

パイロットスタディ：ポスチャーウォーキングの バイオメカニクスの特徴 —創始者KIMIKOと一般男性の動作比較—

A Pilot Study: Biomechanical Features of Posture Walking
—Movement Comparison between Founder KIMIKO and Ordinary Man—

山 本 敬 三¹⁾ K I M I K O^{2, 3)} 山 内 夕 佳 里³⁾
YAMAMOTO Keizo KIMIKO YAMAUCHI Yukari

I. 背景と目的

ポスチャーウォーキング(以下, PW; Posture Walking)はKIMIKOによって提唱されたウォーキングスタイルである。現在KIMIKOが代表を務める一般社団法人PW協会のウェブページでは、「PWとは、日常生活でどこでもできる、とてもエレガントで美しい歩き方です。同時に、頭のとっぺんからつま先まで使って歩く、エクササイズウォーキング法でもあります」と記載されている¹⁾。PWは出産による肥満や猫背等の体型改善を目的として、ウォーキングを基とし改良を重ね独自のウォーキングメソッドとして構築された経緯がある²⁾。

PWに関する先行研究を調査すると、筋電計を用いて、PWと一般歩行の筋活動量を比較したところ、筋放電パターンに違いが観察

されている³⁾。また、心拍計測と呼気ガス分析によってPWと一般歩行の運動強度を比較した研究では、心拍数、酸素摂取量ともにPWの方が有意に高くなり、運動強度が大きくなると結論づけており、PWが体づくり運動の保健体育教材として有用なツールになり得ると考察している⁴⁾。PWでは、歩幅が通常歩行のそれに比べて増大する一方で、初期接地時の足圧合計値は有意に減少することが報告されている²⁾。これらの結果から、PWでは、初期接地時の衝撃を低減させ、膝や腰への障害リスクを高めない可能性があると考えられている。

一般歩行に関しては、医師や理学療法士などの医療従事者が正常歩行と異常歩行を識別し、適切な診断や動作評価を行うための科学的知見やデータに関する多くの書籍が出版されている⁵⁻¹⁰⁾。しかし、新たなウォーキング

1) 北翔大学生涯スポーツ学部スポーツ教育学科 2) 北翔大学大学院生涯スポーツ学研究所

3) ポスチャーウォーキング協会

キーワード：ポスチャーウォーキング, 三次元動作分析, 動作比較

メソッドであるPWに関しては、その模範となるバイオメカニクス（運動学・運動力学）的データが十分とは言えない状況である。祝原ら（2016）に述べられている通り、現在までに、PWを紹介する書籍は多数出版されているが²⁾、その運動メカニクスや運動効果について、科学的エビデンスに基づいた情報は不足していると言わざるを得ない。

そこで、本研究の目的は、創始者KIMIKOのPWと一般男性の歩行動作（以下、一般歩行）を比較し、PWのバイオメカニクスの特徴を探索することとした。また、比較の際には、先行研究や文献等のデータも参照して、PWの特徴抽出を行う。

Ⅱ. 方 法

1) 被験者

被験者は創始者KIMIKO（55歳，174.8cm，54.9kg）と健常な一般男性（44歳，170cm，60kg）の2名とした。計測時点において、一般男性はPWのレッスンを一度も受講したことがなかった。実験に先立ち、被験者には口頭にて研究の趣旨を説明し、研究協力の同意を得た。

2) 計測方法と動作課題

動作計測には、光学式モーションキャプチャシステムMAC 3D System（Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA）を用いた。実験では、赤外線カメラ12台を用い、サンプリング周波数200Hzで計測した。計測のための赤外線反射マークは、直径12.5mmのものを用い、マークセットはヘレンヘイズマークセットに左右の上後腸骨棘（PSIS）を追加

した¹⁾。被験者の身体各部31箇所（31箇所）に赤外線反射マークを貼付した。貼付位置は次の通りである。前頭部，頭頂部，後頭部，左右肩峰，左右上腕骨の外側上顆，左右橈骨と尺骨遠位端の中間，左右上前腸骨棘（ASIS），左右上後腸骨棘（PSIS），仙骨，左右膝関節の内外側上顆（膝関節裂隙より2cm上方の高さで前後径の1/2と1/3の中間），左右足関節内外果，左右第2中足骨の遠位端，左右踵部，左右大腿部の外側，左右下腿部の外側。

