

平成 30 年 6 月 8 日現在

機関番号：17102

研究種目：基盤研究(B) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15H03053

研究課題名(和文) 力学的アシスト装置が人歩行動作に及ぼす影響の理論的および実験的解明

研究課題名(英文) Theoretical and experimental study of the effect of human walking by mechanical assist device

研究代表者

山本 元司 (Yamamoto, Motoji)

九州大学・工学研究院・教授

研究者番号：90202390

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 7,400,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、力学的アシスト装置がヒト歩行動作に与える影響を理論的および実験的に解明し、リハビリ分野への応用を検討することを目的として以下の成果を得た。

1) アシスト装置設計のための指針を得るため、できるだけ簡略化した歩行力学モデルとして胴体部を付加したコンパスモデルを作成し、シミュレーションにて安定な定常歩行再現に成功した。2) この力学モデルを用いて、アシスト力を付加してヒト歩行動作に与える影響を調べた結果、歩行比が変化すること、歩行速度が向上すること、ヒト歩行に要するエネルギーが低下することがわかった。3) 本力学的アシスト手法をリハビリ分野に応用し、歩行改善が可能であることがわかった。

研究成果の概要(英文)：The study aims to theoretically and experimentally clarify the influence of the assist device on the human walking motion. The followings are main results. 1) A compass model with a body part added as a walking dynamics model is prepared and is expressed the stable steady gait. We confirmed that we can express some characteristics characteristic of human walking. 2) Using this mechanical model, the influence on the human walking motion by the assisting force was examined, and as a result, the walking ratio changed. Walking assist experiments with young people and elderly people using experimental equipment revealed that it is consistent with simulation by theoretical model. 3) I found it possible to apply the dynamic assist method to rehabilitation field, being considered efficient and safe improvement of walking.

研究分野：ロボット工学，福祉工学，制御工学

キーワード：力学的アシスト装置 歩行力学モデル 歩行比一定 リハビリテーション

1. 研究開始当初の背景

強いアシスト力で強制的にヒトの関節を駆動するパワーアシスト装置は、主にリハビリ目的で、これまでいくつか装置が研究・開発されてきた。しかし、装置の安全性を考えると、強いアシスト力によるパワーアシストは、誤動作などを考えると好ましいとは言えない。

一方で研究代表者は、比較的弱い力で歩行運動を補助する歩行アシスト装置の研究開発をおこなってきた。この装置を用いて高齢者、若年者の相当数の被験者により、その有効性、すなわち楽な歩行と健全な歩行を実現できることを示してきた。しかしながら、アシスト装着時の安全性や効率的なアシスト手法については必ずしも明確でなかった。また、弱い力による力学アシストにより、ヒト歩行時の歩容変化を生じる理由が明確ではなかった。

このようなことを明確にし、安全で効率的な力学的歩行アシスト装置を開発するためには、この弱い力による力学的アシスト装置がヒト歩行動作に与える影響を理論的に解明する必要がある。

2. 研究の目的

力学的アシスト装置の動作を解明するためには、まずはヒト歩行動作の力学モデルを用いて、ヒト歩行動作を表現し、力学的アシストを加えた場合に、歩行にどのような変化を生じるかを調べる必要がある。従来、ヒト歩行動作を説明するための力学モデルがいくつか提案されているが、複雑なモデルでは多くの未知物理パラメータを含み、歩行メカニズムの本質を理解することを困難にしていた。また、複雑な力学モデルは歩行現象の再現が容易でない問題もあった。そこで本研究ではまず、倒立振子を基礎とすることができるだけシンプルな力学モデルにより、歩行の本質の現象を説明することにする。

