歩容改善のための体幹・骨盤運動補助による歩行アシスト

橋本 光太郎^{*1}, 田中 孝之^{*2}, 日下 聖^{*1}

Walking assist by trunk and pelvis motion assist for gait improvement

Kotaro HASHIMOTO^{*1}, Takayuki TANAKA^{*2} and Takashi KUSAKA^{*1}^{*1,*2}Hokkaido University

Kita 14, Nishi 9, Kita-ku, Sapporo, Hokkaido 060-0814, Japan

Received: 1 February 2018; Revised: 6 April 2018; Accepted: 31 May 2018

Abstract

The purpose of this study is to develop a walking assist device by controlling trunk and pelvis motion. Human gait motion consists of whole body exercise including lower body motion and upper one. As all exercises are performed normally, walking with less energy loss is performed. If any exercises are incomplete, compensatory motion is performed and it is considered that there is energy loss. Therefore, this study aims at developing the walking assist device to make normal exercises and reduces energy loss by applying external forces, focusing on the trunk rotation and the pelvic rotation that involved in stride length and walking speed.

Keywords : Walking assist, Pelvic step, Spinal engine

1. は じ め に

近年、高齢化に伴う身体機能の低下による要介護者の増加が問題となっている。要介護状態となる要因の中には骨・関節・筋肉等の運動器に障害が発生する運動器障害があり、全体のおよそ2割を占めている(厚生労働省, 2011)。このため、運動器障害が発生する前に障害を予防するか、もしくは発生してしまった後でも適切なりハビリを行うことにより要介護状態を防ぐことが重要である。

これまで多くのリハビリを目的とした人の動作をアシストするツールが開発されている。人が日常行う基本的な動作である歩行を支援するアシストツールもまた盛んに開発されている。佐野ら(佐野, 岩月, 2012)は歩行時の股関節の屈曲動作、膝関節の屈伸動作をバネとカムを利用することにより無動力でアシストする外骨格型の歩行支援機を開発している。山海ら(山海他, 2000)は装着者の表面筋電位を入力として、股関節、膝関節の屈伸動作を外骨格フレームとアクチュエータにより支援するパワーアシストシステムを開発している。これら従来の歩行アシストの研究では下半身に対して外力を加え、その動作を支援することで歩行アシストが実現されてきた。しかし、人間の歩行は下半身の運動のみならず、上半身も利用した全身運動である(山崎, 1984)。この下半身と上半身の運動が調和することにより、無駄の少ない歩行が維持されることが考えられる。しかし、高齢により体力レベルが若年者に比べ低下し、基礎体力レベルが低い場合には下半身の動きに対して上半身の動きが追従できずに下半身と上半身の調和が乱れ、無駄な消費エネルギーが発生することが考えられる。このような場合、上半身の動作を支援することで下半身の動作を促し、無駄の少ない歩行が行えるようにする歩行アシストを実現できると考えた。これまで、我々は上半身である

No.18-00064 [DOI:10.1299/transjsme.18-00064], J-STAGE Advance Publication date : 8 June, 2018

本論文は、第23回ロボティクスシンポジウム講演論文集(2018), No.5B3の掲載内容に基づいた論文である。

^{*1} 正員, 北海道大学 (〒060-0814 北海道札幌市北区北14条西9丁目)

^{*2} 正員, フェロー, 北海道大学

E-mail of corresponding author: k_hashimoto@hce.ist.hokudai.ac.jp

Fig. 1 Trunk and pelvis motion assist device (TPMAD)

Fig. 2 Prototype of TPMAD

体幹の回旋動作を支援する装置を製作し、体幹の回旋動作支援を行うことで、歩行を円滑に行えるようにし、下肢の負担低減が行えることを示した(橋本他, 2016)(相津他, 2017a).

本研究では、体幹回旋補助装置を発展させ、体幹の運動のみならず骨盤の運動を同時に支援し、下半身と上半身の運動を協調させることで歩容を改善する歩行アシスト装置を開発する。歩行時には下半身と上半身の間において力学的なエネルギーのやり取りがなされており、下半身と上半身の運動規模に差がある場合、そのやり取りの過程において損失が発生していると考えられる。この損失を減らし、効率の良い歩容へ改善するため、下半身と上半身の運動規模の差を低減することを目的とする。まず、下半身と上半身それぞれの運動状態を変化させるための装置について、歩容解析に基づいたハードウェア設計を行う。次に、補助力の与え方を制御するための制御系の設計を行う。最後に、歩行実験を行い、歩容改善とエネルギー損失の観点から提案手法の評価を行う。