動作中の床反力の計測には、4台のフォースプレート（BP6001200, AMTI, USA）を用い、左右下肢に作用する床反力をそれぞれ計測した。計測開始直前にキャリブレーションを行い、サンプリング周波数1000Hzで計測した。動作計測では、被験者に約10mの歩行路を歩行させた。歩行路の中間にフォースプレートが設置されており、フォースプレートを左右足で踏み分けて歩行するよう指示した。被験者には、複数回の動作を課し、検者の指示通りに適切に歩行できた1試技を分析対象とした。

3) 信号処理

信号処理および分析では、3次元動作解析ソフトウェアVisual 3D（C-Motion Inc., USA）を用いた。被験者に貼付したマークから身体を14セグメント（頭部，体幹部，上腕部，前腕（含む手部），骨盤部，大腿部，下腿部，足部）に分割し、それぞれのセグメントに貼付した3点のマークから各セグメントのセグメント座標系を求めた。また、動作計測の直前に行ったカメラキャリブレーションで、実験室座標系を設定し、鉛直方向をZ_{lab}軸（鉛直上向きを正とする）、進行方向を

Y_{lab} 軸（進行方向を正とする）とした。 Y_{lab} ベクトル Z_{lab} ベクトルの外積から算出されたベクトルを X_{lab} 軸（左右方向，右方向を正とする）とした。

セグメント座標系の構築に関し、右足部セグメントについては、足関節内果と外果を結ぶ線分の中点を足関節中心とし、右足部では内果から外果に向かうベクトルを X_{foot} 軸とした（左足部セグメントでは外果から内果に向かうベクトルを X_{foot} 軸とした）。 X_{foot} ベクトルと足関節中心から第2中足骨骨頭の遠位端に貼付したマークに向かうベクトルの外積を Z_{foot} 軸と定義し、 Z_{foot} ベクトルと X_{foot} ベクトルの外積によって算出されたベクトルを Y_{foot} 軸と定義した。

右下腿部セグメントについては、足関節中心から膝関節中心（膝関節内外側上顆に貼付したマークを結ぶ線分の中点）に向かうベクトルを Z_{shank} 軸と定義した。次に、 Z_{shank} ベクトルと膝関節内側上顆から外側上顆に向かうベクトルの外積によって算出されたベクトルを Y_{shank} 軸、 Y_{shank} ベクトルと Z_{shank} ベクトルの外積によって算出されたベクトルを X_{shank} 軸と定義した。

右大腿部セグメントについては、膝関節中心から股関節中心^{12, 13)} に向かうベクトルを Z_{thigh} 軸と定義した。次に、 Z_{thigh} ベクトルと膝関節内側上顆から外側上顆に向かうベクトルの外積によって算出されたベクトルを Y_{thigh} 軸、 Y_{thigh} ベクトルと Z_{thigh} ベクトルの外積によって算出されたベクトルを X_{thigh} 軸と定義した。

骨盤セグメントについては、左右PSISを結ぶ線分の中点から左右ASISを結ぶ中点へ向かうベクトルを Y_{pelvis} 軸とし、左ASISか

ら右ASISに向かうベクトルを X_{pelvis} 軸と定義した。 X_{pelvis} ベクトルと Y_{pelvis} ベクトルの外積から算出されるベクトルを Z_{pelvis} 軸とした。すべての座標系は右手直行座標系で構築した¹⁴⁾。また、各セグメントには、身体部分慣性質量、重心位置および慣性モーメントの情報を付与した¹⁵⁾。各セグメントの質量と重心位置から身体の合成重心（以下、COG; Center of Gravity）を求めた。

動作データの分析では、モーションキャプチャシステムによって得られたマーカ座標データと床反力データは、ローパスフィルタ（4次のButterworth型フィルタ、cut-off周波数6Hz（マーカ座標データ）と18Hz（床反力データ）、時間位相補正あり）を適用し、平滑化を行った¹⁵⁾。

