

(1) 研究題目

※スペースが足りない場合は、枠を追加いただいて構いません。

ウェアラブルセンサとデジタルヒューマン技術を用いた
高齢者の転倒リスク評価と運動支援用具の高適合化

(2) 本研究の期間

(西暦) 2021年4月1日 ~ 2022年3月31日

(3) 本研究の成果と今後の課題

1. はじめに

本研究の目的として以下の二つを掲げた。一つ目の目的は、身体に装着する簡易的なウェアラブルセンサによる運動計測と、身体の運動制御理論に基づくデジタルヒューマン技術とを用いて、歩行などの身体運動の簡便な計測より高齢者の転倒リスクを計算論的に求める方法論の確立である。本研究の二つ目の目的は、この転倒リスク評価結果を踏まえて個々人の身体機能にとって最適な杖、装具、シルバーカーなどの運動支援用具の選定、提案を行うシステムを構築することである。本研究の成果として、以下の二つの研究を報告する。一つ目の研究は、ウェアラブルセンサとして慣性センサを用い、高齢者の歩行バランス評価を行った研究である。もう一つは、運動支援用具としてポール歩行を想定したウォーキングポールを取り上げ、その運動様式や、ウォーキングポールの生体力学評価を行った研究である。

2. 慣性センサを用いた歩行の基本因子の測定とバランス評価

2.1 概要

中高年者の転倒のうち 47.3 %が歩行中に発生し、転倒に関する行動では歩行が最も大きい割合を占める⁽¹⁾。そこで転倒予防の観点から、不安定な歩行による転倒の危険性がある人を特定し、将来の転倒リスクを予測することが重要である。Hofらによる margin of stability (MoS) や Wightらによる foot placement estimator (FPE) のように人の歩行を倒立振子と捉え、単純モデル化することで歩行中のバランス評価をする方法が提案されている^{(2),(3)}。これらの倒立振子を力学的に計算するために、体重心の速度、歩幅、両脚の間の角度および角速度が必要となる。本研究では、高齢者の歩行バランス評価を行うことを踏まえ、被験者の負担にならず容易に歩行測定が可能な慣性センサに着目した。本研究では、1つの慣性センサを用いて個人の歩行の基本因子の測定をし、歩行バランス評価をするシステム開発を行った。また、慣性センサを用いた歩行の基本因子、MoS および FPE の算出した結果より、若年者と高齢者の歩行の特徴の差異を明確化を試みた。

2.2 方法

(1) 実験方法: 本実験では、加速度と角速度を取得するために、小型多機能センサ (ATR-Promotions 製, TSND151, 以下慣性センサ) を使用した。被験者として健常若年成人 14 名 (男性 9 名, 女性 5 名, 年齢: 20.3 ± 1.4 歳 (平均 \pm 標準偏差), 身長: 1.68 ± 0.09 m, 体重: 59.9 ± 6.8 kg) と健常前期高齢者 16 名 (男性 8 名, 女性 6 名, 年齢: 71.9 ± 1.5 歳, 身長: 1.61 ± 0.08 m, 体重: 56.8 ± 10.6 kg) を採用した。

初めに、各被験者の脚の長さを測定した。その後、両面テープで被験者の腰背部に慣性センサを取り付け、ベルトを巻くことによって固定した。計測は室内で実施し、距離 10 m 程度の平地歩行を被験者に行わせた。被験者にとって快適な歩行速度と可能な限り最大の歩行速度での歩行を 5 試行ずつ、計 10 回の計測を行なった。本実験では、立位静止状態から計測を開始し、その後数秒後から歩き始め、また歩行停止した後も数秒間立位静止姿勢を保持した状態のデータを取得した。

(2) 歩行の基本因子の算出: 計測開始直後と計測終了直前の静止状態において、誤って動いていた場合に検出された加速度を外れ値として、その外れ値を削除した。鉛直方向加速度に対して自己相関関数を計算することで 1 歩周期を得た。続いて、加速度と角速度に対して通過帯域を 8 Hz 以下、阻止帯域を 50 Hz 以上とし

たローパスフィルタ(3 次のバターワース)により高周波ノイズを除去した. その後, 加速度と角速度のうち動的状態のみを抽出し, センサ座標系からグローバル座標系に変換し, 重力加速度成分を削除した. また, 加速度を積分することで速度を算出した. しかし, ここで得られる速度は加速度に含まれていたノイズの影響を受けるため, 積分結果の初期値から最終値までの直線増加分を減算する補正を行った. 次に, ある両脚指示期から次の両脚支持期までの重心の移動量が歩幅と一致することから, 重心の歩行速度を用いて歩幅を算出した. また, 歩幅と脚の長さの幾何学的な関係から両脚の間の角度を算出した. 最後に, 脚の長さや速度を用いて円運動の関係式から角速度を算出した.

