

歩行アシスト制御系の構築

Development of Moment Assist and System Weight Compensation Control
for Wearable Walking Assist System

池 内 康*
Yasushi IKEUCHI

要 旨

高齢者の生活をサポートするため、「人にやさしい歩行アシスト装置」の実現をめざし、装着者へのアシストと装置の自重補償を両立する新たなアシスト制御手法を提案する。この手法では、装着者と装置の演算モデルを分離し、装着者側の演算よりアシストモーメントを、装置側の演算より装置の自重補償モーメントをそれぞれ別々に逆動力学解析手法を用いて算出する。また装置の自重補償のための、床反力演算手法を確立した。実験により、装置の自重補償床反力ベクトルの向きの安定性が高いことを示した。この結果、この手法を装着者の力学モデルに適用して、装着者の足が受ける床反力ベクトルを推定することが可能となるため、床反力センサを用いることなく人にやさしい歩行アシスト装置を実現する見通しが得られた。

ABSTRACT

With the aim of realizing a “user-friendly walking assist system” to support the lifestyles of elderly persons, a new assist control method was developed that combines assist functionality for the user with system weight compensation.

Different computational processing models were developed for the user and the unit. A processing method was proposed in which inverse dynamics analysis is used to calculate the assist moment from user processing and the system weight compensation from unit processing. A floor reaction force for the system weight compensation processing method was established to allow system weight compensation control. A high degree of stability in the vector orientation of the floor reaction force for system weight compensation was shown in tests. In addition, this method enables estimation of the user’s floor reaction force vector by applying the user’s dynamics model. Thus, it was shown that there are good prospects for the realization of a user-friendly walking assist system that does not employ floor reaction force sensors in the system.

1. はじめに

日本の高齢化率は今後も上昇を続けると予想されており、また高齢者は健康や体力に自信を持てなくなると社会活動への参加を控える傾向にある⁽¹⁾。このような社会背景のもと、Honda は高齢者の生活をサポートするため、身体に装着して運動時の身体への負担を減らす歩行アシスト装置を研究している。目標は、人へのやさしさを重視し、「人にやさしい歩行アシスト装置」の実現である。これまでの研究では、装着者の意思どおりに動くことを目指し、装着者の動作時の関節モーメントを推定して、これに応じたアシスト力を付与する関節モーメントアシスト手法を提案し、システム概要を示した⁽²⁾。

本研究では、人へのやさしさをさらに追求し、装着者に

装置の自重を負担させないアシスト装置を目指して、装着者へのアシストと装置の自重補償を両立する新たな制御手法を提案する。

2. 従来手法と課題

関節モーメントアシストの代表的な制御手法には、逆動力学解析を用いる手法^{(2), (3)}と筋電位計測を用いる手法⁽⁴⁾とがある。逆動力学解析⁽⁵⁾を用いる手法では、装着者を剛体リンクモデルで近似する。これを用いて並進運動の式(1)より、装着者足部の遠位端に加わる力、すなわち床反力から順に、装着者足関節、装着者ひざ関節、装着者股関節の各々の反力を求める。つぎに、これらの関節反力を用いて回転運動の式より、足関節、ひざ関節、股関節の関節モーメン

*基礎技術研究センター

トを算出する。そして、この装着者の関節モーメントに応じて関節へのアシストをおこなう。

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{foot_distal} &= \mathbf{F}_{rf} \\ \mathbf{F}_{n_proximal} &= m_n(\ddot{\mathbf{u}}_{n_G} + \mathbf{G}) - \mathbf{F}_{n_distal} \\ \mathbf{F}_{n+1_distal} &= -\mathbf{F}_{n_proximal} \end{aligned} \quad (1)$$

$\mathbf{F}$: リンク端にかかる力ベクトル
 $\mathbf{F}_{rf}$: 床反力ベクトル
 $\mathbf{u}_G$: 重心位置ベクトル
 $\mathbf{G}$: 重力加速度ベクトル
 m : 質量
 n : リンクナンバー
 $distal$: 遠位端(リンクの中で腰部から遠い端の点)
 $proximal$: 近位端(リンクの中で腰部に近い端の点)

