

歩行姿勢を「見える化」するウェアラブル型デバイスの開発提案

堀岡 勝*・加藤 明彦*・杉本 拓海*・張 万強*・
大久保 友幸*・村越 英樹*

Proposal for development of wearable devices that visualize walking posture

Masaru Horioka* , Akihiko Kato* , Takumi Sugimoto* , Wanqiang Zhang* ,
Tomoyuki Ohkubo* and Hideki Murakoshi*

Abstract

One of the causes that reduce QOL (Quality Of Life) of elderly people is a fall accident by stumbling. We assume that the elderly can prevent fall accidents by stumbling, if they paid attention to their walking posture and trained their walking before they got old. Then we propose developing the system which visualizes walking posture. The system has sensors on toes and back side of a waist. The toe's sensor detects the distance from the ground. The sensors on the back side of a waist, which include acceleration and gyro, detect body balance. The system visualizes those sensed data on smartphones. We report the development of a prototype for the system and the experimental results.

Keywords: Visualizes Walking Posture, QOL, Fall Accidents by Stumbling, Wearable Device

1 はじめに

高齢化が社会問題となっている現代において、いかに高齢者が健康を維持し、日々の生活に充実感を持って生きられるかに多くの関心が集まっており、内閣府や厚生労働省の他、各種団体等においても高齢者のQOL(Quality Of Life)の向上のための様々な取り組みが進められている[1][2][3]。高齢者のQOLが低下する原因の一つが、転倒事故による骨折や障害である[4]。消費者庁が公表するデータ[5]によれば、高齢者の自宅内での転倒事故の発生原因は、「滑る」、「つまずく」が最も多く、以降「ぐらつく」、「ベッド等から移動時に」、「引っ掛かる」が続く。そこで、我々は「つまずく」に着目し、つまずきを防止するウェアラブル型デバイスの開発を試みた。

本稿では、つまずきを防止するデバイスの開発について報告する。第2節では、つまずきの要因を調査し、つまずきを防止する方策および仮説について述べ、つまずきを防止するシステムの概要について示す。第3節では、つまずきを防止するシステムの実験装置の設計と実装について述べる。第4節では、実験の実施と結果に対する考察をまとめ、第5節で、実験から得た歩行データの「見える化」の方法を示す。6節は、本稿のまとめと今後の展望である。

2 つまずきの要因と転倒防止システムの概要

つまずきの要因について文献調査を行った[6][7]。文献[6]では、つまずきの要因が次の3種類に分類されると報告さ

れている。

① 歩き方

通常の歩行においては、地面と足のつま先の距離の最小値が1.5cmであり、この値が0cmになるとつまずきの要因となる。

② 身体イメージ

70歳以上の高齢者では、足を上げた感覚と身体イメージのズレ(誤差)が1.5cm以上ある。そのため、足を1.5cm以上上げているとイメージしていても、実際には上がっていないことがある。

③ 認知機能の低下

認知機能が低下した人は歩行のバラツキが大きく、一定していないため2倍以上転倒しやすい。

本研究では、このつまずきの要因を採用する。上述のつまずきの要因から、高齢者のつまずきは、身体や認知の機能の衰えが原因となっていると推察し、身体や認知の機能を維持できれば、つまずきによる転倒事故を防止できるのではないかと仮定した。すなわち、高齢者になる前から、日頃の歩き方をチェックし、地面を蹴って膝を曲げ、足を上げるといったつまずきにくい歩き方を意識づけるシステムを開発すれば、つまずきを防止できると考えた。

図1に著者の一人である堀岡の通常歩行時のつま先の軌跡を示す。歩行者が左側から右側に歩行したときの動画を撮影し、コマ送りでつま先位置をプロットした点をスプライン曲線で繋いでいる。赤線が右足、青線が左足のつま先の移