(3) MoS を用いた歩行バランス評価: MoS では, 質量中心(center of mass: 以下, CoM)の垂直投影 x と線形速度 v , 支持期底面(base of support: 以下, BoS)の境界 U_{max} を用いることで計算することができる. MoS の計算方法は式(1)のとおりである⁽²⁾.

$$MoS = U_{max} - XCoM \quad (1)$$

ここで $XCoM$ は外挿質量中心(extrapolated center of mass)のことで, 式(2)によって表される.

$$XCoM = x + \frac{v}{\omega_0} \quad (2)$$

ここで, ω_0 は長さ l の単振り子の固有振動数である. U_{max} を歩幅, v を両脚支持期中の速度として, 式(1)より若年者, 高齢者の MoS を算出した.

(4) FPE を用いた歩行バランス評価: FPE は, 脚の長さ l の倒立振子を想定し, 脚長 l と前脚が地面に衝突する直前の角速度 $\dot{\theta}_1$, 前脚が地面に衝突したあとの力学的エネルギーが最大位置エネルギーに一致するような両脚の間の角度 λ を用いることで計算することができる. FPE は式(3)の通りである⁽³⁾.

$$FPE = 2l \sin(\lambda) \quad (3)$$

λ は式(4)の非線形方程式を解くことで得られる.

$$l\dot{\theta}_1 \cos^2(\lambda) + 2g \left(\cos\left(\frac{\lambda}{2}\right) - 1 \right) \quad (4)$$

(5) 統計処理: 歩行の基本因子, MoS と FPE の各要因について, 快適歩行と高速歩行の速度間と若年者と高齢者の年齢間におけるそれぞれの主効果と, それらの交互作用を検討するために分割プロット分散分析を行った. 交互作用が認められた場合は, 加えて多重比較も行った. 統計処理には R コマンドー version 4.0.2 を用いた. また, 有意水準は $p < 0.05$ とした.

2.3 結果

(1) 歩行の基本因子: 若年者と高齢者における歩行の基本因子をそれぞれ算出した. それぞれの歩行の基本因子に対する統計結果を表 1 に示す. 1 歩周期では年齢と速度の間に有意な交互作用があった. 多重比較を行った結果, 年齢に関係なく, 高速歩行の方が 1 歩周期は有意に小さくなった. また, 快適歩行において高齢者の方が有意に小さくなり, 高速歩行では, 年齢間に有意な差はなかった. 歩行速度は高速歩行の方が有意に大きくなった. しかし, 間に有意な差はなく, 年齢と速度の間に有意な交互作用は認められなかった. 歩幅は年齢間において若年者の方が有意に大きく, 速度間において高速歩行の方が有意に大きかった. 一方で, 年齢と速度の間に有意な交互作用は認められなかった. 角速度では年齢と速度の間に有意な交互作用があった. 多重比較を行った結果, 若年者と高齢者に関係なく高速歩行の方が角速度は有意に大きくなった. また, 快適歩行において若年者の方が有意に小さくなり, 高速歩行では年齢間に有意な差は認められなかった.

Table 1 Statistical results of basic factors of gait.

			^c p-values
1 step cycle [s]			
	Young people	Elderly people	$p_G = 0.010^*$
Preferred	0.499 (0.022) ^a	0.456 (0.040) ^{a, b}	$p_S < 0.001^*$
Fast	0.417 (0.019)	0.403 (0.042)	$p_{GS} = 0.030^*$
Velocity [m/s]			
	Young people	Elderly people	$p_G = 0.108$
Preferred	1.21 (0.20)	1.17 (0.16)	$p_S < 0.001^*$
Fast	1.77 (0.27)	1.59 (0.17)	$p_{GS} = 0.175$
Step length [m]			
	Young people	Elderly people	$p_G = 0.006^*$
Preferred	0.632 (0.099)	0.566 (0.086)	$p_S = 0.032^*$
Fast	0.711 (0.107)	0.602 (0.086)	$p_{GS} = 0.424$
Angle velocity [rad/s]			
	Young people	Elderly people	$p_G = 0.44$
Preferred	1.19 (0.14) ^a	1.39 (0.26) ^{a, b}	$p_S < 0.001^*$
Fast	1.90 (0.21)	1.87 (0.31)	$p_{GS} = 0.021^*$

Values are means (SD).

^a Significant differences between speeds at the same group ($p < 0.05$).

^b Significant differences between groups at the same speed ($p < 0.05$).

^c analysis of variance (ANOVA) for split-plot factorial design. p_G : p-value for the effect of group; p_S : p-value for the effect of speed; p_{GS} : p-value for the interaction between group and speed.

