

前腕支持部の圧力変動による行動推定を用いたロボット歩行器の歩行支援機構の開発 Development of a Robotic Walker's Walking Assistance Mechanism Using Behavior Estimation Based on Pressure Variations in the Forearm Support Area

森 雄斗¹⁾ 横山 想一郎²⁾ 山下 倫央²⁾ 川村 秀憲²⁾ 森 正人³⁾
Yuto Mori Soichiro Yokoyama Tomohisa Yamashita Hidenori Kawamura Masato Mori

1 はじめに

近年、医療技術や介護技術の進歩などにより、日本人の平均寿命は年々増加傾向にある。それに伴い、2022年10月総務省統計局の人口推計 [1] によると65歳以上の高齢化率は29.0%となり、WHO (世界保健機関) と国連の定義としては高齢化率21%以上であるため、日本は「超高齢社会」と定義される。しかし、現代社会では、単に平均寿命が延びるだけではなく、その寿命の質、すなわち「健康寿命」の延伸に対する関心が高まっている。WHO が定めた健康寿命は、寿命全体から要介護期間を差し引いた年数を指すものであり、この期間中においては人々は自立した生活を営むことが可能とされている。厚生労働省は、介護が必要となった人が日常生活に支援が必要となった際に介護サービスを受けることができる制度「要介護認定」を制定している。厚生労働省の報告によれば、要介護認定者数は年々増加傾向にある。この増加傾向は、健康寿命の延伸を阻む要因となり、高齢者の生活の質を低下させる原因となる。

平成28年に厚生労働省が行った「国民生活基礎調査」の結果から、要介護になった原因として、運動器の障害(ロコモティブシンドローム)が24.6%となり最も高い割合となった [2]。この症状を予防するためにはできる限り自立した歩行が必要であり、介護施設では適度な運動や身体を動かすレクリエーションを行っている。一人での歩行が困難な場合は歩行用具が必要であり、被介護者の歩行能力に合わせた適切な福祉用具を選択する必要がある。近年では、IoT やロボット技術を用いることで、介護者を必要としない歩行介助や介護記録の自動化などが注目されている。

運動器に一定の負荷を与えながら歩行の安定性を確保することができる福祉用具として歩行器が存在する。歩行器を使用する人の動作を記録することは、歩行支援や介護記録において重要なデータとなりうる。一日や一週間という長期的なデータは、要介護認定度合いの経過を歩行器利用時にリアルタイムで確認することなく確認することが可能であり、データから介護の方法を変更する

といったことも考えられる。また、歩行中の0.3 - 1.0秒前という直前のデータを使うことで次に歩行器利用者が進みたい方向を推定することが可能であり、そのデータを基に歩行支援の強弱などのアルゴリズムを変更することも可能である。また、これらすべてのデータをデータベースに保存することでより良い歩行支援の指標として使用することが可能となる。また、動作に関するデータであることから個人の特定が困難なデータであり、機械学習の学習データに使用するなどの利活用がしやすいこともデータの特徴としてあげられる。本論文では、開発済みのロボット歩行器に圧力センサを搭載し、データの取得方法と圧力センサによる行動分類の実現性について論ずる。

本論文は以下のような構成になっている。第一章では日本の高齢化と介護問題に対する課題とロボット歩行器の役割について説明した。第二章では開発、研究されているロボット歩行器の支援や使用しているセンシングの手法について説明する。第三章では提案する歩行器に使用したセンサやフレームについて説明する。第四章では利用者の行動分類のためのセンサについて説明する。第五章では圧力センサを用いることで歩行器の行動分類が行えるかどうかを被験者の協力のもと実験を行った結果を示す。第六章では本論文のまとめについて説明する。