動軌跡を表わしている。背景の横線は1cm間隔である。この図から分かるように、地面とつま先の距離は、蹴り出し部分で一度長くなり、つま先が高く上がる(A点)。その後、前に足を振り出すときに徐々に短くなり、最低の高さとなる(B点)。続いて振り子状に足が上がりはじめ、かかとから着地するために、つま先は最も高い位置になる(C点)。前述のつまずきの要因①では、つま先の最低高さが0cmになるとつまずくこととなる。図1の歩行者のつま先最低高さは2cm程度確保されており、平坦で障害物のない路面上ではつまずくことは無い。左右のつま先の移動軌跡もほぼ同形状を描いており、歩行時の身体バランスも正常の範囲と考えられる。このような足の運びを歩行者に意識づけることが提案するシステムの重要な要素となる。

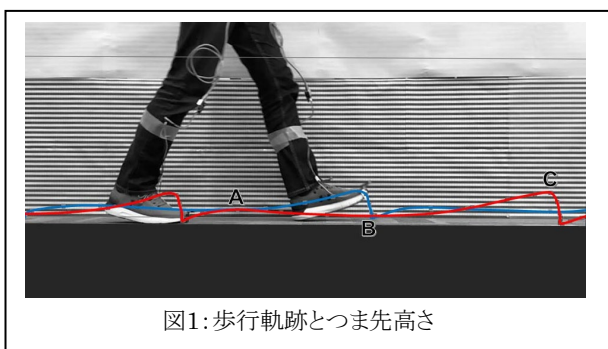


図1: 歩行軌跡とつま先高さ

そこで、つま先に地面との距離を計測して記録するセンサを装着し、そのデータを「見える化」して歩行者に提示することで、つまずきの要因②のイメージのズレを歩行者自身に認識してもらい、つまずきにくい歩き方を意識させる。また、つまずきの要因③の認知機能の低下による歩行時の身体バランスのばらつきを「見える化」することで、つまずきに対する注意喚起をする。以上の機能を実現するものとしては、図2に示すように、つま先および腰のセンサ、センサにより収集されたデータを受信・表示する携帯端末、および集積されたデータを分析するためのクラウドサーバから構成される。

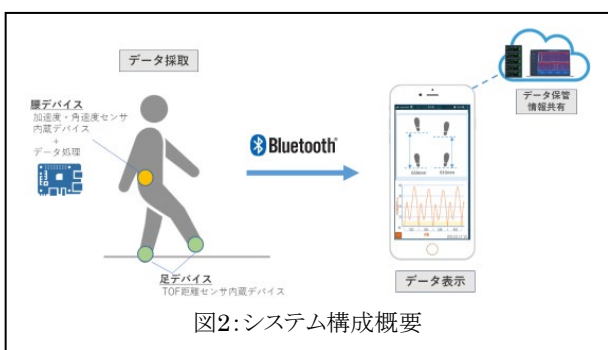


図2: システム構成概要

3 実験装置の設計と試作

本節では、第2節で提案した機能を持つシステムを実現するために、歩行者の身体に装着するウェアラブルセンサの設

計と試作について述べる。

歩行時の足およびつま先の挙動を計測する先行研究には、ビデオカメラやモーションキャプチャシステムを用いたものがあるが、機器を設置した特定範囲でしか計測ができない[8][9]。また、足先や足首に加速度センサおよびジャイロセンサなどの慣性センサを取り付け、データ解析により足の動きを推定するものもあるが、センサ自体の性能や解析方法、取り付け位置による誤差が生じやすい[10][11]。つま先と地面との距離(つま先高さ)を計測するセンサは、最低つま先高さが約1.5cmであり、身体イメージのズレが約1.5cmであることを考慮すると、1mm単位で正確に距離を計測できる必要がある。直接距離を測定できるセンサとして、北川ら[12]が用いた超音波センサと、レーザ光を利用したToF(Time of Flight)距離センサが候補となったが、本研究では、より測定誤差が少ないToF距離センサを選択することとし、STマイクロエレクトロニクス社製のVL53L0Xを採用した。

また、腰に装着し身体バランスを測定するためのセンサは、加速度センサおよびジャイロセンサを搭載したInvenSense社製のMPU-6050を採用した。これらセンサの選択に当たっては、図3に示すような振り子型の装置を製作し、複数のセンサにおいて、計測できる最短および最長距離、高速移動時の計測の正確さについて評価し決定した。

