歩行動作における下肢関節パワーを用いた身体重心速度の推定に関する研究

齊藤 亜由子^{*1}, 奈良 雄斗^{*2}, 宮脇 和人^{*1}

Center of gravity velocity estimation using lower limb joint power during walking

Ayuko SAITO^{*1}, Yuto NARA^{*2} and Kazuto MIYAWAKI^{*1}^{*1,*2}Department of Mechanical Engineering and Robotics, National Institute of Technology (KOSEN), Akita College
1-1 Iijima-Bunkyo-cho, Akita 011-8511, Japan

Received: 11 June 2019; Revised: 19 July 2019; Accepted: 7 August 2019

Abstract

This paper presents examination of a proposed method for center of gravity (COG) velocity estimation during walking using information obtained from lower limb motion measurements. Lower limb joints and muscles around these joints are used during walking. Gait velocity changes according to lower limb muscle activity. Some earlier reports of relevant studies have suggested that lower limb muscle weakness reduces the walking rate, which increases the probability of falling. Therefore, the relation between the COG velocity and lower limb motion during walking must be clarified. For this study, we constructed gait COG velocity models that represent the relation between the COG velocity and lower limb joint power for each gait phase. For this experiment, gait was measured using a 3D motion analysis system and floor reaction force gauges. We estimated the gait COG velocity models' parameters by applying Kalman filtering using measurement information. The results of analyses using gait COG velocity models indicate a quantitative relation between the COG velocity and the lower limb joint power during walking. Furthermore, results demonstrated that the lower limb joint power that influences the COG movement differs in each gait phase. This analytical method is anticipated for use in the evaluation of healthy feet and ill feet and for evaluating the balance of left and right feet.

Keywords : Motion analysis, Joint power, Center of gravity, Gait velocity, Walking

1. 緒 言

歩行は日常における基本的動作の一つであり、歩行能力の低下は日常生活動作 ADL (Activities of Daily Living) や生活の質 QOL (Quality of Life) の低下をもたらす可能性が示唆されている (岩瀬他, 2013). 加齢や怪我により歩行が困難となった場合、寝たきりや行動範囲が狭くなることを防ぐため、歩行訓練や筋力トレーニングを中心としたリハビリテーションが行われている. 特に、高齢者における歩行速度の低下は、下肢筋力の衰退が主な要因となっていることが示されており (田井中, 青木, 2002), 歩行能力を回復するために重要な筋力の向上が必要である. そのため、歩行中の下肢筋群に着目した研究が行われ、歩行の局面における筋の作動時期 (高浜, 藤田, 1984) や、下肢関節周りの筋活動の特徴 (Neptune et al., 2001) が明らかにされている. また、歩行速度の低下は転倒の危険性を高める要因とされており (Maki, 1997), 安定した歩行を行うためには、歩行速度に影響を及ぼす関節や筋肉の動き、関節間の協調 (Ivanenko et al., 2008; 林他, 2015) を明らかにするとともに、歩行速度と身体運動との関係を定量的に示すことが重要である.

これまでに、関節モーメントや関節パワーなどの下肢関節における力学的パラメータが歩行速度と強い関連性を持つことが報告されているが (Olney et al., 1991; Olney et al., 1994; Winter, 2009), 身体重心速度と力学的パラメータとの関係を定量的に示した例は少ないのが現状である. しかし、歩行において、身体重心の位置エネルギーと、進行方向・上下方向の身体重心速度から成る運動エネルギーの変換効率や歩行効率を評価する 1 つの指標であるた

No.19-00245 [DOI:10.1299/transjsme.19-00245], J-STAGE Advance Publication date : 23 August, 2019

^{*1} 正員, 秋田工業高等専門学校 創造システム工学科 機械系 (〒011-8511 秋田県秋田市飯島文京町 1-1)^{*2} 学生員, 秋田工業高等専門学校 創造システム工学科 機械系

E-mail of corresponding author: saito@akita-nct.ac.jp

め (Cavagna et al., 1976; 小宅, 三和, 2010), 運動エネルギーを構成する身体重心速度の進行方向・上下方向成分と, 力学的パラメータの関係を定量的に示すことは, エネルギーの変換効率に寄与する力学的パラメータを明らかにするために重要である。

