福井大学 大学院工学研究科 研究報告 第 56 巻 2008 年 3 月
Mem. Grad. Eng. Univ. Fukui. Vol. 56 (March 2008)

圧センサを用いた歩行器利用者の利用姿勢推定
– 知的歩行器実現に向けて –

友永 佳希* 白井 治彦** 黒岩 丈介* 小高 知宏† 小倉 久和*
吉川 日和子‡ 月田佳寿美‡ 磯見 智恵‡ 岩田 浩子‡

Evaluation of User's Situation through Pressure Sensors
– Realizing the Intelligent Assisted Walking Suppport Device –

Yoshiki TOMONAGA*, Haruhiko SHIRAI**,
Jousuke KUROIWA*, Tomohiro ODAKA†, Hisakazu OGURA*,
Hiwako YOSHIKAWA‡, Kasumi TUKITA‡, Tomoe ISOMI‡and Hiroko IWATA‡

(Received January 31, 2008)

In the paper, we investigate an advanced and sophisticated walking support device for physically handicapped people caused by aging, which is referred as "an intelligent walking support device". The intelligent walking support device provides safety and easeof mind for the users. At first step, in the paper, we investigate themethod of evaluating the situation of the users through the pressure sensor system in order to control the walking device being at appropriate position. Therefore, the purposes of the paper is investigate several kind of the walking states of the users with the walking support device through the pressure sensor system.

Key words : Intelligent Assisted Walking Suppport Device , Estimation of User State , Estimation through Pressure Sensor

1. はじめに

現在の日本社会は，高齢化現象という先進国にとって共通で決して無視することのできない問題を抱えている．それによって，医療分野や介護分野の社会的な役割は，非常に高まっている．また，医療分野における技術の発展により，国民の平均寿命が高くなってきたこともあり，高齢者が高齢者を介護する老々介護となるケースが深刻化している．そのような社会背景を受けて，近年，医療分野や介護分野では，介護の負担軽減や介護を必要とすることを回避するために高齢者の自立支援を目指した機器の研究・開発・生産が積極的に行われている[1]-[4]．代表的なものの例として，移動補助具の電動化が挙げられる．移動補助具の代表的なものとしては，車椅子が挙げられる．しかしながら，病院・デイケアセンタ等の医療・介護施設では，車椅子よりも歩行器[5]を利用することの方が多い．

歩行器は，自主歩行を補助する歩行補助具であり，利用者に対して，安定した立位の獲得と保持・転倒の防止等の補助を行い，歩行に対する自信を持たせることを目的として利用されている．しかし，このような目的で利用されているにもかかわらず，現在利用されている歩行器は，歩行補助という目的を実現しているとはいいがたい．なぜならば，歩行器は，車椅子とは異なり残存している歩行機能を自立歩行が行えるように改善することを

* 工学研究科知能システム工学専攻
† 工学研究科原子力・エネルギー安全工学専攻
** 工学部技術部
‡ 医学部看護学科
* Graduate course of Human and Artificial Intelligent Systems
† Graduate course of Nuclear Power and EnergySafety Eng.
** Technical Support Division
‡ School of Nursing

目的として利用されている．しかしながら，歩行器を利用している利用者は，残存している歩行機能が決して高いとはいえず，立位を維持することですら酷であるというのが現状である．従来の歩行器では，その問題に対応しておらず，歩行機能を補うための機能しか実現されていないことが，その1つの要因となっている．

そこで本研究では，歩行器利用者が安全に安心して，歩行器を利用できるための機能を，パソコン・センサ・ネットワーク等の技術を用いて，知的な動作を行う歩行器を実現させることを最終目標とする．

2. 危険回避に向けた歩行器の提案

前章での述べたように，従来の歩行器には，歩行を補助する機能しか実現されていない．それにより，転倒といった危険がよく見られる．まず従来の歩行器での問題・危険性を明らかにし，転倒危険を回避・軽減する手法を提案する．