選択したセンサを制御し、データを収集するプロセッシングユニットとしてmbed LPC1768を搭載し、図4に示すような実験装置を試作した。

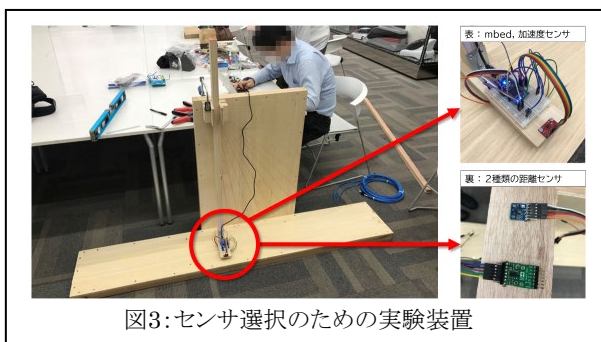


図3: センサ選択のための実験装置

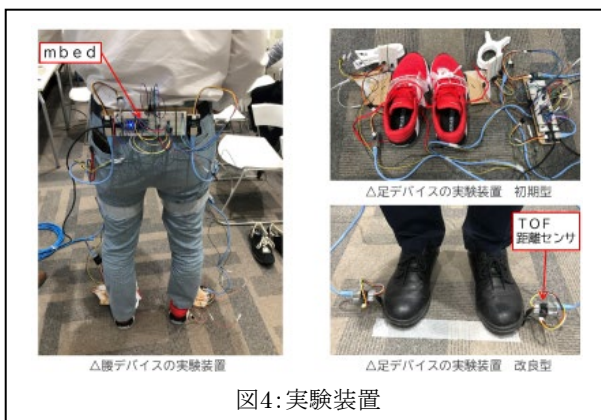


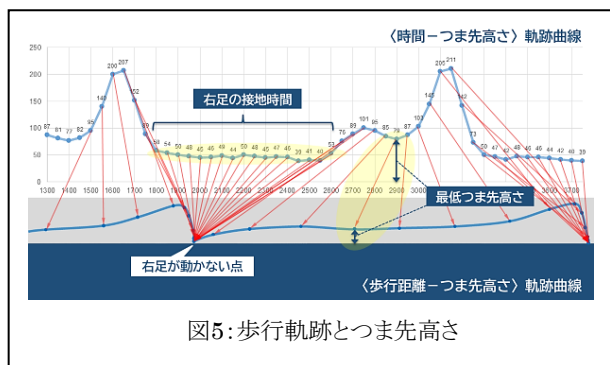
図4: 実験装置

4 実験と考察

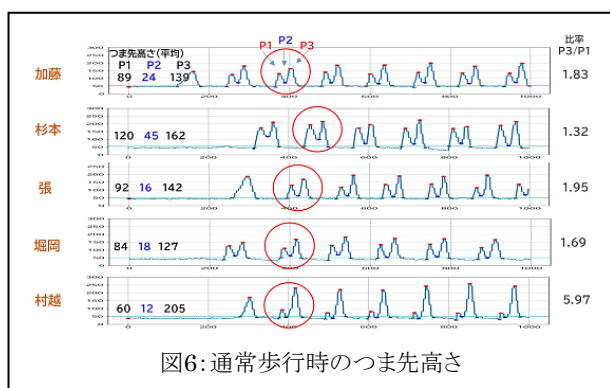
本稿の著者が被験者となり、歩行実験を行った。その結果を1) 実験測定データと実際の歩行時のつま先軌跡との相関関係、2)通常歩行時の最低つま先高さ、3)負荷をかけた時の最低つま先高さ(右手に鞆を持つ、スーツケースを引く、前にリュックを抱える、高齢者体験キット装着、スリッパ歩行)、4)身体バランスの順に提示するとともに考察する。ちなみに、被験者となったメンバーの年齢は、加藤60才代、杉本20才代、張40才代、堀岡50才代前半、村越50才代後半である。

