

股関節の位相情報に着目した

伸長性ベルトを用いた歩行アシスト手法の提案

Study of a Walking Assistance Method using Elastic Belts based on Phase Information of Hip Joint

○ 佐藤雅紀 (九州大学) 高杉紳一郎 (九州大学病院) 増本賢治 (福岡県立大学)

小松孝弘 (東海ゴム工業 (株)) 橋本和信 (東海ゴム工業 (株)) 山本元司 (九州大学)

Masanori SATO, Kyushu University, Shin-ichiro TAKASUGI, Kyushu University Hospital
Kenji MASUMOTO, Fukuoka Prefecture University, Takahiro KOMATSU, Tokai Rubber Industry
Kazunobu HASHIMOTO, Tokai Rubber Industry, Motoji YAMAMOTO, Kyushu University

Abstract: This paper describes a walking assistance method based on a phase information of a user's hip joint angle. We developed a wearable walking assistance device which consists soft components such as a lumbar corset, a knee supporter, and an elastic belt. This device assists a flexing motion of the user's hip joint during walking using elastic force generated by elongating the belt. Here, it is necessary to tracking a walking motion without extra elongation or slack of the belt, and generating an elastic force with proper timing. To solve these problems, the belt tracks a walking with natural length of the belt. In this condition, the belt is elongated in proper timing based on phase information of the user's hip joint angle and generates the elastic force for assistance of walking. Experimental results show the electromyogram of the gastrocnemius was decreased by walking with the device.

Key Words: Walking Assistance, Wearable Assistance Device, Electromyogram

1. はじめに

近年、日本は少子高齢化社会をむかえ、総人口に占める65歳以上の割合が23%を超えている⁽¹⁾。こうした背景から、高齢者や障がい者の日常生活のサポートや、健常者の労働負担の軽減を目的とした研究がなされている。例えば、筋電情報を基に装着者の意思を反映させることでリハビリテーションの効果促進を狙ったもの⁽²⁾、リンク機構を用いて下肢全体を持ち上げることで装具による拘束を低減したもの⁽³⁾、空気圧アクチュエータを用いることで介護者の身体的負担を軽減するパワーアシストスーツ⁽⁴⁾などが挙げられる。これらは外骨格型のアシスト装具であり、リハビリテーションなどの身体的な負荷が大きい作業において有用である。その一方で、装具と装着者の関節軸を一致させる必要性から着脱が容易でないという課題や、支援目的以外の動作に対する拘束性があることから、日常生活で用いることが困難である。その一方で、日常生活が可能な軽度の動作困難者を対象とした研究として、通常ズボンと同程度の着脱性を実現した起立支援ズボン⁽⁵⁾がある。これは起立動作における筋負担を軽減しつつ、日常動作に干渉しないよう弾性帯を配置したものである。外骨格型と異なり日常生活での容易な使用が可能である反面、姿勢に依存した弾性力による支援機能であるため能動的なアシスト力を得ることが難しい。

我々は、自力での日常生活が可能だが加齢により筋力が低下した高齢者を対象とし、徒歩による買い物のような日常生活の歩行動作における身体的な負担軽減を目的とした歩行アシスト装具を開発している。開発の狙いは、日常生活における歩行の負担を軽減することによる買い物弱者の支援や、積極的な外出による廃用症候群の予防にある。したがって歩行時の身体的な負担を軽減する性能のほかに、着脱を含む日常動作の妨げが少ない形状が要求される。そこで、我々は腰部コルセットと膝部サポータ、及びそれらを連結する伸長性ベルトから構成される歩行アシスト装具を開発した⁽⁶⁾。本アシスト装具は、伸長性ベルトの伸びによって得られる弾性力を用いて股関節の屈曲動作を支援す

るため、支援目的以外の動作に対する拘束力が低い反面、ベルトが弛むことなく歩行動作に追従し、適切なタイミングにおいて弾性力を発揮することが必要となる。

本稿では、柔軟な素材を用いた歩行アシスト装具の課題について述べ、股関節角の位相情報に着目した歩行アシスト手法を提案する。また、提案した手法により歩行中の下肢筋活動が低減した例を示す。