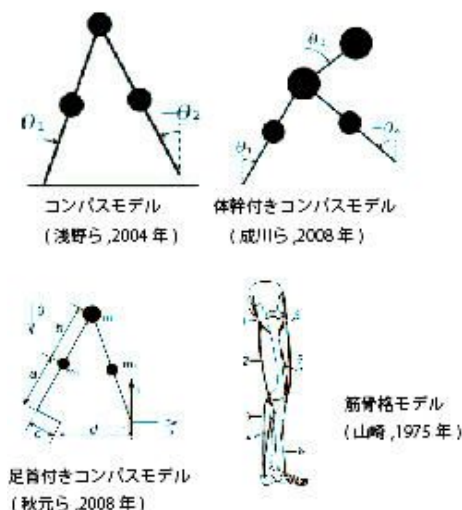


図1 種々の歩行力学モデル

次に、この力学モデルを用いて、アシスト力を付加してヒト歩行動作に与える影響を調べる。これによりヒト歩行において、様々な歩き方をしても個人の歩行比がほとんど変化しない理由の解明を試みる。また、消費エネルギーが低下することをシミュレーションにおいても確認する。これらの結果と歩行アシスト実験装置を用いて若年者、高齢者で実験と解析結果の比較検証をおこなう。

最後に効率的で安全と考えられる力学的アシスト手法を実際の歩行アシスト装置の制御アルゴリズムに組み込んで、その有用性を検証する。さらに、これまで健康者を対象にしたアシスト装置をリハビリ分野など、医療分野へ応用できないか、検証実験をおこなう。

3. 研究の方法

本研究では弱いアシストによる歩行アシスト装置の効果を力学モデルにより解明することが主要な目的である。このとき力学モデル構築に関する基本的考え方は、ヒト歩行で特徴的な歩行比一定の原理に基づき、これが再現できるかを重要視する方針とした。

ヒト歩行は歩行速度、歩行周期、歩幅の3つのパラメータで表現できる。このうち一つは、他の2つを決めると自動的に決まるため、独立なパラメータは2つとなる。しかし、例えば歩行速度を変化させても、同じ個人であれば歩行比はほぼ一定となり、残りの一つの自由度を独立に変えることは困難である。このことは、歩行速度など一つのパラメータを選んで歩行するとき、他の残りのパラメータが自然に決定される何らかの要因(拘束条件)が存在し、それがヒト歩行を特徴づける要因となっていることが推測された。そこで、この要因、もしくは拘束条件は、ヒトは可能であれば楽な歩行を選んでいるのではないかという自然な考え方に基づきこれが歩行消費エネルギーであると仮定した。

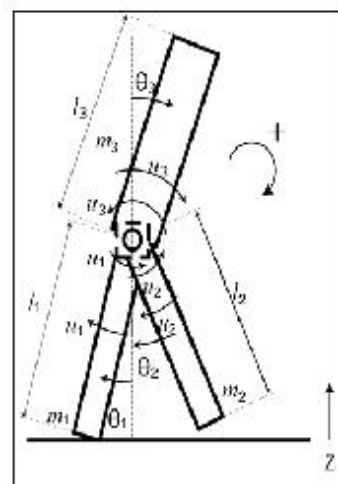


図2 体幹付きコンパスモデル (研究代表者によるモデル)

そこで定常歩行を実現するための関節駆動トルクは、制御工学で用いる目標軌道へ収束するフィードバック形式とした。目標軌道自体はコンパスモデルの2つの脚の固有振動数を基礎として生成し、定常歩行を実現するように周期や歩幅などをフィードバック形式で自動調整するようにした。

関節駆動トルクを生成するもう一つの方法として最適制御理論に基づいて、直接駆動トルクを数値計算で求めることを考えた。

3.1 力学アシストシミュレーション

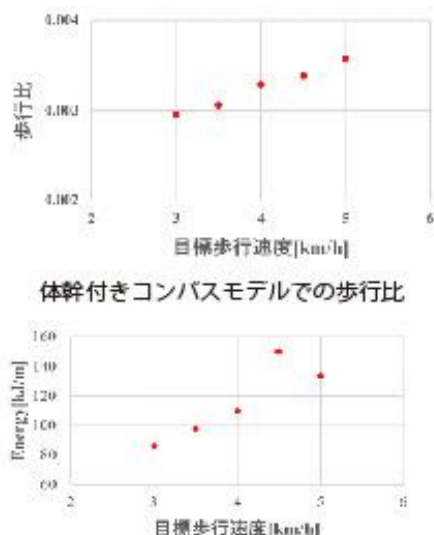
ヒト歩行動作の力学モデルは図1に示すように種々提案されている。ここでは順動力学計算手法により、関節駆動トルク（筋力）を設計して安定な歩行を実現し、これを用いて人歩行現象を解析することを考える。