モーションデータと床反力データより、キネマティックデータとしてCOGの位置と股・膝・足関節角度を、キネティックデータとして床反力、股・膝・足関節モーメントを算出した。関節角度の算出についてはオイラー角を用い、隣接するセグメント間で、近位セグメントの座標系に対する遠位セグメントの座標系の回転角度を求めた。ただし、股関節角度に関しては、Kirsten Götz-Neumann (2010) による観察による歩行分析手法にならない、実験室座標系に対する大腿部セグメント座標系の角度を求めた⁵⁾。関節角度算出時の回転順序はXYZ、つまり屈伸一内外転一内外旋の順とした。関節モーメントは、運動学データと床反力データを用いて逆動力学解析から求めた。関節モーメントは、被験者の身体質量 (kg) で除して正規化した。2名の被験者の歩行分析から取得した時系列データについては、動作時間が異なるため波形デ

ータの時間軸を正規化した。時間正規化では、左足初期接地から次の左足初期接地までの一歩行周期のデータ数を補間処理し、一歩行周期分のデータ数が101点となるようにした¹⁶⁾。

一歩行周期の相分けについては、観察による歩行指導グループ (O.G.I.G.) による基準に従い、8つの相 (初期接地: IC; Initial Contact, 荷重応答期: LR; Loading Response, 立脚中期: MSt; Mid Stance, 立脚終期: TSt; Terminal Stance, 前遊脚期: PSw; Pre-Swing, 遊脚前期: ISw; Initial Swing, 遊脚中期: MSw; Mid Swing, および遊脚終期: TSw; Terminal Swing) に分けて分析した (図1)。

4) 評価方法

本研究では、PWと一般歩行動作の比較するために、歩行の基本データとして、平均歩

行速度、ストライド長 (2歩分の移動距離)、一歩行周期時間および両脚支持時間を算出した。また、一歩行周期の時系列データとして、床反力鉛直方向成分 (体重 (N) で正規化した。単位: %BW), COG位置の鉛直方向成分、水平面におけるCOGと床反力作用点 (以下, COP; Center of Pressure) の移動軌跡、股・膝・足関節の屈伸角度/底背屈角度および股・膝・足関節の屈伸モーメント/底背屈モーメントを算出した。股関節モーメントに関しては内外転モーメントも求め、比較した。関節モーメントは、身体質量 (kg) で正規化し、単位はNm/kgとした。なお、本研究はパイロットスタディ的に、PWのバイオメカニクスの特徴を探索することを目的とし、被験者数や試技数も限られているため、統計的検定は実施しなかった。

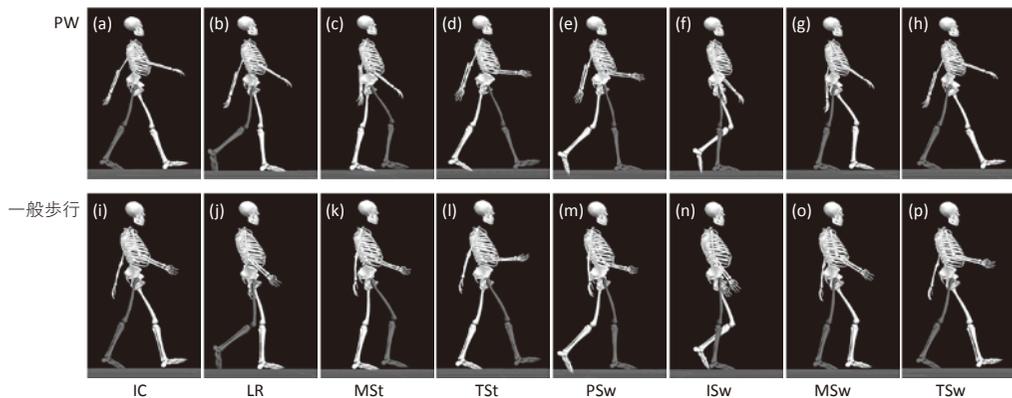


図1 ポスチャーウォーキング (PW) と一般歩行の歩行1周期の相分けと各相の名称。観察による歩行指導グループOGIG

(Observational Gait Instructor Group) の方式に従って分類したもの。着目脚は左脚 (白で表示された脚)。 (a) ~ (h) はポスチャーウォーキング, (i) ~ (p) は一般歩行の連続写真を示す。

