空気圧受動要素を用いた短下肢装具の歩行相フィードバック制御 システムの開発

中 村 彰 利*・小 澤 隆 太*・後 藤 智**
畠 中 泰 彦***・川 村 貞 夫*

Development of a Gait Feedback Control System for Ankle Foot Orthoses with a Pneumatic Passive Element

Akitoshi NAKAMURA*, Ryuta OZAWA*, Satoshi GOTO**,
Yasuhiko HATANAKA*** and Sadao KAWAMURA*

A control system of a clutch mechanism with a pneumatic passive element is developed for Ankle Foot Orthoses. This system consists of an internal pressure control system and a gait sensor system, and is small enough to mount on ankle foot orthoses. A gait sensor system distinguishes walking phases, and the pressure control system adjusts a maximum constraint force of a clutch system with the sensor signal. Experiments are executed to confirm the validity of the system.

Key Words: ankle foot orthosis, pneumatic passive element, sensing of walking gait

1. はじめに

脳梗塞、脳出血などの後遺症により体の片側に麻痺が生じたり、筋力の低下などにより爪先が垂れ下がったりして正常な歩行ができなくなることがある。短下肢装具は、この爪先垂れなどを防ぐことで歩行を補助するための装具であり、一般に足関節を完全に固定したり、回転軸にダンパやワンウェイクラッチを内蔵したりすることで歩容を改善することができる^{1),2)}。

しかしながら、これらの装具は足関節部分の特性を大きく変えることができないため、症状の改善などによって装具を作り直す必要が生じ、費用の面など患者への負担が大きくなってしまふ。また Fig. 1 のように、人間の歩行周期は少なくとも4相に分けられるが、これらの装具では底屈と背屈の補助パターンを変えるという足関節の姿勢に依存した高々2通りの方法で対処している。そのため、適用できる患者が限られ

Fig. 1 Normal gait phase

るなどの問題点が考えられる。

このような状況を打破するため、空気圧受動要素³⁾やMR流体ブレーキ⁴⁾、空気圧シリンダ⁵⁾を用いて足首関節の拘束力をリアルタイムに調整するシステムの開発が行なわれている。これらは症状改善などによる装具の再設計をなくし、歩行差や個人差に対応できるシステムの開発を目指している。このためには、拘束するための要素の開発だけでなく、要素の制御システムや患者それぞれ歩行状態を計測するセンサシステムなどを開発し、これらを装具に実装しなければならない。

本稿では、足裏につけた接触センサを用いて歩行状態をフィードバックし、回転型空気圧受動要素の拘束力を制御する装具システムを開発し、必要なすべての要素を装具に実装したシステムを示す。特に、この装具のシステム全体の構成

* 立命館大学理工学部 草津市野路東 1-1-1

** (株)堀場製作所 京都市南区吉祥院宮ノ東町 2

*** 鈴鹿医療科学大学保険衛生学部 鈴鹿市岸岡町 1001-1

* College of Science and Engineering, Ritsumeikan University, 1-1-1 Noji-higashi, Kusatsu

** HORIBA, Ltd., 2 Miya-higashi-cho, Kisyoin, Minami-ku, Kyoto

*** Faculty of Health Science, Suzuka University of Medical Science, 1001-1 Kishioka-cho, Suzuka

(Received March 4, 2008)

(Revised April 25, 2008)

と各システムの詳細について示し、開発した装具の性能を確認するために基本的な実験を行なう。

2. 装具の制御システムの概要

2.1 装具システム概要

本システムは、足裏センサにより歩行相を判別し、そこから得られた歩行相をもとに空気圧受動要素 (PPE) の内圧をリアルタイムで制御するものである。

Fig. 2 に PPE を用いた装具とその信号図を示す。本システムは足裏センサ・制御器・PPE システムから構成されている。PPE は拘束力を発生するための要素であり、本開発装具は短下肢装具の関節軸と PPE の回転軸が一致するように取り付けられている。取り付けられる PPE は、装具の足関節部分から取り外しが可能なものになっている (Fig. 3)。

PPE システムは電動の真空ポンプ、2つの電磁弁、逆止弁から構成されており、Fig. 2 のように接続することで、PPE 内部の圧力の増圧、減圧、保圧できるようになる。

