

リズム歩行アシスト

Walking Assist Device with Stride Management System

安原 謙*
Ken YASUHARA
井土 哲也*
Tetsuya IDO

島田 圭*
Kei SHIMADA
菊池 敬士郎*
Keishiro KIKUCHI

小山 泰司**
Taiji KOYAMA
遠藤 洋介*
Yosuke ENDO

要 旨

姿勢、筋肉の使い方、歩幅、歩調などの歩行要素を効率的なものに誘導することによって歩行の運動負荷を低減し、しかもその誘導効果が持続して、最終的に自力でその効率的な歩行を可能とするような歩行アシストを議論する。特に歩幅と歩調のバランスである歩行比という指標を操作する、股関節の遊脚・支持脚アシスト手法を開発した。このアシスト手法を基に薄型アクチュエータ、小型電装システム、様々なサイズや体型に対応する軽量ウェアラブル機構から構成されるアシスト装置を開発した。この装置を高齢被験者が装着した時の、筋肉の活動を含めた歩行の誘導効果を検証した。その結果、装着時には歩行比を目標近くに誘導することができた。長期適用後の計測では、アシスト装置非装着状態でも、歩幅や歩行速度の増加が維持できていることが確認できた。その際、筋肉活動のバランスも負担がある部位に集中しないバランスのとれたものに変化する傾向も確認できた。歩行速度の増加により運動量が増加したにもかかわらず、心拍数は下がっており、被験者の主観的な疲労感の低下と相関があった。これにより、楽に運動量を拡大し、身体機能を維持・向上できるツールとしての本アシストの価値を提案できると考える。

ABSTRACT

This paper discusses a novel walking assist device that assists users in adopting a more efficient posture, muscular usage and walk ratio. An assist method was developed that coordinates the walk ratio of users while increasing their propulsive force. This assist method was implemented through a hardware system that consists of low-profile actuators and compact electrical components. The device is light and adaptable to users of various shape and size. A long-term experiment showed that elderly subjects using the walking assist device were eventually able to walk with a wider stride, at a higher speed, and with a lower heart rate, without help from the device. Their balance of muscular usage also changed accordingly. Energy consumption increased according to the increase in the subjects' speed. This result suggests the possibility of using the walking assist device as a tool for increasing elderly peoples' physical activity, while reducing the level of stress this would normally produce.

1. まえがき

総務省の調査によれば、日本では 2008 年に 65 歳以上の高齢者数は 2819 万人(男 1203 万人, 女 1616 万人)に達し、全人口の 22.1%を占め、本格的な高齢社会に突入した⁽¹⁾。このような情勢の中で年齢にとらわれない生活を実践したり、積極的に地域で社会活動を行っている高齢者も多

い。このように元気で生き生きとした生活を送るためには、身体機能の維持・向上が重要と考える。

高齢者の身体機能は、加齢に伴い体力の衰えとともに低下してしまう。このことは活動量を減少させるだけでなく、外出の不安などを引き起こし、ますます身体機能が低下してしまうという悪循環につながっている。身体機能の低下は主に筋力不足が原因と考えられ、米国では1990年代より

* 基礎技術研究センター

** 四輪R&Dセンター

高齢者においても筋力トレーニングが提言されはじめ、日本にも浸透しつつある⁽²⁾。

このような筋力不足をロボット技術で補強したり、さらには筋力を増幅するパワーアシストの研究が盛んになってきた。筋電計や力センサによってヒトの出したい力を計測し、それをアシストで増幅する装置も開発されている⁽³⁾。

一方で、同じ運動量の運動でも動き方を変化させるだけで運動負荷を下げられることが報告されている^{(4)・(7)}。動きの中で最初から最後まで力を入れ続けるより、適切なタイミングに力を集中し、後は惰性に任せるような運動が心拍数、血圧、エネルギー消費などの低下をうながすのである^{(4)・(7)}。

歩行においても巧みな重心移動を利用した二軸歩行というものが研究されはじめている⁽⁷⁾。この歩き方は着地した足、膝、股関節、肩甲骨を通る仮想の軸を竹馬のように左右交互に前に進め、上半身と下半身を捻ることなく重心を先導する歩きかたである。最近、体形や筋力的に不利だと言われている日本の陸上選手が、この二軸歩行を走りに採用し、重力や慣性を味方にすることで筋力を補い、世界的大会で好成績をおさめている⁽⁸⁾。

また、脳卒中患者の麻痺した肩と肘の運動再学習訓練で、ロボットが筋力増強のためではなく適切な運動の教

示のために使われている⁽⁹⁾。対象物を掴むための肩と肘を使った適切な軌道運動をアシストし、軌道から外れた場合は負荷がかかるような教示訓練において、ロボットを使わない通常訓練よりも症状が改善されることが報告されている⁽⁹⁾。

本研究では、パワーに頼らず、歩き方を効率的なものに誘導し、歩行自体の運動負荷を下げることをねらいとした。さらに、その効果が身体に残り最終的には自力でできるように導くことで、自然に運動量を増加でき筋活動も結果的に活性化できるような好循環につなげることをねらった。これにより、高齢者に元気で生き生きとした生活を送っていただくことを考えた。