図中の略語の意味は次の通りである。 (a, i) IC; Initial Contact (初期接地), (b, j) LR; Loading Response (荷重応答期; 左足接地から右足離地まで), (c, k) Mst; Mid Stance (立脚中期; 右足離地から左足の踵が浮くまで), (d, l) TSt; Terminal Stance (立脚終期; 左足の踵が浮いてから右足の初期接地まで), (e, m) PSw; Pre-Swing (前遊脚期; 右足の初期接地から左足離地まで), (f, n) ISw; Initial Swing (遊脚前期; 右足離地から左右脚が交差するまで), (g, o) MSw; Mid Swing (遊脚中期; 左右脚が交差してから, 遊脚である左脚の下腿部長軸が鉛直軸と平行になるまで), (h, p) TSw; Terminal Swing (遊脚終期; 左脚の下腿部長軸が鉛直軸と平行になる時点から左足の初期接地まで)。

Ⅲ. 結果

歩行の基本データとして、PWと一般歩行の平均歩行速度、ストライド長、一歩行周期時間および両脚支持時間を表1に示す。動作分析から取得された時系列データは図2, 3に示す。これらの図で、グラフ(c)を除いて、全てのグラフの横軸は左足初期接地から次の左足初期接地までを時間正規化し、一歩行周期：Gait Cycle(%)として示した。グラフ(c)のCOGとCOPの水平面上の移動軌跡を示すグラフについては、縦・横軸ともに長さ(m)で示されている。以下に、一般歩行とPWの比較から、特徴的な違いが観察されたデータについて結果を示す。

床反力鉛直成分波形(図2(a)と図3(a))の比較から、初期接地から床反力鉛直成分の第1ピークまで(荷重応答期)の時間は、一般歩行では0.13s(左足), 0.16s(右足)であったのに対し、PWでは0.27s(左足), 0.26s(右足)と大きくなっていった。また、第1と第2ピーク間の床反力波形の落ち込みもPWの方が小さく、通常歩行では左足で1.14%BW(第1ピーク)から0.74%BWであったのに対し、PWでは左足で1.10%BW(第1ピーク)から0.96%BWであった。

COG位置の鉛直方向成分(図2(b), 図3(b))の比較から、COGの上下動は通常歩行

で2.9cmに対し、PWは2.1cmと小さくなっていた。水平面におけるCOGとCOPの移動軌跡(図2(c)と、図3(c))の比較から、PWのCOPの左右動(9cm)は、一般歩行のそれ(22cm)よりも小さい値を示した。

股関節屈伸角度(図2(d), 図3(d))の比較から、一般歩行では左右股関節の屈伸角度波形では、左股関節の最大屈曲時に右股関節は最大伸展を示し、左右の角度データが逆位相となっているのに対し、PWでは、位相差が発生していることが観察された。膝関節屈伸角度(図2(e), 図3(e))の比較から、一般歩行に見られる立脚初期の膝関節の軽度屈曲動作(図1(j))が、PWでは観察されないことが分かる(図1(b))。

膝関節屈伸モーメント(図2(h), 図3(h))の比較から、一般歩行では荷重応答期に比較的大きな膝関節伸展モーメントの発揮が観察されるのに対し、PWでは、同時期に伸展モーメントの発揮は見られず、立脚終期に比較的大きな屈曲モーメントの発揮が認められた。足関節屈伸モーメント(図2(i), 図3(i))の比較から、立脚終期における足関節の底屈モーメントは、一般歩行(1.33Nm/kg)よりもPW(1.59Nm/kg)の方が大きいことが示された。股関節内外転モーメント(図2(j), 図3(j))の比較から、立脚期全般にわたって、一般歩行に比べて、PWの方が外転モーメントの発揮が大

表1 歩行の基本データ

	PW	一般歩行
平均歩行速度 (m/s)	1.06	1.24
ストライド (m)	1.41 ± 0.02 (n=5)	1.27 ± 0.01 (n=4)
一歩行周期時間 (s)	1.33 ± 0.02 (n=5)	1.02 ± 0.01 (n=4)
両脚支持時間 (s)	0.33 ± 0.02 (n=6)	0.22 ± 0.01 (n=6)

きいことが観察された。左股関節の立脚期に観察される第1ピークの値を比較すると一般歩行で0.95Nm/kg, PWで1.27Nm/kgであった。

IV. 考 察

1) 床反力鉛直成分と重心上下動について

荷重応答期（初期接地から床反力鉛直成分の第1ピークまで）における床反力鉛直成分の立ち上がり時間は、PWの方が一般歩行よりも大きくなっていった（図2（a）, 図3（a））。これに関して、殷と大橋（2008）によると、抜き足差し足歩行を行った場合に、同様に床