このためには、歩行力学の本質を外さない限りできるだけ簡単な力学モデルが望ましい。従って定常歩行が実現できる最も簡単なモデルとして知られている体幹付きコンパスモデル（図2）を基本として歩行現象のモデル化を試みた。

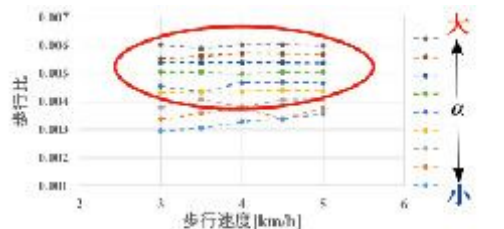
3.2 アシスト力が歩容に及ぼす影響の理論的実験的説明

3.1節で説明した歩行力学モデルによるシミュレータにアシスト力を追加して、アシスト力がヒト歩容に与える影響を調べた。このとき、これまで得られていた若年被験者、

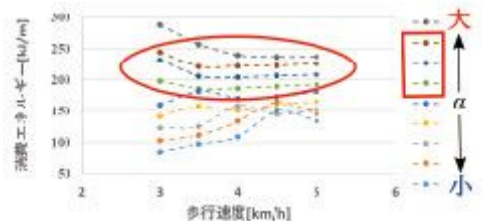
高齢被験者による歩行アシスト実験結果との整合性を確認した。また、実験で確認されていた消費エネルギー低減の効果を歩行アシスト力学モデルにおいても確認した。



体幹付きコンパスモデルでの歩行エネルギー
図3 体幹付きコンパスモデルにおける歩容とエネルギー



足関節と体幹付きコンパスモデルでの歩行比



足関節と体幹付きコンパスモデルでの歩行エネルギー

図4 足関節と体幹付きコンパスモデルにおける歩容とエネルギー

3.3 アシスト装置のリハビリ分野への応用

これらの研究により、適切な力学アシストにより、安全にヒト歩容に変化を生じさせることが理論的に説明できることになる。そこで片麻痺患者など、歩行の左右バランスが健全でない場合に、この弱い力による力学アシスト装置が歩容改善に適用できないか検討し、実際に患者への検証実験をおこなう。

4. 研究成果

研究の方法で示した3つのテーマにそれぞれの手法を適用した結果、以下の成果を得た。

4.1 歩行力学モデルに関する成果

提案した体幹付きコンパスモデル（図2）を用い、脚の固有振動数に基づく、安定した定常歩行の実現に成功した。しかしながら、歩行速度を3.0~5.0 km/hで変化させて、定常歩行を再現したところ、図3に示すように歩行比は一定にはならず、また歩行消費エネルギーは歩行速に対して上に凸のピークを生じた。ヒト歩行に関する実験的事実として、歩行比が一定であることや、選好歩行速度と呼ばれる、消費エネルギーが歩行速度に対して極小（下に凸）となる事実とは異なることがわかった。

そこで、体幹付きコンパスモデルに、足首の回転トルクの効果を付加した修正歩行力学モデルにより定常歩行を再現した。このときの歩行比と消費エネルギーを図4に示す。これは歩行比がほぼ一定で、消費エネルギーに極小値現れる結果となっており、実験結果との整合性が確認された。また、このことより、歩行時の足首トルク的重要性が示唆され