歩幅と歩調(歩/分)のバランスは歩行比(歩幅/歩調)と呼ばれているが、この歩行比が 0.0063 近辺から外れると消費エネルギーが高くなることが実験的に確かめられている⁽¹⁰⁾。Fig. 1は我々がそれを確認した結果である。グラフ上で同じ歩行速度でも歩行比が違うだけで消費エネルギーが異なることがわかる。高齢者では、Fig. 2のように通常速度と最大速度において歩行比が低下する^{(10)・(11)}。すなわち、歩行時の消費エネルギーが増大する傾向がある。したがって、効率的な歩行へ誘導するためには、適切な歩行比への誘導が重要となる。このような考えに基づき、本研究では、二軸歩行を基に、身体を前に押し出す推進力をアシストしつつ、また、歩幅と歩調を調整しながら歩行比を誘導するアシスト手法⁽¹²⁾を新たに具現化した。本稿では、このアシスト手法とそれを基に開発したアシスト装置について説明し、高齢被験者による検証結果を報告する。

2. アシスト手法

アシスト装置の制御コンピュータ内に、所定のリズムにしたがって歩行運動の軌道を生成するリズムパターン生成器(Rhythm pattern generator)^{(13)・(14)}を設け、これに与えるリズムと歩幅を変更する制御フローでアシストを実現した(Fig. 3)。

2.1. ヒトとアシスト装置の相互適応

他者と並んで歩くときに無意識に歩調(cadence)が揃ってしまうことがあるが、これは個々のリズムが互いに影響しあうと新たに全体的なリズムが生まれ、それぞれが意図せずそのリズムに引き込まれてしまう相互適応現象として知られている⁽¹⁵⁾。本アシスト手法はこの現象を利用し、ヒトとアシストの相互作用の結果生じる新たなリズムにヒトの歩調を引き込む。

動物の歩行などの反射的かつ周期的な運動は、脊髄にあるリズムパターン生成器によって制御されていると考えられている⁽¹³⁾。アシスト装置のリズムパターン生成器はこれをモデル化し、角度センサで計測されるヒトのリズム入力

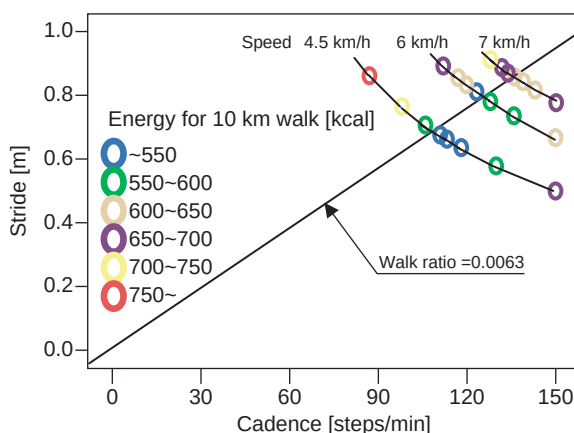


Fig. 1 Map of energy consumption by walk ratio

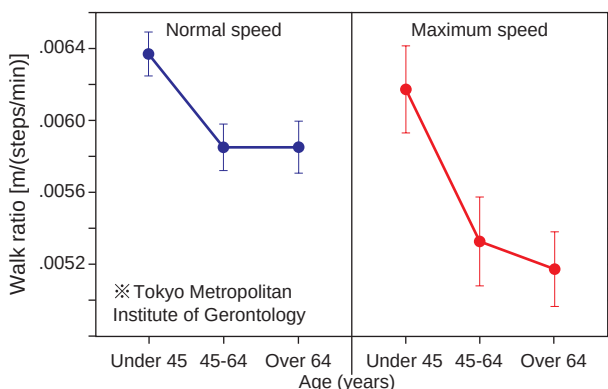


Fig. 2 Change in walk ratio with advancing age

に適應しながら、反射的かつ所定のリズムでアシスト・パターンを生成する。このリズムがヒトの歩行に同調しつつ、次節で述べる歩行比制御に従って変更され、ヒトの歩調を誘導する。

2.2. 歩行比制御

リズムパターン生成器のリズムは制御コンピュータ内のペースメーカによって生成する。まず、このペースメーカへ角度センサで計測されるヒトからのリズムを入力し、ペースメーカはこの入力リズムに引き込まれ、これに同調して振動する。このとき生成されるペースメーカとリズム入力の位相差を計測する。この位相差は相互適應の結果であり、これを直接制御することはできない⁽¹⁵⁾。このため、計測された位相差を評価して、アシスト装置の次の一步のリズムを修正することによって位相差を制御する。この修正されたリズムがペースメーカの次のリズムとなる。

歩行している場所の変化は歩行比の変化で捉え、平地や階段や坂の登りでは装置の位相をわずかにヒトから進

みぎみにしてアクセルをかけ、下りなどでは逆に位相を遅らせてブレーキをかけることでヒトの歩調を誘導する。検出した位相差が理想の位相差から遅れている場合はペースメーカのリズムのペースを速め、進んでいる場合は逆に遅らせる⁽¹⁵⁾。