反力の立ち上がりが緩やかになり、床を鳴らさずに、静かに歩けることになると述べられている¹⁶⁾。実際のPWレッスンでは、初期接地を踵から行うよう指導されており、差し足（音を立てないように、足をつまだてて歩くこと。初期接地がつま先となる歩行）ではないが、床反力の立ち上がり時間が大きいことは、接地音が低減されている可能性がある¹⁷⁾。また、PWの床反力鉛直成分の波形特徴として、第1, 2ピーク間（立脚中期）の波形の落ち込みが小さいことが挙げられた。これは立脚中期の重心の上昇が抑えられている原因と考えられた。PWの重心上下動（2.1cm）は一般

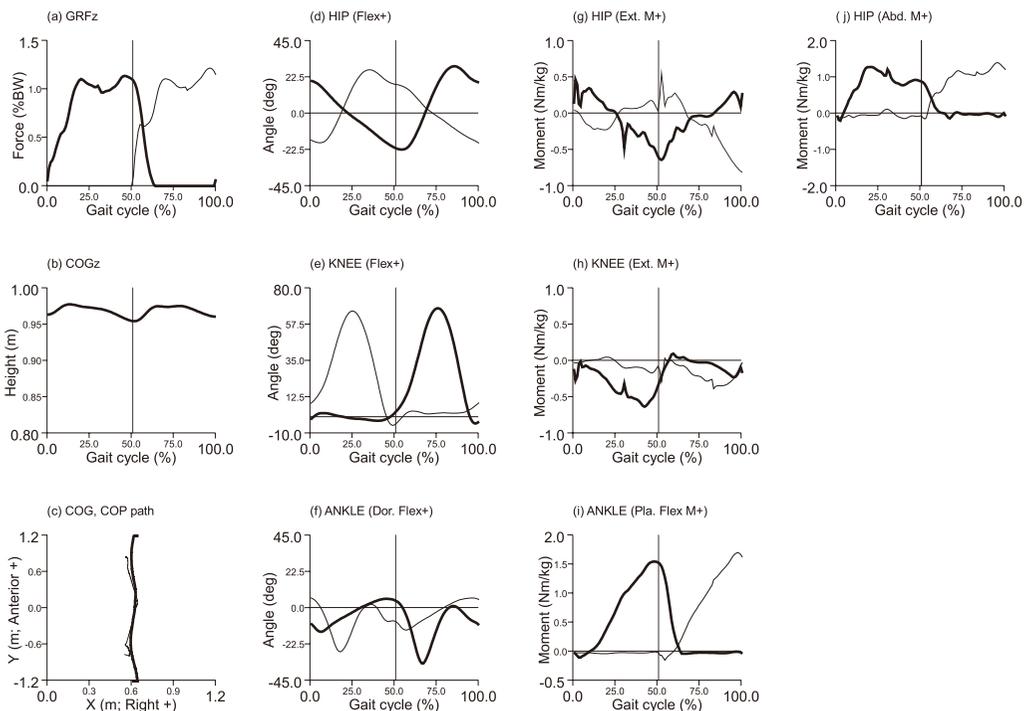


図2 PWの動作分析データ

左足の初期接地から次の左足の初期接地までのデータを100%時間正規化したもの。50%付近に描画された垂直線は、右足の初期接地のタイミングを示す。

(a) 床反力鉛直方向成分, (b) COG位置の鉛直方向成分, (c) 水平面におけるCOGとCOPの移動軌跡（太い実線はCOG軌跡, 細い実線はCOP軌跡）, (d) - (f) 股・膝・足関節の屈伸（底背屈）角度, (g) - (i) 股・膝・足関節の屈伸モーメント（底背屈モーメント）, (j) 股関節内外転モーメント。(b), (c)を除いて, 太い実線のグラフは左脚のデータ, 細い実線は右脚のデータを示す。足関節の角度については, 静止立位時の角度を基準(0deg)としている。

