

開脚立位時における足圧中心動搖軌跡について － 主成分分析による解析と臨床応用の可能性 －

足立満里奈, 田渕正和, 富松美咲

(指導教員: 橋浩久, 大西智也)

要　旨

開眼開脚立位時で計測されたCOP点群の主軸を主成分分析を用いて求め、身体の前後方向を決定する。この前後方向と従来の計測者が定める前後方向との間で生じる方向角度差と、COP解析から算出される前後・左右方向のレンジと矩形面積等の差について議論する。さらに、主成分分析の最大のテーマである次元削減の問題、つまり開眼開脚立位時におけるCOP動搖の1次元化について検討する。

1. 序論

理学療法では、身体運動を表現するために生理学的肢位を基本とし、矢状面、前額面、水平面によって¹⁾、前後左右の向きを規定する。臨床では、明確な決定方法はなく、被験者の感覚や検者の観察によって、前後もしくは左右方向を“恣意的”に決定している。例えば、重心動搖計による足圧中心(Center of Pressure: 以下、COPと記す)の計測は、被験者に可能な限り前方を向かせた立位姿勢で実施し、そのときの身体前面の法線方向を前方向と規定する。しかし、このように決められる前方向に“客觀性がある”とは言い難い。

身体の前方向の客觀的な決定は、日常動作や歩行、スポーツ等を行っているときには、おそらく不可能である。しかしながら、身体が開脚立位状態にあるとき、COP - 身体重心から水平面へ下ろした垂線の足 - の動搖によって、前方向を幾何学的に決定できるものと考える。なぜなら、そのときCOPは直線様運動^{2),3)}をするからである。ただし条件として、立位時に身体の変形がないことを仮定している。次のような理想的な状況を考えよう。重力のみが作用する外界から孤立した環境において、左右対称な形状と内力をもつ身体がある。もし、その身体が形状を保ちながら無限に長い時間立位を保ち続けたとき、COPの微小な動搖軌跡は完全に左右対称となり、前後は非対称となるであろう。したがって、この理想的な場合において、我々はCOP動搖軌跡の前後左右を、その主軸で曖昧さがなく判定することができるであろう。この仮定と上述のCOP直線様運動の事実から我々は、有限の時間であっても開脚立位の状態にあるとき、そのCOP動搖軌跡から近似的ではあるが曖昧さなく、身体の前方向を決定することができると考える。つまり、重心動搖計で計測された開脚立位状態にある身体のCOP座標点群の一方の主軸が前後方向、もう一方の主軸が左右方向を定めるはずである。幾何学的には同座標点群の主成分分析⁴⁾⁻⁶⁾を行うことによって、前述のことが遂行される。本論文の最初の部分において我々は、開脚立位時COP動搖データから身体の前方向を決定する。またこのように幾何学的に決定された前方向に対して、上述の計測者基準で決められた前方向がどの程度異なるかを、それらの間に生じる角度差によって統計的に検討する。

以後の多くの部分で、我々は上述の2つの異なる座標系 - 一方は計測者を基準とした座標系、もう一方はCOP点群の主軸を基準とした座標系 - の間に生じる各種値の差異を検討をしていく。そこで、議論を簡潔にするため、計測者（または被験者、計測器）の基準によって決められた座標系をM(Measurer)系と記し、COP座標点群の主軸を基準とした座標系をP(Principal axes)系と記すこととする。

主成分分析によってCOP動搖の前後方向成分と左右方向成分が幾何学的に分離されたとき – すなわち主軸が決定されたとき –, P系においてCOP軌跡の各方向の真のレンジ h_P , w_P を求めるこができる。他方, M系の各レンジ h_M , w_M は, 重心動搖計の座標系の各軸のCOP点群の最大座標値から最小座標値を単に差し引いたものである。ここで, h_{\dots} は前後方向, w_{\dots} は左右方向のそれぞれのレンジを表す。多くの場合, 前後方向のP系のレンジ h_P はM系の h_M より大きくなり, 左右方向ではP系のレンジ w_P はM系のレンジ w_M より小さくなると予想されるが, このことは決して自明ではない。COP動搖の各方向の最大変動を知るためには, P系のレンジを用いなければならることは明らかであろう。また, 前後・左右方向のそれぞれのレンジを掛け合わせることによって, P系におけるCOP軌跡の矩形面積(以下, 単に矩形面積と記す) S_P を求めるこができるが, S_P はM系における矩形面積 S_M とは異なった値をとるであろう。我々は, S_M と S_P の差を統計的に分析し, それらの母集団に差があるかを確かめる。