た。

4.2 アシスト力が歩容に及ぼす影響に関する成果

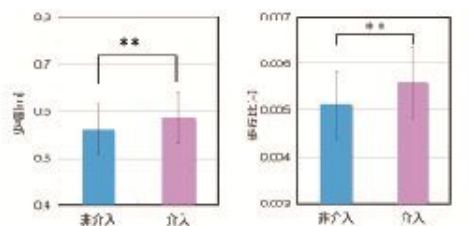
4.1節で示された歩行力学モデルに股関節トルクに作用するアシスト力を付与し、歩容にどのように影響するかをシミュレーションとこれまで実施した歩行アシスト実験の結果からその整合性を確認した。

まず、シミュレーションからアシスト力を増加させると、歩幅、歩行比が増加し、歩行消費エネルギーが低減することが確認された。

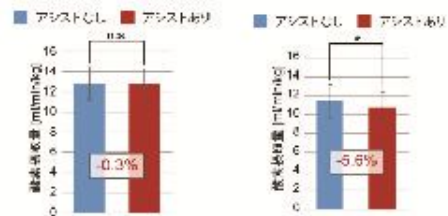


図5 歩行アシスト実験装置

次に図5に示すアシスト装置により若年者および高齢者での歩行アシスト実験をおこなった。このとき図6にアシスト有とアシスト無での歩容変化と消費エネルギー変化を示す。図から明らかなように、アシスト有では歩幅は増加し、歩行比も増加している。また、消費エネルギーはアシスト有で低減していること、若年者と高齢者では高齢者の方がアシストの効果大きいことがわかる。これらのことは歩行アシスト力学モデルのシミュレーションと整合することが示された。また、高齢者の方が効果はより高く、また歩



アシストありとアシストありでの歩幅 (左) 歩行比の変化 (右) 実験結果



アシストありとアシストありでの酸素摂取量実験結果 (歩行消費エネルギー) (左は若年者、右は高齢者)

図6 アシスト有とアシスト無での歩容変化と消費エネルギー変化



図7 歩行アシスト装置による歩行改善

(左：脳卒中リハビリ、右：変形股関節症リハビリ)

行比が増加する、すなわち若年者歩行に近づくことが示された。このことは弱いアシスト力による本アシスト装置では高齢者の方が効果は高く、その歩容は若年者の歩行に近づく、すなわち健全化されることが示唆された。

4.3 リハビリ応用に関する成果

本アシスト装置は歩容を健全化する効果があることが示されたため、リハビリ分野への適用をおこなった(図7参照)。

ここでは股関節角度軌道から患側の目標股関節角度軌道を設定し、これに基づいて、歩行アシスト力学モデルシミュレータを用いて効率よいアシストタイミングを設定し、あらかじめ指定したアシスト力にてアシストする方法を採用した。歩容改善効果として左右の足の振り上げ時間の比率とし、バランスの良い歩行に変化できるかを調べた。

この結果アシスト前の左右足の振り上げ時間(比率)は左右23%、39%であったところそれぞれ36%、35%となり、大幅に歩行の左右バランス改善できることがわかった。この効果は牽引力設定によって、また牽引力タイミングによってかなり変化することもわかった。変形股関節症患者の2回にわたる実証実験では、牽引力6Kg、牽引開始タイミングは40%で最も効果が高かった。

この結果は患者の疾患の内容、程度、患者個人によってかなり変わることが予想され、アシスト制御のパラメータ設定やアシスト力、アシスト装置のハードウェア自体も、より適切なものに修正する必要があると予想されたため、他の症例については今後の課題となる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

(雑誌論文)(計3件)

[1] 筋骨格システムを対象にした筋内力フィードフォワード位置制御法における強化学習を用いた筋内力決定法, 松谷 祐希, 田原 健二, 木野 仁, 越智 裕章, 山本 元司, 日本機械学会論文集, vol. 81, no. 822, p. 14--00313, 2015.

[2] むだ時間を含む感覚フィードバックと筋内力フィードフォワードの相補的組み合わせによる筋骨格アームの位置制御, 松谷祐希, 田原 健二, 木野 仁, 越智 裕章, 山本元司, 日本ロボット学会誌 Vol.34, No.2, pp.133-142

[3] Experimental evaluation of energy efficiency for a soft wearable robotic suit, hanhai Jin, Noriyasu Iwamoto, Kazunobu Hashimoto and Motoji Yamamoto, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, DOI 10.1109/TNSRE.2016.2613886.