歩行のそれ (2.9cm) よりも小さくなっていた。文献調査では、健常者の歩行の場合、重心上下動は2~3 cmであり、サインカーブを描くと記載されている^{5, 18, 19)}。一般歩行に比べて、PWの重心上下動が小さいことは、初期接地時に身体が受ける衝撃を抑制させることに寄与していると考えられた。PWの重心上下動の時系列データの観察から、重心上昇側が抑制されている印象 (図2 (b)) が伺え、一般歩行のようなサインカーブ (図3 (b)) が描かれていない。今後、さらなる分析の必要が示唆された。

2) 股関節屈伸角度について

PWの股関節屈曲角度データに観察された、左右股関節の屈伸角度に見られた位相差は、興味深い (図2 (d), 図3 (d))。この位相差に関して、先行研究を調査したが、この観点で分析された文献を見出すことはできなかった。グラフの印象から、PWでは股関節の伸展運動をしている時間割合が、一般歩行よりも大きい (PW: 約70%Gait cycle, 一般歩行: 約50%Gait cycle)。実際のPWレッスンにおいては、「後ろ脚に体重を残して歩行する」¹⁹⁾ と指導されていることが、この位相差を生み出した要因ではないかと考えてい

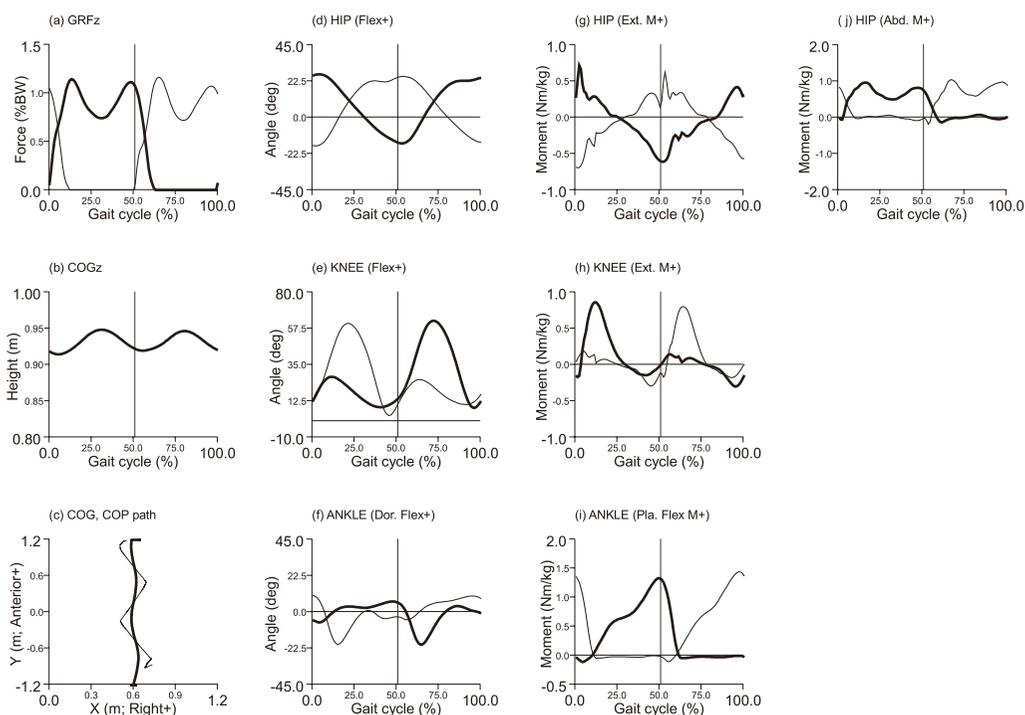


図3 一般歩行の動作分析データ

左足の初期接地から次の左足の初期接地までのデータを100%時間正規化したもの。50%付近に描画された垂直線は、右足の初期接地のタイミングを示す。

(a) 床反力鉛直方向成分, (b) COG位置の鉛直方向成分, (c) 水平面におけるCOGとCOPの移動軌跡 (太い実線はCOG軌跡, 細い実線はCOP軌跡), (d) - (f) 股・膝・足関節の屈伸 (底背屈) 角度, (g) - (i) 股・膝・足関節の屈伸モーメント (底背屈モーメント), (j) 股関節内外転モーメント。(b), (c)を除いて, 太い実線のグラフは左脚のデータ, 細い実線は右脚のデータを示す。足関節の角度については, 静止立位時の角度を基準 (0deg) としている。