2. 歩行アシスト装具の概要

我々が開発した歩行アシスト装具を Fig. 1 に示す。本アシスト装具は、股関節の屈曲動作を支援することで歩行における身体的負担の軽減を図る。その際、日常生活における支援目的以外の動作を妨げることがなく、かつ着脱が容易であることを目指した。そのため、本アシスト装具は腰コルセット、膝サポータ、及びそれらを連結する伸長性ベルトといった布状の柔らかい素材から構成される。さらに、装着者の股関節角を計測する関節角計測センサと、伸長性ベルトを巻き取るための DC モータ及び制御ユニットから構成される。総重量は 2.2kg である。

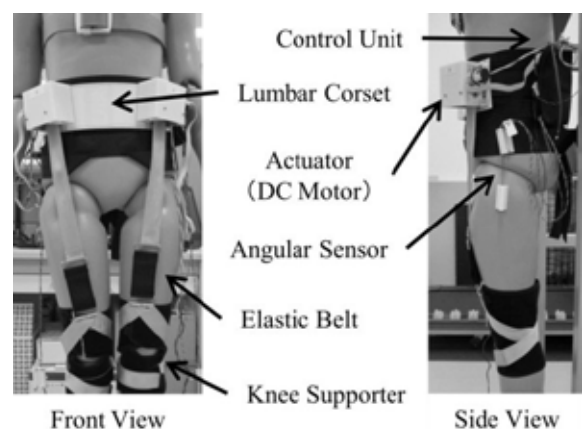


Fig. 1 Overview of a wearable walking assistance device.

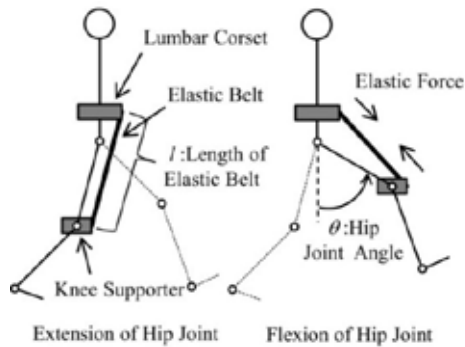


Fig. 2 Mechanism of a walking assistance device.

歩行アシストの動作原理を Fig. 2 に示す. 本研究では, 直立した状態を基準に股関節を屈曲させたときの角度を股関節角 θ とする. 制御ユニットは, 関節角計測センサで計測された股関節角 θ に応じて DC モータを制御し, 伸長性ベルトを巻き取る. 伸長性ベルトを巻き取ることでベルト長 l が変化し, 自然長からの伸びに応じた弾性力が発生する. この弾性力が股関節を屈曲させるアシスト力となる.

3. 歩行アシスト手法の提案

3-1 歩行アシストの課題

まず, 柔軟な素材から構成される本アシスト装具の課題について述べる. 本アシスト装具は柔軟な素材の弾性力を用いて歩行アシストを行う. そのため, 伸長性ベルトが過分に伸びると不要な弾性力が発生し, 弛んだ状態では瞬時に弾性力を発生させることが困難となる.

次に装着者の股関節角 θ の計測に関する課題について述べる. 従来研究で多く用いられる外骨格型の装具は, 装着者の関節軸と厳密な位置合わせを行うため関節角度を閾値としてタイミングを決定することが多い. しかしながら, 本アシスト装具は外骨格型の装具と異なり, 柔らかく変形する関節角計測センサを柔軟な素材上に設置する. そのため, 外骨格型の装具と比較して, 装着者の個体差の影響やセンサの取り付け位置の変化が大きいのことが考えられる. ここで, 股関節角計測センサの取り付け位置によって, 股関節角の計測結果が異なる例を Fig. 3 に示す. 一般的な股関節角は, 大腿骨の突出部である大転子を中心に計測される. この大転子の位置からずれて計測すると股関節角のピークピーク値が変化することが分かる. したがって, 本アシスト装具の着脱の度にセンサの取り付け位置が変化し, 計測される関節角が異なることが示唆される. これは, 柔軟な素材を用いることで着脱の容易さを図る本アシスト装具にとって大きな課題である.