2. 体幹・骨盤運動補助による歩行アシスト

人の体は大きく2つに分けて上半身と下半身に分けられる。上半身は腰より上の部位を指し、胴体、頭部、および上肢からなり、下半身は腰より下の部位を指し、骨盤部および下肢からなる構造となっている。人が2つの脚で行動する際には、常に上半身と下半身の間でバランスが取れるようになっている。上半身がわずかに前方変位していたり、後方変位していたとしても、下半身がそれぞれ逆方向に変位することでバランスが保たれ、立位姿勢が維持される(Lafage et al., 2008)。このような上半身と下半身の協調関係は歩行のような運動時にも現れる。この協調関係を取り持っている存在が上半身と下半身をつなぐ脊柱である。Gracovetsky ら(Gracovetsky and Lacono, 1987)は、歩行を行う際上半身と下半身の運動に発生する角運動量を打ち消すように、脊柱が上半身と下半身の間においてエネルギーの伝達経路のような役割を果たすことを示しており、これを *Spinal Engine* と提唱している。本研究では、この *Spinal Engine* に着目し、歩行時に脊柱が果たしているエネルギーの伝達経路のような役割を果たす装置を製作し、体幹と骨盤において相互に回旋運動を与え、体幹と骨盤の間において効率的なエネルギーの授受が行われるようにすることでエネルギー損失の少ない歩容に改善することを目指す。

図1に開発する体幹・骨盤運動補助装置の概略図を示す。胸郭と骨盤を一つの柔軟な軸で連結し、胸郭と骨盤の間で相互に回旋を行わせる構造となっている。特に骨盤の回旋運動を補助することで、歩行に大きく作用することが可能と考える。骨盤の回旋運動は歩行中の歩幅に作用することがBruijn ら(Bruijn et al., 2008)によって示され、*Pelvic Step* と呼ばれている。また、McGeer(McGeer, 1990)が提唱した非常に効率の良い歩行で知られる受動歩行理論を応用し、蜂谷ら(蜂谷, 鈴木, 2009)は受動歩行器に対して外部から少量のエネルギーを投入することで平地でも受動歩行を行えるという準受動歩行を提唱している。人が行っている歩行は受動歩行に近いといわれており(池俣, 佐野, 2012)、受動歩行が自然と行われるよう準受動歩行のように、本研究で開発する装置により作用することで、人は少ないエネルギーで歩行を行うことが可能であると考えられる。

Table 1 Bending of flexible shaft, stretching range of body surface

	Subject A	Subject B	Subject C
Age	24	22	24
Height [cm] / Weight [kg]	159 / 70	167 / 68	160 / 59
Walking speed [km/h]	7.64	6.29	7.25
Minimum radius of curvature on coronal plane [mm]	496	460	559
Minimum radius of curvature on sagittal plane [mm]	2747	843	1751
T6-S1 Maximum / Minimum distance [mm]	325 / 308	309 / 302	365 / 349
Stretching range [mm]	17	7	16
Amplitude of trunk rotation angle θ_t (SD) [deg]	9.0 (0.6)	5.9 (0.7)	13.8 (1.1)
Amplitude of pelvic rotation angle θ_{pt} (SD) [deg]	7.4 (0.6)	5.1 (0.7)	12.9 (0.8)
Amplitude of chest rotation angle θ_{ct} (SD) [deg]	3.2 (0.5)	0.8 (0.4)	2.5 (0.3)
Chest/Pelvic rotation ratio θ_{ct}/θ_{pt}	0.43	0.16	0.19

3. 体幹・骨盤回旋運動補助装置

3.1 体幹・骨盤運動補助装置の概要

体幹と骨盤に対して回旋運動を与える体幹・骨盤回旋運動補助装置の概要について述べる。

体幹と骨盤の間にて相対的な回旋運動を与えるために、体幹に対してモータの出力軸のトルクを伝達し、骨盤に対してモータの反トルクを伝達する。そのためモーメントアームを確保するための金属プレートを胸郭マウントと骨盤マウントに設け、伝達トルクを一度外力として胸郭および骨盤に与え回旋を発生させる。歩行時の体幹および骨盤の運動を装置の機構により制限させないため、体幹と骨盤の間で動力を伝達する機構には可撓性の高いフレキシブルシャフトを採用する。また、体幹の前屈運動に対しても姿勢・動作を妨げない機構を設ける。体幹に回旋運動を与える胸郭マウントとフレキシブルシャフトの接合部にスライド機構を設け、前屈時の背中での体表面長の伸縮に対応できるようにすることで、装置を装着しても運動を妨げない構造とした。これらの機構にて採用する部品の選定にあたり歩行実験を実施し、歩行分析することで仕様を決定する。