る。しかし、このデータの解釈に関しては、現在では情報が不十分であることから、さらなる歩行データの取得と分析が必要である。

3) 膝関節の屈伸角度と屈伸モーメントについて

PWの荷重応答期に膝関節の軽度屈曲が観察されないことは、重要な歩容特徴の1つと考えられる(図2(e))。PWの指導書や実際のレッスンにおいても、立脚期における膝関節の屈曲を抑制するよう指導されている^{17, 21)}。歩行のバイオメカニクスに関する書籍においては、荷重応答期に膝関節が軽度屈曲することは常識的な現象であり⁵⁻¹⁰⁾、本研究で計測された一般歩行の膝関節角度データにおいても同様であった(図1(j), 図3(e))。この荷重応答期における膝関節の軽度屈曲の機能は、衝撃吸収であり、膝関節伸展筋群の遠心性収縮によって、接地時の衝撃が筋によって吸収される⁵⁻¹⁰⁾。一般歩行の膝関節屈伸モーメントのグラフ(図3(h))では、荷重応答期に伸展モーメントの発揮が認められ、上記の参考文献の説明を支持している。

一方で、PWの膝関節屈伸モーメントのグラフでは、立脚期全般に渡って、伸展モーメントの発揮は観察されず、立脚後半に膝関節屈曲モーメントの発揮が増加していく様子が観察される(図2(h))。杉山ら(2016)による筋電計を用いたPWと通常歩行の筋活動量の比較研究では、キック時に大腿二頭筋の顕著な筋放電が観察され、その放電量は通常歩行より大きい傾向を観察していると述べられている³⁾。これらの情報を総合すると、PWでは立脚期に膝関節屈曲モーメントを發揮して膝関節の屈曲を抑制し(図2(e, h))、膝関節の屈曲モーメントの主動筋として大腿

二頭筋が考えられた。一般歩行において、大腿二頭筋の筋活動はスウィング期から着地までと言われていることを鑑みると⁵⁾、PWでは、歩行中に活動しにくい大腿二頭筋を立脚期に積極的に活動させて歩行していることが示唆された。

4) 足関節の底屈モーメントについて

PWの足関節底屈モーメントの発揮は、一般歩行のそれに比べ、立脚終期において高い値を示した(図2(i), 図3(i))。杉山ら(2016)による筋電計測によるPWと一般歩行の比較によると、PWでは前足接地前後で後ろ足の腓腹筋外側頭に顕著な放電が観察されたと報告されている³⁾。腓腹筋外側頭は、足関節底屈筋群の一つであることから、本研究の計測結果を支持していると考えられる。

5) 股関節の外転モーメントについて

立脚期の股関節外転モーメントの第1ピーク値の比較では、PWの方が一般歩行に比べて大きいことが観察された(図2(j), 図3(j))。Kirsten Götz-Neumann(2010)によると、初期接地直後の急激な荷重の移行に即応して、外転筋群が床反力の衝撃を吸収するように遠心性に反応しなければならないため、股関節外転筋群の活動は荷重応答期にピークに達するとある⁵⁾。また、Jacquelin Perry(2007)によると、不安定な骨盤を支えるために、股関節外転筋の強い活動により安定性を維持するとある⁶⁾。PWの股関節外転モーメントの発揮が、一般歩行のそれよりも大きくなった要因として、歩隔の違いによるものと考えられた。図2(c)と図3(c)より、PWのCOP軌跡の左右動は、一般歩行のそ

れよりも小さく、PWでは歩隔が小さいことを示していた。これを考慮して追加分析を行い、左脚立脚中の股関節外転モーメントの最大値を示した時点における、股関節中心と床反力ベクトルまでのレバーアームを算出すると、PWと一般歩行ではそれぞれ0.129m、0.095mとなり、PWの方が大きかった。これらの情報を総合すると、PWでは歩隔を狭くすることで、上記レバーアームを大きくさせ、股関節外転モーメントの発揮を増加させていると考えられた。なお、レバーアームの算出では、左足に作用した床反力の単位ベクトルと、左足COPから左股関節中心に向かうベクトルの2つのベクトルの外積を求め、前額面上 ($X_{lab} - Z_{lab}$ 平面) に投影されたベクトルの大きさを求めた。