2.1 従来の歩行器の問題・危険性

実際，病院やデイケアセンタの看護師等の介護者，利用者である要介護者の両方からの視点にて，歩行器に対する問題点を明らかにするために調査研究を行った．その際得られた結果を以下に与える[6]．

1. 介護者から見た問題点
   - 軽すぎて安定感がない
   - 利用者が歩行器のスピードについていけない時がある
   - 段差等でひっかかり転倒しそうなときがある
2. 要介護者から見た問題点
   - 移乗するときに歩行器が不安定で転倒しそうな時がある
   - 歩行器の速度についていけない
   - 操作性が悪い

このように，介護者・要介護者ともに似かよった問題を感じている．特に，歩行器の速度に関する問題と転倒の危険性に関する問題については，両者とも多数が不安に思っていた．更に，このような問題を解決するために，介護者・要介護者ともに歩行器のスピードを制御する機能を主として，危険を回避するための機能を歩行器に付加することを希望している．

2.2 利用中に起こる利用姿勢

前節より，歩行器の移動速度や操作が転倒の主な原因となっていると考えられる．また，これらを原因として利用者が転倒する場合，利用者の利用姿勢は大きく分けて，2種類のパターンで変化する．以下に，利用中に起こる利用姿勢として，これらの危険な利用姿勢と通常に利用する姿勢について説明する．

2.2.1 通常利用姿勢

通常利用姿勢は，膝・背筋は利用者にとって違和感なく立った状態で，腕をパッドの上に軽く置き，グリップは軽く握るようにした利用姿勢とする (図1)．この利用姿勢は歩行器を利用する上で理想と思われる利用姿勢である．

2.2.2 歩行器先行姿勢

転倒に繋がる危険な利用姿勢として挙げられる姿勢のひとつが，歩行器先行姿勢である．歩行器先行姿勢では，歩行器が簡単に加速を行うため，利用者が歩行器の速度についていけず，歩行器と身体との距離が徐々に離れていき，最終的には転倒につながる．

本研究では，両足が歩行器の後輪よりも後方にあり，歩行器に対して前に進むように体重をかけて，グリップをしっかりと握っている利用姿勢として定義する．この定義した利用姿勢は，利用者が通常利用姿勢に復帰できる限界の姿勢であり，実際には，この姿勢になる過程も含む．

2.2.3 自重支持不可姿勢

転倒に繋がるもうひとつの危険な利用姿勢は，利用者が自身の体重を両足で支えきれなくなって，姿勢を崩してしまう利用姿勢である．この利用姿勢は，利用者が下半身の筋力が低下しているお年寄りがほとんどであり，移動中に突然自身の体重が支えきれなきなることが，原因となっている．