(学会発表)(計7件)

[4] 弱い力でアシストされた歩行表現を目的とした力学モデルの遊脚制御手法, 岩本憲泰, 山本元司, 第 22 回ロボティクスシンポジウム(2017年3月15日-16日), pp281, 282.

[5] 消費エネルギーと歩容の変化に注目した柔軟な装着型歩行アシスト装具の効果の統計的検証, 金山海, 橋本和信, 山田博, 山本元司, RSJ2015AC111-0, 第 33 回日本ロボット学会学術講演会 '15

[6] リニアアクチュエータを用いた歩行アシスト装置の開発と歩行シミュレーションによるアシスト効果の検証, 田原健二, 岡田共史, 中島康貴, 山本元司, Robomech 2A2-K06 (1)-(4), ROBOMECH2015 ロボティクスメカトロニクス講演会 '15 (日本機械学会).

[7] 柔軟な装着型歩行アシスト装具の最大牽引力が消費エネルギーに及ぼす影響の検討, 金山海, 中嶋春生, 吉嶺浩司, 小松孝弘, 佐藤正平, 橋本和信, 山本元司, 2014AC1H1-02, 第 32 回日本ロボット学会学術講演会.

[8] Set-Point Control of a Musculoskeletal Arm by the Complementary Combination of a Feedforward and Feedback Manner, Yuki Matsutani, Kenji Tahara, Hitoshi Kino, Hiroaki Ochi and Motoji Yamamoto, Proc. of the 2014 IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA) PP.5908-5914.

[9] ベルト牽引型歩行アシストスーツのアシスト効果による歩行速度の変化, 岩本憲泰, 山本元司, 第 17 回システムインテグレーション部門講演会(SI2016) pp.0239-0240.

[10] 弱い力による歩行アシスト時の歩容変化, 梶原啓太, 山本元司, 第 17 回システムインテグレーション部門講演会(SI2016) pp.2835-2838.

(図書)(計 0 件)

(産業財産権)

出願状況(計 5 件)

名称: 歩行運動補助具

発明者: 山本元司
権利者: 九州大学, 東海ゴム工業
種類: 特願
番号: 特願 2012-082388
出願年月日: 2012/3/30
国内外の別: 国内

名称: 歩行用遊脚振子運動補助具およびアシスト力の制御方法
発明者: 山本元司
権利者: 九州大学, 東海ゴム工業
種類: 特願
番号: 特願 2012-162113
出願年月日: 2012/7/20
国内外の別: 国内

名称: 関節運動補助具
発明者: 山本元司
権利者: 九州大学, 東海ゴム工業
種類: 国際特許
番号: PCT/JP2012/001792
出願年月日: 2012/3/14
国内外の別: 国際

名称: 歩行運動補助具
発明者: 山本元司
権利者: 九州大学, 東海ゴム工業
種類: 国際特許
番号: PCT/JP2013/002156
出願年月日: 2013/3/29
国内外の別: 国際

名称: 歩行用遊脚振子運動補助具およびアシスト力の制御方法
発明者: 山本元司
権利者: 九州大学, 東海ゴム工業
種類: 中国特許
番号: ZL 2012 8 0009101.4
出願年月日: 2013/5/28
国内外の別: 国際

取得状況(計 1 件)

名称: 関節運動補助具
発明者: 山本元司
権利者: 九州大学, 東海ゴム工業
種類: 特許
番号: 第 5 8 6 8 0 1 1
取得年月日: 2016-02-24
国内外の別: 国内

(その他)

ホームページ等

<https://www.fureai-labo.jp/>

(九州大学ヘルスケアシステムLABO糸島WEBページ)ここで歩行アシストスーツ等の福祉ロボット研究開発を産学官連携で実施している。

6. 研究組織

(1) 研究代表者

山本 元司 (YAMAMOTO Motoji)

九州大学大学院工学研究院・教授

研究者番号：90202390