また足裏部には 2.3 節で述べる圧力センサがインソールに装備されており、歩行状態の判別が可能となる。

制御部はマイコン・PPE の内圧を測る圧力センサ・PPE システムを駆動するドライバから構成されている。PPE の制

Fig. 2 Development AFO

Fig. 3 PPE and a joint part

Fig. 4 Structure of Rotation type PPE ⁶⁾

Fig. 5 Mechanism of Rotation type PPE ⁶⁾

御や足裏センサによる歩行状態の判別はマイコン (SH7047F) によって行なわれ、足裏センサからはデータを 100[Hz] で取得し、そのデータを RAM 内に蓄え、RS232C 通信により PC へ出力することでデータを取得できるようになっている。

本システムの重量は、Fig. 3 の PPE および足継手の総重量が約 210[g]、制御部分全体 (足継手、バッテリーを含む) の総重量が約 370[g] となった。また今回使用した装具全体の重量は、約 1100[g] となった。装具の支柱部分が金属製であるため装具自体の重量が全体の大部分をしめており、装具をもっと軽い素材を使うことでより軽量化できる。

2.2 回転型空気圧受動要素の概要

空気圧受動要素とは、密閉された袋の内部にプラスチックなどの素材でできたシートや粒子などの部材を封入し、内部圧力の調整により部材間のクーロン摩擦力を変化させ、許容拘束力を可変とする機構のことである ^{6), 7)}。Fig. 4 のように回転型空気圧受動要素は、シート状の部材を積層し、シート間のクーロン摩擦力と要素自身の可動方向と一致させることにより受動要素全体に非常に大きな制動力を実現することができる。Fig. 5 左のように回転型空気圧受動要素は要素内部に空気が入り、要素内圧が高くなるとシート間のクーロン摩擦力が小さくなり、要素は拘束されず自由に動くことができる。逆に Fig. 5 右のように要素内部が減圧されると、大気圧により要素が圧迫され、シート間にクーロン摩擦力が生じ、大きな拘束力を得ることができる。この拘束力は大気圧との差圧に比例する ^{6), 7)}。

PPE 内圧を制御するために、増圧・減圧・保圧の目的別に制御器を切り換える。減圧を行なう場合、Fig. 6 上のような電磁弁を閉じ、接続されたポンプにより内部の空気を吐き出すことで PPE の内圧を下げる。また Fig. 6 中央のようにポンプを止め、電磁弁を閉じると、ポンプの吸気側に逆止弁に接続されているため、その圧力を保持することができる。また、Fig. 6 下のように、電磁弁を開放することで外部から空気が

Fig. 6 Air flows of PPE

Fig. 7 foot sensor sheet

Fig. 8 Time response of PVDF

Fig. 9 The sensor seat and an insole

流入し、増圧させることができる。

2.3 足裏センサシステム

歩行相の抽出するためには、足裏の複数点の接地状態が必要と考えられる。そこで踵、MP 関節および爪先の状態をセンシングするために、Fig. 7 に示す足型のセンサを用いる。このセンサは圧電性プラスチックポリマーの PVDF(ポリフッ化ビニリデン)を用いたセンサシートである。Fig. 8 上のような外力が作用したとき、PVDF の出力電圧は Fig. 8 下のようなになる。このように、外力に対する PVDF の応答は“力の変化”に対する一次遅れと見なすことができる。

ラミネート加工したこのセンサーシートの MP 関節部の親指側と小指側、爪先部をそれぞれの変形が他の部分に影響しないように切り込みを入れ、それを柔らかい素材で挟み込んだ。また、強度補強とセンサ感度の向上を図るため市販の中敷を使用する (Fig. 9)。

このセンサは踵、MP 関節 (親指・小指側の 2 箇所) および爪先の計 4 箇所にかかる力の変化を得ることができる。MP 関節部は親指、小指側の 2 箇所にセンサを分けているため、

Fig. 10 Relation between discharge air and pressure

Table 1 Phases and valve states

Phase	Pump output [%]	Valve1	Valve2
A	$m(t)$	Close	Close
B	0	Close	Close
C	0	Open	Close
D	0	Open	Open

歩行時に左右どちらに偏って歩いているかを判別できる。

3. 空気圧受動要素の圧力フィードバック制御

3.1 圧力フィードバック制御法

2.2 節で要素内部を増減圧する方法について述べた。ここでは、与えられた目標圧力に到達させるための制御法について述べる。Fig. 10 は、内圧と目標圧力との差と PPE から排気する空気量の関係を表わしたものである。縦軸の鉛直上向きは排気量を示し、下向きは流入量を示す。Fig. 10 内の A~D のように 4 フェーズに制御を分け、ポンプと 2 つの電磁弁の役割を Table 1 のように切り換える。