図1 通常利用姿勢

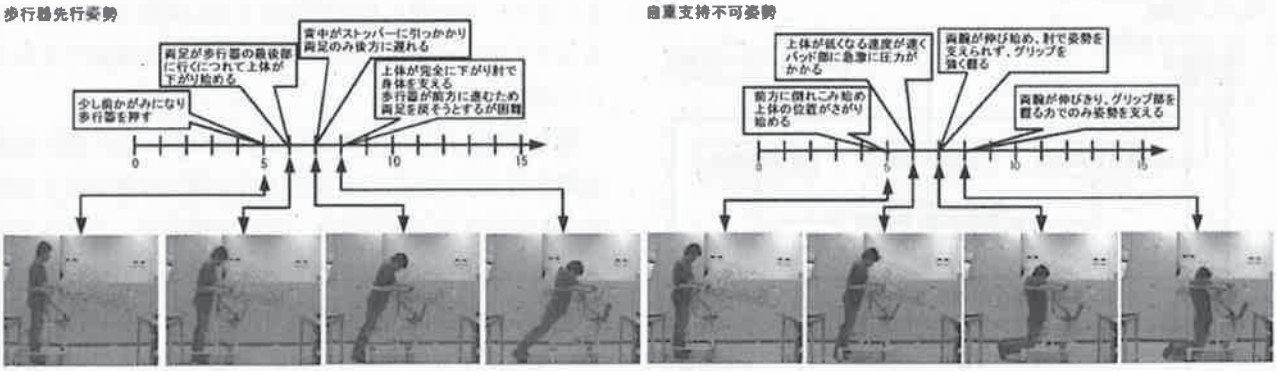

図 2　危険な利用姿勢の比較

自重支持不可姿勢は，両足の位置は通常利用姿勢と同じ位置で，膝を曲げて，上半身を肩口がパッドと同じ位の高さに来るまで下げた利用姿勢として定義する．定義した利用姿勢は，歩行器先行姿勢同様この姿勢になる過程も含む．

2.3　各利用姿勢変化検証

前節から転倒の危険は利用姿勢変化と高い関連性を持つと考えられる．そこで，転倒の危険を回避には，利用者と利用姿勢変化を，どの箇所で，どのようにして測定し，何を制御することが必要かの検討を行うために，以下のような予備実験を行った．

危険な利用姿勢をとる場合，利用者の姿勢が，時間の経過につれてどう変化しているのかを動画像として記録する．その後，各利用姿勢における，利用者の動きや歩行器に対する力のかけ方を検証した．2 種類の危険な利用姿勢の動画像を 1[s] 間隔ごとに並べたものとその姿勢変化を 1[s] 間隔で検証したものを図 2 に示す．また，それぞれの利用姿勢において定性的には，以下のような傾向が見られた．

- 通常姿勢
  - 利用者は前方に出している足と反対方向に身体を少し傾ける様にして歩行するため，上半身は揺れながら進む
  - 歩行中の両足はかかとは浮くが基本的につま先は地面にすりながら歩行する．
- 歩行器先行姿勢
  - 利用姿勢が変化し始めるとき，利用者は歩行器を押しだすように動かしている
  - 利用者の歩幅より，歩行器が利用者によって押されて進む距離の方が多く進む
- 自重支持不可姿勢
  - 歩行中に前方につまづくようなかたちで倒れこみ，その際に歩行器のグリップ部を離さないように強く握る
  - 肩の位置が歩行器のパッド部に対して，同じかそれよりも低い位置にくるため，利用者の腕がパッド部からはずれる可能性がある

2.4　知的歩行器

本研究では，利用者が安全に安心して利用するために，必要とされている機能を付加した歩行器を知的歩行器とする．知的歩行器の機能を実現するには，

1. 情報感知部：利用者の状態や周囲の環境をセンシングする
2. 情報処理・判断部：取得した情報を処理し，結果に応じた制御を判断する
3. 動作制御部：情報処理・判断部の判断内容により動作して歩行器を制御する
4. 情報表示部：周囲の情報を利用者に伝えたり，利用者の状態を介護者に伝えたりする
5. 外部通信部：利用者の緊急事態等を遠方にいる介護者に通知する

なるサブシステムを構成する必要がある．これら 5 つのサブシステム間の情報の流れを図 3 に示す．

これらのサブシステムを実現して，利用者が安全に利用できるようになることを考えた場合，必要と考えられるのは，「動作制御部」において，何を制御の対象とし，対象をどう制御するのかということになる．また，動作制御部における制御に応じて，「情報感知部」でのセンシング対象と「情報処理・判断部」での処理・判断内容を変更する必要である．