本論文の最後の部分で, 開脚立位時のCOP動搖軌跡の次元削減 – 主成分分析の主要な目的の1つである – が検討される。大西ら^{2),3)}の研究で, 身体が開脚立位をしているときのCOP動搖が, 定性的ではあるが直線様運動をしていることが示唆されている。さらに, 男女間の体型によってその差が出現する可能性もあるが, その動搖の差については不明である。我々は, このことをCOP点群の各主軸への因子寄与率を算出することによって数量的に分析する。結果として, 多くの被験者の同動搖の直線様運動性, すなわち2次元運動を1次元運動に次元削減できることを示す。さらに, これら因子寄与率に男女差があるか否かも統計的に分析する。

本研究のコンピュータ分析には, Python言語をベースに, それらの種々のモジュールが使用される。特に主成分分析には, 機械学習用のscikit-learnパッケージにある主成分分析用PCAクラスを用いたPythonカスタムプログラム⁷⁾で分析を行う。本研究における計測は, 男女各30名で行われており, 全体としても, また男女それぞれについても十分に信頼できる統計分析結果が得られるであろう。

2. 研究方法

2-1. 計測方法

健常な男性30人 (20.9 ± 0.6 歳)と女性30人 (20.0 ± 1.1 歳)を対象とした。被験者には本研究の趣旨を十分に説明し, 署名による同意を得た上で計測を行った。また, 身長と体重についても記録した。被験者にはストレッチ素材のウェアを着用させた。重心動搖計 (Twin Gravicode GP-6000,

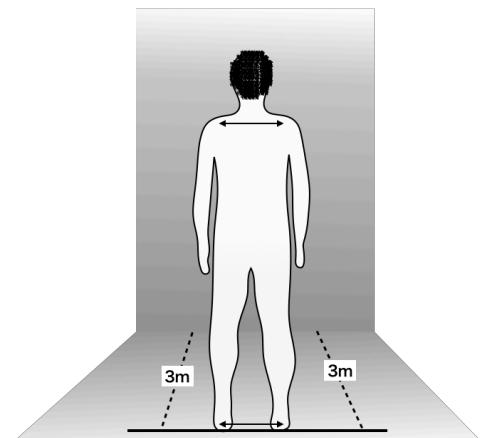


図1. 足位の決定方法

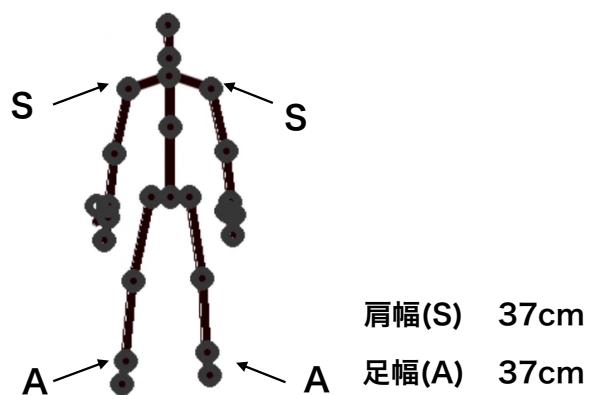


図2. Kinect v2による肩幅と足幅の決定例

ANIMA Inc., サンプル周波数100Hz) を壁から3m離れた位置に設置し、足位について次のように決定する。Kinect v2で取得される関節位置情報を用いて、両肩関節および足関節の幅を合わせ⁸⁾、予め定めた壁と平行な基準線に両踵部を揃え、両側の踵と爪先を平行にした(図1, 2参照)。そして、両上肢は自然下垂位、床面から高さ1.5mの壁に目印をおき、その印を直視した安静な開眼立位をとらせた。その状態でCOP軌跡を30秒間記録した。なお、本研究は、宝塚医療大学研究倫理委員会の承認(承認番号: 1802061)を得ている。

2-2. 分析方法

計測したデータのうち、計測開始直後の5秒間と計測完了から遡って4.52秒間を省いた2048個(約20秒間)のデータを解析に用いた⁹⁾。ノイズ処理を行うため、データに5Hzのローパスフィルタを施した。

次にCOP点群の共分散行列を求め、その共分散成分が0になるように主軸変換する。つまり、共分散行列を直交変換によって対角化する。これは、例えば図3のように、任意の座標平面上に適当に配置した(点線で示された) 楕円の中心を原点に移動し、長径を第1主軸に、短径を第2主軸に移すことと等価である。ここまで主軸変換の処理は、scikit-learnパッケージのdecompositionモジュールにあるPCAクラスを利用すれば比較的簡単にできる。ただ残念なことに、このクラスは主軸に対するCOP軌跡の長径と短径を決めるだけで、前後あるいは左右を区別しない。したがって我々は、PCAクラスを用いたPythonカスタムプログラムを組むことによって、正の第1主軸が常に前方向を向くように対処した。さらに、同カスタムプログラムでもって、正の第1主軸(幾何的前方向)を重心動描計が定める前方向と一致させるために必要な回転角(主軸変換角)を算出できるようにした。この回転角は、M系の前方向がP系の前方向からどれだけ外れているかを示す角度差である。