2 関連研究

歩行を支援する機能や利用者の行動によって支援内容を変更するロボット歩行器の研究は多く存在する。モータを制御し、歩行を支援する能動的制御とブレーキによる制御を行う受動的制御を行ったロボット歩行器 [3] や、正面下のカメラ画像を用いたライン追従による方向制御機能付きの歩行器 [4] などがある。利用者の行動を基にした制御機構では、深度カメラ画像を用いて利用者の下肢の状態を推定し追従する歩行器 [5] [6] が存在する、このようにロボット歩行器に取り付けられたセンサデータを基に利用者の行動を推定し、支援動作を選択している。

他センサの例で言えば、回転式の赤外線センサを用いて歩行器利用者の下肢の動きをセンシングし、歩行パターンに応じた方向と速度を調整することができる JAIST Active Robotic Walker (JARoW) [7][8] がある。取得した赤外線データから利用者の歩行速度や方向に応じた歩行器の動きを調整する制御アルゴリズムを開発した。この歩行器の最大の特徴は、利用者の操作を必要としない点にある。歩行器利用者の多くが高齢者であるため機械の操作に不慣れであるため、利用者に自動追従す

- 1) 北海道大学 大学院情報科学院 Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University, Sapporo, Hokkaido, 060-0814, Japan
- 2) 北海道大学 大学院情報科学研究院 Faculty of Information Science and Technology, Hokkaido University, Sapporo, Hokkaido, 060-0814, Japan
- 3) 株式会社サンクレエ SUNCREER Co., Ltd., Sapporo, Hokkaido, 060-0012, Japan



図 1 提案するロボット歩行器の外観

る形で方向転換や前進の補助を行っている。

圧力センサを使ったロボット歩行器も存在する。ハンドルに設置された圧力センサを使った操作を可能にする歩行器 [9] や、持ち手部分に取り付けた圧力センサ付きのクッション性のハンドルによって利用者の乗り込み確認や転倒検出機能を持つ歩行器 [10] などがある。後者の歩行器においても前進・後退などの利用者の行動予測は足元に取り付けた Lidar で行っている。市販されている歩行器においても圧力センサによる乗り込みの検出のみに留まっている。歩行器を操作する利用者が歩行器に対して加える力は持ち手や前腕支持部のみであり、これらの圧力は利用者の行動によって異なる変動を行う可能性が高い。これらのことから、従来の圧力センサで行っていた利用状態の有無だけでなく、行動予測・分類に使用することが本研究の新規性であり、検証項目となる。

3 提案するロボット歩行器

提案するロボット歩行器が想定としている利用者や、センサ類について記載する。図 1 は実際に開発したロボット歩行器の外観である。

3.1 想定とする利用者

本研究では、屋内の平坦な床での歩行に何らかの支援が必要であるものの、歩行器の利用に際して転倒防止などの介助を必要としない、軽度の要介護認定者を想定とした歩行器を開発する。軽度の要介護認定者とは、要介護認定の要支援 1 から要介護 2 までを指す。そのため、歩行器で歩行を単独で行えない人は安全性の観点から本研究の想定とする利用者から外す。理由は、必要な機能を有した歩行器の形状が大きくなり、一般的な介護施設での動作が困難になるからである。安全性を確保するためには、背中や脇の下などから全身を支える機構が必要

となり、歩行器の形状が大きくなり必要な精度も高くなる。そのため、本研究では軽度の要介護認定者に特化した機能を小型デバイスを用いて実装する。また、軽度の要介護認定者の歩行距離などの状態が圧力センサなどのセンサ情報から取得することで介護記録の効率化につながることを期待される。

3.2 フレーム

本研究では、市販の前腕支持型四輪歩行器から後輪を取り外し、ブラシレス DC モータを接続したタイヤを取り付けて使用する。前腕支持型四輪歩行器とは、図 1 に示される車輪付き歩行器の一種で、前腕受けに肘を 90° 曲げた状態で前腕を乗せ、体重を支えながら使用する。前腕受けの部分を実験では前腕支持部と定義する。前腕支持型四輪歩行器の長所として、他の歩行器よりも歩行時の安定性に優れている点が挙げられる [11]。