目標偏差が負で大きいとき、電磁弁をすべて閉じ、ポンプにより PPE から吸引する (Phase A)。ポンプの出力は PWM 制御によって制御され、表中の $m(t)$ は Duty 比を表わし、 $m(t) = \max(1, \frac{e(t)}{P_{max}}) \times 100[\%]$ で定義される。 P_{max} は Duty 比 100% のときになる最大圧力である。ポンプの最大流量が決まっているため、偏差がある程度の領域からはポンプの最大出力 (Duty 比 100%) で駆動する。

偏差が小さい場合、微小な圧力差を調整できないためポンプを止める (Phase B)。正の偏差がある程度大きくなった場合、電磁弁を開放することで PPE 内部を増圧するが、偏差の大きさに応じて解放する電磁弁の数を 1 つ (Phase C)、または 2 つ (Phase D) と変える。これにより空気の流れ量を調整している。

最小の拘束力にする場合、完全に大気圧 (0.0[kPa]) に戻さず、-1.0[kPa] のところで制御を停止する。これは完全に大気圧に戻すと PPE 内部の空気量が増えすぎ、応答性が落ちるからである。このとき、PPE の内圧が大気圧より小さいため PPE は拘束力を発生するが、発生する拘束力は十分小さく歩行にほとんど影響しない。

3.2 PPE の内圧制御実験

このシステムを用いて、目標圧力を 0[s] で -25.0[kPa]⁽⁶⁾ とし、1 秒で -1.0[kPa] としたときのステップ応答を見る。

Fig. 11 に目標値を -25.0[kPa] としたときのステップ応答

Fig. 11 Step response of PPE with PI control

答を示す。Fig. 11は1ステップ分のもので、同一制御で3回の試行を行なった。3回の試行とも立ち上がり時間が目標値 $-25.0[\text{kPa}]$ のときには $0.13[\text{s}]$ 、目標値 $-1.0[\text{kPa}]$ のときには $0.06[\text{s}]$ となっている。

$-1.0[\text{kPa}]$ のとき偏差が見られるが、これはその周辺では制御を行っていないためである。この偏差の原因は、流体が動いていた状態から静止したことによる圧力の変化と考えられる。このときの偏差量は速応性とのトレードオフによって決まるが、実際にPPEが発生する制動力を考慮すると、ほとんど歩行に影響しない程度であるので、安定性、応答速度を優先し、これを誤差の範囲と考える。

4. 歩行相の抽出

歩行しやすさを向上させたい場合、最適なタイミングで足関節の拘束力を変化させなければならない。そこで歩行周期をいくつかの相に分け、その相に応じて拘束力を変化させる方法を用いる。本章では足裏の接地状態から、歩行相を判別するシステムについて述べる。

4.1 人間の歩行相

まず本稿で抽出を行なう歩行相について述べる。

Fig. 1に示したように、人の一般的な歩行は踵接地(HC)から始まる“立脚初期”，足底がすべて接地したフットフラット(FF)から始まる“立脚中期”，踵離地(HO)から始まる“立脚後期”，爪先離地(TO)から始まる“遊脚期”に分けることができる¹⁾。

本稿ではそれに加え、立脚中期における足関節が底背屈0度(ZF)で立脚中期を前半・後半に分け、5相に増やしている(Fig. 12)。これは底背屈0度で足裏にかかる体重が、踵側から爪先側に移り変わるため、今後AFOのフィードバック制御を行なっていくうえで必要となるためである。

4.2 足裏センサによる歩行相の判別

センサ情報の処理の流れの概略図をFig. 13に示す。歩行相はセンサから得られる電圧データをノイズ除去のためのフィルタリングする(このとき得られるデータを生データと呼ぶ)。そして生データを1階・2階微分値を行ない、データの特徴を抽出する。そしてそのデータを被験者ごとに設定した閾値(閾値は実験的に得る)で、各相の特徴を判別処理することで歩行相の判別を行なう。なお判別の確実性を増すために、5

Fig. 12 Division of the middle stance

Fig. 13 Flowchart of phase discrimination

つの相が必ず連続して起こると仮定している。つぎに、各歩行相それぞれの判別方法について述べる。各ポイントの判別法は以降のようになる。

HCは踵が地面と接地した瞬間である。このときFig. 14のAに示すようにセンサの踵部分がオフセット電圧より立ち上がる。踵部の生データが設定した閾値分大きく、かつ2階微分値が閾値より上であるときをHCとして取得している。

FFは足底がすべて地面と接地したときである。Fig. 14のBのように親指側のMP関節部分で反応が見られる。そこでHC後初めて起こる親指側のMP関節の部分のピークを取得し、その部分をFFの特徴点とした。判別はMP関節の親指部分の生データと1階微分値が設定した閾値より大きく、2階微分値が負という条件で判別している。