3.2 歩行実験による装置仕様の決定

この歩行分析により決定する仕様として、フレキシブルシャフトに対して作用する曲げの曲率半径について、体幹の前屈運動による体表面長の変化に対応するためのスライド機構のストローク長である。被験者は成人男性 3 名、水平な床の上で歩行を行い、3 次元動作計測システム (MAC3D モーションキャプチャシステム, サンプリング 100 Hz, 赤外線カメラ 11 台) により計測する。体表面長として、ここではヒップマウント上に配置したモータからチェストマウントまでシャフトを渡すことを想定し、仙骨 S1 上マーカーと胸椎 T6 上マーカーの距離を体表面長として計測を行った。ここでは、条件が厳しい状態での値を設計値とするため、歩行の中でも運動強度の高い速歩の状態での計測を行った。ただし、無理に手脚を振り歩くような歩容ではなく、被験者にとって無理なく自然に行える速歩について計測を行った。歩行において体幹は鉛直に保たれるので、シャフトに作用する曲げは骨盤の動作によるものが主体となる。そこで、前額面上での運動と矢状面上での運動に分けて、前額面での運動では立脚期に立脚脚を骨盤が乗り越える際に発生する骨盤の傾斜運動が最も小さな曲率半径の曲げを生じると考え、仙骨 S1、腰椎 L5、胸椎 T12 上に貼付したマーカー 3 点より曲率半径を計算し、設計値を見積もる。矢状面上での運動では歩行の推進力の一部を生み出す体幹の前屈動作が曲げを生じると考え、仙骨 S1、胸椎 T6、頸椎 C7 上に貼付したマーカー 3 点より同様に曲率半径を計算し設計値を得る。

歩行分析結果からシャフトに作用する曲げの曲率半径および体表面長の伸縮幅として S1 上マーカーと T6 上マーカーの距離の最大値と最小値の差分を計算した結果を表 1 に示す。歩行時にシャフトに作用する曲げは前額面上での骨盤の傾斜運動によるものが曲率半径として最小となり、R450 程度であることが確認された。前屈による曲げは曲率半径が大きく、選定に関しては影響がないレベルであったため考慮しない。また、スライド機構の仕様について、歩行時の体表面長の伸縮幅は 20 mm に満たないことが確認された。

Fig. 3 Definition of joint angles

Table 2 Assist device specification

	Specification
Length, Width, Height [mm]	470±50, 350, 65
Weight [kg]	1.8
Motor power [W]	100
Reduction ratio of motor gear head	72:1
Rated speed [rpm]	410
Rated torque [Nm]	3.49
Operating frequency [Hz]	50

3.3 体幹・骨盤運動補助装置の設計および製作

図2に開発した体幹・骨盤運動補助装置の(a)外観および(b)CADモデル, 表2に主な仕様を示す. モータ(マクソモータ製 EC22)が取り付けられた骨盤マウント(Hip mount)は骨盤背部, 胸郭マウント(Chest mount)は胸郭背部に, それぞれベルトで固定され, 身体に装置駆動力が伝わる. 骨盤マウントと胸郭マウントはフレキシブルシャフト(Flexible shaft)およびスライド機構(Sliding mechanism)で連結され, モータの駆動トルクが伝達される. 前述の歩行動作解析の結果, フレキシブルシャフトが対応するべき曲率半径が R450 程度であること, 表2に示す伝達動力より最小曲げ半径 R250, 許容回転数範囲 200~3600 rpm, 許容伝達トルク 1.08 Nm, 全長 180 mm の両回転型フレキシブルシャフト(昌和発条製作所)を採用した.

4. 制御系の設計

4.1 周期入力制御による歩行アシスト

体幹・骨盤運動補助を行うため, 本研究ではアシスト装置の制御系として周期入力制御を導入する. 周期入力制御はその制御系に周波数引き込み現象を持つ非線形方程式を利用することで周期入力と同期した出力を得ることができ, 周期的運動を持つメカニカルシステムを任意のエネルギー状態に動的に安定化する手法で, 周期運動である支援対象の歩行運動に対して有用であり, 適当な歩容へ改善する補助を行う上で適していると考えられる. 周期入力と出力の同期はそのような非線形振動子の持つ特性を利用して実現する. 基本的には式(1)により周期入力 u と出力 x の同期が実現される.

$$\ddot{x} - \varepsilon(1 - \dot{x}^2)\dot{x} + \omega_0^2 x = K_G u \quad (1)$$

ここで, ω_0 は非線形振動子の自励振動周波数, ε , K_G は正の定数である. 周期入力制御では, 式(2)のような加法定理を利用した出力方程式を考える. ω は周期入力の周波数, x は周期入力に同期した解 $x \propto \sin(\omega t)$ であり, K_f は制御出力のゲイン(体幹回旋角の目標振幅), K_{AG1} , K_{AG2} は各同期出力の振幅を1にするためのオートゲインである.

$$y = K_f(K_{AG1}x \cos \psi + K_{AG2}\dot{x} \sin \psi) = K_f \sin(\omega t + \psi) \quad (2)$$

これより, 周期入力制御は入力の周期運動に対して任意の位相差 ψ を持った制御出力 y を得ることができる. この位相差を制御することで系へのエネルギーの入出を制御して, 目標の運動状態へ導くことで周期運動系の運動状態を制御する.