今回の研究では，歩行器利用時の転倒を回避することを目的としている．前節より，転倒の危険に陥いる場合

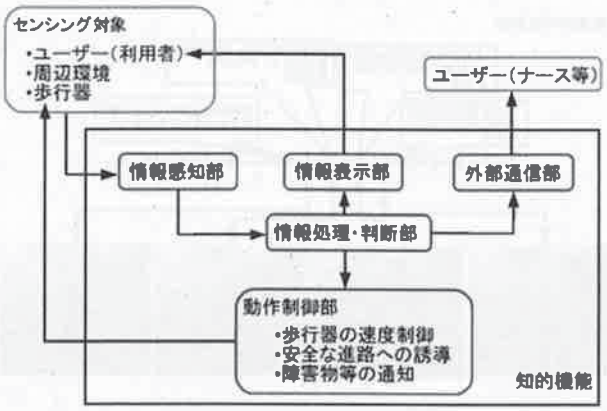

図3　知的歩行器構成

には，利用姿勢が通常歩行とは違った姿勢となることが分かった．転倒の危険を回避するには，歩行器利用者の利用姿勢をセンシング対象とし，歩行器の速度を制御対象とすることで，転倒の危険を回避・軽減できるの考えた．本研究では，利用姿勢を推定し，その結果に応じて歩行器の速度を制御することを，研究の主要目的として，研究を行っている[7],[8]．

3.　利用姿勢推定

3.1　利用姿勢測定装置

本研究において製作した利用姿勢測定装置ににについて説明する．測定装置全体を上から見た図を図4に示す．また，図4のセンサ基盤，A/Dボード，PCについて，詳細を示したものを図5に示す．まず，歩行器と利用者との接触面である左右パッド部とグリップ部の4箇所に圧センサを取り付ける．この圧センサは，かけられた圧力の強さに応じて，抵抗値が低下する可変抵抗となっている．パッド部の圧センサは，最も体重がかかる肘のあたるポイントに集中的に取り付ける．グリップ部の圧センサは，引く力と押す力を力のかかる方向に関係なく測定できるように，グリップの周囲に90°間隔で取り付ける．また，その際に利用者の持ち方に関係なく測定できるように固定せずに，スライドして高さを調節できるように取り付ける．

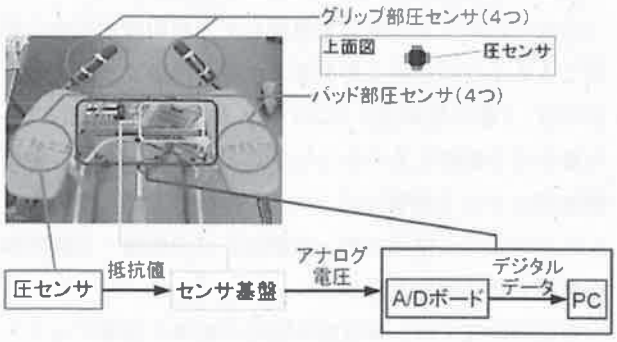

図4　利用姿勢測定装置

取り付けた圧センサの抵抗値の変化は，力-電圧変換回路を用いて，圧力の変化の出力を適切な単位付きの数値で出力できるようにする．回路の構成は，トランジスタを用いた増幅回路を2つ直列に接続した回路となっている．この回路は，1つの圧センサにおける回路の構成で，今回は圧センサを16個取り付けているので，前述の回路を16個製作し，電源とGNDに対して並列に接続している．電源は，通常は5Vの定電源に接続して利用するが，単三電池を4本用いて，ワイヤレスでの利用も可能となっている．また測定するためのA/D変換器は，2つ目の増幅回路のエミッタ-GND間の電圧値を測定するように，並列に接続してある．

力-変換回路から出力された電圧値は，端子台にて信号を一つにまとめて，PCIカード型のA/D変換器を介し，ノートPCにて専用のソフトウェアを用いて測定，記録を行っている．

これらの測定機器は，図にあるように利用者の歩行に対して，邪魔にならないように歩行器の前方部の足が入らないと思われる箇所に取り付けている．

3.2　利用姿勢測定実験

今回製作した利用姿勢測定装置を用いて，各利用姿勢での測定値の違いと通常利用姿勢から危険な利用姿勢へと利用姿勢が変化する際の圧力の変化が，今回製作した利用姿勢測定装置において，電圧の変化として測定できているかどうかについて検証するために，2種類の測定実験を行った．