そこで本研究では, 下肢関節まわりの筋の活動様式を表す力学的パラメータである下肢関節パワーと, 歩行中の身体重心速度との関係を定量的に示すための解析を行う。はじめに, 三次元動作解析装置および床反力計を用いて健常者の歩行を計測する。本研究においては, 健常者の歩行における下肢の運動と身体重心速度との関係を定量的に示すことが主な目的であるため, 健常者による計測実験を行う。続いて, 歩行における進行方向・上下方向の身体重心速度を推定するため, 下肢関節パワーを用いて歩行重心速度モデルを構築する。解析においては, 計測実験により得られた身体重心速度と下肢関節パワーを用いて, カルマンフィルタにより歩行重心速度モデル内のパラメータを同定する。最後に, 同定したパラメータと下肢関節パワーを歩行重心速度モデルへ適用することにより, 身体重心速度を推定する。さらに, 提案したモデルを用いて推定した身体重心速度と, 三次元動作解析装置より得られた身体重心速度を比較し, モデルの精度を検証するとともに, 歩行の局面において重心移動に影響を及ぼす下肢関節パワーや関節間の協調について検討する。

2. 歩行計測

2・1 被験者と計測装置

歩行における力学的パラメータおよび身体重心速度を得るため, 三次元動作解析装置 (Vicon 社製, Bonita10) と床反力計 (Kistler 社製, 9286) による歩行計測を行った。床反力計は, 遊脚期, 立脚期, および立脚期における片足支持期と両脚支持期を判定するために用いた。

被験者は秋田工業高等専門学校 of 学生 4 名 (身長 1.725 ± 0.095 m, 体重 66.5 ± 10.5 kg) である。各被験者に関する身体特性情報を表 1 に示す。歩行計測実験は秋田工業高等専門学校において実施し, 本実験については臨床実験に関する秋田工業高等専門学校ヒト倫理審査委員会の承認を得るとともに, 被験者に十分な説明を与え, 同意を得た。身体に取り付けるマーカの位置は Plug in Gait Marker を用いた。

あらかじめ各被験者の歩幅を計測し, 歩行路上へ歩幅長毎に目印となるシールを貼付した。計測実験においては, 可能な限り一定の歩幅で, メトロノーム 70 bpm に合わせて一歩ずつ自然に前進するよう指示した。三次元動作解析装置と床反力計は同期しており, サンプルング周波数は共に 100 Hz である。

2・2 関節モーメントと関節パワー

本研究における関節角度と基準座標系の定義を図 1 に示す。基準座標系は, X 軸に垂直な平面を矢状面, Y 軸に垂直な平面を前額面, Z 軸に垂直な平面を横断面とした。

関節モーメントは関節軸まわりの筋張力のモーメントの総和であり, 関節パワーは式(1)に示す通り, 関節モーメントと関節角速度との内積で表される。

Table 1 Anthropometric data.

Subject	Height [m]	Weight [kg]	Age (years)
Subject A	1.80	56	20
Subject B	1.82	66	20
Subject C	1.72	65	19
Subject D	1.63	77	19

Fig.1 Definition of the joint angles and the global coordinate system.

$$W_i = M_i \cdot \omega_i \quad (1)$$

ここで、 W_i は*i*軸周りの関節パワー、 M_i は*i*軸周りの関節モーメント、 ω_i は*i*軸周りの関節角速度を示す。式(1)は任意の一軸周りの関節パワーを示しており、他の二軸周りの関節パワー算出においても式(1)を用いることができる。