3.3 センサとアクチュエータ

図 2 に、前腕支持型四輪歩行器に取り付けられた各機器の入力と出力を示す。ZED2 は、Stereolabs 社が発売している深度画像の取得や IMU、気圧計などのセンサを搭載しているステレオカメラである。NVIDIA Jetson Nano は、NVIDIA 社が発売している組み込みシングルボードコンピュータである。本研究では、ZED2 が取得するデータの取得及び処理、シリアル通信を使用した圧力センサデータの受信などに使用される。Arduino UNO R3 と Arduino MEGA 2560 R3 は、AVR マイコンや入出力ポートを備える基板である。本研究では、ブラシレス DC モータドライバと接続し、左右の車輪の回転方向と速度を制御する。速度はブラシレス DC モータへの電圧によって変化し、Arduino UNO による PWM 出力におけるデューティ比で制御するために用いる。PWM 信号の周波数は約 490Hz で動作させた Arduino UNO に対し、デューティ比を 0% に設定すると 0V の電圧が出力され、100% に設定すると 5V の電圧が出力される。圧力センサについては章 4.1 で示す。本実験では自律走行機能及びモータの駆動は行わないため、実験では図 2 の圧力計測部分のみを使用する。自律走行機能と歩行支援機能の評価についてはすでに実証済みである [12]。

4 利用者の行動分類のためのセンサ

歩行器利用者が歩行器でどのような行動を行っているかどうかを計測することは、長期的な歩行支援と短期的な歩行支援のどちらも有効である。長期的な歩行支援を実現するためにはリアルタイムで利用者の行動を知る必要はなく、一日や一週間といった長期間の計測が必要である。この計測により、利用者が歩行器を使用した歩行の距離の推移が記録できるといった介護記録の効率化などにもつながる。一方、短期的な歩行支援を実現するためにはリアルタイムで利用者の行動を予測するための計測と高速な判定が必要となる。この計測により、利用者が前進しようとする際の歩行器への荷重から前進動作への予測を行い、前進方向への推進力補助が行えるな