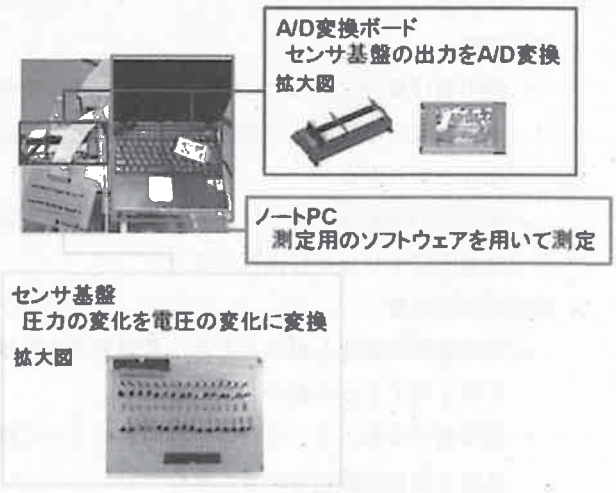

図5　利用姿勢測定装置概要

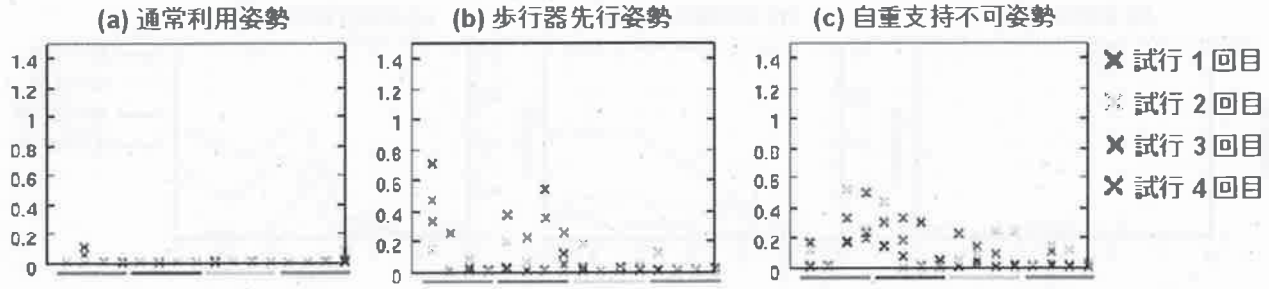

図 6　静止時における各利用姿勢での平均電圧値

3.2.1　測定対象

今回の測定実験では，製作した利用姿勢測定装置を用いて，歩行器利用者の利用姿勢の変化を測定できるのか及び，各利用姿勢変化での測定値の違いを検証することを目的としている．そのため，測定対象は歩行機能に障害のない健常な 20 代の男性を，測定の対象としている．

3.2.2　測定実験 1

まず，静止時での通常利用姿勢と歩行器先行姿勢，自重支持不可姿勢において，利用者が歩行器を加圧している時の電圧値を各センサについて測定する．測定は以下のような方法で行う．

1. 測定開始後の 10 秒間を準備期間として，歩行器にふれない
2. 10 秒後，利用者に測定姿勢を 25 秒間維持する
3. データの精度向上のため，1，2 を 4 回繰り返す

3.2.3　測定結果

測定結果を図 6 に示す．このグラフは縦軸は電圧を，横軸は各センサの位置を表している．各センサに関しては横軸の下にある下線のうち，赤が右パッド部，青が左パッド部，緑が右グリップ部，ピンクが左グリップ部にあるセンサの測定結果の値を時間平均した値を表示しており，下線上の 4 つのポインタは，それぞれの箇所に設置された圧センサの値の平均値を示している．また，ポイントの色は試行ごとに異った色で表示している．

通常利用姿勢では，圧力の変化がほとんど見られなかった．これは，通常利用姿勢を本研究での基準の利用姿勢としているためである．この場合，圧センサの抵抗値は無限大となり，パッド部・グリップ部共に圧力の変化は極微小な変化のみとなった．