関節パワーは個々の筋活動を詳細に示すパラメータではないが、関節パワーを用いることにより関節周りのおおよその筋活動を推定することが可能である。本研究においては、Plug in Gait Marker による計測情報を解析用ソフトウェア (Vicon 社製, Nexus2) へ取り込み、関節角度、関節モーメント、関節パワーを得る。関節パワーに関しては、X, Y, Z 軸周りの三成分すべてによって任意の関節周りの筋活動が表されることから、歩行重心速度の推定においては式(2)に示す関節パワーの三成分を合成した値を用いる。

$$W = \sqrt{W_x^2 + W_y^2 + W_z^2} \quad (2)$$

ここで、 W_x はX軸周りの関節パワー、 W_y はY軸周りの関節パワー、 W_z はZ軸周りの関節パワーを示す。

2・3 歩行計測結果

本実験において、三次元動作解析装置より得られた被験者 A の矢状面における下肢関節角度の結果を図 2 に、矢状面における下肢関節モーメントの結果を図 3 に、下肢関節パワー（三軸成分の合成）の結果を図 4 に示す。図 2~図 4 は、左脚の片脚支持期から両脚支持期、右脚の片脚支持期までの区間を示しており、図 3、図 4 の結果は体重で正規化している。歩行においては、足関節の底屈・背屈、膝関節と股関節の屈曲・伸張が主要な動作であることから、矢状面の下肢関節角度と関節モーメントに着目して歩行の特徴を得る。下肢関節角度、関節モーメント、関節パワーは、被験者 B~C においても同様の結果が得られており、本章においては被験者 A の結果のみを示す。

図 2 より、両脚共に、足関節は片脚支持期から両脚支持期にかけて背屈し、膝関節と股関節は伸展している。図 3 より、左脚の片脚支持期において、支持脚である左脚の足関節は底屈モーメントが増大、股関節は前半で伸展モーメントが減少し、その後屈曲モーメントが増大している。遊脚である右脚の三関節においては、モーメントの変化がほぼ見られない。また、右脚の片脚支持期においても、支持脚の右脚と遊脚の左脚に関して同様の結果が得られた。両脚支持期においては、立脚後期である左脚の足関節が底屈モーメントのピークをとり、膝関節は伸展モーメント、股関節は屈曲モーメントを発生させている。また、立脚初期である右脚の股関節は伸展モーメントを発生させている。本結果より、歩行計測実験においては、健常者の歩行における典型的な下肢関節角度、関節モーメントの変化 (臨床歩行分析研究会, 1997) とおおむね同様の傾向が得られた。

関節パワーは筋の活動形態を表す力学的パラメータであり、関節パワーが正の値をとるときには求心性収縮、負の値をとるときには遠心性収縮が発生していると考えられる (臨床歩行分析研究会, 2008)。図 4(a)より、左脚の片脚支持期において、支持脚である左脚の足関節はわずかに負のパワーを示し、膝関節のパワーは 0 付近で正負に変動している。股関節は前半で正のパワー、後半で負のパワーを示している。図 4(b)より、左脚の片脚支持期において遊脚である右脚の膝関節は遊脚期前半と後半で負のパワーを示しており、股関節パワーを示している。図 4 に示す結果は三軸成分の合成であるが、歩行における主要な動作は主に矢状面において行われるため、健常者の歩行における典型的な矢状面の下肢関節パワーと同様の傾向 (山本, 2003) を示している。

Fig.2 The results for lower joint angles in the gait experiment (From single support phase of left step to single support phase of right step). The results showed the same tendency with typical change in lower joint angles during walking.

Fig.3 The results for lower limb moments in the gait experiment (From single support phase of left step to single support phase of right step). The results showed the same tendency with typical change in lower limb moments during walking.

Fig.4 The results for 3-axis lower limb powers in the gait experiment (From single support phase of left step to single support phase of right step). The results showed the same tendency with typical change in lower limb powers during walking.

3. 解析方法

3・1 歩行重心速度モデルの構築

関節パワーの結果 (図 4) より, 片脚支持期, 両脚支持期において筋活動の特徴が異なることから, 片脚支持期, 両脚支持期それぞれに対応した歩行重心速度モデルを構築する.