適切な位相差を設けることによって、ヒトが自力で簡単に止められるほどのわずかなアシスト力で脚を励振しながら、歩幅を制御することが可能になる。ブランコに乗っている子供の背中を押すように脚の振り出しや蹴り出しなどの動作の切り返し時に比較的大きなアシスト力を加え、以後は慣性で動作するために必要なアシスト力は低減する^{(4)・(6)}。

歩幅は位相制御で設定された歩調と理想の歩行比の関係から決定し、目標の股関節角度を導き出す。このとき、左右の非対称が解消されるように歩幅を調整する。そして、大腿フレームでその角度が達成できるようにリズムパターン生成器からトルクを出力する。

2.3. 支持脚アシスト

身体を支持しながら腰を前方へ押し出し重心移動を促進するために、支持脚を後へ押し出すアシストに遊脚を前方へ振り出すアシストを同期させる。この支持脚アシストの反力によって重心を先導させ^{(7)・(16)}、それを追いかけるように遊脚が前方に振り出され着地するサイクルを繰り返す。

また、アシストで発生した力が股関節から膝、足首へと順次末梢に伝わることにより⁽¹⁷⁾、間接的に膝の曲げ伸ばしもアシストする。実際、脚の接地期間(支持脚期)に股関節をアシストすることによって膝伸展が維持され、膝折れを防止する効果も実験的に確認した。かかと接地時点で膝が伸びているように着地前から大腿を後へ押し出すアシストを強化し始める。着地後は膝を伸ばした状態で重心を高い状態に維持しながら上半身を支え、上半身が前方へ倒れこむ力が推進力になる⁽¹⁸⁾。膝が曲がった状態で着地する場合でも、膝伸展を大腿が後へ押し出されるアシストで補う。大きな筋肉が集まっている股関節廻りで主な推進力を生み出し、それを末梢に伝えていく歩きかた^{(4)・(6)・(17)}を本アシストが教師となり、ヒトに文字通り手取り足取り提示し、それをヒトが身体を通して学習することをねらった⁽¹²⁾。

3. アシスト装置

3.1. 機構

歩行アシストを実装するアシスト装置(Fig. 4)は、股関節軸上に配置した2個のアクチュエータ (a) とそれを支持する腰フレーム (b) とそれにワンタッチで着脱できる大腿フレーム (c) から構成する⁽¹⁹⁾。アクチュエータは、内外転自由度をもつ接合ジョイントを介して腰フレームに固定する⁽¹⁸⁾。アクチュエータから大腿フレームに伝達されるアシスト力で歩行時の大腿の屈曲/伸展の動きをアシストする。

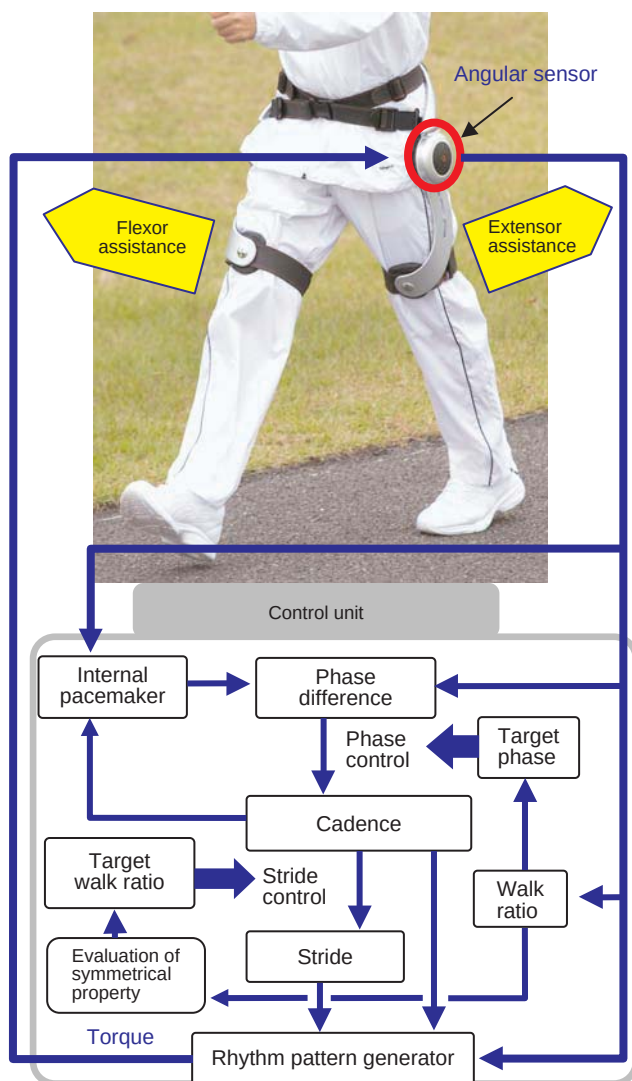


Fig. 3 Control flow for walking assist

Fig. 5 に示す小型軽量のアクチュエータは、多極ブラシレスモータと遊星減速機を組み合わせたものである⁽¹⁹⁾。装着者の腕や歩行中の周りの構造物の障害とならないように薄型である。アクチュエータ内に装備した角度センサによって、ヒトの大腿の屈伸状態を観測する⁽¹⁹⁾。センサは角度センサのみを搭載する。