1) 実験測定データと実際の歩行時のつま先軌跡との相関関係

図5に、実験の測定データからプロットしたつま先軌跡(上のグラフ)と、同時に撮影したビデオからプロットしたつま先軌跡(下のグラフ)との関係を示す。通常歩行時の右足の比較である。実験の測定データからプロットしたつま先軌跡は、縦軸がつま先高さ、横軸が時間経過を表わしている。ToF距離センサは0.05秒毎に距離を計測しており、高さがほぼ変化しない範囲は右足が動いていない状態、つまり接地している状態を示している。ビデオからプロットしたつま先軌跡は、縦軸がつま先高さ、横軸が移動距離を表わしており、右足が動いていない時はプロット点も変化はない。上下の歩行軌跡を同時刻で結んだものが赤線であり、上下のグラフのつま先高さ変位が正しく同期していることがわかる。本実験が最低つま先高さの計測および判別に有効であることを確認した。



2) 通常歩行時の最低つま先高さ



通常歩行時のつま先高さの軌跡を図6に示す。図中P1は蹴り出し時のつま先高さ、P2は最低つま先高さ、P3は接地直前の最高つま先高さである。最低つま先高さP2が最も低いのは村越であり、張、堀岡と続く。この結果からは村越が一番つまずきやすいこととなるが、老化による影響が出ていないためか、日常においてつまずくことはなく、年齢とは相関が無いことがわかる。つま先高さの軌跡とP1~P3の値は、個人の特徴を表していると考えられる。

3) 負荷をかけた時の最低つま先高さ

鞆を持ったり、高齢者体験キットを装着するなど、負荷をかけた時のつま先高さの軌跡を図7に示す。重い荷物を持った時などは、通常歩行のつま先高さ軌跡と大きく異なる特徴を有していることが分かる。特に高齢者体験キットを装着した場合には、蹴り出し直後のP1の値が低くなり、蹴り出しが弱いことが見て取れる。あわせて最低つま先高さP2も低くなる傾向が見られる。

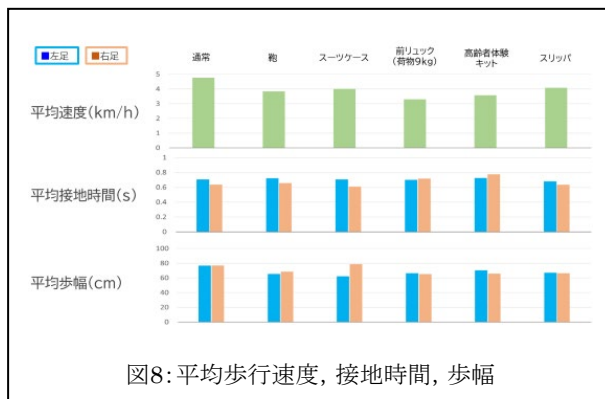


図8には、平均歩行速度、軸足の平均接地時間、平均歩幅を示す.ToF距離センサで測ったつま先高さの軌跡と、加速度センサ、ジャイロセンサを同時計測し、これらのデータを詳細に解析することで算出した。通常歩行に比べると、負荷をかけた場合には歩行速度が低下していることが分かる。また、高齢者体験キットを装着した場合が、両足を地面につけている平均接地時間が長くなっている。

4) 身体バランス

図9は歩行時の身体バランスの「見える化」を目的とし、身体バランスを表示するために用いたグラフの一例である。グラフの上部は前方(進行方向)であり、加速度センサのX-Y平面上の加速度の方向をプロットしている。加速度の強さは、XYZの値を指標として色で表現しており、赤くなるほど強いことを示す。プロットした点が中心部に集中しているほど、身体の重心移動が少なく、安定して歩いていることを示している。図9では、右側に対する加速度が大きく、歩行時の身体バランスが左右非対称であることがわかる。