最後に, 歩行アシストのタイミングの決定に関する課題について述べる. 前述の課題の通り, 本アシスト装具では股関節角 θ の振幅値を閾値として歩行アシストのタイミングを決定することができない. また, Fig. 4 に示す通り, 歩行速度が変化することで歩行周期が変化するため, 時間を閾値として歩行アシストのタイミングを決定することができない. したがって, 股関節角 θ の振幅値や時間を閾値とせずに歩行アシストを実現する必要がある.

以上の課題に対し本研究では, 伸長性ベルトが伸びず/弛まず自然長で歩行に追従した状態を保ちつつ, 股関節角 θ の位相情報から歩行状態を推定しアシスト力を発生させる手法を提案する. 本研究における歩行状態とは, Fig. 5 に示すような踵接地やつま先離地などに代表される歩行における動作を示す.

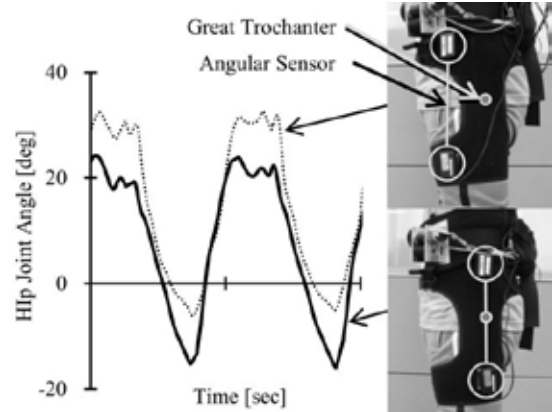


Fig. 3 Relationship between a hip joint angle and arrangement of an angular sensor.

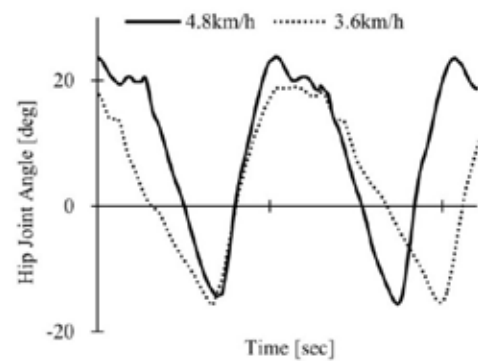


Fig. 4 Relationship between hip joint angle and walking velocity.

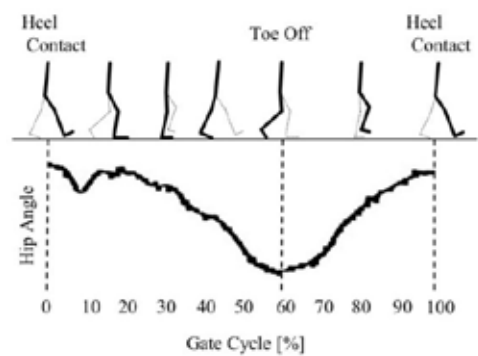


Fig. 5 Relationship between a hip joint and walking motion.

本稿では, 伸長性ベルトを伸びず/弛まず歩行に追従させる制御を自然長追従と呼び, 股関節角 θ の位相情報から歩行状態を推定し伸長性ベルトを伸ばす制御を位相情報に着目した歩行アシスト手法と呼ぶ. 以降, それぞれの制御手法について述べる.

3-2 自然長追従

伸長性ベルトが伸びず/弛まず歩行に追従するため, 股関節角 θ とベルト長 l の関係について求める. 装具装着者を左側面からみた模式図を Fig. 6 に示し, 股関節角 θ とベルト長 l の関係について述べる. 腰の中心部を O, ベルトの牽引部を A, 股関節の大転子を B, ベルトの付着位置を C とする. 三角形 ABC について, ベルトの自然長 $l_0 = AC$ と股関節角 θ の関係を求めると,

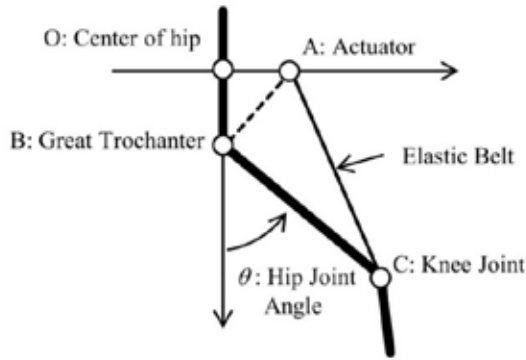


Fig. 6 Geometric relationship between the hip joint angle and the length of the elastic belt.