ZFは体重移動が起こる立脚中期において踵から爪先に重心が移り変わるときに通過する点である。

このときにセンサから得られる出力は、踵部より爪先部(MP関節部分を含む)が大きくなる。そこでFig. 14のCの部分に着目し、小指側のMP関節の生データの大きさより踵部の生データの小さくなった場合にZFの状態であると判別している。

HOは踵が地面から離れたときである。このときセンサの特性から、踵部のセンサからは負の方向の出力が得られる。そこでFig. 14のDのように踵部のセンサ出力が負のピークをとったときにHOであると判別する。この条件は、踵部の生データが設定した閾値以下かつ1階微分値が0以上という条件によって判別される。

TOは爪先が地面から離れるときである。このときセンサ

Fig. 14 Features in a gait phase

特性から爪先部のセンサからは負の方向の出力が得られる。そこで Fig. 14 の E の部分のように爪先部のセンサ出力が負のピークをとったときに TO であると判別する。この条件は、爪先部の生データ閾値以下かつ 1 階微分値が 0 以上という条件によって判別される。

4.3 足裏センサによる歩行相判別実験

足裏センサにより、健康者が数歩歩いたときの歩行相の判別実験を行なう。実験は靴のサイズが 24.5[cm]~26.0[cm] の比較的足の大きさが近い健康者である被験者 A, B の 2 人に対して行なった。このとき歩行相判別に用いる閾値設定は、被験者 A のテストデータを基に設定したものである。

各相の切換の真値は三次元位置計測装置 Quick-MAG で位置情報から判別した。実験は 8~10 歩の歩行をし、そのうちの 1 歩分を示したものである。Fig. 15, Fig. 17 に歩行時にセンサから得られたデータを、Fig. 16, Fig. 18 にセンサデータから判別した歩行相のグラフを示す。各図の縦線は、Quick-MAG によって得られた位置データから割り出した、得られた歩行相の抽出結果を示す。

被験者 A の場合、歩行開始および終了時においては FF や TO などの一部の相が判別できない場合が見られるが、それ以外の定常歩行では問題なく歩行相の判別ができています。

被験者 A の場合に実際との誤差は $\pm 1 \sim 2$ フレーム (約 0.016~0.033[s]) 程度で、歩行相の切り替わりを判別ができていくことがわかる。しかし、Fig. 18 から被験者 B ではそれが成り立っていない。これは本章で述べたアルゴリズムおよび閾値を被験者 A に特化し設定したためと考えられる。このことから個人による歩行の差が大きいことがわかり、被験者

Fig. 15 Sensor data of subject A

Fig. 16 Phase discrimination of subject A

ごとで閾値の設定が必要であると考えられる。

Fig. 15 と Fig. 17 を比較すると、被験者 B では被験者 A には見られない MP 関節の小指側のセンサデータの HO 周辺での正方向へのピークなどが見られる。これから個人によって、得られる特徴が異なっていることがわかる。また、障害をもつ人のパターンは、通常の場合と大きく異なる場合があり、判別パターンそのものを大きく変える必要があると考えられる。このために、歩行相を自動的に判別するようなアルゴリズム開発や足関節角を計測する付加的なセンサの導入することで、これらの差の吸収することが今後の課題である。

5. 歩行相フィードバック制御

前章で足裏センサシステムを用いることで歩行相の判別が可能となった。そこで本章では、判別された各歩行相に対し、設定された目標圧力に PPE の内圧を制御する。

5.1 制御の流れ

Fig. 19 は、ある患者が歩きやすいような制動パターンである^{3), 6)}。HC 時までは高い制動力で爪先垂れを防ぎ、HC 後は膝折れが起こらないように制動力を下げ、足関節の回転が起こるようにする。FF から ZF は体重移動をさせるためほとんど補助をせず、ZF 以降は踏み出しの際の補助のため再度制動力を高めていくことを想定し、Fig. 19 のような目標圧力を設定した。

5.2 歩行相をフィードバックした PPE の内圧制御実験

Fig. 20 は、被験者 A に対して Fig. 19 の目標値に PPE を制御したときの PPE の内圧の目標値と実際の内圧のデータである。

各相の応答速度に重点を置いた制御のため、立ち上がり時

Fig. 17 Sensor data of subject B

Fig. 18 Phase discrimination of subject B

Fig. 19 Timing chart

Fig. 20 Gait feedback control

にやや振動的になってはいるが、目標値近傍に制御されることがわかる。このときの定常偏差は最大でも $1.0[\text{kPa}]$ に収まっている。今後は、制御のロバスト性、応答速度の向上のための機械的な改良や制御則の考案などが必要となると考えられる。