人間の運動補助へ周期入力制御を適用するにあたり, 相津ら(相津他, 2017b)は非線形振動子に Hybrid 振動子という Van der Pol 振動子と Rayleigh 振動子の両方の特性を持つ拡張型 Hybrid 振動子を開発した. 非線形項に対して双対な関係を持つそれらの特性を同時に考慮することで, 相平面上において対称性の良い解軌道を実現できる. また, Hybrid 振動子の解軌道は人間の四肢の運動特性に近いという報告(Huys and Jirsa, 2010)もあることから, 人間の運動に対して親和性の高いアシスト装置の制御系が実現可能と考える.

本研究では図4に示すように右股関節角 θ_{hr} を次式の拡張型 Hybrid 振動子に入力し, 脚の運動に同期した体幹回旋角の目標値 θ_d を得る.

Fig. 4 Block diagram of trunk and pelvis motion assist in walk

Table 3 Variables used in block diagram

θ_{hr}	Right leg hip flexion angle
θ_{pt}	Pelvic rotation angle
θ_{tt}	Trunk rotation angle
θ_t	Relative rotation angle of trunk and pelvis
θ_d	Target angle of trunk rotation
e	Command value
I_{in}	Input current
τ_m	Motor torque
F_{mp}	External force applied to pelvis
F_{mt}	External force applied to trunk

Fig. 5 Outputs of periodic input control

$$\ddot{\theta}_d - \varepsilon[1 - \beta\theta_d^2 - (1 - \beta)\delta\dot{\theta}_d^2]\dot{\theta}_d + \omega_0^2\theta_d = K_G\theta_{hr} \quad (3)$$

ここで、 δ は相平面上における正規化係数であり、理想的には $\delta = 1/\omega_0^2$ を用いる。この振動子は、粘性項のエネルギーフィードバックの項にポテンシャルエネルギーと運動エネルギーの両方を持ち、その比率 β (変形度) を変化させることで図 5 のような任意の弛緩振動を発生させることが可能となっている。例えば、 $\beta = 1$ の場合、上記方程式は Van der Pol 振動子として振舞い、急峻な立上りを持つ振動となる。また、 $\beta = 0$ の場合、Rayleigh 振動子として振舞い Van der Pol 振動子とは逆に緩やかな立上りと急峻な立下がりを示す。 $\beta = 0.5$ では、ちょうど中間の特性として正弦波に近い解軌道を示し、人間の運動特性に近い運動と言われている。このような出力波形の変形により入力周期運動に対して位相の進み・遅れを持たせることで、系のエネルギー制御を可能とする。本研究では、人間の運動に対して先行して補助力を与えることで運動補助を行うために、 $\beta = 1$ として Van der Pol 振動子の特性を持った体幹回旋角の目標値を得る。目標とする体幹回旋角の振幅 K_f は歩行時のエネルギー制御を行う上で歩行状態に合わせて設定するとよいと考えられるが、ここでは試みに一定値の振幅を目標値とし、マウント部のずれやフレキシブルシャフトのねじれの作用が働いた状態においても補助力を伝達できるように、被験者 A,B,C が速歩を行った際の体幹回旋角の振幅 (3 名の平均値) の 3 倍程度の値を目標振幅とした。

周期入力制御により体幹回旋角の目標値を算出した後、それに追従するよう PD 制御にてモータを制御する。PD 制御のゲイン K_p, K_d は被験者が歩行動作を行った際、目標値への追従が行われるように設定を行い、被験者が自身の動作に装置が追従し、かつ装置により回旋を促されていると感じる補助力を受ける状態となるよう調整を行った。

5. 回旋運動補助実験

5.1 実験方法

提案する体幹・骨盤運動補助装置による歩行アシスト効果について、歩行実験を実施し評価を行う。歩行時の歩容を評価するため、人間の歩行動作を 3 次元計測システムによって計測する。計測条件を表 5 に示す。計測動作は平地歩行であり、普段通りの歩行速度での歩行を計測する。すべての実験で歩行目標を規定するため、進行方向の目線の高さに目標物となるものを設定し、その目標に目線を合わせつつ、目標に向かい歩行を行うよう指示した。歩容