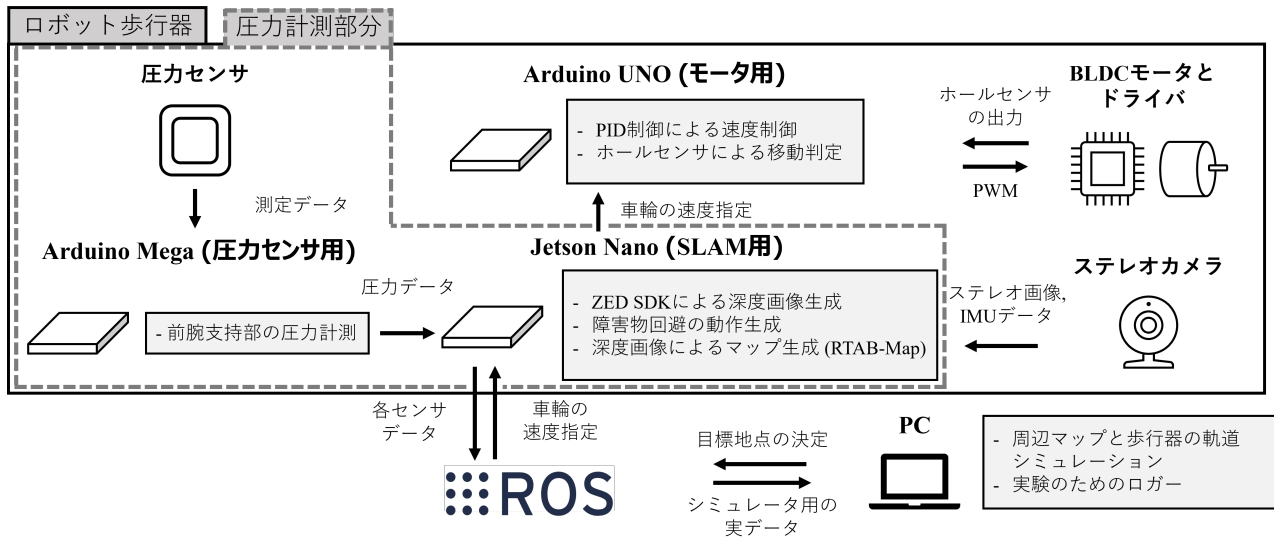


図2 機器の入出力

どの素早いフィードバック制御の実現も期待できる。

利用者の行動分類をするためのセンサは様々である。ホールセンサや下肢状態のカメラで記録できない点としては、移動のための予備動作や停止しているときの歩行器への荷重変動である。関連研究で述べた従来の圧力センサを使った計測は、使用中か使用中でないといった二値の分類であるため、利用者の移動に関する状態を計測する事例はない。そこで本研究では、利用者が前腕支持部にかかる圧力の変動から利用者の行動が分類、推定できるかどうかの検証を行う。

4.1 使用する圧力センサについて

実験に使用する圧力センサは Interlink Electronics 社の FSR406[13] を使用した。このセンサの圧力計測には PTF (Polymer Thick Film: 高分子厚膜フィルム) を採用しており、感圧部を押すことで下部電極と圧力インク層との接触面積が大きくなることによる抵抗値の変化で圧力を計測する。計測には利用者が歩行器に体重を支持される際に力がかかる点と前進や後退といった基本動作の際に力がかかる点である 8 箇所を計測するために圧力センサを 8 つ使用した。接続方法については、各圧力センサを Arduino Mega 2560 R3 のアナログピンに接続する。そのアナログピンでの 0-5V の入力電圧を 0-1023 の整数値に変換し取得する。センサのデータはシリアル通信を用いた ROS 通信のプロトコルである rosserial を使い、ROS の publisher として常にデータを送信する。ROS 上でセンサデータを集約する利点として、歩行支援のためのアルゴリズムの入力値として使用できる点やその他のセンサとの時間を同期させた状態でデータの保存ができる点にある。

4.2 圧力センサの設置位置

今回の計測では、歩行器の手すりを使わずに歩行器の前腕支持部を持つようにした。理由としては、すべての歩行器に手すりが必ず搭載されていないことと、今回のセンサでは手すりへの搭載が困難であったためである。



図3 ロボット歩行器の前腕支持部に搭載した圧力センサ (数字は圧力センサの番号)

実際に圧力センサを取り付けた歩行器の前腕支持部を図3に示す。図3の圧力センサ周辺の記載されている番号が本研究における圧力センサの番号とする。センサの番号とそのセンサに対応する計測箇所を表1に示す。把持部分の計測は指で歩行器を把持する際に使う力を計測するためである。

4.3 圧力センサのデータ取得に関する予備実験

実際に圧力センサのデータが取得可能であることを歩行器で体重を支える動作を行った際のデータから明らかにする。計測した圧力データの推移を図4に示す。行った動作は各センサの動作が明確に区別できるように「未使用」「右腕のみ」「左腕のみ」「両腕」という利用状態がわかるような動作を行った。計測開始(0秒)から1秒