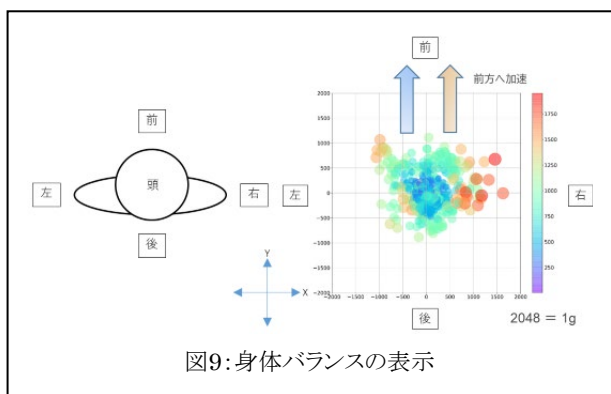


図9: 身体バランスの表示

図10には各被験者の通常歩行時の身体バランスを示す。つま先高さの軌跡と同様に、被験者ごとに特徴があることが分かる。

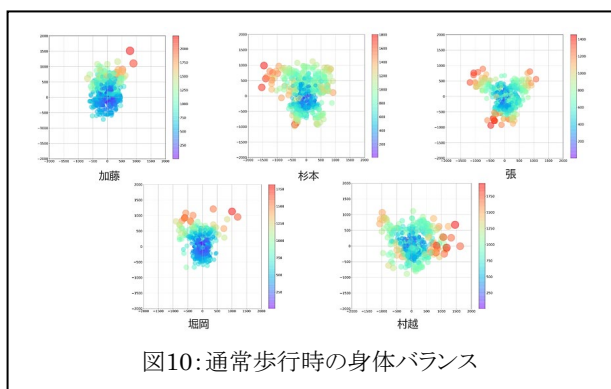


図10: 通常歩行時の身体バランス

図11には、通常歩行時と高齢者体験キットを装着した場合の身体バランスを提示する。通常歩行と比較すると、高齢者体験キットを装着した方が、身体バランスのばらつきが多いことが分かる(図11左)。図11右は、X軸(左右)、Y軸(前後)

の加速度ヒストグラムである。通常歩行時のヒストグラムは、前後、左右ともにほぼ正規分布となっており、バランスが良いことが分かる。前後方向の加速度ヒストグラムでは、足が後から前へスイングするのは逆に、体が前方から後方へ重心移動し、原点付近となる最低つま先高さP2の点では、身体の加速度も最小に近く、片足でバランスを取りながら立っていることが推測される。一方、高齢者体験キットを装着した歩行では、前方方向に偏りが見られ、左右方向への広がり大きい。このことは、高齢者体験キットを装着しての歩行では、前方に体を倒して、左右に大きく体を振って歩いていることを示唆するものとなっている。この状態をつまずくと、転倒しやすいことが推測される。

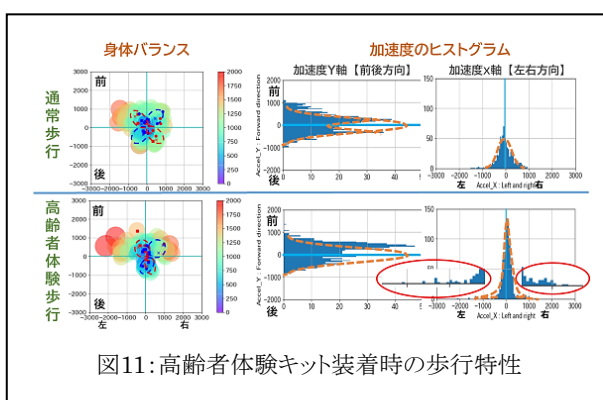


図11: 高齢者体験キット装着時の歩行特性

5 携帯端末への表示内容

これら歩行時の様々なデータを解析し、数種類の「見える化」した情報として歩行者に提供する。その伝達する手段として、スマートフォンなどの携帯端末用アプリケーションを想定している。現在は開発途中であるため、図12に実際のデータ解析結果を反映したデモンストレーション画面を示す。このアプリケーションによるデータの取得方法は、アプリ利用者が歩行開始時にスタートボタンを押下し10秒間のデータ測定を開始する。表示可能なデータは以下の9項目を選定した。