この方式では、式(1)で用いる床反力ベクトルや重力方向を計測するための複数のセンサが必要である。これらのセンサ類は靴や装置自身に配置する必要があるため、装着者に負担をかけないためには、形状の最適化や小型化など実用面での課題があげられる。

もう一つの筋電位計測を用いる手法では、筋電位から装着者の筋張力を推定して、これに応じた関節へのアシストをおこなう。この方式では、筋電位センサを装着者の皮膚に直に接触させる必要があるため、装着者への負担が少ない筋電位センサの開発や、その配置方法が課題となる。

また、いずれの手法においても、装着者にかかる負担をさらに軽減するためには、装置の自重を負担させないことが重要である。装置の自重を制御によって補償する手法の例として、荷物運搬時の負荷を軽減することを目的とした制御手法⁽⁶⁾があげられる。この手法では、片脚支持期の動

的な式と両脚支持期の静的な式とを切り替える制御をおこなっており、期の切り替え時の連続性を確保することや、両脚支持期においても動的な動きを補償できるようにすることが課題である。

3. 人にやさしいアシスト手法

Fig. 1に関節モーメントアシストと装着者の関係を示す。装着者が運動をする際、最初に脳や脊髄などの中枢神経からの指示によって筋が収縮し、この収縮力が関節軸まわりのモーメントを発生させて関節が動く。筆者は、装着者の関節モーメントは本人の意思を反映したものとする。この関節モーメントを逆力学解析により求め、これに応じてアシストモーメントを付与することで、装着者の意のままに装置を動作させることが可能になる。さらに、この関節モーメントアシストと、装置の自重補償を両立することによって、人にやさしいアシスト手法を確立できると考える。これを実現する手法として、装着者と装置とを一体とみ