表 1 圧力センサの番号と対応する計測部位

圧力センサの番号	計測部位
1	右の把持部分
2	右の手掌
3	右の前腕中央
4	右の肘
5	左の把持部分
6	左の手掌
7	左の前腕中央
8	左の肘

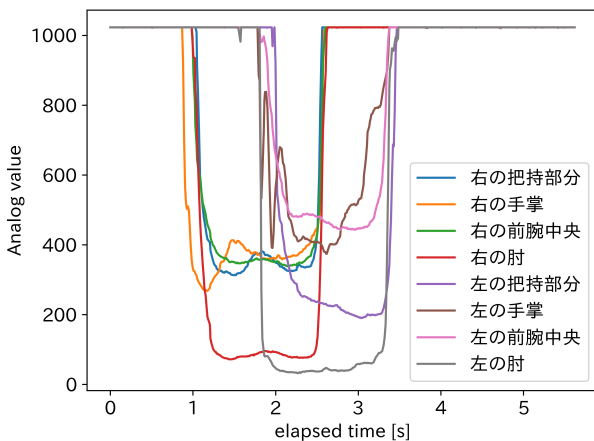


図 4 各圧力センサの推移

までは歩行器に触れていない状態である。1 秒から 2 秒までは右腕のみを歩行器に乗せた状態である。2 秒から 2.5 秒までは両腕を歩行器に乗せた状態である。2.5 秒から 3.5 秒までは左腕のみを歩行器に乗せた状態である。3.5 秒以降は歩行器に触れていない状態である。これらの動作は図 4 から明らかであり、実際の圧力センサが正しく動作していることがわかった。歩行器を利用していない状態で圧力センサの変動がないことから従来研究で行っていた利用状態の有無は、しきい値を用いたルールベースの手法で検出可能であることが確認できる。

5 圧力センサによる行動分類の実験

5.1 目的

歩行器を使用する際、利用者は前腕支持部に力を加えることにより歩行器を制御する。歩行器の制御は前進、後退、旋回などの基本動作に加え、進行方向への角度を変動させながら前進するといった複雑な動作まで行うことができる。これらの動作を行うためには利用者が歩行器の前腕支持部にかかる力をコントロールしながら制御を行う。よって、前腕支持部にかかる力には歩行器制御に関する変動が見られることが推察される。そこで本実験では前腕支持部に取り付けられた圧力センサの値の推移から歩行器の動作を推定することができるかを明らかにする。しかし、歩行器の動作は多種多様であり、複雑な動作を離散的に分類することは困難である。そこでまずは歩行器の基本的な動作である「前進」「後退」「右旋回」「左旋回」についての推定結果を確認する。

5.2 実験環境

被験者は足関節付近に既往歴のない 20 代 3 名 (被験者 A、B、C) であった。歩行器の前腕支持部の高さは歩行器を使った歩行時に肘が 90° になるように被験者ごとに調節を行った。前進動作については、計測開始後に前腕支持部に前腕を乗せ、3 秒間停止した後に約 7m 先まで歩行による前進を行う。その後、歩行速度を減速させ停止し、再度 3 秒間停止した後に計測を終了する。この一連の動作を 1 試行と呼ぶ。後退動作については、計測開始後に前腕支持部に前腕を乗せ、3 秒間停止した後に約 7m 先まで後ろ向きの歩行による後退を行う。その後、歩行速度を減速させ停止し、再度 3 秒間停止した後に計測を終了する。右旋回動作については、計測開始後に前腕支持部に前腕を乗せ、3 秒間停止した後にその場で右回りに 360° 旋回を行い、再度 3 秒間停止した後に計測を終了する。左旋回動作については、計測開始後に前腕支持部に前腕を乗せ、3 秒間停止した後にその場で左回りに 360° 旋回を行い、再度 3 秒間停止した後に計測を終了する。被験者は各動作を 10 試行分の計測を行い、その動作中の圧力データを取得した。

時系列データとして処理するための window 幅は 30、60、90、120 に設定した。データの取得間隔は約 9Hz であるため、window 幅 30 は約 3.3 秒、60 は約 6.67 秒、90 は約 10 秒、120 は約 13.3 秒となる。学習データと検証データの分割方法については、8 試行分を学習データとし、残り 2 試行分を検証データとして使用した。理由としては、学習データと検証データの中で同一の試行内でサンプリングしたデータがある場合、その試行特有の特徴を学習する可能性があるからである。window 幅ごとの各被験者のデータのサンプル数を表 2 に示す。分類手法は k-近傍法の分類器を時系列データに適用するように変更した KNeighborsTimeSeriesClassifier を使用する。