歩行器先行姿勢では，左右のパッド部に圧力が強くかかっていることがわかる．グリップ部の測定値に変化がないのは，歩行器を固定して，測定を行ったため，歩行器が不安定にならず，無理に歩行器を安定させる必要がかったからであると考えられる．また，各測定値のばらつきは，利用姿勢をとった際に，腰が肩と脚を結んだ直線より，上か，直線上か，下かや身体を曲げた角度によって，パッド部を加圧する強さが変化しやすいためにこのような結果になると考えられる．

自重支持不可姿勢では，左右パッド部，グリップ部ともに圧力がかかっていることが計測された．静止している場合でもこの姿勢では，自身の体重を足で支えてはいないので，自身の腕の力のみで姿勢を維持しなければならないことになる．そのため，パッド部，グリップ部の両方で強い圧力が計測されたと考えられる．

3.2.4　測定実験 2

静止した通常利用姿勢から，通常利用姿勢で歩行した時と各危険姿勢へと利用姿勢が変化する際の圧力の時間的変化を測定する．測定方法は，以下のような方法でおこなう．

1. 測定開始後，静止した通常利用姿勢で 5 秒間待機する
2. 待機後，測定対象の利用姿勢をとる
3. 危険な利用姿勢に関しては，転倒直前の姿勢で止める
4. 上記 3 つを 1 サイクルとして利用姿勢と待機を 4 サイクル行う

3.2.5　測定結果

測定結果の一部を図 7 に示す．このグラフは，縦軸は電圧，横軸は時間でプロットしている．グラフの線に関しては，赤が右パッド部，緑が左パッド部，青が右グリップ部，ピンクが左グリップ部に設置された圧センサの 4 つの平均値を表示している．

通常利用姿勢では，圧力の変化はほとんど測定されなかった．また動画像でも，接触面では軽く触れている程度に見える部分が多く，強く歩行器に身体を預けるような動作は見られなかった．歩行器先行姿勢では，利用者と歩行器の間の距離が離れるにつれて，パッド部にかかる圧力が上昇し，同時にグリップ部の圧力を少し上昇した．歩行器と利用者の間の距離が一定以上離れると，歩

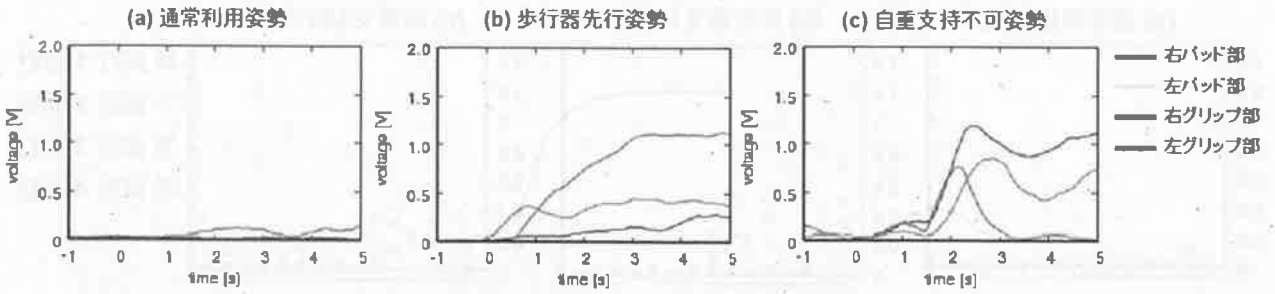

図 7　利用姿勢変化時の圧力の時間的変化

行器後部のストッパーにより，上半身が下がることができなくなり，徐々に両足のみが歩行器から離れることになり，通常利用姿勢に戻ることは困難となる．

自重支持不可姿勢では，主にグリップ部で強い圧力が測定された．圧力の変化傾向としては，パッド部には，利用者が立位の維持や歩行の疲れにより，自身の体重を支えることができなくなり，崩れ落ちてしまった場合に利用者の体重がかかる．また同時にグリップ部は，反射的に姿勢を維持しようとして，強く握った分の圧力がかかる．崩れ落ちた後は，腕が肩よりも上の位置にくるので，腕に力をいれづらくなり，腕が伸びきって多少浮いてしまうこともあるため，圧力が弱くなることがあると考えられる．

