペクトル P_l と P_a を算出した。

$$P_l = |F_l(k)|^2 \quad (10)$$

$$P_a = |F_a(k)|^2 \quad (11)$$

P_l と P_a のグラフはそれぞれ図 21 と図 22 に示す。

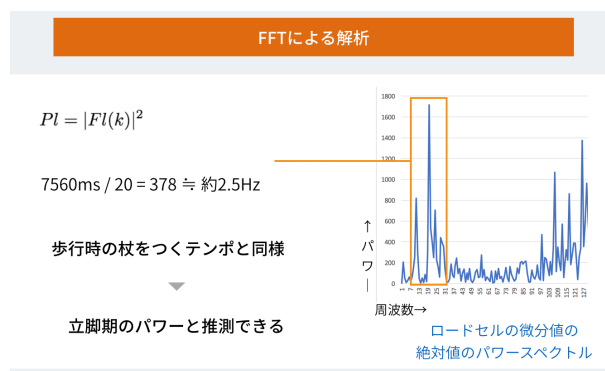


図 21 P_l のグラフ
FFT による解析結果によるパワースペクトルが歩行時の杖を突くテンポと近い周波数帯を示している

図 21 と図 22 のグラフにより、ロードセルと加速度のパワースペクトル $P_a(f)$ では約 2.5Hz の周波数で最も強いパワーが見られた。これは同被験者の歩行の周期を示していると観察できる。

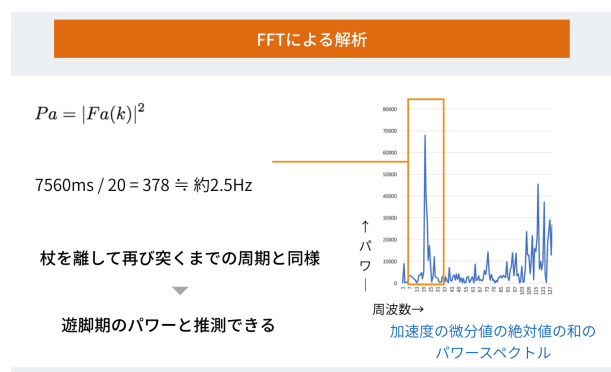


図 22 Pa のグラフ
FFT による解析結果によるパワースペクトルが歩行時の杖を離して再び突くまでのテンポと近い周波数帯を示している

4.2.2.1 考察

ピーク検知による評価より、立脚期と遊脚期の所要時間の比率がリアルタイムに計測が可能であることが示された。この比率は約 1:1 であり、この比率により、立脚期と遊脚期の比率を推測することが可能である。「ペリー歩行分析原著 正常歩行と異常歩行」[1]、「基礎運動学」[2]で述べられているように、立脚期と遊脚期の比率が歩行の判定に用いられている。したがって、今回算出した立脚期と遊脚期の比率を用いることで、歩行の安定性の判断を行う指標に繋がると言える。また、パワースペクトルの評価の結果を見ると、ロードセルのパワーが現れる周期と加速度のパワーが現れる周期の比率は約 1:1 という結果を確認することが出来た。理想歩行の立脚期と遊脚期の比率は 6:4 が理想とされているが、歩容が早くなることで 5:5 に近づくというのが通例である [1]。そして、ピーク検出によって算出された立脚期と遊脚期の比率とパワースペクトルにより算出された立脚期と遊脚期の比率はほぼ等しく、この比率を用いることで上記のピーク検出アルゴリズムがうまく動作しない個人においても評価が可能となると推測できる。また、FFT を使うことにより、リアルタイムに計測が可能となり、アプリケーションに実装することで患者へのフィードバックもリアルタイムに行うことができる。

5. 結論

これらの実験と評価から得られた結果から、本システムは 2 つのアルゴリズムによる評価を通して、従来の臨床現場で行う歩行計測をリアルタイムに定量化し、利用可能なデータとして提示することができるといえる。このシステムを利用して患者へのリアルタイムなフィードバックを可能にする指針となった。

6. 今後の展望

今後の展望として、データの計測と解析面、またデバイスの改良や臨床現場でのニーズや課題について以下に示す。

(1) 計測・解析

計測において、今回は被験者に歩行のペースを特に規定はしなかったが、一定ペースでの歩行を別途行い、テンポを早めることによる立脚相と遊脚相の推移を計測することでより正確に両足支持期の長さを計測可能になると思われる。また、床反力計など他の計測器との比較実験も行い、smarTcane との差について考察する。解析面では、杖使用時のロードセルと加速度のセンサの値を元に被験者のクラスタリングを行い、杖の使用の巧拙を判断できる分布になるかを検証する。

(2) デバイス

本論文におけるプロトタイプはサイズについての課題があり、モジュールをいくつか変更することで軽量かつ、小型化が可能である。具体的には、Arduino 等の汎用ボードではなく、専用のプリント基板を製造する。また、バッテリーは現在市販の携帯電話充電用バッテリーを用いており、今回の杖にはオーバースペックであるため、もっと小型で軽量のものを選定する必要がある。また計測したデータをもとにグリップへの負荷などを計測し、最適な杖の形状のデザインを考える指標にもなり得る。患者の足の状態によって使用する杖を変えるなどの指標にすることも可能であると考えられる。