* Significant main effect or interaction ($p < 0.05$).

(2) MoS を用いた歩行バランス評価: 歩幅 S と進行方向の歩行速度 v_x を用いて若年者と高齢者における MoS を算出した。体格差を考慮し, MoS に対して脚長 l で除すことで正規化を行った (式 (5))。正規化後の MoS の統計結果を表 2 に示す。

$$\frac{MoS}{l} = \frac{S}{2l} - \frac{v_x}{\sqrt{lg}} \quad (5)$$

ここで g は重力加速度を表す。表 2 より, 若年者と高齢者の快適歩行でも高速歩行でも MoS は負となったため, 両脚支持期では XCoM が BoS の外側であることを示し, 不安定な歩行であったことが示された。また表 2 に示すように MoS は速度間において高速歩行の方が有意に小さかった。したがって, 高速歩行の方がより不安定な歩行であったことが示された。一方で, 年齢間に主効果はなく, 年齢と速度の間に有意な交互作用は認められなかった。

Table 2 Statistical results of MoS in preferred gait and fast gait of young and elderly people

	MoS [-]		p-value
	Young people	Elderly people	$p_G = 0.977$
Preferred	-0.0275 (0.0481)	-0.0435 (0.0474)	$p_S < 0.001^*$
Fast	-0.1614 (0.0442)	-0.1446 (0.0466)	$p_{GS} = 0.206$

Values are means (SD).

MoS parameters [m] are data normalized by the length of the leg length [m] and have no units.

p-values were analysis of variance (ANOVA) for split-plot factorial design.

p_S : p-value for the effect of speed.

p_{GS} : p-value for the interaction between group and speed.

* Significant main effect ($p < 0.05$).

(3) FPE を用いた歩行バランス評価: 歩幅 S と両脚の間の角度 λ を用いて若年者と高齢者において FPE を算出した。歩幅は立脚に対する遊脚の接地位置 (human foot placement: 以下, HFP) と考えることができる。FPE に対する実際の足の接地位置の関係を調べるために, HFP と FPE の差を計算した。また, 体格差を考慮し, HFP と FPE の差を脚長で除すことで正規化を行い, これを ε とした (式 (6), 表 3)。

$$\varepsilon = \frac{HFP - FPE}{l} = \frac{S}{l} - 2\sin\left(\frac{\lambda}{2}\right) \quad (6)$$

表 3 より, 快適歩行では ε が正となったため FPE よりも奥側に足を接地しており, 安定な歩行であったことが示された。一方で, 高速歩行では ε が負となったため FPE よりも手前側に足を接地しており, 不安定な歩行であることが示された。また表 3 に示すように, ε は速度間において高速歩行の方が有意に小さかった。したがって, 高速歩行の方がより不安定な歩行であることが示された。一方で, 年齢間に主効果は認められず, 年齢と速度の間に有意な交互作用は認められなかった。

Table 3 Statistical results of HFP-FPE in preferred gait and fast gait of young and elderly people.

	ε [-]		p-value
	Young people	Elderly people	$p_G = 0.640$
Preferred	0.1353 (0.1088)	0.0919 (0.1747)	$p_S < 0.001^*$
Fast	-0.0402 (0.1413)	-0.0426 (0.1167)	$p_{GS} = 0.295$

Values are means (SD).

HFP-FPE parameters [m] are data normalized by the length of the leg length [m] and have no units.

p-values were f analysis of variance (ANOVA) for split-plot factorial design.

p_S : p-value for the effect of speed.

p_{GS} : p-value for the interaction between group and speed.

* Significant main effect ($p < 0.05$).

2.4 考察

(1) 歩行の基本因子: Ohtsu らは, 歩行速度において若年者と高齢者どちらも快適歩行では 1.2 m/s – 1.3 m/s 程度, 高速歩行では 2.1 m/s 程度であったと報告している⁽⁴⁾。本研究と比較すると, 快適歩行はほぼ一致したが, 高速歩行においては 0.3 m/s – 0.5 m/s 程度小さくなった。また Ohtsu らの研究では歩幅において快適歩行では若年者と高齢者ともに 0.65 m 程度, 高速歩行では若年者が 0.85 m で高齢者は 0.8 m であった⁽⁴⁾。本研究と比較すると, 快適歩行では 0.01 m – 0.09 m 程度, 高速歩行では 0.15 m – 0.20 m 程度の誤差を生じた。これはノイズを含んだ加速度を積分して速度を, さらに速度を積分することで歩幅を得るため積分誤差が蓄積したと考えられる。

統計処理の年齢間の有意差に着目すると, 高齢者の方が 1 歩周期は有意に短く, 細かくステップを踏むような歩行の特徴があると考えられる。歩幅において高齢者の方が有意に短いため, 小股で歩くことも特徴であることが考えられる。