腰フレーム内に制御回路やバッテリーを格納する(Fig. 6)。Table 1に仕様を示す。股関節だけをアシストする構造とすることで、装置を含めた脚全体の慣性を下げることが可能となり、装置の重量を 2.8kg に抑えることができた。

3.2. フィッティング

装着は、まず腰フレームを腰周りにあてがい、前側のベルト [Fig. 4 (d)] を臍下丹田部分でバックルによって固定した後、大腿フレームをベルト [Fig. 4 (f)] で大腿周りに固定するだけである。簡単に着脱できることと椅子などへの着

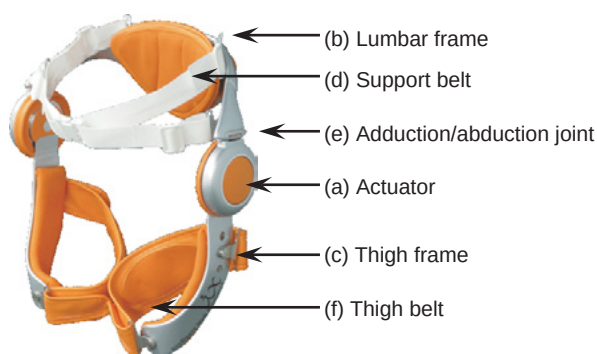


Fig. 4 Overview of walking assist device



Fig. 5 Low-profile actuator

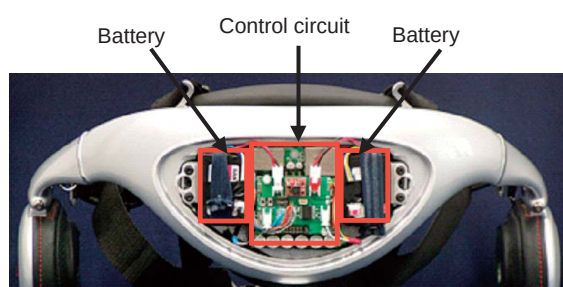


Fig. 6 Layout of control circuit and battery

Table 1 Key specifications of walking assist device

Size	3 sizes (small, medium, large) Distance between motors: (S) 312 mm; (M) 342 mm; (L) 372mm
Weight (kg)	2.8 (medium)
Drive system (motor/reduction ratio)	Brushless DC motor /10
Battery	Lithium-ion battery/ 22.2 V-1 Ah
Operating time per charge	2 hours (when walking at 4.5 km/hour)

座を念頭に大腿フレームは大腿横側から前側だけに設け、後ろ側をベルトで締める構造である。

上側のベルトは骨盤の上側を通り、アシスト力の反力によって腰部フレームが体から離れてしまうのを抑える。アシスト力の伝達効率を維持するため、アクチュエータを支持している腰部フレームを高剛性にし、ヒト身体に触れる内側にクッション材を設けた。腰部フレームをしっかり骨盤に装着できるように前側にベルトを設け、臍下5cmあたりにある丹田を押さえることによって腹圧を上げられる構造である⁽²⁰⁾。これは袴の帯を参考にしており、骨盤が前傾状態で安定するとともに背骨が適切な形に誘導され、上半身の重さが骨盤に乗り、ヒトの骨格を通して地面に逃げる効果が古来より知られている。それと同じことを装具でも実現し、歩き出す前の立位の状態であな姿勢を整えた後にアシストを稼働させるように考えた。

加齢による体型変化や多様な体型に適應するため、腰フレーム、大腿フレームそれぞれをS、M、Lの3サイズ用意し、装着者の体型に一番近いものを9通りの組み合わせから選ぶようにした。これによって日本人の成人の95%が装着可能である⁽²¹⁾。これら2種類のフレームにサイズ調整機構を設けると機構が複雑になり、重量も増加する。それを避けるために9通りのサイズを用意した。

3.3. デザイン

デザインにあたっては、テーマを「ウェアラブル・マンマシン・インターフェース」とさだめ、ヒトと装具の一体感を最重視した。介護施設や公園など実環境下での運用を想定し、高齢者にも簡単に装着して外出できるように配慮した。ヘッドフォンやウエストポーチのようにシンプルでわかりやすい意匠を目指した(Fig. 7, 8, 9)。

腰廻りは、バックルやウエストベルト、サポータ類の構成により、丹田を中心に締めぐあいを調整する基本レイアウトを採用した⁽²⁰⁾(Fig. 4)。

ヒトはさまざまな素材や形態の服装を着て外出する。そして、ヒトによって体格や体形によるプロポーションの違



Fig. 7 Design proposal



Fig. 8 Color variation model



Fig. 9 Walking assist device

いも大きい。また、このような装着型の装具を身に付けることへの抵抗感にも個人差がある。このようなヒトと装具の物理的かつ心理的なズレや違和感を限りなく少なくすることをねらい、ヒトと装置が使われる環境と調和できるようなスタイリングにまとめ表現した。また、年齢性別を問わないスタイリングを心がけた。