前処理として、各試行の停止部分と加速減速部分以外のデータを学習と検証に用いる。これは加速減速部分を学習から除く理由としては、加速時と一定速度で移動している時では大きくデータの変動が異なるためである。図 5 は、前進行動時の圧力を計測した結果である。学習、検証データとして使用したデータの範囲は一定速度で前進している部分である。また、Analog value v_r に対して 0 以上 1 以下にするために式 (1) で処理し、正規化後の Analog value v_n を学習、検証データとして使用した。

$$v_n = \frac{v_r + 1}{1024} \quad (1)$$

5.3 実験結果

検証データのクラスに偏りがあるので重み付き F 値 (Weighted F-measure) で評価を行う。表 3 に被験者 A の分類結果の重み付き F 値を示す。前進・後退動作の結果は 0.682 - 0.830 という範囲であり、window 幅に対し

表 2 window 幅ごとの各被験者のデータ個数 [学習データのサンプル数: 検証データのサンプル数]

被験者	window 幅	前進	後退	右旋回	左旋回
A	30	168:46	276:58	109:32	96:25
	60	80:22	136:28	53:16	44:12
	90	52:14	92:18	34:10	30:8
	120	36:10	68:14	26:8	22:6
B	30	199:52	358:82	185:49	160:42
	60	96:26	177:40	90:24	76:20
	90	61:16	117:27	57:15	50:13
	120	45:12	85:19	42:11	34:9
C	30	144:42	212:49	134:35	140:29
	60	70:20	103:24	65:17	68:14
	90	45:13	66:15	42:11	44:9
	120	33:9	49:11	31:8	32:7
A,B,C	30	511:140	846:189	428:116	396:96
	60	246:68	416:92	208:57	188:46
	90	158:43	275:60	133:36	124:30
	120	114:31	202:44	99:27	88:22

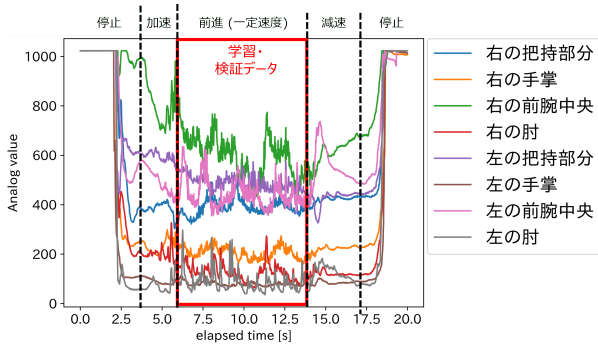


図 5 被験者の前進動作の圧力データとデータの使用範囲

て重み付き F 値が比例することはなかった。右旋回・左旋回の結果は 0.927 - 0.944 という範囲であり、全ての window 幅に対して良い推定精度を記録した。前進・後退・右旋回・左旋回の結果は 0.472 - 0.650 という範囲であり、ランダムで決定した場合の 0.25 より高い正答率であった。

表 3 に被験者 B の分類結果の重み付き F 値を示す。前進・後退動作の結果は 0.407 - 0.761 という範囲であり、window 幅に対して重み付き F 値が比例することはなく、分散が高い結果となった。右旋回・左旋回の結果は 0.761 - 0.900 という範囲であり、全ての window 幅に対して良い推定精度を記録した。前進・後退・右旋回・左旋回の結果は 0.350 - 0.468 という範囲であり、ランダムで決定した場合の 0.25 より高い正答率であった。

表 5 に被験者 C の分類結果の重み付き F 値を示す。前進・後退動作の結果は 0.491 - 0.507 という範囲であり、window 幅に対して重み付き F 値が比例することはなく、分散が低い結果となった。右旋回・左旋回の結果は 0.765 - 0.844 という範囲であり、全ての window 幅に