Table 4 Imitation of elderly walking

	Natural walking (SD)	Loaded walking (SD)
Speed [km/h]	5.2 (0.0)	5.0 (0.1)
Pelvic rotation angle [deg]	3.4 (0.6)	2.4 (0.6)
Knee flexion angle [deg]	74.2 (2.1)	71.8 (3.7)

Fig. 6 Knee flexion angle

Table 5 Measurement condition

Subject	2 males
Measurement	Motion capture system (100 Hz)
Motion	Walk on floor
Trial number	3 times
Number of strides	6
Deformation rate	$\beta = 1.0$
Amplitude of target trunk rotation angle	$K_f = 30 \text{ deg}$
PD gain	$K_p = 5 \times 10^{-2}$ $K_d = 1 \times 10^{-5}$

Fig. 7 Assist experiment

Fig. 8 Walker model

の評価は図3の関節角について検証する. 条件により生じるデータの有意差の判定のためt検定を実施した. 被験者は前述の歩行実験を行った際, 表1に示すように体幹回旋角 θ_t の振幅が小さく, かつ胸郭回旋角の振幅と骨盤回旋角の振幅の比が最も小さい, つまり歩行時に体幹の運動があまりなく, 下半身と上半身との間のエネルギー損失が大きいと考えられる被験者Bおよび被験者Cに対して本アシストを適用した. 装置着用による効果の比較検証動作として, 装置を着用するが駆動しない場合を回旋補助力無し状態とし, これを基準として, 回旋補助力による補助効果の評価を行った.

本装置は独歩できる高齢者を対象として開発しているが, 本論文では開発した装置と制御系の有効性を安全に検証するために, 危険状態を回避できる20代健康者の足首におもりをつけることで負荷をかけ, 疑似的な高齢被験者とした. 両足首に対してそれぞれ2kgの重りを付けることにより, 表4に示すように歩行速度が0.2 km/h, 骨盤回旋角の振幅が1.0 deg, 膝関節屈曲角の最大点が2.4 degそれぞれ有意 ($p < 0.05$) に低下することを歩行実験により確認した. ここで, 膝関節屈曲角の計測点は図6に示した点であり, 数値は左右での平均値を取っている. このような歩容の変化は部分的ではあるが高齢健康者の歩容 (Murray et al., 1969) の変化と類似するものであり, 本実験ではこの条件を高齢者の歩容を模擬したものとしてアシスト手法の効果検証を行う.

5.2 実験結果

装置による歩容の変化として, 各関節角の振幅および歩行速度, ストライド長, 歩行周期を表6に示す. 回旋補助を行うことにより, 装置が直接作用する骨盤に対する体幹の回旋角 θ_t は被験者Bでは7.3 deg増 ($p < 0.01$), 被験者Cでは15.1 deg増 ($p < 0.01$) と, 設計通り装置による補助力が作用し, 回旋運動に対して作用していることが確認できる. 骨盤の回旋角 θ_{pi} , 胸郭の回旋角 θ_{tr} について, 被験者Bでは共に3.3 deg増加 ($p < 0.01$) しており, 骨盤, 胸郭それぞれに同程度の運動の拡大が確認された. 被験者Cでは骨盤の回旋角が2.1 deg増 ($p < 0.01$), 胸郭の回旋角が11.5 deg増 ($p < 0.01$) と, 胸郭の運動の拡大が大きいものの, それぞれに運動の拡大が確認された. このように, 骨盤と胸郭に対して補助力を加え, 回旋運動を与えるという目的を達成した. また, 膝関節角の屈曲角も被験者Bで

Table 6 Experimental result

	Subject B		Subject C	
	No assist (SD)	With assist (SD)	No assist (SD)	With assist (SD)
θ_t [deg]	3.6 (0.6)	10.9 (2.6)	9.8 (0.8)	24.9 (2.2)
θ_{pt} [deg]	2.2 (0.5)	5.5 (0.6)	7.3 (0.4)	9.4 (0.8)
θ_{tt} [deg]	3.2 (0.7)	6.5 (1.6)	5.2 (1.6)	16.7 (1.9)
θ_{pc} [deg]	4.7 (0.3)	3.2 (0.3)	3.6 (1.1)	3.1 (0.4)
θ_{tc} [deg]	6.2 (0.3)	4.2 (1.1)	6.8 (1.0)	4.8 (0.5)
θ_{ts} [deg]	0.9 (0.1)	1.8 (0.2)	1.4 (0.5)	4.0 (1.1)
Hip flexion angle [deg]	19.1 (1.1)	18.3 (0.8)	18.6 (0.8)	16.8 (1.9)
Knee flexion angle [deg]	74.3 (1.6)	76.3 (1.2)	73.6 (4.6)	74.6 (1.4)
Walking speed [km/h]	5.2 (0.4)	4.8 (0.1)	4.0 (0.1)	4.1 (0.1)
Stride length [m]	1.51 (0.05)	1.39 (0.02)	1.24 (0.02)	1.26 (0.05)
Cycle duration [s]	1.04 (0.04)	1.04 (0.03)	1.12 (0.02)	1.11 (0.02)