$$AC = \sqrt{AB^2 + BC^2 - 2AB \cdot BC \cdot \cos\left(\tan^{-1} \frac{OA}{OB} - \theta\right)} \quad (1)$$

となる。OA, OB, AB, BC を予め計測することで、式(1)より股関節角 θ に応じたベルトの自然長 l_0 が求まり、自然長 l_0 に追従するための目標値を得る。なお、ベルトの巻き取り量と DC モータのエンコーダ値の関係は既知である。

3-3 位相情報に着目した歩行アシスト手法

3-2 で述べた自然長追従を行っただけで、股関節角 θ から装着者の歩行状態を推定し、必要なタイミングで伸長性ベルトを伸ばすことで弾性力を得る。本節では、歩行状態の推定及び歩行アシストのタイミングの決定手法について考える。一般的な歩行において歩行速度が変化した場合、時間情報である歩行周期も変化するため時間を閾値としてタイミングを決定することはできない。一方で、歩行は周期運動であるため、Fig. 5 に示す通り歩行速度が変化しても歩行状態と股関節角 θ の位相情報の関係は変化しない。そこで本研究では、股関節角 θ の位相情報から歩行状態を推定し、歩行状態に対応する歩行周期の割合で歩行アシストのタイミングを決定する。提案する歩行アシスト手法の流れを Fig. 7 に示し、以降で詳しく述べる。

まず、歩行周期を算出する。歩行における一般的な歩行周期は、ある脚に着目し、踵接地から次の踵接地までを表す。我々が股関節角計測センサで計測した結果、Fig. 7 に示すように、踵接地時において着地の衝撃が原因と考えられる極小値が存在するため、踵接地時の極大値を判定することが困難である。そこで股関節角の極小値、つまり股関節の最大伸展時に着目し、股関節の最大伸展時から次の最大伸展時までを歩行周期 T として算出する。算出された歩行周期 T 及び股関節の最大伸展時の時刻は、更新される度に制御ユニットにて記憶しておく。本稿では、歩行周期 10 歩分の移動平均値 T_{ave} を制御に用いた。

次に、得られた歩行周期 T_{ave} と、最近の股関節最大伸展時の時刻 t_0 から、次の股関節最大伸展時刻 t_1 を予測する。

$$t_1 = t_0 + T_{ave} \quad (2)$$

この予測された時刻 t_1 を基準として、アシストを開始する時刻 t_2 とアシストを終了する時刻 t_3 を決定する。アシストの開始/終了時刻は、歩行周期 T_{ave} に対し Fig. 7 に示すパラメータ p 及び q を用い、次式(2), (3)より決定する。パラメータ p 及び q は歩行周期に対する割合を表す。

$$t_2 = t_1 + T_{ave} \times p \quad (3)$$

$$t_3 = t_2 + T_{ave} \times q \quad (4)$$

なお、本稿ではアシスト力を台形で与える。

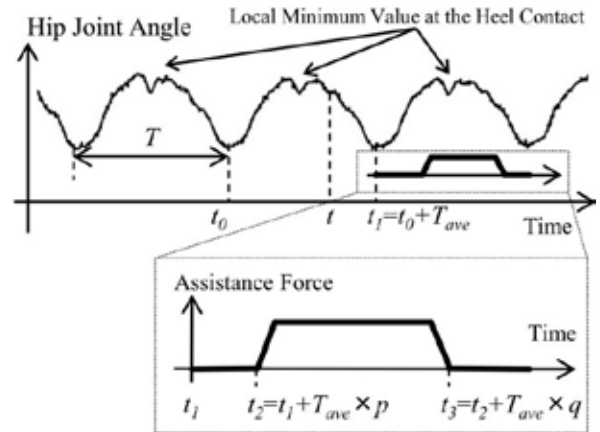


Fig. 7 Walking assistance method based on phase information of the hip joint angle.