(3) インタフェース

アプリケーションのインタフェースには、今回の研究を通して、どんな情報をリアルタイムに表示すべきなのかを検討することが出来た。まだ臨床の現場での声は聞くことは多くないので、実験結果をもとにヒアリングを重ね、今後のインタフェースの実装につなげていきたい。

(4) 臨床現場での使用について



図 23 江口病院でのヒアリングの様子 1

臨床現場では、今後の製品活用法として、星川氏曰く、本システムを応用し、患者が病院の外周を歩行するな



図 24 江口病院でのヒアリングの様子 2

どの長距離歩行のリハビリの際に、短距離では計測不能な疲労時の歩行についても定量化が可能になることは大変意義があるとのことのお言葉を頂いた。本システムは床反力計に比べて極めて安価であり、用意する設備も少ないことから簡単に臨床の現場に導入できる。加えて、計測の際にも有線のシステムを要さず、患者の事故リスクも市販の杖同様のものに抑えることが可能である。杖から得たデータを元に患者へ歩き方を示唆することができる仕組みを取り入れることも可能になると考えられる。また、第一プロトタイプ作成後 2017 年 2 月 16 日に佐賀大学医学部江口有一郎教授の引率のもと、佐賀県小城市の江口病院にて理学療法士の方々にヒアリングを行ったところ、多くの意見を頂くことが出来た。その一部を表 4 に示す。(ヒアリングの様子は図 23 と図 24 に示す)

参考文献

- [1] Jacquelin Perry, Judith M.Burnfield, 武田 功「ペリー歩行分析原著 正常歩行と異常歩行」医歯薬出版株式会社, 第 2 版, 2012 年
- [2] 中村 隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩「基礎運動学」医歯薬出版株式会社, 第 6 版, 2011 年
- [3] 貴嶋 芳文, 桑江 豊, 湯地 忠彦, 緒方 匡, 東 祐二, 藤元 登四郎, 関根 正樹, 田村 俊世「屋内・屋外歩行自立者の自立度判定」, 第 45 回日本理学療法学会大会 抄録集, Vol.37 Suppl. No.2, 2010 年
- [4] 建内 宏重, 市橋 則明, 大畑 光司, 樗田 真弘, 大野 博司, 八幡 元清, 秋元 喜英, 山口 淳「T 字杖への荷重量の変

表 1 ヒアリングにより得られた意見
一般的に歩行の周期が早いと良い(社会では歩行が遅いと危ないから)
杖への荷重が減ってきているのがわかるとよい
T 字杖と 4 本杖を比べた時に 4 本杖のほうが歩行が遅い人が使い、荷重を多くかけられる、T 字杖のほうがブレが大きい
杖を突いていない人でも足が早すぎると転倒の可能性がある、そういった人に杖をもたせるとブレが少なくなるよとデータをもとに提案できる(ただ提案するだけだと患者が納得してくれない)
動画とグラフが連動していないと対応している部分がわからない
方向転換時の転倒が多く、右手に杖を持っている時は右回りを推奨している(左回りも練習した上で)
杖の長さによって荷重やブレが変わるのが見れるとよい
データとして経過が出ると患者のモチベーション向上に繋がる
脳梗塞患者のリハビリの成果が見えるようになる
足が悪くて杖を使っているのか、腰が悪くてつえを使っているかにもよって変わってくる。足が悪いと立脚期と遊脚期の比率の差が出て来る
理学療法士以外の人(介護士のひとなど、杖歩行について知見がないスタッフ)が杖をもたせるか迷う時の指標にすることができる
300m 歩いて疲労が出てくるとちょっと危ないとわかる
疲労度については現在は本人の自覚度によって決めてしまっている(その日のやる気によって左右されてしまう)
右回り、左回り、バックステップ(座るときとかの)でどう変わるのかがわかるとよい
杖を今まで使っていたものの加齢とともに T 字杖は危ないのでは?ということもあり、その指標になりそう

- 化が片脚立位時の安定性と下肢筋活動に与える影響」, 理学療法学, 第 29 巻第 6 号, 225-229 項, 2002 年
- [5] 渡邊 観世子, 谷 浩明「上肢と下肢の荷重制御の比較からみた部分荷重歩行における荷重制御の正確性」, 第 50 回日本理学療法学会大会, 2015 年
- [6] 永田 雅章「片麻痺患者の杖歩行の分析」, リハビリテーション医学, Vol.28 No.1, 27-37 項, 1991 年
- [7] 松山 徹, 山田 雪雄, 玉井 敦, 光安 郁雄, 宮下 智, 山田 誠, 高見 正利「脳卒中片麻痺患者の杖歩行の分析(第 1 報)ー 2 動作, 3 動作歩行のー考察ー」, 理学療法学, Vol.12, 169 項, 1985 年
- [8] 河西 理恵, 篠原 優志, 山口 凌, 佐藤 翔太, 武田 朴「ひずみゲージを用いた荷重測定杖の製作と実用性の評価」, 理学療法学, Vol.31 No.4, 505-509 項, 2016 年
- [9] 伊藤 友孝「高齢者支援ロボット杖」(<https://www.shizuoka.ac.jp/news/detail.html?CN=3423>)
- [10] 東興電気株式会社「歩行介助杖」(<http://www.tohkoo.co.jp/media.html>)
- [11] 三枝 友仁「Communication Stick」(<http://www.jamesdysonaward.org/ja/projects/communication-stick/>)