Table 7 Segment condition

Segment No. <i>i</i>	Segment name	Moment of inertia [kg · m ²]	
		Subject B	Subject C
1	Pelvis	0.138	0.108
2	Right thigh	0.0995	0.130
3	Left thigh	0.0995	0.130
4	Right lower thigh	0.0343	0.0413
5	Left lower thigh	0.0343	0.0413
6	Right foot	0.00158	0.000965
7	Left foot	0.00158	0.000965
8	Trunk	0.203	0.191
9	Right upper arm	0.0128	0.00799
10	Left upper arm	0.0128	0.00799
11	Right lower arm	0.00506	0.00453
12	Left lower arm	0.00506	0.00453

は有意 ($p < 0.01$) に増大しており, 被験者 C においては両膝の平均値としては有意な差が見られないが, 片脚の値では右膝関節角において 73.7 deg から 76.2 deg へ 2.5 deg 有意 ($p < 0.01$) に増大している. 歩行速度については回旋補助により運動が拡大することで増加することが予想されたが, 今回の結果においては被験者 B, C 両者とも重りの装着による有意な差は見られなかった.

5.3 考察

膝関節角が回旋補助により増大していることから, 高齢者歩行に見られる歩容が若年者の歩行に近づいたことが確認できた. 骨盤の傾斜角, 体幹の側屈角, 体幹の前屈角に表れた変化について, コルセットを着用した際の体幹の側屈角, 前屈角 (Vogt et al., 2000) に類似することから, これらは装置を着用する際の固定ベルトの締め付けによる影響や骨盤と胸郭をつなぐ装置の構造による影響と考えられる.

次に, それぞれの状態における上半身と下半身の力学的エネルギーを次式により計算し, その結果を図 9 に示す.

$$E_{ij} = m_i g (h_{ij} - h_0) + \frac{1}{2} m_i v_{ij}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{ij}^2 \quad (4)$$

ここで, i は身体部分, j は時刻を表し, m_i は身体部分質量, g は重力加速度, h_{ij} は身体部分の重心高, h_0 は立位時の身体部分の重心高, v_{ij} は身体部分重心の速度, I_i は身体部分重心周りの慣性モーメント, ω_{ij} は身体部分の角度を数値微分して得た角速度である. これら身体部分重心およびその速度, 身体部分の角度は動力学計算シミュレータ (SIMM, MusculoGraphics Inc.) を利用して計算し, 身体部分質量および重心周りの慣性モーメントの値は阿江らの推定式 (阿江他, 1992) より算出した. また, 下半身は身体部分 $i = 1 \sim 7$, 上半身は身体部分 $i = 8 \sim 12$ で構成されるものとする. 図 9 中の RHS および LHS はそれぞれ, 右踵接地 (Right Heel Strike) および左踵接地 (Left Heel Strike) を表している.

Fig. 9 Mechanical energy of walker (Subject B, RHS: Right Heel Strike, LHS: Left Heel Strike)

Fig. 10 Evaluation of energy loss (Subject B)

Table 8 Comparison of energy loss

	Subject B		Subject C	
	No assist	With assist	No assist	With assist
e [%]	24.4	21.0	25.9	23.4
E_{max} [J]	81.1	81.8	56.7	58.5

図9より、下半身と上半身の間にエネルギーの伝達が行われ、一方に増減が発生した際にはもう一方が補償し、全身のエネルギーとしては変化が少なくなるようにエネルギー状態が変化していることが確認できる。回旋補助の有無において比較すると、回旋補助を行っていない状態では周波数が高い大きなエネルギーの変動が見られるが、回旋補助を行った状態においてはそのようなエネルギー変動は小規模なものとなっている。これは装置の動作が人の動作のガイドとして作用することで動作のバラつきが小さくなったためと考えられる。