4. 検証実験

アシスト装置を高齢被験者が装着し、短期的誘導効果⁽¹¹⁾、⁽¹⁹⁾、⁽²²⁾と長期的誘導効果⁽¹¹⁾、⁽¹⁹⁾を歩行パターンと筋活動の変化で検証した。本検証にあたって、東京都老人総合研究所の倫理委員会の承認を得た。

4.1. 短期的効果の検証

平均年齢 76 ± 2 歳の男性高齢被験者 10 人が装置を装着し、トレッドミル上を時速 4km/h で 50 分間歩行したときの歩行パターンと筋活動の変化をアシストの有無で比較した。Fig. 10 は被験者がアシスト装置を装着している写真である。

4.1.1. 歩行比誘導能力の検証

被験者の歩行比をあらかじめ計測したところ、平均で約 0.005 であり、前述のとおり 0.0063 より低い傾向にあった。歩行比の誘導能力を確認するために、歩行比の個人差にかかわらず、あらかじめ計測した値に一律 0.0005 加えた値を目標歩行比として、アシストによる歩行比の誘導効果を検証した。Fig. 11 に示すように、10 名中 9 名において歩行比を目標値近くに導くことができた。

4.1.2. 筋肉活動の評価

アシストが筋活動にどのような影響を及ぼすのかを把握するために、トレッドミル上での歩行後に筋活動による糖代謝をポジトロン断層検査装置で計測した。この装置によって、歩行中の筋肉活動の累積を歩行後でも把握できる。アシストによって使われる筋肉のバランスが変化し、アシ



Fig. 10 Experiment with elderly adult

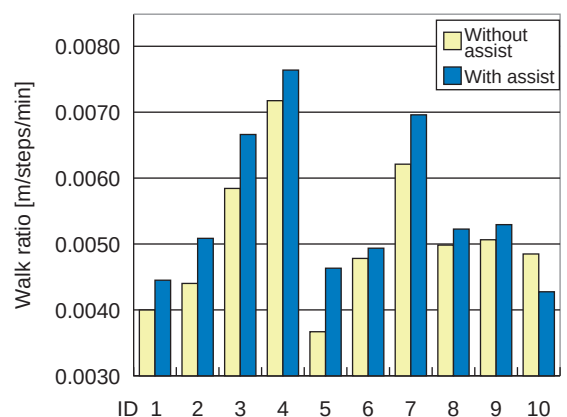


Fig. 11 Result for control of walk ratio

ストしている股関節周辺や腰廻りの筋肉活動の増加を期待した。

Fig. 12が代表的な被験者の例である。左側が非装着で、右側が装着したときの筋肉の活動を可視化したものであり、色が赤いほど活動が高いことを示す。臀部の筋肉活動の向上は認められたが、支持脚期に脚を後に押し出すための大腿後側の筋肉群の活動が低下しており、アシストがこの筋肉の負担を減少させたと考えられる⁽¹¹⁾。臀部の筋肉は、接地側の反対の骨盤が下がらないように維持するために働くと言われており、歩幅の拡大に呼応して活動が増加したと考える⁽¹¹⁾。

4.2. 長期的効果の検証

歩行比の誘導能力が確かめられたので、短期装着実験とは別の女性高齢者 13 名(平均年齢 78 ± 2 歳)を対象に、毎週 2 回体調に合わせて 30 分から 40 分間、歩行アシスト装

置を装着して野外を歩行する実験を 5 ヶ月間実施した(Fig. 13)。被験者の実験開始前の平均歩行比は約 0.004 であり、毎回歩行比を 0.0005 加えた歩行比を目標として、定期的アシストを利用することによる誘導の残存効果を検証した。

4.2.1. 歩行の評価

Fig. 14が実験開始前と 3 ヶ月後のアシスト装置非装着状態での歩幅、速度、歩調の比較結果である。13 名のうち 11 名の歩幅の拡大と 12 名の速度の向上が確認でき、アシストによる誘導の残存効果が確かめられた。しかしながら、歩幅が広がって緩やかになるはずの歩調が速まったため、歩行比の上昇は認められなかった。また、3 ヶ月後と 5 ヶ月後の結果に大きな差はなかった⁽¹¹⁾。

長期実験期間中の途中の推移を見ると、歩幅の拡大は実験 1 - 2 回目だけにみられ、その後大きな変化が無かったこと⁽¹¹⁾から考察すると、本アシストには即時効果があるといえる。