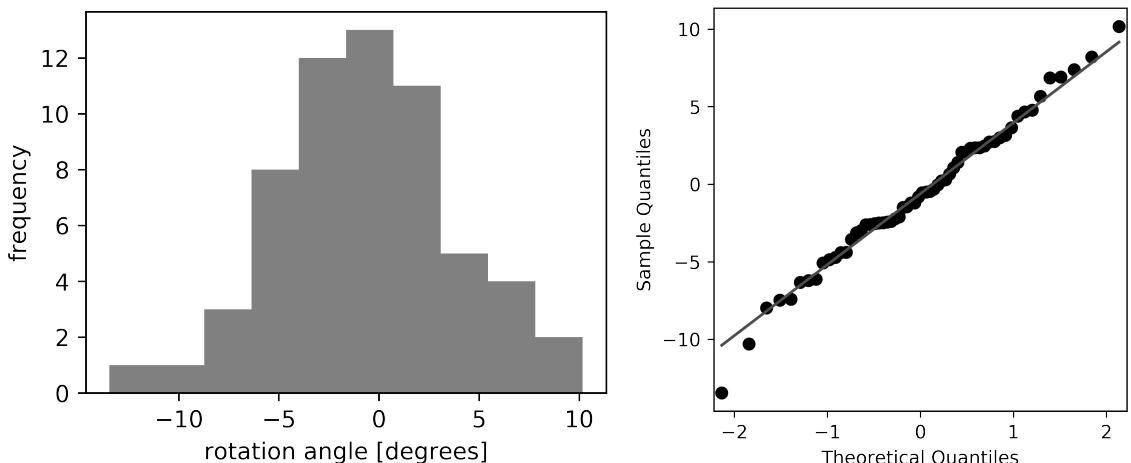


図4. M系における前方向とP系における前方向の角度差のヒストグラム(左図)とQ-Qプロット(右図):ヒストグラムはほぼ完全なベルカーブを形成し、Q-Qプロットではデータ点がQ-Q理論直線上に乗っている。

上記処理においては、同時にCOP点群の各主軸への因子寄与率が算出される。もし一方の主軸への因子寄与率が非常に大きければ、後者の次元を無視（次元削減）できる。これらの因子寄与率が、開脚立位時のCOP動搖の直線性（1次元性）を示す数値的目安となる。これらの分析方法を用いて、前後方向の因子寄与率およびP系を基準としたM系の角度差（以下、角度差と記す）を算出することにした。

3. 結果

被験者60人の角度差の分布は、平均が -0.61° 、不偏標準偏差が 4.61° であった。さらに、その母集団はほぼ完全な正規分布であることが推定される（データの歪度が -0.115 、フィッシャーの定義による尖度が 0.155 、シャピロ-ウィルク検定のp値が 0.974 、および図4参照）。“角度差の分布が正規分布をする”という結果は非常に重要で、このことについては考察で議論することにする。付け加えて、中央値が -0.68° 、第1四分位数が -3.02° 、第3四分位数が 2.38° 、最大値が 10.18° 、最小値が 13.46° であった（図5参照）。

序論で述べたように、P系とM系でCOP動搖軌跡に角度差が生じると、各座標系における前後・左右方向の各レンジが異なる。したがって矩形面積は座標系に依存する。P系とM系の間の前後方向のレンジの差の群 $\{h_P - h_M\}$ 、左右方向の差の群 $\{w_P - w_M\}$ （図6参照）、および矩形面積の差の群 $\{S_P - S_M\}$ （図7参照）について¹⁰⁾、ウィルコクソン検定を行った。p値はそれぞれ、 0.04143 、 0.00102 、および 0.00449 であり、いずれも有意に差があることが示され