片脚支持期は立脚中期であり, 支持脚の足関節においては, 床反力による背屈方向のモーメントに抵抗するため底屈筋群が伸張しながら遠心性に活動し, わずかに負のパワーを示している. 膝関節においては, 床反力による伸展方向のモーメントに抵抗するため, 屈曲モーメントを発生させるが, このモーメントは筋の活動ではなく膝関節周りの靱帯によって発生しており, 図 4 より膝関節のパワーはおおむね 0 であることから, 本モデルにおいては支持脚の膝関節パワーを除外する. 股関節は, 立脚中期全域において伸展しており, 前半は伸展モーメントを発生させる求心性の活動で正のパワーを示し, 後半は屈曲モーメントを発生させる遠心性の活動で負のパワーを示している. 遊脚の三関節においては, 大きなパワーの変化は見られないが, 大腿と下腿はつながった振り子として運動し, 進行方向・上下方向の重心の移動に貢献している. 振り子の原動力は腸腰筋などの股関節屈曲筋群であり, これらの股関節屈曲筋群が遊脚期初期において下肢を振り出し, 求心性の活動を行うことで股関節が正のパワーを示している. 以上の関節パワーの特徴は, 健常者の歩行における関節パワーの特徴 (臨床歩行分析研究会, 1997) と一致しており, 片脚支持期におけるモデルは, 支持脚の足関節パワー, 股関節パワー, 遊脚の股関節パワーを用いて構築する.

本実験における両脚支持期は, 左脚において立脚後期, 右足において立脚初期である. 立脚後期の足関節においては, 爪先離れのために底屈筋が求心性に活動し, 正のパワーを示している. 立脚後期における底屈筋の活動は, 歩行周期全体を通して身体を進行方向へ推進する重要な要因である. 膝関節は屈曲を開始するが, 床反力による屈曲モーメントに抵抗して伸展モーメントを発生させるため, 膝関節周りの筋が遠心性に活動し, 負のパワーを示している. 股関節は, 前半において伸展を維持しながら屈曲モーメントを発生させるため負のパワーを示しているが, 爪先離れに近づくとき腸腰筋などの股関節屈曲筋群が能動的に屈曲を開始し, 求心性の活動を行うため正のパワーを示している. 立脚初期の足関節においては, 前半において踵接地の衝撃吸収と, 重心の上下方向の変位を少なくするため屈曲モーメントを発生させ屈曲し, 正のパワーを示している. その後, 屈曲を維持したまま床反力による屈曲モーメントに抵抗して伸展モーメントを発生させるため, 負のパワーを示している. 股関節は伸展を開始し, 床反力による屈曲モーメントに抵抗して伸展モーメントを発生させるため, 正のパワーを示している. 以上の関節パワーの特徴は, 健常者の歩行における関節パワーの特徴 (臨床歩行分析研究会, 1997) と一致しており, 両脚支持期においては, 左右の下肢関節すべてが重心移動に貢献しており, 図 4 の両脚支持期においてすべての関節パワーに特徴的な変化が見られることから, 両脚支持期のモデルにおいては, すべての下肢関節パワーを用いる. 左脚の片脚支持期における歩行重心速度モデルを式(3), 式(4)に, 両脚支持期における歩行重心速度モデルを式(5), 式(6)に, 右脚の片脚支持期における歩行重心速度モデルを式(7), 式(8)に示す.

$$V_{cogy} = a_{ly} W_{lank} + b_{ly} W_{lhip} + c_{ly} W_{rhip} + d_{ly} \quad (3)$$

$$V_{cogz} = a_{lz} W_{lank} + b_{lz} W_{lhip} + c_{lz} W_{rhip} + d_{lz} \quad (4)$$

$$V_{cogy} = a_y W_{lank} + b_y W_{lknee} + c_y W_{lhip} + d_y W_{rank} + e_y W_{rknee} + f_y W_{rhip} + g_y \quad (5)$$

$$V_{cogz} = a_z W_{lank} + b_z W_{lknee} + c_z W_{lhip} + d_z W_{rank} + e_z W_{rknee} + f_z W_{rhip} + g_z \quad (6)$$

$$V_{cogy} = a_{ry} W_{rank} + b_{ry} W_{rhip} + c_{ry} W_{lhip} + d_{ry} \quad (7)$$

$$V_{cogz} = a_{rz} W_{rank} + b_{rz} W_{rhip} + c_{rz} W_{lhip} + d_{rz} \quad (8)$$