(2) MoSを用いた歩行バランス評価: Ohtsuらは、快適歩行と高速歩行を比較した場合、高速歩行の方で MoS が有意に小さくなることを報告しており⁽⁵⁾、本研究の結果と一致した。したがって、慣性センサによる MoS を用いた歩行バランス評価は有効であることが示唆された。

(3) FPEを用いた歩行バランス評価: Millard は、FPE において快適歩行と高速歩行を比較した場合、高速歩行の方が有意に FPE のより手前側に足を接地することを報告しており⁽⁶⁾、本研究の結果と一致した。また、Millard らの研究において、快適歩行では被験者によって FPE の前後に足を接地していたが、高速歩行ではほとんどの被験者が FPE より手前側に足を接地する傾向があった。この傾向も本研究の結果と一致したことから、慣性センサによる FPE を用いた歩行バランス評価は有効であることが示唆された。

3. 可操作性評価手法と剛体リンクモデルを用いたポール歩行の生体力学解析

3.1 概要

日本の総人口が減少する中、65 歳以上の高齢者の人口は 3617 万人と過去最多であり、高齢者の介護問題に関心が高まっていることは明らかである。要介護になる主な原因は関節疾患、衰弱、骨折や転倒であり、脚、歩行の問題といえる⁽⁷⁾。このような脚の問題や、姿勢に問題がある歩き方の改善策の1つとして 2 本のポールを用いて歩行するポール歩行がある。ポール歩行はその目的に応じて幾つかの種類があるが、本研究においては健常者の運動促進を目的とするスポーツタイプ、歩行時の歩幅、速度を増加させることで高齢者の運動量の増大を目的とするリハビリタイプ、歩行運動による歩行力の向上と姿勢改善を目的とする姿勢改善特化型リハビリポールである川原ウォーキング⁽⁸⁾の 3 種類に着目した。本研究では、この 3 種類のポールを用いた歩行について、各種ポールを使った場合の姿勢、上肢の関節負担に加え、ポールが地面と接触する際の力の出しやすさを評価した。そして各種ポールで提唱されている効果を基に、各々のポール歩行タイプの優位性についての比較、検証を行った。

3.2 解析方法

(1) 剛体リンクモデル: デジタルヒューマンモデルとして、ここでは最もシンプルな剛体リンクモデルに着目した。剛体リンクモデルに基づく運動学ならびに逆動力学計算手法を用いて関節角度の算出、および関節モーメントの推定を行った。逆動力学計算とは入力条件として身体運動データを与えることで、生体内負荷を求める解析方法である。光学式モーションキャプチャシステムにより得られた身体各部の 3 次元位置に基づいて、全身 18 リンク、47 回転自由度を有する剛体リンクモデルを構築した。

(2) 操作力楕円体: ポール先端における力の出しやすさを表す指標として、操作力楕円体⁽⁹⁾と呼ばれる概念を用いた。操作力楕円体とは、複数の関節を有する直鎖状の剛体リンク系(ロボットアーム)について、一律の制約下にある関節速度を用いて実現し得るアーム先端の力の全ての集合を楕円体として視覚的に表現する可操作性評価手法の 1 つである。操作力楕円体を算出するにあたって、評価対象はリンク機構である必要がある。本研究では図 1 に示すようにポール使用者の右半身を矢状面で捉え、上肢とポールを一体化した 5 関節リンク機構とみなした。すなわち、腰椎節、肩関節、肘関節、手首関節、手背にそれぞれ回転自由度を有するリンク系を解析対象とした。

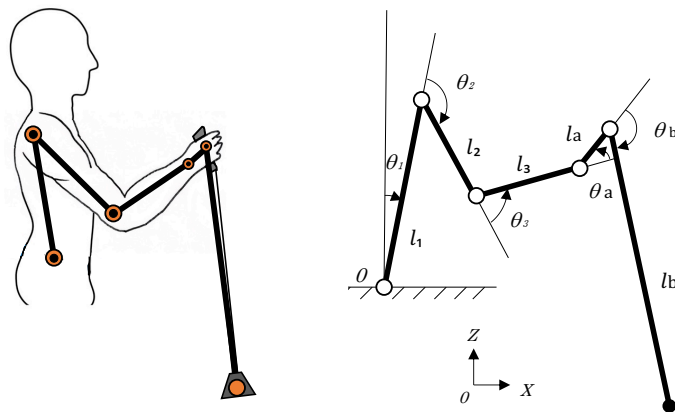


Fig. 1 Five-joint link system.