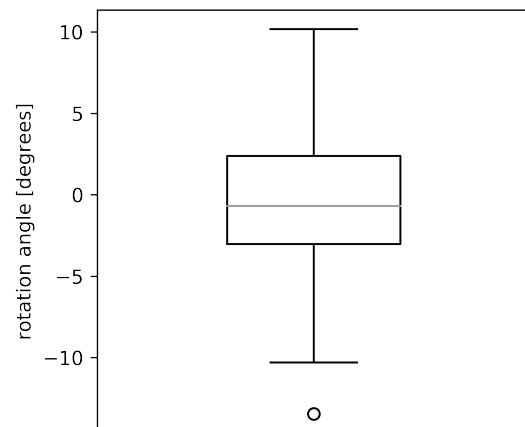


図5. M系における前方向とP系における前後方向の角度差を示す箱ひげ図

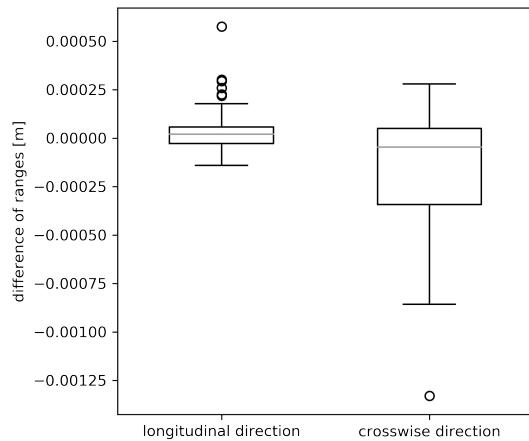


図6. P系とM系のレンジの差：左の箱ひげ図は前後方向 $\{h_P - h_M\}$ 群、右の箱ひげ図は左右方向 $\{w_P - w_M\}$ 群。