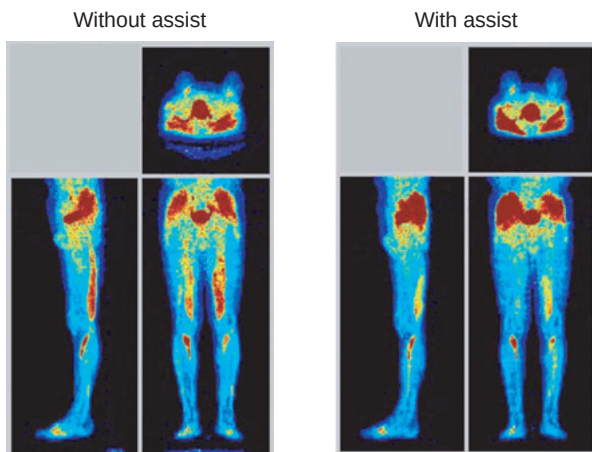


Fig. 12 Positron emission tomography muscular images

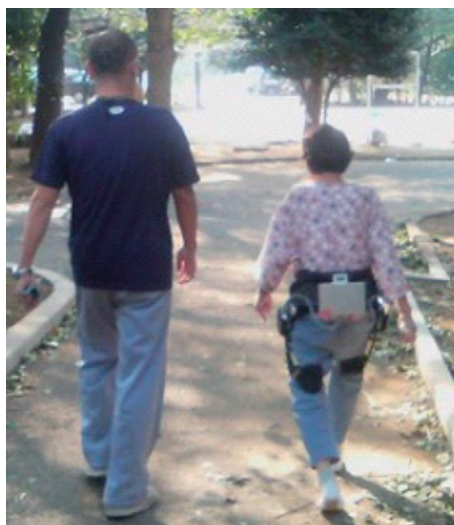


Fig. 13 Open-air long-term application for elderly subject

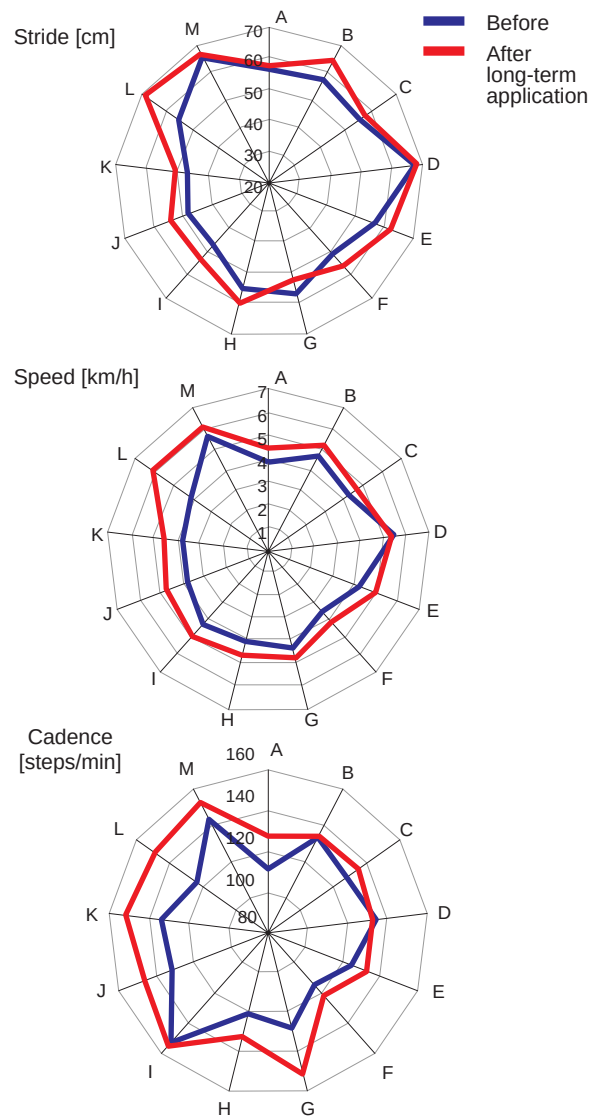


Fig. 14 Comparison of walking parameters before and after long-term application

4.2.2. 筋肉活動の評価

実験開始前と5ヵ月後のアシスト装置非装着状態での代表的な被験者における筋肉活動のポジトロン検査画像の比較を Fig. 15 に示す。速度が上昇しているため支持脚期に脚を後に押し出すための大腿後側の筋肉の活動が高まっていると考えられ、実際その傾向があった⁽¹¹⁾。この筋肉の活動によって、推進方向への重心移動が促進され歩幅や速度の増大につながったと考える。また、各筋肉の詳しい活動増加率を調べると、膝を伸ばして身体を支える大腿前側の筋肉の活動が17%も低下しており、大腿後側の筋肉活動の向上が膝の負担を減らしていると考えられる⁽¹¹⁾。日本人は骨盤が後傾傾向にあり、大腿前側の筋肉に負荷が集中する傾向にある⁽⁸⁾。本実験では、ねらいどおりに大腿後側も使えるようになっており、本アシストが筋活動のバランスをも効率化する可能性があることを示唆している⁽¹¹⁾。

短期の調査のときの結果と違い、膝下の筋肉の活性が増加したが、この被験者は元々この筋肉を使った歩きをしていた。この筋肉は支持脚期に膝下を後方へ引き付け、膝伸展を維持しながら大腿が膝下より速く前方へ動くときに活動することが知られており⁽¹⁸⁾、大腿後側筋肉の活動の増加に応じて活動が高まったと考える。支持脚期に骨盤を安定させる腰廻りの筋肉活動に低下が見られたのは、歩調が速まったため支持脚期間が短くなったからだと考える。

4.2.3. 単位距離あたりの消費エネルギーと心拍数変化

屋内コースをアシストなしで12分間歩行したときの、単位時間あたりの平均消費エネルギーと平均心拍数を歩行距

離で除した、単位距離あたりの平均消費エネルギーと平均心拍数の長期適用開始前からの増加率をFig. 16に示す。このように歩行距離で除したのは長期実験の前後で歩行速度が異なるからである。消費エネルギーの計測には呼気分析装置を使用した。