関節ベクトルを θ ，ポールが地面に与える力を f ，各関節角速度とポール先端の速度の関係を表すヤコビ行列を $J(\theta)$ とすると，操作力楕円体は式(7)で表される．またヤコビ行列は式(8)で定めた．

$$f^T J(\theta) J(\theta)^T f \leq 1 \quad (7)$$

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x}{\partial \theta_2} & \frac{\partial x}{\partial \theta_3} & \frac{\partial x}{\partial \theta_a} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z}{\partial \theta_2} & \frac{\partial z}{\partial \theta_3} & \frac{\partial z}{\partial \theta_a} \end{bmatrix} \quad (8)$$

グリップの握り角度を意味する θ_b は楕円算出の変数としては不適切と判断した．ゆえにヤコビ行列には含めず，視覚的な理解を深める位置座標としての役割に留めた．

算出された操作力楕円体をもとに Chiu の手法に倣い⁽¹⁰⁾，図 2 に示すような task compatibility, task efficiency という指標を定義した．task compatibility はポール反力ベクトルを基に，実際にポールが地面に加えた力ベクトル方向への力を出しやすさを操作力楕円体に基づいて評価するものであり，楕円体の中心から力ベクトル方向の楕円体表面までの距離 l_t で表す．task efficiency は力方向と楕円体の長軸方向のなす角の絶対値 α を指し，最も力を出しやすい方向である長軸方向にどれほど近いかを評価する．

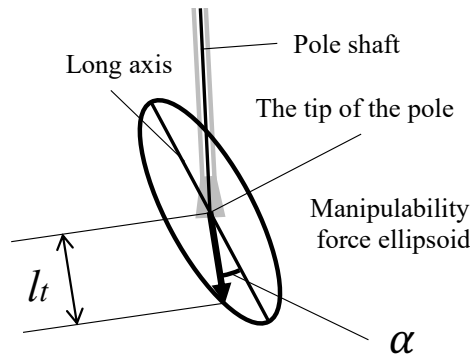


Fig. 2 Geometric relationship among manipulability force ellipsoid, task compatibility l_t , and task efficiency α

3.3 実験・解析方法

被験者は健康成人男性 3 名(年齢: 28 ± 2 歳, 身長: 1.80 ± 0.02 m, 体重: 75.0 ± 2.0 kg)とした．身体各部の 3 次元位置座標を得るため，光学式モーションキャプチャシステム(OptiTrack, Natural Point 社)を使用した．モーションキャプチャ用の反射マーカを VICON Plug-in-Gait の定義に基づいて全身 39 ヶ所に取り付け，専用のカメラでその動きを計測した．同時にポールの床反力ベクトルを計測するために床反力計(TF-4060-D, テック技販社)を用いた．3.1 節で述べた 3 種類のポールを，それぞれの歩行様式に沿って使用させた．被験者は全員ポールの使用経験が無いため，実験開始前に数時間の練習を施した．

歩行路上での 3 種類の歩行様式をそれぞれ 3 試行計測した．各歩行様式の計測を行う前に，被験者に歩行時の 4 歩目の左足接地に伴う右手ポールの接地場所が，歩行路内に置かれた床反力計の中央部となるように歩行開始位置を決定させた．また床反力や関節モーメントなどの身体的指標は，歩行速度に依存するため，全試行において，メトロノームを用いて歩調を 1.28 Hz (77 歩/min)に定め，上述した歩行開始位置を順守させることで歩行速度の統一を図った．

関節モーメント，関節角度について，歩行開始 3 歩目の右足踵接地から 5 歩目の右足踵接地までをポール歩行の 1 周期と定義し，各歩行様式で 3 試行分の平均値を算出した．その後，Hof の方式⁽¹¹⁾に基づき，体重や身長で除することで各平均値を正規化し，被験者間における平均値を算出した．剛体リンクモデルを用いた運動学解析と逆動力学計算により上半身の各関節の関節角度と関節モーメントを算出した．操作力楕円体については，ポール接地時から 0.05 s 後，離地時の 0.05 s 前の間を 4 等分した 5 つの時刻における姿勢を評価対象とした．

3.4 結果

(1) **関節モーメント, 関節角度:**本研究では屈曲伸展方向の関節モーメントに着目した。また姿勢改善効果の程度を明らかにするため、体幹における屈曲伸展方向の関節角度にも着目した。右半身の肘関節, 肩関節, 手首関節の関節モーメントを図 3 に, 首関節, 上部腰椎関節, 下部腰椎関節の関節屈曲角度を図 4 に示す。歩行周期の定義から, 周期 50 %付近でポールが接地していることがわかる。関節モーメントについて, 肩関節では川原ウォーキングが最も大きく, リハビリタイプとスポーツタイプでは僅かにリハビリタイプの方が大きくなった。肘関節ではポール浮遊期はおおよそ同程度であるが, ポール接地以降では川原ウォーキングが最も大きくなった。手首関節ではスポーツタイプが接地と離地付近を中心にモーメントが大きくなった。また体幹の関節モーメントは歩行様式間に顕著な差は見られなかった。関節角度について, 首関節の屈曲角度はリハビリタイプが全区間で最も大きく, 次に川原ウォーキング, スポーツタイプとなった。腰椎関節の屈曲角度は, 全体を通してスポーツタイプが最も大きく, 川原ウォーキングとリハビリタイプはおおよそ同程度となった。