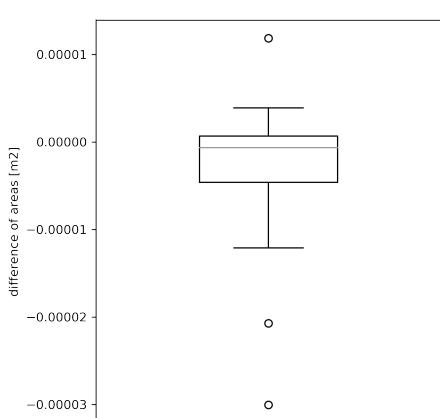


図7. P系とM系の矩形面積の差の群 $\{S_P - S_M\}$ の箱ひげ図

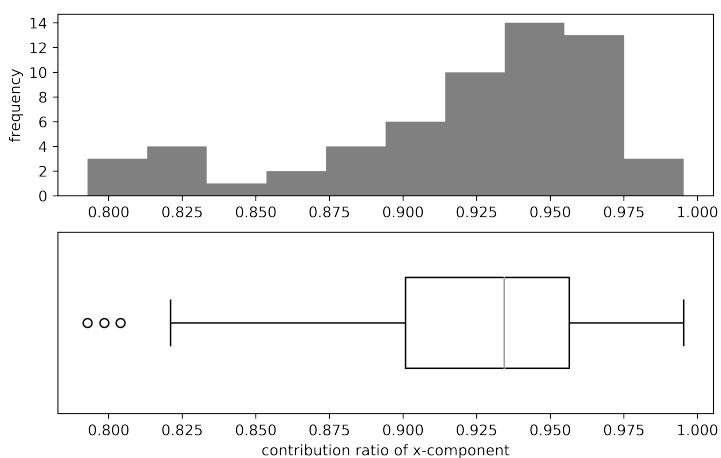
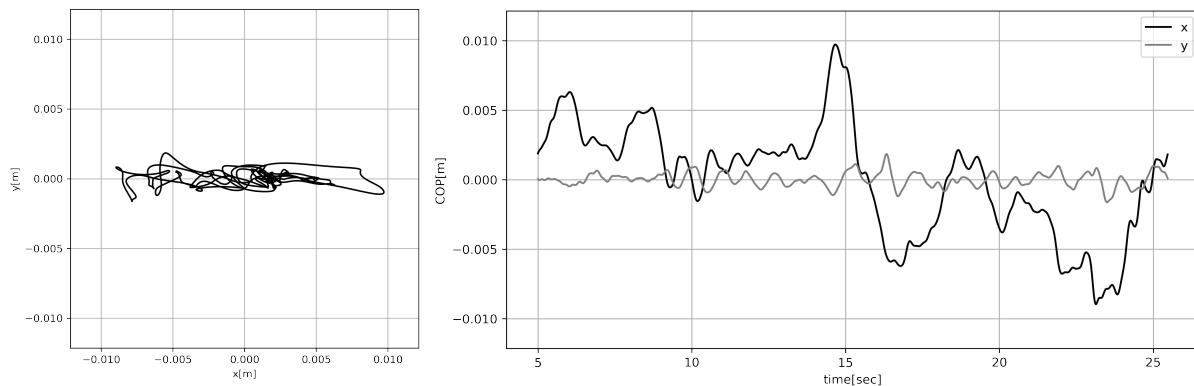
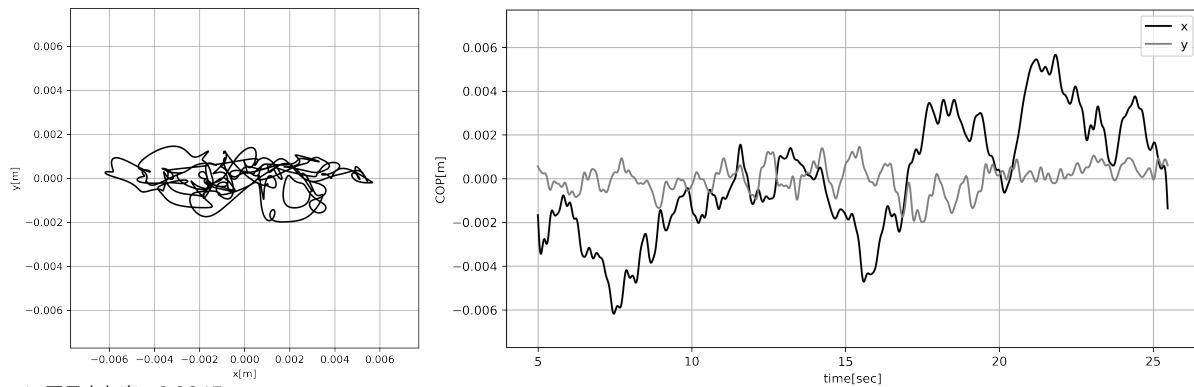