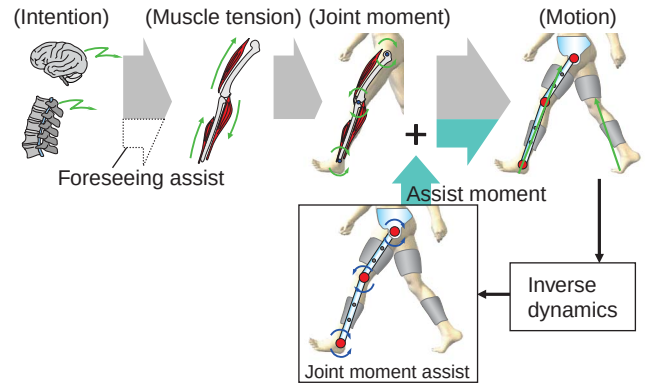


Fig. 1 Human intention and moment assist

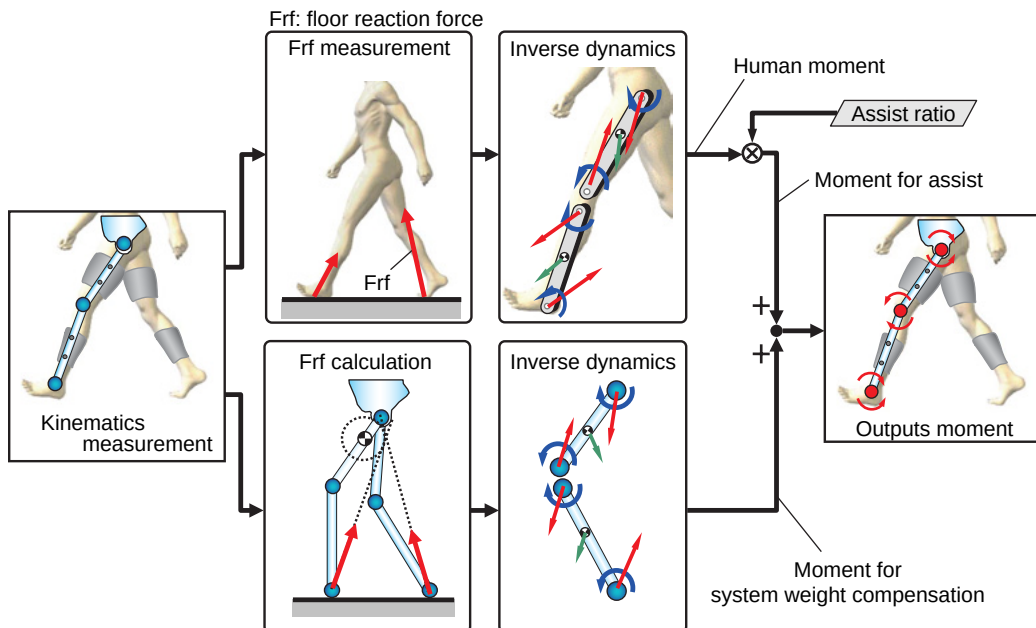


Fig. 2 Assist and system weight compensation

なし、それぞれの大股や下腿の質量や慣性モーメントなどの物理量を足し合わせた力学モデルを用いて逆動力学解析をおこない、装置の自重補償分を含むアクチュエータ出力値を決定する方法が考えられる。しかし、この一体化された力学モデルでは、各節の重心位置などの物理的特性が装着者と装置とで異なっている場合には、アシストと装置の自重補償の正確な制御はおこなえない。以上の理由から、筆者は、あらゆるアシスト装置に適用できる自重補償制御を実現するため、装着者と装置とを分離し、それぞれに力学モデルの定義と逆動力学解析とおこなう手法を考えた。

この制御手法の流れを Fig. 2 に示す。流れは二つに分かれ、一つは装着者へのアシストモーメントを決定する装着者側の演算であり、もう一つは装置の自重補償のためのモーメントを決定する装置側の演算である。

装着者側の演算では、装着者の関節モーメントを推定するために、まず装着者の足が床から受ける床反力をセンサにより取得し、この床反力と装着者の関節角度などの運動情報とを用いて逆動力学解析をおこなう。この演算によって得られる装着者の関節モーメントに0から1の比率を掛け合わせることで、アシストモーメント量を決定する。

装置側の演算では、装置の自重補償に必要なモーメントを算出するために、まず装置の足部が床から受ける自重補償分の床反力を決定して、この床反力と装置の関節角度などの運動情報とを用いて逆動力学解析をおこなう。

以上のようにして求まるアシストモーメントと装置の自重補償モーメントを足し合わせて、アクチュエータの出力モーメントの目標値とする。

4. 装置の自重補償のための演算

4.1. 力学モデルと座標系

力学演算を行うため、装置は剛体リンクで構成されているものとみなす。装置は、Fig. 3 に示すように装着者と分離され、腰リンク、右大腿リンク、左大腿リンク、右下腿リンク、左下腿リンク、右足リンク、左足リンクの7剛体リンクモデルとする。

演算では、装置に固定された装置座標系(BCS:body-fixed

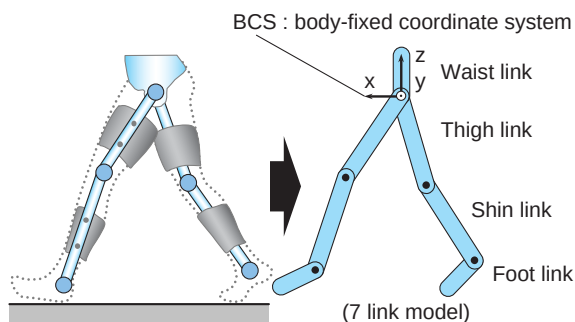


Fig. 3 Link modeling of system

coordinate system)を用いる。この座標系の原点は装置の両股関節の中心点とする。この点から腰リンク近位端方向にz軸を、右方向にy軸を、y軸とz軸の外積方向にx軸をとる。装置座標系は、座標系自体が回転運動と並進運動をおこなう非慣性座標系⁽⁷⁾であり、回転運動の運動方程式には式(2)を用いる。また、並進運動の運動方程式には式(3)を用いる。この並進運動の運動方程式では、並進の慣性力に比べて座標系の回転運動に起因するコリオリ力と遠心力は十分小さいものとして、この二つの力を省略した。

$$I \times \dot{\omega} = M - I \times \dot{\omega}_0 \quad (2)$$

$$m \times \ddot{u}_G = F - m \times acc_0 \quad (3)$$

I : 慣性モーメント

m : 質量

M : モーメント

F : 並進力

ω : 角速度

ω_0 : 座標系の角速度

acc_0 : 座標系原点の加速度

なお、本研究では、すべての式は絶対座標系を用いずに、非慣性座標系で記述をしている。これにより、鉛直方向からの傾斜角度情報を不要とし、重力方向を計測するためのセンサを用いることなくシステムを成立させることが可能となる。