- ① 10秒間の歩行軌跡
- ② 左右一歩のみを抜き出し、重ねて比較した歩行軌跡
- ③ 平均歩行速度
- ④ 左右の平均歩幅
- ⑤ 左右の平均接地時間比率
- ⑥ 身体バランス(歩行時加速度散布図)
- ⑦ 平均重心バランス
- ⑧ 各歩行データの過去の測定値との比較
- ⑨ 歩行改善へのアドバイス
- ⑩ 歩行軌跡の音符表示および音楽再生

取得した歩行データはスマートフォン内のメモリに保存さ

れ、過去の歩行データと比較することで、長期的な歩行状態の変化の確認が可能となる。また、クラウドサーバを利用することで、アプリケーション利用者同士の歩行データ比較やゲーミフィケーションへの応用も期待される。⑩の音楽再生は、歩行軌跡を音に変換し再生することで、視覚だけではなく聴覚からの直感的なイメージのズレを意識させる目的を持っており、アプリケーションを継続して使用してもらうためのゲーミフィケーション的な要素として取り入れている。

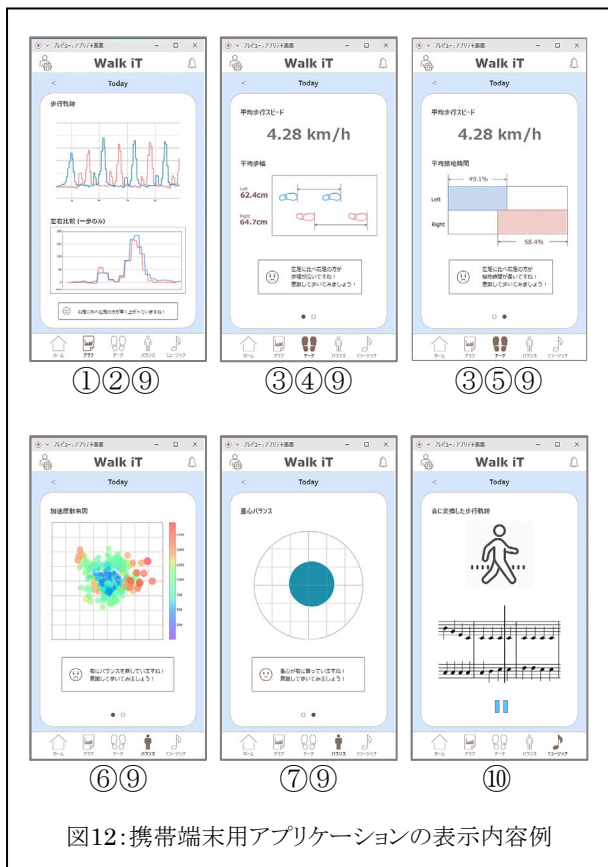


図12: 携帯端末用アプリケーションの表示内容例

6 まとめと今後の展望

本研究では、高齢者の転倒事故によるQOL低下を防止するために、歩行姿勢を「見える化」するウェアラブル型デバイスを設計・試作し、歩行時の特徴を捉えることができることを実験により示した。

ただし、今回用いた実験装置のToF距離センサ取り付け位置は、厳密にはつま先ではなく足前方側面であり、正確なつま先高さの計測とはなっていないため、より精度高く計測できる装置の開発が必要である。ToF距離センサと地面が平行でないときにつま先高さを正確に推定する方法も、今後の検討課題である。また、「見える化」のためのアプリケーション開発やデータの通信方法、表示方法等においても、検討を重ねていく必要がある。

現段階では、歩行時のつま先側辺の高さ軌跡と身体バラ

ンスを表示し、歩行の特徴を提示するまでにしか至っていないが、これらの残された課題を解決し、また、被験者数を増やしデータを詳細に分析することで、さらに有用な利用方法の提案につながることを期待できる。

最終的には、図13に示すようなスマートなデザインにまとめられたウェアラブルデバイスと携帯端末を用いて、図2に示したようなシステムをプロダクトとして製作し、高齢者のつまづきによる転倒事故を削減し、QOL向上に貢献したいと考えている。