図8. 全被験者の前後方向因子寄与率の分布

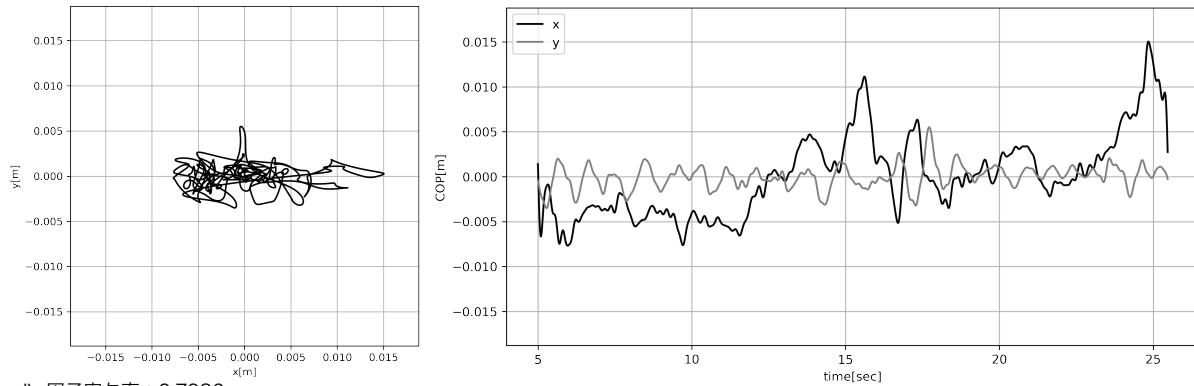
a) 因子寄与率 : 0.9834



b) 因子寄与率 : 0.9456



c) 因子寄与率 : 0.9245



d) 因子寄与率 : 0.7986

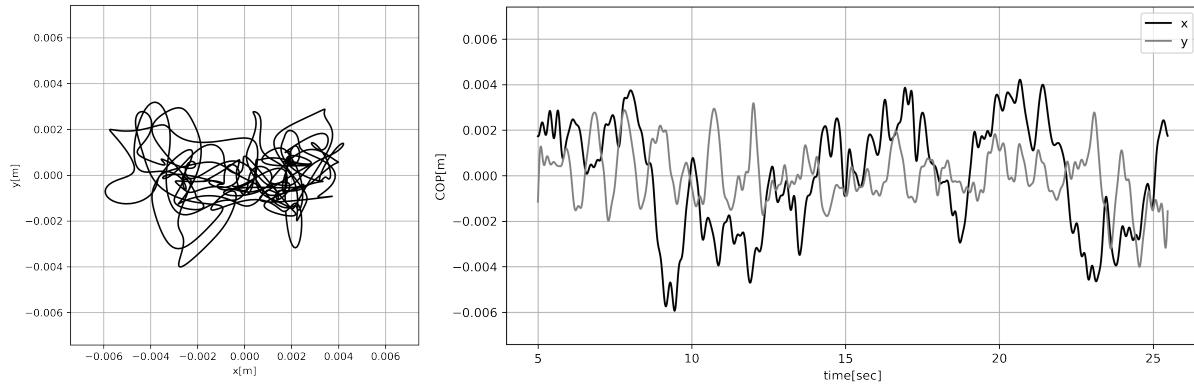
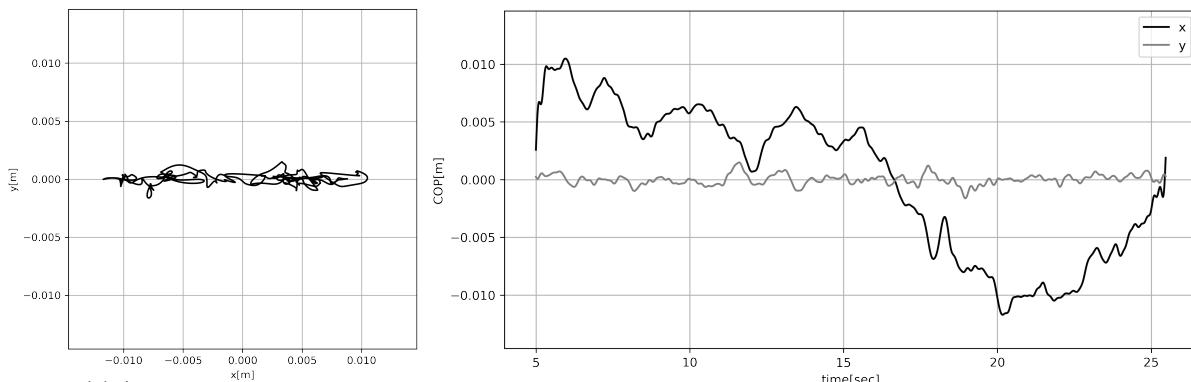
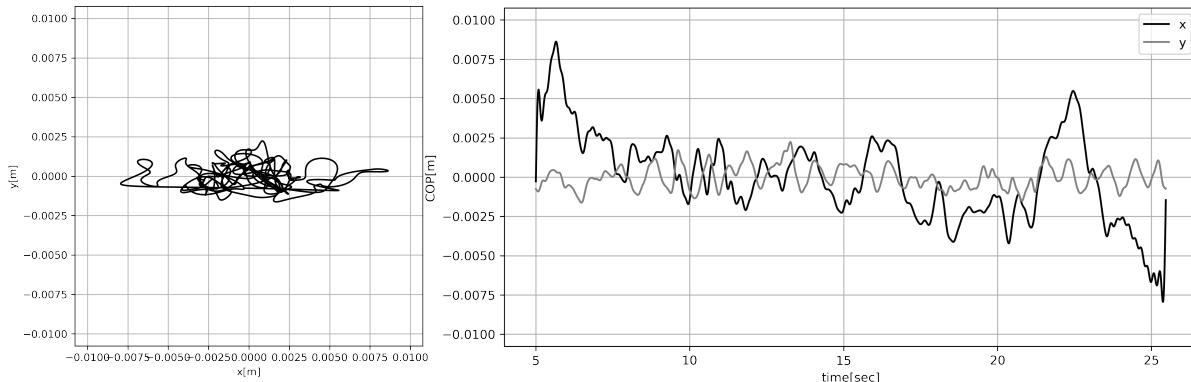


図9. 男性のCOP軌跡と前後・左右方向時系列グラフ：xは前後方向，yは左右方向を示す。a)～d)のグラフは前後方向因子寄与率について、a)最大値、b)とc)中央値を挟む2つ、d)最小値を示す。