4. 歩行アシストに関する評価

4-1 提案手法の実装

3.で提案した歩行アシスト手法を実装し、アシスト装具を装着した歩行における装具の応答について確認する。

装着者がトレッドミル上を歩行速度 4.8km/h, 斜度 0% で歩行し、次の 2 つの条件で歩行アシストを行った。アシスト力の目標値はそれぞれ 40N とした。

- ・パラメータ(a) : $p=0.9, q=0.5$
- ・パラメータ(b) : $p=0.1, q=0.3$

パラメータ(a)は、股関節の最大伸展時を基準に歩行周期の 90%進んだ時刻からアシストを開始し、歩行周期の 50%の時間だけアシストを行う。これは脚が地面を蹴り出す前からアシストを行うことを意味する。同様にパラメータ(b)は、股関節角最大伸展時を基準に歩行周期の 10%進んだ時刻からアシストを開始し、歩行周期の 30%の時間だけアシストを行う。これは脚が地面を蹴り出した後からアシストを行うことを意味する。

アシスト装具を装着し歩行した結果、自然長追従の実装により過大なベルトの伸びや弛みは確認されなかった。また、アシスト装具の応答を Fig. 8 に示す。横軸は実験時間、縦軸はベルトの弾性力と股関節角である。弾性力は、モータのエンコーダ値から得られるベルトの伸びから算出した。パラメータ(a)について、歩行周期 1050msec に対し、股関節最大伸展時から 940msec 進んだ時刻にアシストを開始し、505msec の時間アシスト力を発揮している。これは、パラメータ(a)が定める、股関節の最大伸展時を基準に歩行周期の 90%進んだ時刻からアシストを開始し、歩行周期の 50%の時間だけアシストを行うことを実現したといえる。パラメータ(b)についても同様に、歩行周期 1056msec に対し、股関節最大伸展時から 131msec 進んだ時刻にアシストを開始し、310msec の時間アシスト力を発揮している。これは、パラメータ(b)が定める、股関節の最大伸展時を基準に歩行周期の 10%進んだ時刻からアシストを開始し、歩行周期の 30%の時間だけアシストを行うことを実現したといえる。

4-2 表面筋電図によるアシスト効果の評価

提案手法の実装が確認できたので、本アシスト装具の効果について評価する。本稿では、アシスト効果の評価に表面筋電図(以降、EMG)を用いる。

評価方法は、歩行アシストを行わない場合(以降、アシストなし)と歩行アシストを行う場合(以降、アシストあり)を比較し、アシストなしに対してアシストありの筋活

動が低減されれば、歩行時の身体的負担が軽減されたとする。なお、本アシスト装具は股関節の屈曲動作を支援することから、脚の蹴り出し及び振り出し動作に関係する腓腹筋と大腿直筋を被験筋とした。

歩行の条件は、トレッドミル上を歩行速度 4.8km/h, 斜度 0%とした。

歩行アシストの条件は、 $p=0.1$, $q=0.3$ とする。股関節の最大伸展時から歩行周期の 10%進んだ時刻、つまり脚が地面を蹴り終えた後にアシストを開始し、歩行周期の 30%の時間だけアシストを行うことを意味する。アシスト力の目標値は 40N とした。

EMG の計測は定常歩行になったことを確認した後 1 分間行う。計測データは、アーチファクトなどを除去する目的でバンドパスフィルタ(通過帯域 20Hz-500Hz)を適用する。右脚に着目し、踵接地から次の踵接地までを 1 歩行として 1 分間の計測データから連続した 30 歩を抽出した。踵接地の判別には踵部にフットスイッチを貼付し EMG と同期させた。抽出した 30 歩行に対し、各歩行周期が 100%となるように時間に対する正規化を行った。また、各被験筋に対し最大随意収縮を行い、これを基準とした EMG の正規化を行った。正規化された値を%MVC とし、%MVC の 30 歩行の平均値を評価に用いる。

筋電図による評価結果を Table 1 に示す。各被験筋について、一歩行に要した%MVC を積分し、アシストなしに対するアシストありの割合を示している。腓腹筋において 17%の筋活動の低減、大腿直筋において 2%の筋活動の低減が確認された。以上より、本アシスト装具を装着した歩行により身体的負担が軽減されることが示唆された。