4.2. 装置の自重補償に必要な装置床反力の算出

4.2.1. 装置の自重補償床反力の考え方

装置の自重補償とは、装着者の力に頼らずに装置単独で静的および動的な条件で動作をおこなえることである。この動作に要求される床反力が、装置の自重補償床反力である。

片脚支持期では、この床反力は装置全体の動きの情報が得られれば力学的に一意に求まる。しかし、両脚支持期ではFig. 4 に三例を示すように床反力の合力が同じであっても、左右脚の床反力は無数の組み合わせを有する。このため、筆者は、床反力の拘束条件をあらたに設定する必要があると考えた。

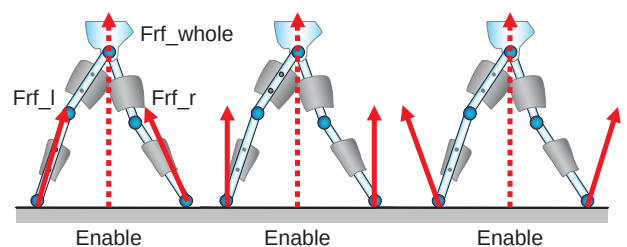


Fig. 4 Three examples of numberless floor reaction force patterns

4.2.2. 従来の床反力演算手法の問題点

当初の床反力演算手法⁽²⁾では、Fig. 5 に示すように片脚支持期の床反力ベクトルを装置全体の加速度情報より算出し、両脚支持期では床反力ベクトルを全体の重心方向に向ける拘束条件を設けていた。しかし、装置全体が重心まわりに角加速運動をしている場合は、床反力ベクトルは装置の重心に対してモーメントアームを有するはずであり、両脚支持期における床反力ベクトルの向きは不正確となる。さらに、この不正確さのために片脚支持期と両脚支持期の切り替わりで床反力ベクトルの向きが不連続になってしまう問題がある。この結果、装置の自重を正しく補償することができず、装着者に不連続感を与えてしまう可能性があった。

また、片脚支持期では床反力ベクトルの向きが大きく振動する問題があった。これは、装置の各リンク位置の加速度を求めるための二階微分の計算結果が振動し、装置全体の加速度情報に影響し、この結果が床反力ベクトルの向きを不安定なものとしたと推測できる。

4.2.3. 角加速運動を考慮した床反力ベクトルの拘束条件

従来手法の拘束条件の問題点を改善するため、筆者は、装置の自重補償床反力ベクトルが重心に対してモーメントアームを有する拘束条件を考えた。Fig. 6に示すように、拘

束条件を装置座標系(BCS)のx軸とz軸からなる二次元平面内で構成する。この平面内で、装置の重心を中心として、モーメントアームを半径に持つアーム円に、装置の自重補償床反力ベクトルが接することを拘束条件とする。角加速運動が前回り方向である場合はアーム円の後方で接し、逆に後ろ回り方向である場合はアーム円の前方で接するものとする。このモーメントアームは、「角運動量の変化は、その間に与えられた力積モーメントに等しい」という角運動量原理にもとづいた式(4)と、慣性の法則にもとづいた式(5)とから導き出される。

$$\frac{d^{BCS}L_{whole}}{dt} = arm_{Frf} \cdot |^{BCS}Frf_{whole}| \quad (4)$$

$$^{BCS}Frf_{whole} = m_{whole} \cdot (^{BCS}\ddot{u}_{whole_G} + ^{BCS}acc_{BCS_o}) \quad (5)$$

- L_{whole} : 装置重心まわりの装置の角運動量
- arm_{Frf} : 床反力ベクトルの装置重心に対するモーメントアーム
- $^{BCS}Frf_{whole}$: 装置座標系で見た総合床反力ベクトル