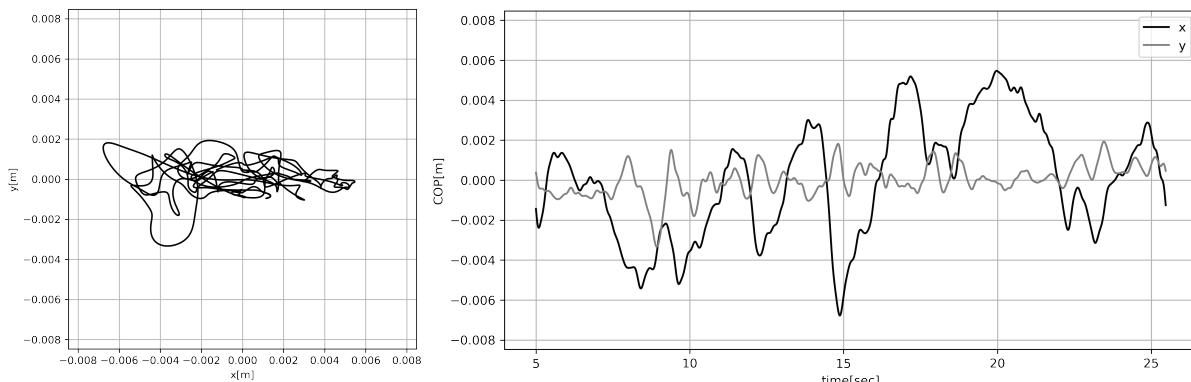
a) 因子寄与率 : 0.9953



b) 因子寄与率 : 0.9370



c) 因子寄与率 : 0.9319



d) 因子寄与率 : 0.7929

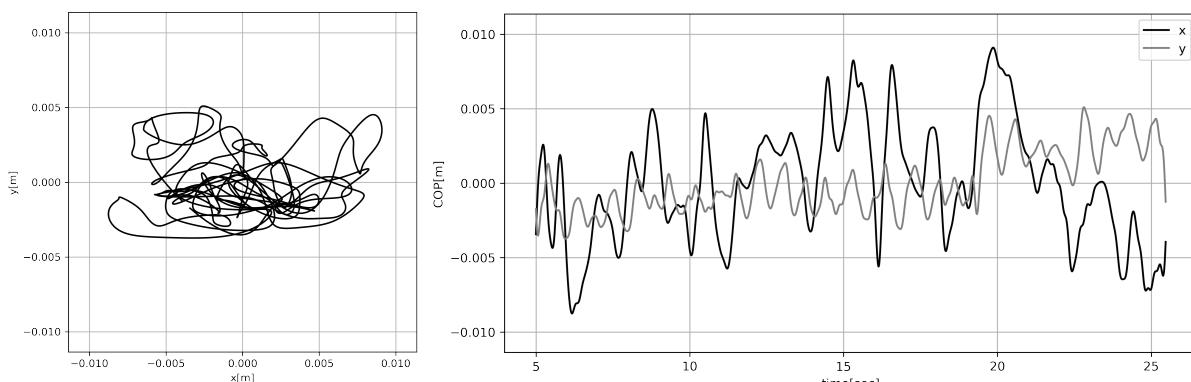


図10. 女性のCOP軌跡と前後・左右方向時系列グラフ： x は前後方向， y は左右方向を示す。a)～d)のグラフは前後方向因子寄与率について、a)最大値、b)とc)中央値を挟む2つ、d)最小値を示す。

た。これらの検定結果と図6から、P系の前後方向レンジはM系のそれより大きく、左右方向レンジはM系のそれより小さい。また図7より、P系で算出された矩形面積はM系で算出された矩形面積よりも小さくなることが統計的に証明された。

因子寄与率については、全被験者¹¹⁾の75%が前後方向で0.9以上あり、3.3%が0.8未満であった。その分布を図8に示す。それを確認すると、比率0.95の付近にデータが集中していることがわかる。一方、比率0.8付近にある少数のデータは外れ値である。つまり、大多数の被験者が0.8より大きい前後方向の因子寄与率をもつ。なお、図9と図10に男性群および女性群のそれぞれについての因子寄与率について、最大値、中央値を挟む2つ、最小値のCOP軌跡と時系列グラフを示しておく。

4. 考察

角度差の母集団は、 0° 近傍¹²⁾を中心として（不偏）標準偏差 4.61° 程度の正規分布をする。平均0、標準偏差 4.61° の正規分布の累積分布関数を用いた計算によると、理論的に2回に1回以上(51.58%)の頻度で $|3|^\circ$ 以上、4回に1回以上(27.88%)の頻度で $|5|^\circ$ 以上、33回に1回以上(3.03%)の頻度で $|10|^\circ$ 以上の角度差が生じることになるのだが、本研究の計測データにおいても、確かに同様の頻度で角度差が生じている。P系は幾何学的に決められた座標系であるので、序論で述べたとおり、同座標系の前方向は開脚立位におけるCOP軌跡の真の前方向に近い。他方、M系の前方向がP系のそれに対して、正規分布的な角度差を生じるということは、その差が（偶然）誤差を表すということの強力な根拠である。我々は計測データに対して、フィルタリング等によって機械的要因の誤差をできる限り取り除いているため、上記角度差は人的要因の誤差である可能性が非常に高い。したがって、それは計測者の指示（または被験者の感覚）で身体の方向を指定する限り、常につきまとった誤差であることを指摘しておく。

前述の事項は身体の動揺のM系とP系で前後レンジと左右レンジそれぞれに違いが生じる。具体的に述べると、前後レンジはM系よりP系の方が長くなり、左右レンジはM系よりP系の方が短くなる傾向がある。さらに、各座標系における各レンジの違いが矩形面積に差を生じさせることは、前セクションで統計的に証明されている。重心動揺計は自動的に矩形面積を出力するが、微小な動揺が問題になってくる場合、前後左右方向を幾何学的に決定したうえであらためて矩形面積を計算しなければ、それを用いた何某かの結果や解釈に過誤をおかす恐れがある。

本研究を通して、COP動揺計測において、M系とP系の間で、種々の計測値に差が生じることがわかった。具体的にいえば、M系とP系の間では動揺の前後・左右レンジや矩形面積に差異がみられる。今までにも重心動揺計を用いた研究が多くなされているが、基準を定める解析が行われておらず曖昧なため、安静時の動揺など微小な揺れを扱う研究では、計測結果の信憑性が疑われる場合が