6. 結 言

本稿では、足関節の力学特性を可変にするために空気圧受動要素を用いた短下肢装具の開発を行なった。ここでは、空気圧受動要素の制御システムおよびその制御系について述べた。

また空気圧受動要素を歩行相に合わせて制御するために、歩行相を判別する足裏センサシステムの開発し、それを用いた歩行相の判別アルゴリズムについて述べた。ここでは、踵や爪先など特徴的な数ヶ所のポイントの計測から歩行相を判別が可能となる特徴を得ることができることを実験で示した。そしてこれらの要素を組み合わせ、判別した歩行相をフィードバックして空気圧受動要素の制御を行なった。

今後は歩行相判別システムの判別精度の向上、さらには個人差、歩行差への対応が可能なアルゴリズムやシステムの開発などの各要素の改良を行なっていく。また、本稿ではシステムの開発を主眼にしているため、実際に患者に対して開発 AFO を適用した場合、どのように空気圧受動要素の制動力を変化させればよいかなどの最適性は考慮していない。今後は、実際の臨床実験などにより、どのようなタイミングでどのような制動力を与えるかといった面について考える必要がある。

本研究は独立行政法人 NEDO 技術開発機構の平成 15 年度産業技術研究助成事業の助成を受けて行なわれた。

参 考 文 献

- 1) 牧野, 和田, 蜂須賀: 下肢装具; 成人—カーボン製下肢装具と継手付プラスチック装具—総合リハビリテーション, **33**-10, 919/924 (2005)
- 2) 臨床歩行分析研究会編: 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版株式会社 (1997)
- 3) 平井, 小澤, 後藤, 山崎, 畠中, 川村: 足関節拘束力が可変な短下肢装具の開発, 福祉工学シンポジウム 2005 講演論文集, **1A2**-15, 57/60 (2005)
- 4) 徳田, 梯, 山口, 菊池, 森本, 他: セン断型 MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の開発, ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, **1A1**-K05 (2007)

- 5) 池田, 高岩, 則次: 空気圧アクチュエータを用いた歩行支援靴の開発, 日本ロボット学会学術講演会論文集 (2006)
- 6) 小澤, 平井, 藤ヶ谷, 後藤, 畠中, 川村: 空気圧受動要素を利用した足関節装具の開発, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2005, **1P1**-N-128 (2005)
- 7) 川村, 小形, 磯田: 柔軟な可変粘性要素の開発, 計測自動制御学会論文集, **140**-1, 88/93 (2004)

[著 者 紹 介]

中 村 彰 利

2005 年立命館大学理工学部ロボティクス学科卒業。同年同大学理工学研究科システム学専攻修士課程入学、現在に至る。空気圧受動要素を用いた短下肢装具の制御システムの開発に従事。

小 澤 隆 太 (正会員)

2001 年明治大学理工学研究科博士後期課程修了。博士 (工学)。同年同大学理工学部助手, 2002 年日本学術振興会特別研究員, 2003 年立命館大学理工学部講師。腿駆動機構, ロボットハンド, 無重力での質量推定, AFO などの研究に従事。IEEE, 日本ロボット学会などの会員。

後 藤 智

2004 年立命館大学理工学部ロボティクス学科卒業, 2006 年同大学大学院理工学研究科情報システム学専攻修士課程修了。同年株式会社堀場製作所入社。現在, 金属分析装置の研究・開発に従事。

畠 中 泰 彦

1962 年 12 月 22 日生まれ, 85 年京都大学医療技術短期大学卒業。90 年立命館大学理工学部基礎工学科卒業。現在, 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部理学療法学科准教授。日本機械学会, 日本バイオメカニクス学会, 日本臨床バイオメカニクス学会, 日本義肢装具学会, 日本体力医学会, 日本トレーニング科学会, ISB, ISPO などの会員。

川 村 貞 夫 (正会員)

1986 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士課程修了。工学博士, 同年同大学助手。87 年立命館大学理工学部機械工学科助教授・教授を経て, 96 年ロボティクス学科教授。研究・専門テーマは, 多関節構造体の科学。特に, 運動学習, 時間変換に基づく運動生成と解析, 空気圧駆動システム, 水中ロボットアーム, スポーツバイオメカニクス。日本機械学会, IEEE, システム制御情報学会, 日本ロボット学会, 日本工学アカデミーなどの会員。