ここで、 V_{cogy} は身体重心速度の進行方向 (Y 方向) 成分、 V_{cogz} は身体重心速度の上下方向 (Z 方向) 成分、 W_{lank} 、 W_{lknee} 、 W_{lhip} は左の足関節・膝関節・股関節における関節パワー、 W_{rank} 、 W_{rknee} 、 W_{rhip} は右の足関節・膝関節・股関節における関節パワーである。 $a_{ly} \sim d_{ly}$ 、 $a_{lz} \sim d_{lz}$ 、 $a_{ly} \sim d_{ly}$ 、 $a_{zy} \sim d_{zy}$ 、 $a_{ry} \sim d_{ry}$ 、 $a_{rz} \sim d_{rz}$ は各関節パワーに関するパラメータであり、関節パワーから速度への単位変換を行う役割を果たすため、単位は 1/N である。

解析においては、三次元動作解析装置より得られた身体重心速度と左右の下肢関節パワーを用いて、各関節パワーに関するパラメータを同定し、これらのパラメータと関節パワーをモデルへ適用することにより歩行中の重心速度を推定する。未知パラメータの同定には、カルマンフィルタアルゴリズムを用いる。カルマンフィルタは構成した状態方程式と観測方程式を用いて、一時刻前までの情報と現時刻において取得した情報をもとに、最適なシステムの状態を推定するフィルタである。先行研究 (齊藤他, 2016; 齊藤他, 2017) においては、スキーマの滑走速度やスクワットにおける重心速度と、床反力や関節パワーなどの力学的パラメータとの関係を表すモデルを構築し、カルマンフィルタを用いることにより精度良くモデル内のパラメータを同定しており、本解析においても先行研究と同様に線形カルマンフィルタ (足立, 丸田, 2012) を用いる。左脚の片脚支持期における進行方向の歩行重心速度モデルに関する状態方程式と観測方程式をそれぞれ式(9)、式(10)に示す。

$$x_{t+1} = Ax_t + Bw_t \quad (9)$$

$$y_t = C_t x_t + v_t \quad (10)$$

ただし、

$$x_t = \begin{bmatrix} a_{ly} \\ b_{ly} \\ c_{ly} \\ d_{ly} \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$y_t = [V_{cogy}], \quad C_t = [W_{lank} \quad W_{lknee} \quad W_{lhip} \quad 1]$$

ここで、 w_t 、 v_t は白色雑音である。状態量 x_t は式(3)における未知パラメータ (a_{ly} 、 b_{ly} 、 c_{ly} 、 d_{ly}) であり、観測値 y_t は、三次元動作解析装置より得られた身体重心速度の進行方向成分である。未知パラメータは、同定する区間全体において一定値であるとし、パラメータが一定値に収束するまで予測ステップ (式(11)、(12)) とフィルタリングステップ (式(13)~(15)) から成る線形カルマンフィルタアルゴリズムを繰り返し計算する。

$$x_{t+1}^- = Ax_t \quad (11)$$

$$P_{t+1}^- = AP_t A^T + BQB^T \quad (12)$$

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- C_{t+1}^T (C_{t+1} P_{t+1}^- C_{t+1}^T + R)^{-1} \quad (13)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - C_{t+1} x_{t+1}^-) \quad (14)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} C_{t+1}) P_{t+1}^- \quad (15)$$

ここで、 P は誤差共分散行列、 K はカルマンゲイン、 Q 、 R はそれぞれ状態方程式、観測方程式における白色雑音 w_t 、 v_t の共分散である。 x_{t+1}^- 、 P_{t+1}^- は時刻 t までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列であり、 x_{t+1} 、 P_{t+1} は時刻 $t+1$ までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列である。本解析においては、状態方程式における白色雑音 w_t が非常に小さく 0 に近い値であると仮定し、共分散行列 $Q = O_{4,4}$ とした。共分散 R に関しては、観測値の出力予測誤差を用いて尤度計算を行い、全被験者のモデルにおいて精度良くパラメータ同定が可能な値を考慮して $R = 0.01$ とした。両脚支持期、右脚の片脚支持期におけるモデルについても同様に未知パラメータの同定を行う。