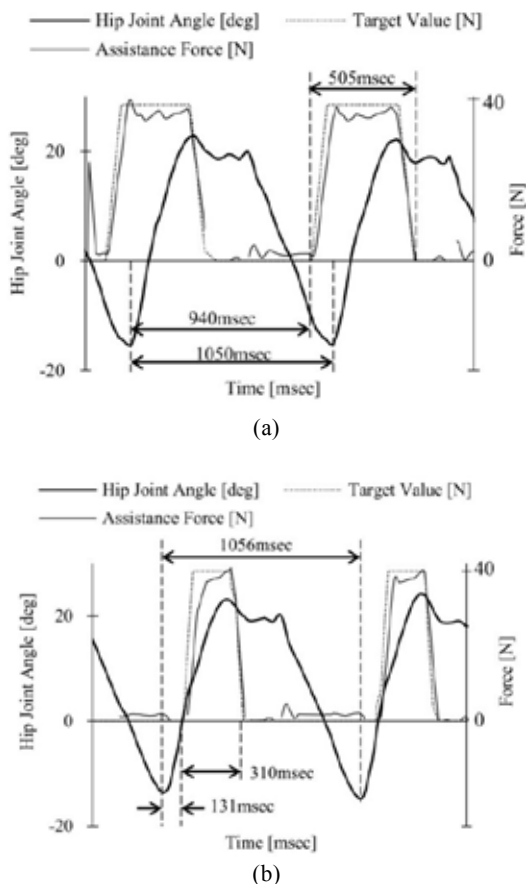


Fig. 8 Typical response of the walking assistance device.

Table 1 %MVC data per gait cycle.

Muscle	with Assistance (i)	without Assistance (ii)	Ratio of (i) to (ii)
Gastrocnemius	828.3	994.7	0.83
Rectus Femoris	434.0	440.8	0.98

5. まとめ

本稿では、伸長性ベルトを用いた歩行アシスト装具に対し、過大なベルトの伸びや弛みを低減する制御と、股関節角の位相情報に着目した歩行アシスト手法を提案した。

提案手法は、伸長性ベルトが歩行状態に追従し自然長を保ちつつ、必要なタイミングでベルトを伸ばし、得られた弾性力で歩行アシストを行う。その際、股関節角の振幅値ではなく位相情報に着目することで、センサの取り付け位置に影響されずに歩行アシストのタイミングを決定することができた。また、歩行アシストの開始/終了の時刻を、歩行周期に対する割合で決定することで歩行速度に影響されずに歩行アシストを実現できた。

提案手法を実装した本アシスト装具のアシスト効果の評価として下肢筋活動を計測した。計測の結果、歩行アシストを行うことで腓腹筋の筋活動が 17%低減、大腿直筋の筋活動が 2%低減されることが確認され、歩行における身体的負担が軽減されることが示唆された。

今後は、アシスト力の最適化について調査を行う予定である。

参考文献

- (1) 内閣府, 平成23年度版高齢社会白書, 2012
- (2) 新宮正弘, 江口清, 山海嘉之, バイオフィードバックを用いたポリオ経験者の筋神経系制御能力の改善とロボットスーツ HAL による麻痺肢動作支援, 日本機械学会誌(C編), 76巻, 772号, pp. 3630-3639, 2010.
- (3) 田中英一郎, 池原忠明, 小俣透, 大和田崇文, 永村和照, 池条清隆, 坂本健, 井上裕介, 足裏から下肢全体を支援する歩行補助機の開発, 日本機械学会誌(C編) 72巻, 724号, pp. 3871-3877, 2006.
- (4) 山本圭治郎, 兵頭和人, 石井峰雄, 松尾崇, 介護用パワーアシストスーツの開発, 日本機械学会誌(C編) 67巻, 657号, pp. 1499-1506, 2001.
- (5) 飯田友樹, 山崎信寿, 布の弾性を利用した起立支援ロボットの開発, 日本機械学会誌(C編), 72巻, 713号, pp. 176-181, 2006.
- (6) 佐藤雅紀, 高杉紳一郎, 増本賢治, 小松孝弘, 橋本和信, 山本元司, 歩行時の下肢筋活動を低減する柔軟な素材を用いた歩行アシスト装具の開発, 第30回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 2012