速度が増加したことにより、当然消費エネルギーは増加したが、それにもかかわらず、心拍数が5ヵ月後に7%低下する結果となった。心拍数の低下は心臓の負担の低下を反映していることを考慮すれば、運動量が拡大して消費エネルギーが増加しても心拍数を低く抑えられることを意味している。これは楽に運動量を拡大できるということである。

運動量が増え消費エネルギーが増加するのにも関わらず、心拍数が下がる現象はすでに報告されている⁽⁵⁾。これは筋活動の促進により楽に仕事がおこなわれるのと、筋肉が第二の心臓として血流ポンプとなり、循環系機能に与える負担が少なくなるからだと考えられている⁽⁵⁾。

ウェイトトレーニングにおける力の入れ方による比較においても、最初から最後まで力をつけるより、動作の切り換えし時だけ力を入れ、後は惰性にまかせたほうが、心拍数や主観的運動負荷が低いことが報告されている^{(4)・(6)}。このような動きかたをすると筋肉の緊張時間が短縮し、その分リラックスする時間が延長するためと考えられている^{(4)・(5)}。本アシストは同様の効果を生んでいる可能性があり、今後筋電計測などにより詳しく検討したい。

4.2.4. 主観的コメント

被験者からは、アシスト装置を装着しない状態でも「楽である」、「気持が軽くなった」、「歩くのが楽しい」、「以前より速く歩けるようになった」、「今まで以上に長時間歩けるようになった」といったコメントが聞かれた。

心拍数の低下は心臓の負担の低下を反映しており、これらの被験者のコメントを裏付けていた。これにより、楽に運動量を増大し、身体機能を維持・向上するための自立支援ツールとしての本アシストの価値を提案できるのではないかと考えている。

5. まとめ

様々な歩行要素のうち、特に歩行比を指標とし、重心移動を促進しながら、それを誘導する股関節アシスト手法とそれを基にアシスト装置を開発した。高齢被験者での短期装着実験で、装着しているときの歩行比を目標どおり誘導しつつ、筋肉の負担を減少させるというアシスト効果が確かめられた。長期の定期的装着実験後、非装着の状態でも歩幅や歩行速度の増加が維持できていることを確認した。その際、大腿を後に蹴る筋肉の活動が増大し、膝を支える筋肉の一部の活動が減少している傾向があり、本アシストが筋活動のバランスも改善している傾向が確認できた。長期実

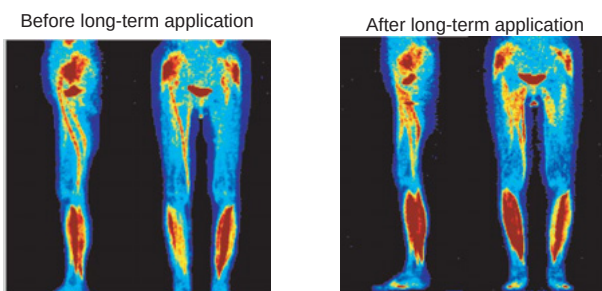


Fig. 15 PET comparison of muscular activity before and after long-term application

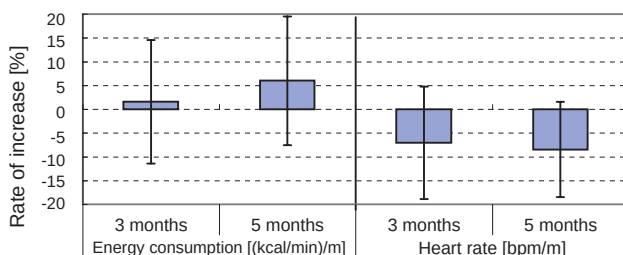


Fig. 16 Rate of increase in energy consumption and heart rate

験後の計測では実験開始前と比較して運動量が拡大したのにもかかわらず、心拍数は低下しており、被験者の主観的な運動負荷の低下と相関があった。

6. あとがき

本アシスト手法は、ヒトの運動学習能力を基にヒトとアシスト装置の相互適応を特徴としている。その延長として脳卒中やパーキンソン病などの脳疾患、あるいは脊髄損傷で引き起こされる歩行障害にも適用可能と期待され、現在その価値検証を複数のリハビリテーション病院で進めている。今後、アシストの筋肉活動への影響だけでなく、姿勢への影響や歩行障害における脳・中枢神経系の再組織化などについても解析を進めていきたい。

なお、本アシスト装置を 2007 年の国際福祉機器展を皮切りに、バリアフリー 2008 やウェルフェア 2008 などの国内のいくつかの福祉機器展に出展した。

謝 辞

現在に至るまで、実験の被験者や展示会で貴重なコメントをくださった体験者を含め、多くの方々にご協力いただいた。心より感謝を申し上げる。

特に東京工業大学大学院総合理工学研究科の三宅美博准教授には、アシスト装置とヒトの間の相互作用を考慮しながらヒトと同じ時間スケールで装置を動かす制御手法をご指導いただいた。その他、ワコール人間科学研究所、東京都老人総合研究所、中部ろうさい病院・労災リハビリテーション工学センターなどの多くの専門家の方々からもご教示いただいた。この場を借りてお礼を申し上げる。