V. まとめ

本研究より明らかとなったPWのバイオメカニクス的な特徴を以下に示す。

- 1) 床反力の起伏を抑え、立脚中期の重心の上昇量を抑制する。
- 2) 立脚終期で、足関節底屈モーメントを増加させ、前足接地時の重心落下を抑制する。
- 3) 歩隔を狭くすることで、股関節外転モーメントの発揮量を増やす。
- 4) 立脚期に膝関節を屈曲させず、接地後の重心落下を抑える。
- 5) 立脚期全般にわたって、膝関節の屈曲モーメントが発揮され、通常歩行では活動しにくい膝関節の屈曲筋群の筋活動量を増やす。
- 6) 股関節屈伸角度の伸展の時間割合を長くしている。

文 献

- 1) ポスチュアウォーキング協会ウェブサイト：ポスチュアウォーキングとは. <http://www.posture.co.jp/aboutus/>, 閲覧日：2019年12月24日.
- 2) 祝原豊, 谷津祥一, 辻川比呂斗, KIMIKO, 前澤康代, 杉山康司：歩行時立脚期の足圧分析によるポスチュアウォーキングの特性の検討., *Walking Research*, 20, 49-54, 2016.
- 3) 杉山康司, 岩田理沙, 佐藤里香, 白井友加里, 三林良馬, 祝原 豊, 辻川比呂斗, 谷津祥一, 前澤康代, KIMIKO：保健体育教材としてのポスチュアウォーキングの可能性 —エキスパートポスチュアウォーカーの筋活動およびビギナーが示す運動強度から—, *Walking Research*, 20, 21-27, 2016.
- 4) 祝原豊, 谷津祥一, 辻川比呂斗, KIMIKO, 前澤康代, 杉山康司：姿勢および歩容を意識した歩行が呼吸循環応答に及ぼす影響：ポスチュアウォーキングに着目して. *Walking research*, 21, 3-8, 2017.
- 5) Kirsten Götz-Neumann：観察による歩行分析. 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 盆子原秀三 訳, 医学書院, 2010.
- 6) Jacquelin Perry：歩行分析 正常歩行と異常歩行. 武田功 統括監訳, 医歯薬出版株式会社, 2007.
- 7) Jessica Rose, James G. Gamble ed.：ヒューマンウォーキング原著第3版. 武田 功 統括監訳, 医歯薬出版株式会社, 2009.
- 8) 勝平純司, 山本澄子, 江原義弘, 櫻井愛子, 関川伸哉：介助にいかすバイオメカニクス. 医学書院, 2011.
- 9) Oliver Ludwig：実践にいかす歩行分

- 析 明日から使える観察・計測のポイント. 月城慶一, ハーゲン愛美 訳, 医学書院, 2016.
- 10) 盆子原秀三, 山本澄子: 印象から始める歩行分析 エキスパートは何を考え, どこを見ているのか?, 医学書院, 2018.
- 11) Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8 (3), 383-392., 1990. <http://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- 12) Bell AL, Pederson DR, and Brand RA (1989) Prediction of hip joint center location from external landmarks. *Human Movement Science*. 8:3-16:
- 13) Bell AL, Pedersen DR, Brand RA (1990) A Comparison of the Accuracy of Several hip Center Location Prediction Methods. *J Biomech*. 23, 617-621.
- 14) D. Gordon E. Robertson, Graham E. Caldwell, Joseph Hamill, Gary Kamen and Saunders N. Whittlesey: *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics, 35-51, 2004.
- 15) Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3rd ed. Hoboken, NJ: John Wiley; 1990.
- 16) 江原義弘, 山本澄子 編: 臨床歩行計測入門, 臨床歩行分析研究会 監修, 医歯薬出版株式会社, 2008.
- 17) KIMIKO: DVD付き歩くだけ! ポスチュアウォーキングでかんたんキレイ! 心も変わる!, 講談社, 2014.
- 18) 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析, 医歯薬出版, 2002.
- 19) 山本澄子, 石井慎一郎, 江原義弘: 基礎バイオメカニクス第2版, 医歯薬出版, 2015.
- 20) KIMIKO: 歩く姿勢が美しくなる本, 中経出版, 2007.
- 21) KIMIKO: もっと痩せたい人の美しく歩くだけダイエット, 主婦の友社, 2015.