4.　考察

4.1　測定実験全体の考察

歩行器利用者の姿勢推定を行うために，静止状態における各利用姿勢での圧力の強さにどのような違いがあるのか，検証を行った．また通常利用姿勢での歩行と通常利用姿勢から各危険姿勢への変化を，動画像として撮影し，動画像から描写した時系列データと利用姿勢測定装置を用いて測定した時系列データと比較し，利用姿勢変化と圧力変化の関係性を検証し，利用姿勢推定が可能かを検証した．

通常利用姿勢において，測定実験 1 から圧力が変化していないことが確認された．それにより，歩行機能の低下した利用者での場合では，全体的に歩行器に身体を預ける形になると考えられ，パッド部の測定値が健常者の場合よりも高い測定値になると考えられる．

また，測定実験 2 から，特に目立った姿勢の変化は見られず，上半身が左右に少し揺れながら，歩行することが特徴として挙げられるくらいである．

歩行器先行姿勢では，測定実験 1 より，主にパッド部に圧力がかかる利用姿勢であるという結果が得られた．歩行機能の低下した利用者の場合，パッド部で腕が伸びきって，肘が浮いてしまったり，測定箇所を大きくはずれてしまう可能性が高い．そのため，始めは健常者より高い測定値で，同様の変化をするが，利用姿勢変化後には測定値が不安定になると考えられる．逆にグリップ部は，利用姿勢が悪化するほど強く握られるので，健常者よりも高い測定値となると考えられる．

また，測定実験 2 より，通常利用姿勢から歩行器先行姿勢へと利用姿勢を遷移させた場合には，姿勢変化開始から約 2 秒間は，利用者が歩行器に遅れることで両脚が後方に下がり，上体の位置が低くなるので，パッド部において圧力の上昇が見られる．2 秒後以降は，背中が後ろのストッパーにあたり，上半身が下がれなくなる．そのため，両脚のみが遅れ，さらに姿勢が崩れ，両腕が伸び始め，パッド部の圧力の変化が不安定になることになったと考えられる．

自重支持不可姿勢では，測定実験 1 より，パッド部での測定結果のばらつきは，歩行器先行姿勢と同様に自重支持不可姿勢へと利用姿勢が変化した時に，腕が伸びきってしまいパッド部から浮いたり，はずれてしまうことがあるからである．また，グリップ部での測定値が他の利用姿勢より，高い測定値となるのは，パッド部が上記の理由にから不安定になるため，グリップ部を強く握り姿勢を安定させようとするためであると考えられる．歩行機能の低下した利用者の場合でも，この利用姿勢では，健常者と同様な姿勢変化を経て，最終的に崩れ落ちることになると思われるので，パッド部・グリップ部ともに健常者での測定値よりも，多少高くなる程度で，測定値の変化傾向はほぼ変らないと考えられる．

また，測定実験 2 より自重支持不可姿勢へと利用姿勢を遷移させた場合には，姿勢変化開始から約 1.5 秒間は前方に倒れこみ，歩行器先行姿勢に似た姿勢になる．このとき，歩行器に身体を預けることがあり，パッド部の測定値が上昇することがある．その後，約 1 秒間で腕が

伸びパッド部の測定値が減少して，変わりに姿勢を安定させようとしてグリップ部での測定値が上昇する．腕が伸びきった後では，パッド部での測定値がグリップ部での測定値より低くなり，グリップ部の測定値が高い値で安定する．これは，腕の位置が肩よりも高い位置にあるため，姿勢を安定させるのに，グリップ部を強く握るためでないかと思われる．

4.2 転倒に繋がる利用姿勢の制御に向けて

前節の結果を用いて，転倒危険に繋がる利用姿勢の回避・軽減を考えた場合，歩行器先行姿勢，自重支持不可姿勢ともに，利用者がまだ，通常利用姿勢に自力で戻すことができる利用姿勢のうちに歩行器の制御を行う必要があると考えられた．利用者が自力で姿勢を戻すことのできる利用姿勢は，歩行器先行姿勢では，両脚が後方に下がりきる前の姿勢変化開始から約2秒後の間での利用姿勢が制御対象に該当すると考えられる．同様に自重支持不可姿勢では，前方に倒れ込むような姿勢をとる姿勢変化開始後から約1.5秒間の間の利用姿勢が制御対象に該当すると考えられる．