参考文献

- (1) 総務省統計局ホームページ, <http://www.stat.go.jp/data/topics/topi321.htm>, 2008/9/15
- (2) 根本勇, 青山正恵, 柳田美佳, 松垣紀子, 山川純, 黒田善雄, 木村靖夫, 古武裕, 樋口満: 中高年齢者の健康増進のためのレジスタンストレーニングに関する研究, *Journal of Exercise Science*, Vol.4, p.29-38(1994)
- (3) 中井隆雄: 表面筋電位を用いたパワーアシスト制御手法の開発と歩行支援用パワーアシスト脚 HAL-3 の構築, 筑波大学大学院博士課程, システム情報工学研究科, 知能機能システム専攻, 修士論文(2002)
- (4) 中村夏実, 根本勇, 小山裕史, 黒田善雄: 血圧の連続測定からみた中高年齢者のレジスタンストレーニングの安全性, *デサントスポーツ科学*, Vol.19, p.104-115(1998)

- (5) 根本勇, 中村夏実, 小山裕史, 大門芳行, 鈴木朋美, 岩竹淳, 黒田善雄: 初動負荷トレーニングの科学的基礎, *体育の科学*, 49 巻, p.147-156(1999)
- (6) 萩田太, 小山裕史, 藤原博康: ウェイトトレーニング法の違いが呼吸循環反応と関節可動域へ与える影響, *トレーニング科学*, Vol.7, No.2, p.77-84(1995)
- (7) 小田伸午: *運動科学*, 丸善出版, p.225(2003)
- (8) 高野進: 日本人のための二軸走法, *スキージャーナル*, p.128(2007)
- (9) Volpe, B.T., Krebs, H.I., Hogan, N., Edelstein, L., Diels, C., Aisen, M.: A novel approach to stroke rehabilitation, Robot-aided sensor motor stimulation, *Neurology*, Vol.54, p.1938-1944(2000)
- (10) 長崎浩: 動作の意味論, 雲母書房, p.281(2004)
- (11) 鈴木隆雄, 平田崇, 及川清志, 遠藤洋介, 安原謙, 島田圭, 菊池敬士郎, 井土哲也, 仲貴子, 木村裕一, 石渡喜一, 石井賢二, 清水孝彦, 島田裕之, 古名丈人, 逸見治: 高齢者に対する歩行アシストロボットの効果検証研究, 平成 17 年度~平成 18 年度, 東京都老人総合研究所・本田技術研究所共同研究, p.113(2007)
- (12) 安原謙, 島田圭, 平田崇, 菊池敬士郎, 三宅美博: 歩行支援ロボットによるヒト歩行運動の発達, 第六回認知運動療法研究会学術集会, 予稿集, p.41(2005)
- (13) Taga, G., Yamaguchi, Y., Shimizu, H.: Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biological Cybernetics*, Vol.65, p.147-159(1991)
- (14) 東嶋和子: 脊髄損傷という足かせから解き放たれる日へ(3) ロボット技術でリハビリを支援, *メディカルバイオ*, 11 月号, p.64-69(2007)
- (15) 三宅美博, 宮川透, 田村寧健: 共創出コミュニケーションとしての人間-機械系, 計測自動制御学会論文集, Vol.37, No.11, p.1087-1096(2001)
- (16) 上田淳, 白築健司, 小田伸午, 小笠原司: コンタクトスポーツ上級者の骨盤回旋運動を規範にしたヒューマノイドロボットのモーメント補償高速歩行, *日本ロボット学会論文誌*, Vol.23, No.4, p.75-83(2005)
- (17) 鈴木秀次, 藤森健, 吉田雅司, 小山裕史: 初動負荷トレーニング動作のバイオメカニクスと神経筋制御, *バイオニクス研究*, Vol.9, No.1, p.26-33(2005)
- (18) Goetz-Neumann, K., 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 盆子原秀三訳: 観察による歩行分析, 医学書院, p.186(2005)
- (19) 及川清志: 歩行アシスト, 人と共存するクルマとロボットフォーラム, 予稿集, p.7-11(2008)
- (20) ワコール人間科学研究所: スパイラルエイジング, 株式会社ワコール広報室, p.98(2000)

- (21) 生命工学工業技術研究所：設計のための人体寸法データ集，通産省産業工業技術院生命工学研究所，p.219 (1994)
- (22) Shimada, H., Suzuki, T., Kimura, Y., Hirata, T., Sugiura, M., Endo, Y., Yasuhara, K., Shimada, K., Kikuchi, K., Oda, K., Ishii, K., Ishiwata, K. : Effects of an automated stride assistance system on walking parameters and muscular glucose metabolism in elderly adults, British Journal of Sports Medicine, Vol.42, p.622-629(2008)

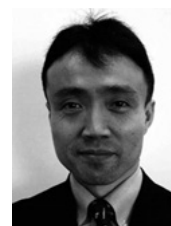
■ 著 者 ■



安原 謙



島田 圭



小山 泰司



井土 哲也



菊池 敬士郎



遠藤 洋介