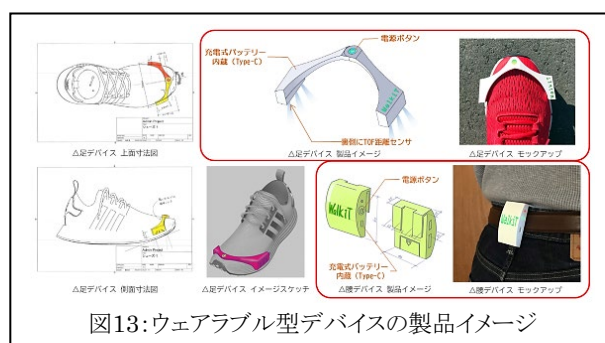


図13: ウェアラブル型デバイスの製品イメージ

参考文献

- [1] 内閣府経済社会総合研究所, 野村裕, 加藤卓生, 野村彰宏, 吉村卓也, New ESRI Working Paper No.58, “QOL向上など成長の「質」を考慮した経済と社会保障のシミュレーション”, https://www.esri.cao.go.jp/jp/esri/archive/new_wp/new_wp060/new_wp058.pdf, (visited on 2022) (ウェブ参照)
- [2] 厚生労働省, 平成30年版厚生労働白書, <https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/06/dl/2-1.pdf>, (visited on 2022) (ウェブ参照)
- [3] 九州保健福祉大学QOL研究機構, <https://www.phoenix.ac.jp/outline/qol>, (visited on 2022) (ウェブ参照)
- [4] 東京消防庁, 救急搬送データからみる高齢者の事故～日常生活での高齢者の事故を防ぐために～, <https://www.tfd.metro.tokyo.lg.jp/lfe/topics/202009/kkxansoudeta.html>, (visited on 2022) (ウェブ参照)
- [5] 消費者庁, 10月10日は「転倒予防の日」、高齢者の転倒事故に注意しましょう!, https://www.caa.go.jp/policies/policy/consumer_safety/caution/caution_040/assets/consumer_safety/cms204_201008_01.pdf, (visited on 2022) (ウェブ参照)

- [6] 佐々木賢太郎, 平成29年度 第3回金城大学プログラム「なぜ、歩くとつまずくのか?『つまずき』を科学する」報告, <https://www.kinjo.ac.jp/ku/wp/?p=8842>, (visited on 2022)(ウェブ参照)
- [7] 久下晴己, 國府勝郎, 秋山哲男, “高齢者の歩行特性とブロック系舗装の目地部許容段差に関する考察”, 土木学会論文集, No.627, V-44, pp.67-76, Aug.1999. (日本語論文誌)
- [8] 大嶋辰夫, 伊藤暁子, 宇野英隆, “高齢転倒経験者における歩行中のつま先高さの軌跡の特徴”, 日本建築学会計画系論文集, 第559号, pp.159-163, Sep.2002. (日本語論文誌)
- [9] 小林吉之, 高柳直人, 須藤元喜, 仁木佳文, 持丸正明, “高齢転倒経験者における歩行中のつま先高さの軌跡の特徴”, 日本転倒予防学会誌, Vol.4, No.1, pp.33-42, May 2017. (日本語論文誌)
- [10] 吉田尚平, 村田嘉利, 鈴木彰真, 佐藤永欣, “ウェアラブルデバイスによる歩行形態判別システムの提案”, 情報処理学会, マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム2016論文集, pp.301-307, Jul.2016. (日本語論文誌)
- [11] 堀宏有, 廣部祐樹, 織茂智之, 沢田裕之, 稲葉彰, 三宅美博, “ウェアラブルセンサを用いた足首軌道推定と歩行分析システム”, 計測自動制御学会, 自律分散システム・シンポジウム講演論文集DAS2016, 第28回, pp.203-208, Jan.2016. (日本語論文誌)
- [12] 北川広大, 郷幸佑, 戸谷伸之, “転倒防止に向けた小型センサによる歩行状態推定方式の諸検討”, 釧路工業高等専門学校紀要, 第49号, pp.27-30, Jan.2016. (日本語論文誌)