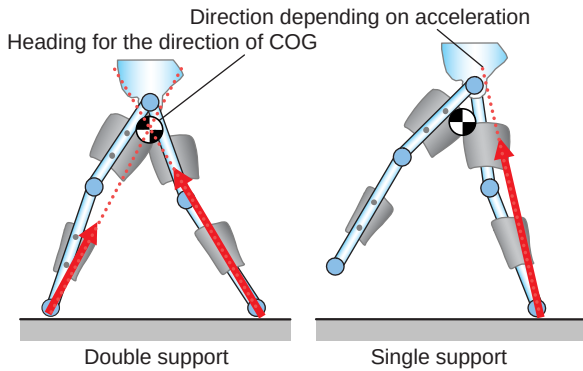


Fig. 5 Previous calculation method

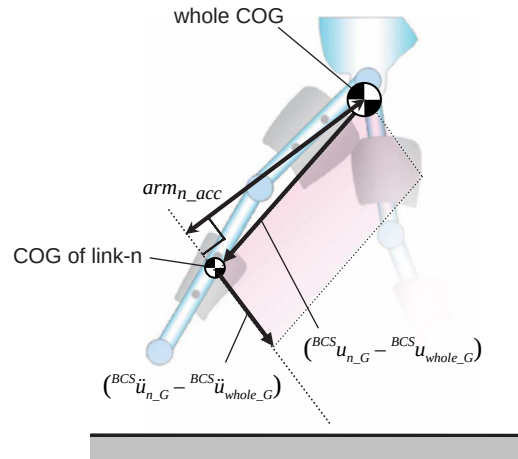


Fig. 7 Moment arm of link acceleration

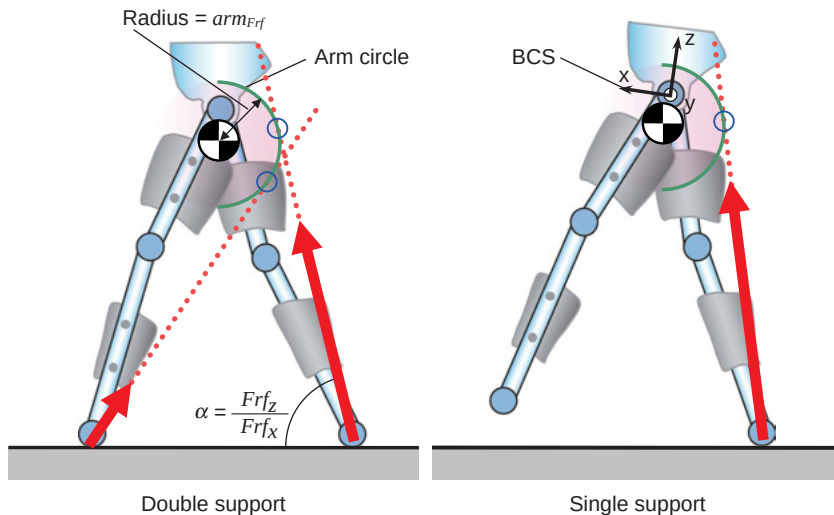


Fig. 6 Constraint of floor reaction force vector

この拘束条件を、片脚支持期と両脚支持期の両方に適用すれば、支持期の切り替わりの際の床反力ベクトルの向きは連続的になる。また、片脚支持期では床反力ベクトルの向きが安定する利点もある。

4.2.4. 床反力ベクトルのモーメントアームの算出

装置重心まわりの角運動量の時間変化は、式(6)に示すように、各リンクの自転による回転慣性力と、各リンクの装置重心まわりの公転による回転慣性力との和で表される。

$$\frac{d^{BCS}L_{whole}}{dt} = \sum_n \left\{ I_n \cdot ({}^{BCS}\dot{\omega}_n + {}^{BCS}\dot{\omega}_{BCS})_y \right\} + \sum_n \left\{ m_n \cdot arm_{n_acc} \cdot |{}^{BCS}\ddot{u}_{n_G} - {}^{BCS}\ddot{u}_{whole_G}| \right\} \quad (6)$$