3・2 歩行重心速度モデルを用いた重心速度推定結果

歩行計測情報を用いて同定した歩行重心速度モデルのパラメータと下肢関節パワーをモデルへ適用することにより推定した身体重心速度の各被験者における結果を図5から図8に示す。本結果より、モデルを用いて推定した全被験者における進行方向・上下方向の身体重心速度の結果は、三次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度と概ね同様の傾向を示していることから、各歩行周期におけるモデル内の下肢関節パワーと身体重心速度との間に定量的な関係があることを示すことができた。本結果は、片脚支持期において主に支持脚の足関節・股関節、遊脚の股関節まわりの筋が重心移動に貢献し、両脚支持期においてはすべての下肢関節まわりの筋が重心移動に貢献していることを示している。

さらに、モデルを用いて推定した身体重心速度の精度を検討するため、モデルにより推定した身体重心速度と、三次元動作解析装置より得られた身体重心速度との二乗平均誤差の結果を表2に示す。計測区間全域における二乗平均誤差の結果 (All) に着目すると、全被験者4名の結果において、進行方向の二乗平均誤差は上下方向における二乗平均誤差よりも小さい。本結果より、構築した歩行重心速度モデルは、上下方向よりも進行方向への身体重心速度と、下肢関節パワーとの関係を精度良く表すモデルであることを示している。また、進行方向の身体重心速度における結果に着目すると、両脚支持期の二乗平均誤差は片脚支持期における二乗平均誤差の約半分の

Fig.5 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model from single support phase of left step to single support phase of right step (Subject A). The COG velocity estimated by proposed model generally agreed with the 3D motion analysis system results.

Fig.6 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model from single support phase of left step to single support phase of right step (Subject B). The COG velocity estimated by proposed model generally agreed with the 3D motion analysis system results.

Fig.7 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model from single support phase of left step to single support phase of right step (Subject C). The COG velocity estimated by proposed model generally agreed with the 3D motion analysis system results.

Fig.8 The COG velocity obtained from the 3D motion analysis system and the COG velocity estimated by the model from single support phase of left step to single support phase of right step (Subject D). The COG velocity estimated by proposed model generally agreed with the 3D motion analysis system results.

Table 2 Root mean square error of estimated velocities.

(a) Y-axis (Traveling direction)				
Subject	RMSE [m/s]			
	Left single support phase	Double support phase	Right single support phase	All
Subject A	0.017	0.008	0.017	0.016
Subject B	0.025	0.011	0.019	0.021
Subject C	0.022	0.013	0.034	0.027
Subject D	0.024	0.009	0.020	0.021

(b) Z-axis (Vertical direction)				
Subject	RMSE [m/s]			
	Left single support phase	Double support phase	Right single support phase	All
Subject A	0.025	0.010	0.033	0.027
Subject B	0.027	0.027	0.051	0.038
Subject C	0.058	0.035	0.030	0.045
Subject D	0.028	0.031	0.025	0.027

値である。本結果より、両脚支持期における左右下肢6関節の関節パワーを用いたモデルは、片脚支持期のモデルよりも精度良く進行方向への身体重心速度と下肢関節パワーの関係を表すモデルであることを示している。各歩行周期における二乗平均誤差の違いに関しては、各関節周りの筋活動だけでなく、各関節間の協調運動が異なることにより誤差が変化することが考えられる。

以上より、健常者の歩行動作において、下肢関節パワーと身体重心速度との間に定量的な関係があることを示すとともに、片脚支持期と両脚支持期においてそれぞれ異なるモデルを用いたことにより、各歩行周期において重心移動に貢献する関節パワーが異なることを定量的に示すことができた。

4. 結 言

本研究では、三次元動作解析装置と床反力計を用いた歩行計測実験を行い、歩行中の下肢関節パワーと身体重心速度の関係について解析した。具体的には、運動変位である両下肢の3関節における関節パワーが、歩行動作における身体重心速度と定量的な関係があると仮定し、両脚支持期、片脚支持期の各歩行周期において重心速度の変化に貢献すると考えられる関節パワーを用いて歩行重心速度モデルを構築した。計測実験において得られた被験者の運動情報と、構築した歩行重心速度モデルを用いて身体重心速度の推定を行った。さらに、歩行重心速度モデルを用いて推定した身体重心速度の推定精度を確認するため、推定した身体重心速度と、三次元動作解析装置の計測結果を用いて算出した身体重心速度との二乗平均誤差について比較・検討を行った。その結果、以下の結論を得た。