理想的な効率の良い歩行としてエネルギー損失のない歩行を考えると、全身の力学的エネルギーは一定値になると考えられる。実際には、様々な要因でエネルギー損失が発生するが、アシスト対象としている下半身と上半身の運動の調和がとれていない歩行においては、エネルギーの伝達の過程において散逸が発生していると考えられ、損失の大きな歩行となる。このエネルギー散逸を評価するため、歩行中の力学的エネルギー和の最大値からの差を散逸したエネルギーとし、1歩行周期における理想的なエネルギー状態に対する散逸したエネルギーの割合である散逸率を評価関数 e として、次式で定義する。

$$e = \frac{1}{n} \frac{\sum_j^n (E_{max} - \sum_i^s E_{ij})}{E_{max}} \quad (5)$$

ここで、 n は1歩行周期のデータ数、 s は身体部分の数、 E_{max} は歩行中の力学的エネルギー和の最大値である。この散逸率が小さいほど、エネルギー損失が少ない効率的な歩容となることを示す。回旋補助の有無による散逸率を表8に示す。ここでは、計測した3試行の内、エネルギーの水準が近いものとして、 E_{max} の値が近い歩行を抜粋して比較した。表8より、回旋補助によって散逸率が被験者Bにおいては3.4ポイント ($3.4 / 24.4 = 13.9\%$)、被験者Cでは2.5ポイント ($2.5 / 25.9 = 9.7\%$) 改善しており、それぞれ効率的な歩容へ変化したことが確認できる。これより、開発した装置による体幹・骨盤運動補助は、人の上半身と下半身間のエネルギー状態を制御することができ、歩行時のエネルギー損失が少なく、効率の良い歩容へ改善する歩行アシストの実現可能性を示した。

6. お わ り に

下半身と上半身の運動を協調させることで歩容を改善しエネルギー的に効率の良い歩行を行えるよう、体幹と骨盤間にて相対的な回旋運動を与えるアシスト装置を開発した。エネルギー的に効率の良い歩行を実現するため、人間の動作を妨げず補助を行う必要がある。そこで、フレキシブルシャフトによる柔軟な動力の伝達機構を採用することで装置着用による体幹と骨盤の間における運動の制限を低減し、回旋補助を行える装置を設計・製作した。運動補助のための制御方式として周期入力制御を採用し、人の歩行状態に合わせた回旋補助を実施できるよう制御系を構築した。回旋運動補助による歩容改善効果の検証のため、回旋運動補助による歩行実験を2名の被験者に対して実施した結果、模擬した高齢者歩容を若年者歩容へ変化させ、かつ歩行時に発生する散逸エネルギーを改善する効果が見られ、エネルギー損失を低減する効果があることを確認した。以上により、開発した体幹・骨盤運動補助装置は、歩行時の体幹・骨盤回旋運動に作用することで、身体機能低下等によりエネルギー効率が悪化した歩容を改善できる可能性を示唆した。一方で、効果には個人差が見られた。今後は、本提案手法がどのような歩容の人に対して有効であるのか、その適用可能範囲について検討する。さらには、歩行中のバイタルデータを計測することで、開発した補助装置の生体的な作用についても確認を行い、更なる評価を行う予定である。

文 献

- 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, *Society of Biomechanisms Japan*, Vol.11 (1992), pp.23-33.
- 相津琢磨, 橋本光太郎, 日下聖, 田中孝之, 歩行時体幹回旋補助装置のための拡張型 Hybrid 振動子を用いた歩行アシストの一提案, *JSME Conference on Robotics and Mechatronics* (2017a), 1P1-L11.
- 相津琢磨, 日下聖, 田中孝之, 体幹回旋補助装置を用いた波形変形による歩行アシストの一提案, 第22回ロボティクスシンポジウム予稿集 (2017b), pp.271-272.
- Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Dieen, J.H., Kingma, I. and Lamoth, C.J.C., Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organization of total body angular momentum, *Gait & Posture*, Vol.27, No.3 (2008), pp.455-462.
- Gracovetsky, S.A. and Lacono, S., Energy transfers in the spinal engine, *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.9, No.2 (1987), pp.99-114.
- 蜂谷正奏, 鈴木聡一郎, 周期入力による二足準受動歩行ロボットの安定化制御, *バイオメカニズム学会誌*, Vol.33, No.1 (2009), pp.57-63.
- 橋本光太郎, 田中孝之, 相津琢磨, 日下聖, 受動歩行アシストを考慮した体幹回旋補助装置, 第21回ロボティクスシンポジウム予稿集 (2016), pp.117-122.
- Huys, R. and Jirsa, V.K., *Nonlinear dynamics in human behavior, studies in computational intelligence 328*, Springer (2010).
- 池俣吉人, 佐野明人, 受動歩行の現象, 原理, そして応用, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.30, No.4 (2012), pp.350-355.
- Lafage, V., Schwab, F., Skalli, W., Hawkinson, N., Gagey, P.M., Ondra, S. and Farcy, J.P., Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters, *Spine*, Vol.33, No.14 (2008), pp.1572-1578.
- McGeer, T., Passive dynamic walking, *The International Journal of Robotics Research*, Vol.9, No.2 (1990), pp.62-82.
- 厚生労働省, 平成22年国民生活基礎調査の概況 (2011), available from <<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-2.html>>, (参照日 2017年10月13日).
- Murray, M.P., Kory, R.C. and Clarkson, B.H., Walking patterns in healthy old men, *Journal of Gerontology*, Vol.24, No.2 (1969), pp.169-178.
- 山海嘉之, 川村祐一郎, 岡村純平, 李秀雄, 筋電位を用いた歩行支援のための外骨格パワーアシストシステム HAL-1 に関する研究, *日本機械学会 茨城講演会講演論文集* (2000), pp.269-270.
- 佐野明人, 岩月和輝, 無動力歩行支援機の開発, *ロボティクス・メカトロニクス講演会 講演概要集* (2012), 2P1-V08.

- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, M. and Banzer, W., Lumber corsets: Their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.37, No.5 (2000), pp.495-499.
- 山崎信寿, ヒトの体形と歩行運動, *バイオメカニズム学会誌*, Vol.7 (1984), pp.287-294.

References

- Ae, M., Tang, H. and Yokoi, T., Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes, *Journal of the Society of Biomechanisms Japan*, Vol.11 (1992), pp.23-33 (in Japanese).
- Aizu, T., Hashimoto, K., Kusaka, T. and Tanaka, T., A proposal of walking assist method by using of advanced hybrid oscillator for trunk rotation assist device in walk, *JSME Conference on Robotics and Mechatronics* (2017a), 1P1-L11 (in Japanese).
- Aizu, T., Kusaka, T. and Tanaka, T., Proposal of walking assist to use trunk rotation support device by changing wave form, *22nd Robotics Symposia* (2017b) pp.271-272 (in Japanese).
- Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Dieen, J.H., Kingma, I. and Lamothe, C.J.C., Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular momentum, *Gait & Posture*, Vol.27, No.3 (2008), pp.455-462.
- Gracovetsky, S.A. and Lacono, S., Energy transfers in the spinal engine, *Journal of Biomedical Engineering*, Vol.9, No.2 (1987), pp.99-114.
- Hachiya, M. and Suzuki, S., Stabilization of a biped quasi passive walking robot via periodic input, *Journal of the Society of Biomechanisms Japan*, Vol.33, No.1 (2009), pp.57-63 (in Japanese).
- Hashimoto, K., Tanaka, T., Aizu, T. and Kusaka, T., Trunk rotation assist device considering assistance of passive dynamic walking, *21st Robotics Symposia* (2016), pp.117-122 (in Japanese).
- Huys, R. and Jirsa, V.K., Nonlinear dynamics in human behavior, *Studies in Computational Intelligence* 328, Springer (2010) (in Japanese).
- Ikemata, Y. and Sano, A., Phenomenon, principle and application of passive dynamic walking, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.30, No.4 (2012), pp.350-355.
- Lafage, V., Schwab, F., Skalli, W., Hawkinson, N., Gagey, P.M., Ondra, S. and Farcy, J.P., Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters, *Spine*, Vol.33, No.14 (2008), pp.1572-1578.
- McGeer, T., Passive dynamic walking, *The International Journal of Robotics Research*, Vol.9, No.2 (1990), pp.62-82.
- Ministry of Health, Labour and Welfare, Summary report of comprehensive survey of living conditions 2010 (2011), available from <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-2.html>, (accessed on 13 October, 2017) (in Japanese).
- Murray, M.P., Kory, R.C. and Clarkson, B.H., Walking patterns in healthy old men, *Journal of Gerontology*, Vol.24, No.2 (1969), pp.169-178.
- Sankai, Y., Kawamura, Y., Okamura, J. and Woong, L.S., Study on hybrid power assist system HAL-1 for walking aid using EMG, *The Japan Society of Mechanical Engineers* (2000) pp.269-270 (in Japanese).
- Sano, A. and Iwatsuki, K., Development of non-powered gait assist suit, *The Japan Society of Mechanical Engineers* (2012) 2P1-V08 (in Japanese).
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, M. and Banzer, W., Lumber corsets: their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.37, No.5 (2000), pp.495-499.
- Yamazaki, N., The human body and bipedal walking, *Journal of the Society of Biomechanisms Japan*, Vol.7 (1984), pp.287-294 (in Japanese).