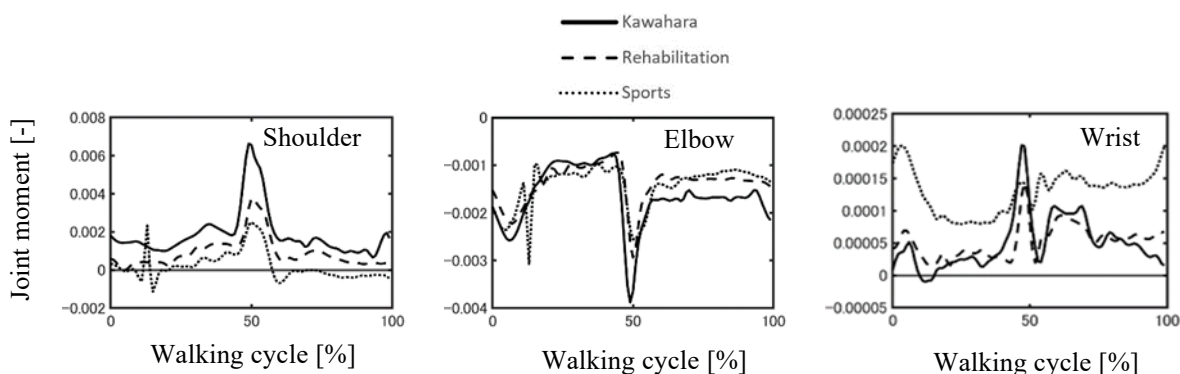


Fig. 3 Joint moments on the sagittal plane. Positive value indicates flexion in the shoulder, flexion in the elbow, abduction in the wrist joint, respectively.

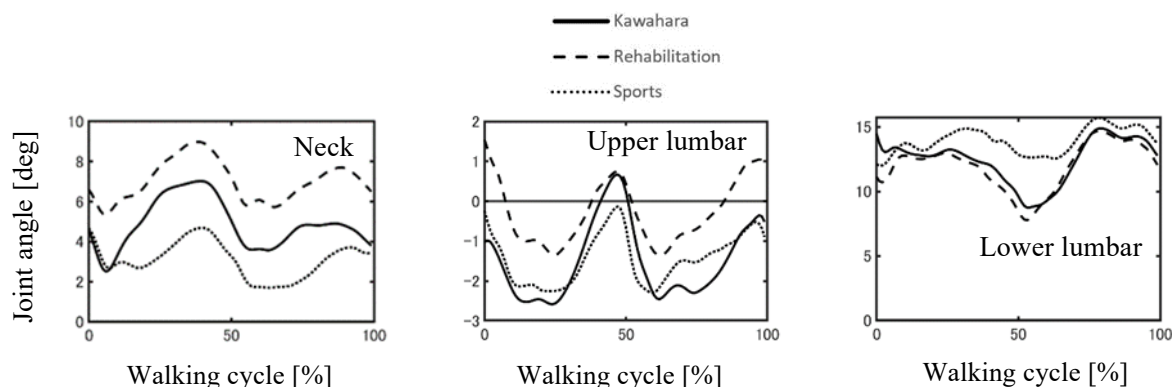


Fig. 4 Joint angles on the sagittal plane. Positive value indicates flexion in each joint.

(2) **Task Compatibility, Task Efficiency:**各時刻における task compatibility, task efficiency の平均値をそれぞれ図 5, 図 6 に示す。また各歩行様式において, 最も平均値に近い値を得た操作力楕円体を図 7 に示す。全ての歩行様式において, ポール接地から離地にかけて task compatibility は大きくなり, task efficiency は小さくなった。

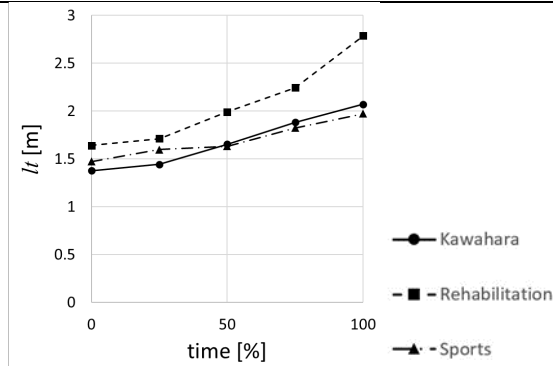


Fig. 5 Task compatibility. The horizontal axis represents normalized period that the pole contacts with the ground.