表 3 検証データに対する被験者 A の各 window 幅と各行動の重み付き F 値

window 幅	前進・後退	右旋回・左旋回	前進・後退・ 右旋回・左旋回
30	0.732	0.929	0.531
60	0.682	0.927	0.472
90	0.705	0.944	0.650
120	0.830	0.927	0.504

表 4 検証データに対する被験者 B の各 window 幅と各行動の重み付き F 値

window 幅	前進・後退	右旋回・左旋回	前進・後退・ 右旋回・左旋回
30	0.526	0.761	0.468
60	0.426	0.766	0.350
90	0.407	0.892	0.438
120	0.761	0.900	0.413

対して良い推定精度を記録した。前進・後退・右旋回・左旋回の結果は 0.315 - 0.452 という範囲であり、ランダムで決定した場合の 0.25 より高い正答率であった。

表 6 に被験者 A、B、C の全てのデータを使用した分類結果の重み付き F 値を示す。前進・後退動作の結果は 0.528 - 0.598 という範囲であり、window 幅に対して重み付き F 値が比例することはなく、分散が低い結果となった。右旋回・左旋回の結果は 0.816 - 0.856 という範囲であり、全ての window 幅に対して良い推定精度を記録した。前進・後退・右旋回・左旋回の結果は 0.419 - 0.495 という範囲であり、ランダムで決定した場合の 0.25 より高い正答率であった。

5.4 考察

表 3、表 4、表 5 の前進・後退の結果から、被験者によっては今回の圧力センサの変動値と前進と後退の 2 分類を判定するための特徴量を持たないことがわかった。また、被験者ごとに結果の分散が異なることから、被験者ごとに異なるデータの分布を持つことが示唆された。

表 3、表 4、表 5 の右旋回・左旋回の結果から、window 幅に限らず高精度であり、今回の圧力センサの変動値が左右の旋回を判定するのに有効であることがわかった。

表 3、表 4、表 5 の前進・後退・右旋回・左旋回の結果から、ランダムで選択するよりは正解率が高い数値ではあったが、実運用する上で信頼できる数値ではなかった。

表 6 の結果から、前進・後退の動作に対しての重み付き F 値が低いため、今回の圧力センサの計測と分類手法

表 5 検証データに対する被験者 C の各 window 幅と各行動の重み付き F 値

window 幅	前進・後退	右旋回・左旋回	前進・後退・ 右旋回・左旋回
30	0.507	0.765	0.419
60	0.491	0.795	0.430
90	0.567	0.844	0.315
120	0.547	0.789	0.452

表 6 検証データに対する全被験者の各 window 幅と各行動の重み付き F 値

window 幅	前進・後退	右旋回・左旋回	前進・後退・ 右旋回・左旋回
30	0.598	0.816	0.495
60	0.528	0.816	0.419
90	0.541	0.818	0.461
120	0.583	0.856	0.471

では特徴量として十分ではなかった。

結果として、前進・後退動作に関しては圧力センサの値が行動分類をするための有効な特徴量となり得ないことがわかり、左右の旋回動作に関しては有効な特徴量となり得ることがわかった。しかし、前進時と後退時に歩行器利用者が歩行器にかける力は同一ではないことが明らかであるため、圧力センサの設置位置や圧力の感度などを変更して再度検証を行う必要がある。

6 おわりに

日本の高齢化問題や介護の人材不足の問題を述べた後、それらを解決するための介護者の負担軽減用ロボット歩行器の提案を行った。本研究では、利用者が前腕支持部にかける圧力の変動から利用者の行動が分類、推定できるかどうかの検証を行った。予備実験として歩行器への乗り込み時の圧力変動を計測した。結果として提案したセンサ類を使うことで歩行器への荷重量を計測できることや、従来手法で使用されている利用状態の検出が行えることの検証を行った。次に圧力センサの変動値から利用者の行動分類に寄与する特徴があるかどうかを実験によって確かめた。結果から左右の旋回に対しては有効であったが、前進・後退に関しては有効な特徴量ではないことが明らかになった。前進・後退の動作において、利用者が歩行器に加える力は異なる可能性が高いため、圧力センサの設置位置やセンサの感度を調整することで計測できる可能性があるが、今回のセンサ類では進行方向の検出を前腕支持部の圧力から特定することはできなかった。しかし、従来通りと同様の歩行器の利用状態の検出用の圧力センサとしては提案したセンサ類で実現することができた。今後の展望としては、設置位置や圧力センサの種類を変更することや、分類手法を RNN や LSTM などのニューラルネットワークを活用するなどが考えられる。また、加速・減速時のデータをさらに収集し、一定速度で移動している区間以外に分類のための特徴があるかどうかを確かめる必要がある。