${}^{BCS}\dot{\omega}_n$: 装置座標系で見たn番リンクの角速度ベクトル

${}^{BCS}\dot{\omega}_{BCS}$: 装置座標系の角速度ベクトル

arm_{n_acc} : 装置重心に対するn番リンクの加速度ベクトルのモーメントアーム

${}^{BCS}\ddot{u}_{n_G}$: 装置座標系で見たn番リンクの加速度ベクトル

${}^{BCS}\ddot{u}_{whole_G}$: 装置座標系で見た装置重心の加速度ベクトル

式(6)の arm_{n_acc} は、Fig. 7に示すように、リンクnの重心の加速度ベクトルが、装置重心まわりにもつモーメントアームである。この加速度ベクトルのモーメントアームは、装置重心から見たリンクの重心位置ベクトルと、装置重心から見たリンクの重心位置の加速度ベクトルとで構成されるFig. 7中の平行四辺形において、加速度ベクトルを底辺としたときの高さに当たることから、式(7)によって arm_{n_acc} が求まる。

$$arm_{n_acc} = \frac{|({}^{BCS}\ddot{u}_{n_G} - {}^{BCS}\ddot{u}_{whole_G}) \times ({}^{BCS}\ddot{u}_{n_G} - {}^{BCS}\ddot{u}_{whole_G})|}{|{}^{BCS}\ddot{u}_{n_G} - {}^{BCS}\ddot{u}_{whole_G}|} \quad (7)$$

以上のようにして得られるすべてのリンクの arm_{n_acc} を式(6)に代入し、この結果と式(5)より求まる総合床反力ベク

トルを式(4)に代入することにより、床反力ベクトルのモーメントアーム arm_{Fr_f} が求まる。

4.2.5. 床反力ベクトルの定式化

片脚支持期では、床反力ベクトルは先に述べたアーム円に接し、ベクトルの大きさは総合床反力 ${}^{BCS}Fr_{f_whole}$ の大きさとする。これらの条件より、右脚支持期の床反力を算出する式(8)を得る。左脚支持期も同様な式となる。

$$\begin{aligned} {}^{BCS}Fr_{f_{R_x}} &= |{}^{BCS}Fr_{f_whole}| \cdot \cos(\tan^{-1}\alpha_R) \\ {}^{BCS}Fr_{f_{R_z}} &= |{}^{BCS}Fr_{f_whole}| \cdot \sin(\tan^{-1}\alpha_R) \\ {}^{BCS}Fr_{f_{L_x}} &= 0 \\ {}^{BCS}Fr_{f_{L_z}} &= 0 \end{aligned} \quad (8)$$

${}^{BCS}Fr_{f_{R_x}}$: 右脚の床反力ベクトルのx成分

α_R : 床反力ベクトルの傾き (Fr_{f_z} / Fr_{f_x})

(Fig. 6 参照)

両脚支持期では、片脚支持期と同様に左右の床反力ベクトルが共にアーム円に接し、左右の床反力x成分の和および左右z成分の和がそれぞれ総合床反力(${}^{BCS}Fr_{f_whole}$)の各成分に等しいとする。この条件から、床反力ベクトルの各成分を算出する式(9)を得る。

$$\begin{aligned} {}^{BCS}Fr_{f_{R_x}} &= \frac{{}^{BCS}Fr_{f_{whole_z}} - \alpha_L \cdot {}^{BCS}Fr_{f_{whole_x}}}{\alpha_R - \alpha_L} \\ {}^{BCS}Fr_{f_{R_z}} &= \frac{\alpha_R \cdot {}^{BCS}Fr_{f_{whole_z}} - \alpha_R \cdot \alpha_L \cdot {}^{BCS}Fr_{f_{whole_x}}}{\alpha_R - \alpha_L} \\ {}^{BCS}Fr_{f_{L_x}} &= \frac{{}^{BCS}Fr_{f_{whole_z}} - \alpha_R \cdot {}^{BCS}Fr_{f_{whole_x}}}{-\alpha_R + \alpha_L} \\ {}^{BCS}Fr_{f_{L_z}} &= \frac{\alpha_L \cdot {}^{BCS}Fr_{f_{whole_z}} - \alpha_R \cdot \alpha_L \cdot {}^{BCS}Fr_{f_{whole_x}}}{-\alpha_R + \alpha_L} \end{aligned} \quad (9)$$