これらの制御対象となる利用姿勢になった場合に，転倒の危険を回避・軽減するには，歩行器の速度を制御し，利用姿勢を整えることが最も有効であると考えられる．

5. まとめ

今回，本研究では，圧センサを用いた歩行器利用者の利用姿勢測定装置を製作し，本測定装置を実装した歩行器において，各利用姿勢における時系列的な圧力変化を測定した．

静止時での各利用姿勢の測定結果から，それぞれの利用姿勢において利用者が加圧する箇所とその平均的な強さを求めることができた．また，通常利用姿勢での静止状態からそのまま歩行すること，各危険な利用姿勢へと遷移する，利用姿勢の時系列的な変化の測定では，製作した利用姿勢測定装置が圧力の変化を，電圧の変化へと変換して測定することを可能とした．そして，利用姿勢の時系列的な変化に合わせた圧力の時系列的な変化から各利用姿勢での圧力の変化傾向の違いを，測定時に撮影した動画像での姿勢の変化と比較することで，判別するための基準を決定する要素として利用することが可能となった．

ただし，今回の測定では，通常利用姿勢と各危険な利用姿勢との判別は可能となったが，各危険な利用姿勢の細かな判別をすることは困難であった．また，知的歩行器として，利用者の危険姿勢への利用姿勢の変化を回避するには，利用姿勢が変化し始めた直後における測定値の変化で，利用姿勢を推定することが必要になると考えられる．

このため，測定実験2あら得られた時系列データの各利用姿勢での測定値変化の立ち上がりを解析することから，各利用姿勢での違いを検証すること，別センサを用いて，利用姿勢変化を別の角度から測定を行い，その測定結果と今回の測定装置での測定結果を合わせての各利用姿勢の差異を比較することによる判別を検証すること，健常者でない歩行機能の低下した人での測定を行い，健常者との測定の違いを検証することの3つの事柄が今後の課題として挙げられる．

参考文献

[1] 竹内郁雄，柄川索，小関篤志，藤江正克，田村俊世：高齢者用電動アシスト歩行支援機の開発，ライフサポート学会誌 17巻1号，22-28，2005

[2] 平田泰久，原麻美，小菅一弘：パッシブロボティクス概念に基づいた知的歩行支援機の開発，日本ロボット学会誌 Vol.24 No.2，pp.270～276，2006

[3] 矢入郁子，猪木誠二：高齢者・障害者の自立支援移動を支援する Robotic Communication Terminals(2)，人工知能学会誌 17巻2号 SP-C，2002

[4] 田村俊世：高齢者の自立のための支援機器- 身体拘束廃止と支援機器の役割-，日本老年学会誌 40，590-592，2003

[5] 松原勝美：移動補助具 杖・松葉杖・歩行器・車椅子，金原出版株式会社 (2000).

[6] 金西美奈，磯見智恵，吉川日和子，正木友梨，岩田浩子：歩行器利用者と看護師の歩行器使用の認識，第37回日本看護学会論文集 - 成人看護 II-(2007).

[7] 友永佳希，白井治彦，高橋勇，黒岩丈介，小倉久和，吉川日和子，月田佳寿美，磯見智恵，岩田浩子：知的歩行器実現のための利用者の姿勢推定，電気関係学会北陸支部連合大会 F-83(2006).

[8] 友永佳希，白井治彦，高橋勇，黒岩丈介，小倉久和，吉川日和子，月田佳寿美，磯見智恵，岩田浩子：知的歩行器における知的機能の検討 - 歩行器利用者の転倒軽減に向けて -，電気関係学会北陸支部連合大会 F-44(2007).