謝辞

本研究は北海道大学アンビシャス博士人材フェローシップの助成を受けた成果である。

参考文献

[1] 人口推計 (2022 年 (令和 4 年) 10 月 1 日現在), 総務省統計局, <https://www.stat.go.jp/data/jinsui/2022np/in->

<dex.html> (最終アクセス 2023 年 6 月 12 日)

- [2] 平成 28 年国民生活基礎調査の概況, 厚生労働省, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16> (最終アクセス 2023 年 6 月 12 日)
- [3] Ko Chun-Hsu, Young Kuu-Young, Huang Yi-Che, Agrawal Sunil Kumar, "Active and passive control of walk-assist robot for outdoor guidance", IEEE/ASME transactions on mechatronics, Vol.18, pp.1211-1220 (2012)
- [4] Kikuchi Takehito, Tanaka Toshimasa, Tanida Sosuke, Kobayashi Keigo and Mitobe Kazuhisa, "Basic study on gait rehabilitation system with intelligently controllable walker (i-Walker)", 2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, PP.277-282 (2010)
- [5] Hu Richard Zhi-Ling, Hartfiel Adam, Tung James, Fakh Adel, Hoey Jesse and Poupard Pascal, "3D Pose tracking of walker users' lower limb with a structured-light camera on a moving platform", CVPR 2011 WORKSHOPS, PP.29-36 (2011)
- [6] Page Solenne, Martins Maria M, Saint Bauzel Ludovic, Santos Cristina P and Pasqui Viviane, "Fast embedded feet pose estimation based on a depth camera for smart walker", 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), PP.4224-4229 (2015)
- [7] Lee Geunho, Ohnuma Takanori and Chong Nak Young, "Design and control of JAIST active robotic walker", Intelligent Service Robotics, Vol.3, PP.125-135 (2010)
- [8] Lee Geunho, Jung EuiJung, Ohnuma Takanori, Chong Nak Young and Yi Byung Ju, "JAIST Robotic Walker control based on a two-layered Kalman filter", 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, PP.3682-3687 (2011)
- [9] Morris Aaron, Donamukkala Raghavendra, Kapuria Anuj, Steinfeld Aaron, Matthews Judith T, Dunbar-Jacob Jacqueline and Thrun Sebastian, "A robotic walker that provides guidance", 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422), Vol.1, PP.25-30 (2003)
- [10] Zhao Xiaoyang, Zhu Zhi, Liu Mingshan, Zhao Chongyu, Zhao Yafei, Pan Jia, Wang Zheng and Wu Chuan, "A smart robotic walker with intelligent close-proximity interaction capabilities for elderly mobility safety." Frontiers in Neuro-robotics, Vol.14 (2020)
- [11] 松原 勝美, 移動補助具: 杖・松葉杖・歩行器・車椅子, 金原出版 (2009)
- [12] Mori Yuto, Yokoyama Soichiro, Yamashita Tomohisa, Kawamura Hidenori, Kato Norio and Mori Masato, "Development of an autonomous forearm-supported walker for nursing facilities", Artificial Life and Robotics, Vol.26, PP.432-441 (2021)
- [13] FSR®406, Interlink Electronics, Inc., <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-406> (最終アクセス 2023 年 6 月 12 日)