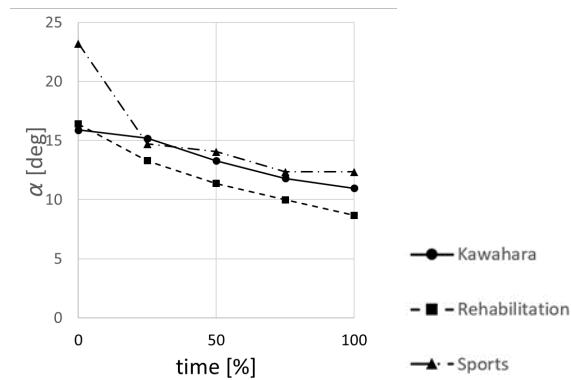


Fig. 6 Task efficiency

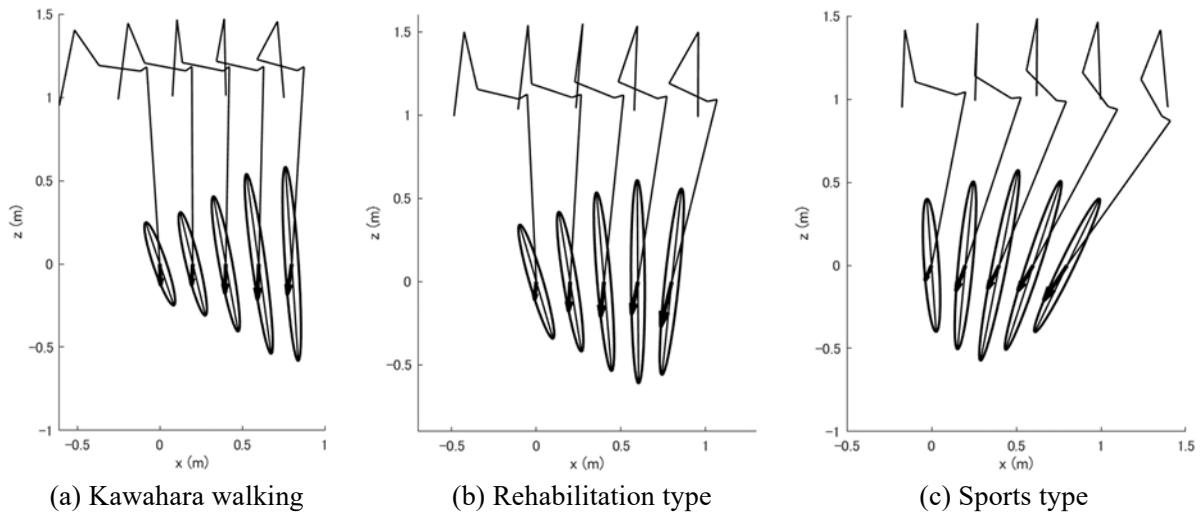


Fig. 7 Manipulability force ellipsoids of three walking types.

3.5 考察

川原ウォーキングのポールは長く、身体前方に垂直にポールを突くために腕をより高く上げる必要がある。よって上方にあげた腕を支えるために、川原ウォーキングでは肩関節負荷が大きくなったと考えられる。同様の理由でスポーツタイプは、ポールを傾斜させた状態で接地するため、腕の位置は低く肩関節負荷は最も小さくなったと考えられる。また川原ウォーキングはポールを身体前方に突いた後、ポールを置いたまま肘を引かずに進む。一方、リハビリタイプ、スポーツタイプでは身体付近や後方にポールを突くため、通常歩行時の上肢のスイング動作に比較的近く、肘の動きの拘束力も低い。ゆえに川原ウォーキングのみ、ポール接地以降に肘関節の負荷が増加したと考えられる。川原ウォーキングでは外転方向である撓屈方向に、リハビリタイプでは内転方向である尺屈方向に曲

がるようにグリップが設計されているが、両者の内外転モーメントの挙動はおおよそ同程度であった。ゆえに両者のグリップ形状は、それぞれの歩行様式に対して適性であると推察できる。腰椎節の関節角度から川原ウォーキングとリハビリタイプは、特にポール接地時に姿勢が直立に近くなっており、両者とも姿勢改善(直立化)の効果があると言える。しかし川原ウォーキングの方が首関節の屈曲角度、屈曲モーメントともに小さく、胸郭節の伸展角度が僅かに大きいことから、姿勢改善では川原ウォーキングの方が優位であると言える。また、task compatibility と task efficiency の傾向から、リハビリタイプが最も力を出しやすい歩行様式であると考えられる。さらに、この傾向から各歩行様式における最も力を出しやすい姿勢が離地時であることが確認できる。これより全ての歩行様式の離地時において、ポールで身体を前に押し出す動作を補助する姿勢をとっていると言える。