1. 歩行における身体重心速度と、下肢関節パワーとの関係を表す歩行重心速度モデルを提案した。提案したモデルを用いて、歩行における身体重心速度を推定し、下肢関節における関節パワーと身体重心速度との間に定量的な関係があることを示した。

2. 片脚支持期と両脚支持期においてそれぞれ異なるモデルを用いたことにより、各歩行周期において重心移動に貢献する関節パワーが異なることを定量的に示した。

歩行速度の低下は転倒の危険性を高める要因とされており、下肢筋力の衰退は歩行速度低下の主な要因であることから、下肢関節周りの筋活動を表す関節パワーと身体重心速度との関係を定量的に明らかにすることは重要である。今後の課題として、歩行中に生じる振動などの非線形要素を考慮してより厳密なモデルへ発展させ、同

定したパラメータの値を比較することにより、身体重心速度に貢献する関節パワーを定量的に示すことが挙げられる。さらに、歩行計測において関節パワーをオンラインでモデルへ適用して重心速度推定結果の精度を検証することにより、健足・患足の判定や、左右足のバランスを評価するための指標としての利用が期待できる。

文 献

- 足立修一, 丸田一郎, カルマンフィルタの基礎 (2012), pp. 95-111, 東京電機大学出版局.
- Cavagna, G. A., Thys, H. and Zamboni, A., The sources of external work in level walking and running, *The Journal of Physiology*, Vol.262, No.3 (1976), pp. 639-657.
- 林祐一郎, 辻内伸好, 宇野龍司, 牧野裕太, 土屋陽太郎, 階段・斜面を含むヒトの歩行に生じる関節角度・モーメントの主成分の解析, *日本機械学会論文集*, Vol. 81, No. 830 (2015), DOI: 10.1299/transjsme.15-00320.
- Ivanenko, Y., D'Avella, A., Poppele, R. and Lacquaniti, F., On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 99, No. 4 (2008), pp. 1890-1898.
- 岩瀬弘明, 村田伸, 阿波邦彦, 松尾奈々, 米山智彦, 山崎康平, 小松直正, 重田裕子, 窓場勝之, 高齢者の歩行パラメーターと下肢筋力およびADL能力との関連: 最速歩行と最大低速歩行時の比較, *理学療法科学*, Vol. 28, No. 3 (2013), pp.347-350.
- Maki, B. E., Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear., *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol. 45, No. 3 (1997), pp.313-320.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A. and Zajac, F. E., Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking, *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 11 (2001), pp. 1387-1398.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N. and McBride, I. D., Work and power in gait of stroke patients, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 72, No. 5 (1991), pp.309-314.
- Olney, S. J., Griffin, M. P. and McBride, I. D., Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach, *Physical Therapy*, Vol.74, No.9 (1994), pp.872-885.
- 小宅一彰, 三和真人, 高齢者の歩行において重力の利用を低下させる原因, *理学療法学*, Vol. 37, No. 2 (2010), pp.70-77.
- 齊藤亜由子, 土岐仁, 廣瀬圭, 実滑走における滑走速度と作用力を用いたカービングターンの特性推定に関する研究, *スキー研究*, Vol. 13, No. 1 (2016), pp.23-29.
- 齊藤亜由子, 宮脇和人, 木澤悟, スクワット運動における下肢関節パワーを用いた身体重心速度の推定に関する研究, *日本機械学会論文集*, Vol. 83, No. 852 (2017), DOI: 10.1299/transjsme.17-00234.
- 田井中幸司, 青木純一郎, 高齢女性の歩行速度の低下と体力, *体力科学*, Vol. 51, No. 2 (2002), pp.245-251.
- 高浜逸郎, 藤田昌大, 歩行時の下肢の筋の作動時期と筋力についての実験的解析, *バイオメカニズム*, Vol.7(1984), pp.265-277.
- 臨床歩行分析研究会, 関節モーメントによる歩行分析 (1997), pp. 19-22, 医歯薬出版.
- 臨床歩行分析研究会, 臨床歩行計測入門 (2008), pp. 139-141, 医歯薬出版.
- Winter, D. A., *Biomechanics and motor control of human movement* (2009), pp.176-199, Wiley.
- 山本澄子, 身体運動のバイオメカニクス, *理学療法科学*, Vol. 18, No. 3 (2003), pp.109-114.