なお、床反力ベクトルのy成分を求める場合は、装置座標系のy軸とz軸からなる二次元平面内で同様に演算をおこなう。

4.2.6. 装置の自重補償床反力の演算結果

Fig. 8に、腰部に加速度センサと角速度センサを配置し

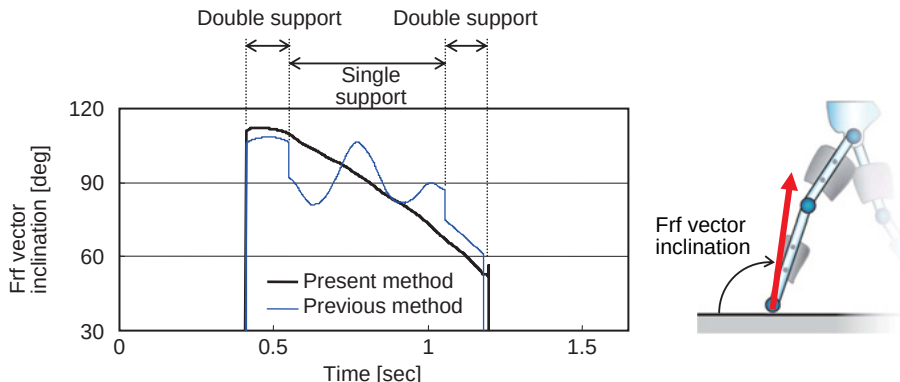


Fig. 8 Result of floor reaction force calculation

参考文献

- (1) <http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2006/zenbun/18index.html>
- (2) 加藤久, 平田崇: 歩行機能補助装置の研究, D&D2001 福祉工学シンポジウム, W418(2001)
- (3) Nakamura,T., Saito,K., Kosuge,K.: Control of Wearable Walking Support System Based on Human-Model and GRF, Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, p.4405-4410 (2005)
- (4) 特開平 2005-95561
- (5) 土屋和夫: 5章 総合分析, 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社, p.110-115(1994)
- (6) Kazerooni,H., Racine,J.L., Huang,L., Steger,R.: On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, p.4364-4371 (2005)
- (7) 山本邦夫: 9章 非慣性系における運動, 力学, 学術図書出版, p.78-85(1995)

た実験機で装置の自重補償床反力を演算した結果を示す。横軸は時間、縦軸は床反力ベクトルの傾斜角度を示す。加速度情報より装置の自重補償床反力ベクトルの向きを求める従来手法(細線)は片脚支持期において振動がみられ、また片脚支持期と両脚支持期の切り替わりにおいて不連続である。これに対し、本研究の装置の自重補償床反力ベクトルのモーメントアームを考慮した手法(太線)では、振動が見られず安定していることがわかる。さらに、片脚支持期と両脚支持期の切り替わり時において、ベクトルの向きが連続的となっていることがわかる。これは、本手法が装置の自重補償のための床反力演算手法として十分な機能を有していることを示している。

さらに、本手法を装着者の力学モデルに適用すれば、装着者の床反力ベクトルを推定することも可能となる。これにより、従来のアシスト制御方式で必要とされていた床反力センサを用いることなく、人にやさしい歩行アシスト装置を実現する見通しが得られた。

5. まとめ

高齢者の生活をサポートするため、「人にやさしい歩行アシスト装置」の実現をめざし、アシストと装置の自重補償を両立する歩行アシスト制御系を構築した。この内容を以下にまとめる。

- (1) 装着者と装置の演算モデルを分離し、装着者側の演算よりアシストモーメントを、装置側の演算より装置の自重補償モーメントをそれぞれ別々に逆動力学解析手法を用いて算出する演算手法を提案した。
- (2) 装置の自重補償のための、床反力演算手法を確立した。この演算手法は回転と並進の両方の運動に対して自重を補償するものである。実験により、装置の自重補償床反力ベクトルの向きの安定性が高いことを示した。さらに、この手法を装着者に適用すれば、装着者の足が受ける床反力ベクトルを推定することが可能となるため、床反力センサを用いることなく人にやさしい歩行アシスト装置を実現する見通しが得られた。

6. おわりに

Hondaは人へのやさしさを重視し、「人にやさしい歩行アシスト装置」の実現を目指している。本研究では、アシストと装置の自重補償を両立する手法を提案した。さらに、演算手法を工夫することにより、装着者に対する負担を少しでも減らせるシステムを考えた。

筆者は、これからも人へのやさしさを最上位においてアシスト装置の研究をおこない、高齢者をはじめ、多くの人々が社会活動に参加しやすい世の中の実現を目指し続けることを約束する。

■著者■



池内 康