4. まとめ

本研究では大きく 2 つの取り組みを行った。ひとつはウェアラブルセンサとして慣性センサを利用し、腰部に装着した慣性センサから取得したデータを用いて歩行の基本因子とバランス評価として有用である指標 MoS および FPE を算出し、その妥当性を検討した取り組みである。モーションキャプチャを用いた先行研究と比較をすると、歩行の基本因子に誤差が大きくなっているが、本提案システムは 1 つの慣性センサしか用いていない点に特徴があり、簡便に MoS や FPE を算出評価できることは有用であると言えよう。もうひとつの取り組みは運動支援用具としてウォーキングポールを取り上げ、3 種類のウォーキングタイプを比較することで、それらの特徴の把握を試みたことである。ここでは評価の方法論として剛体リンクモデルと操作力楕円体の概念を導入し、より客観的な比較を可能とした。これらの取り組みは高齢者の転倒リスク評価や運動支援用具の高適合化に資するものであり、今後のさらなる発展が期待できる。

5. 今後の課題

今後の課題として、以下のような点が挙げられる。

- (1) 慣性センサから取得する歩行速度などの歩行基本因子の推定精度のさらなる向上化。慣性センサのデータ処理手法としてカルマンフィルタのようなノイズ低減の手法などが提案されている。これらの手法を利用することで、さらなる推定精度の向上を目指す。
- (2) 新しい歩行の転倒リスク、バランス評価指標の提案。本研究では歩行のバランス評価指標として応用実績のある MoS などの指標の算出を行った。一方で、これらの指標が必ずしも転倒リスクの評価として万全とまでは言えない問題もある。簡便かつ有用な転倒リスク評価、バランス評価の指標の提案が求められる。
- (3) より具体的な高適合化・最適化した運動支援用具の提案。本研究では、操作力楕円体などの評価指標を用いた運動支援用具の評価を試みた。これにより複数候補の運動支援用具の中から運動支援の目的に合ったタイプを選択することが可能となる。しかし、最適な用具の提案、すなわち最適化を行うことはできていない。運動支援用具の各種の設計パラメータを最適化し、利用者個人の運動目的や身体特性に適合した運動支援用具の提案を可能とすることが求められる。

参考文献

- (1) Li, W., Keegan, T. H. M., Sternfeld, B., Sidney, S., Quesenberry Jr, C. P., Kelsey, J. L., Outdoor falls among middle-aged and older adults: a neglect public health problem, American Public Health Association, Vol. 96, No. 7 (2006), pp.1192-1200.
- (2) Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., Sinke, W. E., The condition of the dynamic stability, Journal of Biomechanics, Vol. 38, No. 1 (2005), pp.1-8.
- (3) Wight, D., L., Kubica, E. G. and Wang, D. L., Introduction of the foot placement estimator: A dynamic measure of balance for bipedal robotics, Journal of Computational and Nonlinear Dynamics, Vol. 3, No. 1 (2008), p.011009.
- (4) Ohtsu, H., Yoshida, S., Minamisawa, T., Katagiri, N., Yamaguchi, T., Takahashi, T., Yomogida, S., Kanzaki, H., Does the balance strategy during walking in elderly persons show an association with fall risk assessment?, Journal of Biomechanics, Vol. 103 (2020), 109657.
- (5) Ohtsu, H., Yoshidam S., Minamisawa, T., Takahashi, T., Yomogida, S., Kanzaki, H., Investigation of balance strategy over gait cycle based on margin of stability, Journal of Biomechanics, Vol. 95 (2019), 109319.
- (6) Millard, M., Wight, D., McPhee, J., Kubica, E., Wnag, D., Human foot placement and balance in the sagittal plane,

Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 131 (2009), pp.1-7.

- (7) 厚生労働省, 2019 年 国民生活基礎調査の概説 (2019), p.24.
- (8) 川原剛正, 歩行用ポール, およびこのポールを使用したウォーキング方法, 特開 2016-144570 (P2016-144570A).
- (9) 吉川恒夫, ロボットアームの動的可操作性, 計測自動制御学会論文集, Vol.21, No.9 (1984), pp.84-89.
- (10) Chiu, S. L., Task compatibility of manipulator, The International Journal of Robotics Research, Vol.7, No.5 (1988), pp.13-21.
- (11) Hof, A. L., Scaling gait data to body size, Gait & Posture, Vol.4, No.3 (1996), pp.222-223.