References

- Adachi, S. and Maruta, I., *Fundamentals of Kalman filter* (2012), pp. 95-111, Tokyo Denki University Press (in Japanese).
- Cavagna, G. A., Thys, H. and Zamboni, A., The sources of external work in level walking and running, *The Journal of Physiology*, Vol.262, No.3 (1976), pp. 639-657.
- Hayashi, Y., Tsujiuchi, N., Uno, R., Makino, Y. and Tsuchiya, Y., Analysis of principal components concerning joint angles and joint moments during human gait including stairs and slopes, *Transactions of the JSME (in Japanese)*, Vol. 81, No. 830 (2015), DOI: 10.1299/transjsme.15-00320.
- Ivanenko, Y., D'Avella, A., Poppele, R. and Lacquaniti, F., On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 99, No. 4 (2008), pp. 1890-1898.
- Iwase, H., Murata, S., Anami, K., Matsuo, N., Yoneyama, T., Yamasaki, K., Komatsu, N., Shigeta, Y. and Madoba, K., Relationships among ADL ability, lower limb strength and walking abilities of elderly patients: a comparison of maximum and minimum walking speeds, *Rigakuryoho kagaku*, Vol. 28, No. 3 (2013), pp.347-350 (in Japanese).

- Maki, B. E., Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear., *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol. 45, No. 3 (1997), pp.313-320.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A. and Zajac, F. E., Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking, *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 11 (2001), pp. 1387–1398.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N. and McBride, I. D., Work and power in gait of stroke patients, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 72, No. 5 (1991), pp.309–314.
- Olney, S. J., Griffin, M. P. and McBride, I. D., Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach, *Physical Therapy*, Vol.74, No.9 (1994), pp.872–885.
- Oyake, K. and Miwa, M., Causes decreasing gravity use in elderly walking, *The Journal of Japanese Physical Therapy Association*, Vol. 37, No. 2 (2013), pp.70-77 (in Japanese).
- Saito, A., Doki, H. and Hirose, K., A study on characteristic estimation of carving turns using gliding velocity and acting force of skier gliding on actual snow field, *Journal of Ski Science*, Vol. 13, No. 1 (2016), pp.23-29 (in Japanese).
- Saito, A., Miyawaki, K. and Kizawa, S., A study on estimating the center of gravity velocity using lower limb joint power during squatting, *Transactions of the JSME (in Japanese)*, Vol. 83, No. 852 (2017), DOI: 10.1299/transjsme.17-00234.
- Tainaka, K. and Aoki, J., Fitness-related factors associated with changes in walking speed in elderly women, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 51, No. 2 (2002), pp.245-251 (in Japanese).
- Takahama, I. and Fujita, M., An experimental analysis of leg muscle work during a walking cycle, *Biomechanism*, Vol.7(1984), pp.265-277 (in Japanese).
- The Clinical Gait Analysis Forum of Japan, Gait analysis using joint moments (1997), pp. 19–22, Ishiyaku Publishers, Inc. (in Japanese).
- The Clinical Gait Analysis Forum of Japan, Introduction to clinical gait measuring (2008), pp. 139–141, Ishiyaku Publishers, Inc. (in Japanese).
- Winter, D. A., *Biomechanics and motor control of human movement* (2009), pp.176–199, Wiley.
- Yamamoto, S., *Biomechanics of human movement*, *Rigakuryoho kagaku*, Vol. 18, No. 3 (2003), pp.109-114 (in Japanese).