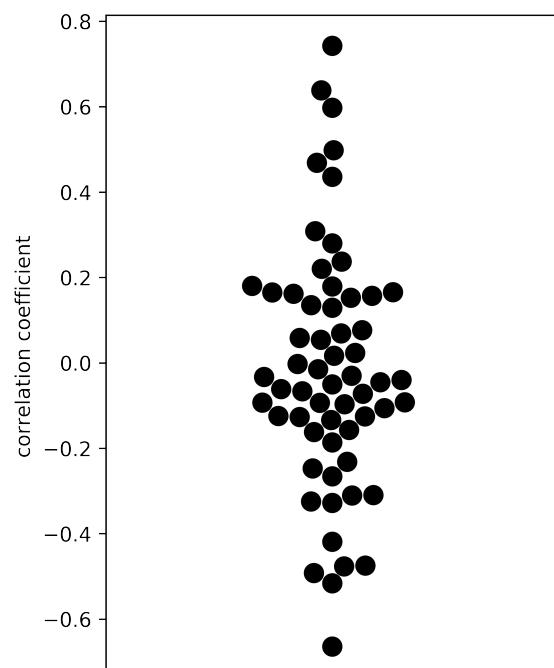


図11. M系のCOP点群の前後方向成分と左右方向成分の間の相関係数の分布を示す蜂群図

あるかもしれない。重心動描計を用いた計測に、どのような影響を及ぼすかについては今後検証する必要があると考える。

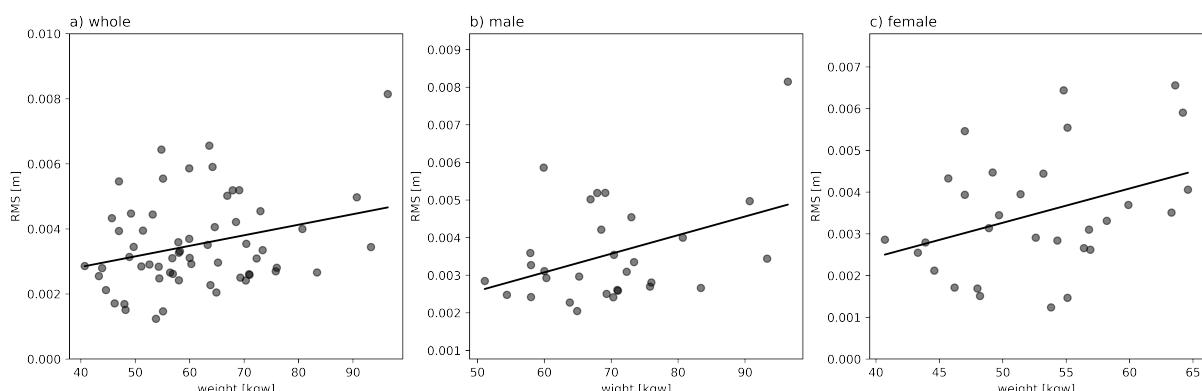
身体の向きの決定について、臨床では恣意的になされているが、その向きを客観的に定められる可能性を述べた。本研究では、重心動描計を用いたが、細見¹³⁾は身体の向きの決定について慣性センサを利用している。これらの計測における解析手法やカスタムプログラムは汎用性があり、非接触型のセンサ（深度センサ、赤外線センサ）など様々なデバイスにも用いられる可能性がある。

最後に、M系とP系それぞれのCOP点群の前後方向成分と左右方向成分の間の関係性を相関係数とピアソン検定を用いて分析した。その結果、図11のように、60人中53人のデータでM系のCOP点群の前後方向成分と左右方向成分の間に有意な相関が認められた ($p < 0.05$)。これは、M系において、COP点群の共分散行列の（ゼロでない）交互作用成分が存在するからである。逆に、自明ではあるが、P系のCOP点群の各成分は、すべてのデータで相関係数が0、 p 値が1であり完全に無相関である。これは主軸を決めることによって、COP点群の共分散行列が対角化され、その交互作用成分が存在しないからである。これゆえ、P系のCOP点群の前後方向成分と左右方向成分は完全に独立である¹⁴⁾。このいわゆる方向独立性と前セクションの因子寄与率の解析結果を合わせて考えると、ほとんどの被験者の開脚立位時COPが近似的に直線様運動（1次元運動）をしているとみなすことができるであろう。

付録

白井ら¹⁵⁾の研究では、肥満度とCOP値の間に負の相関傾向が示唆されており、体重が身長に比べ重く肥満度の高い人は、重心動描値が小さく姿勢の安定性に有利となるとしているが、本計測では逆の結果が現れた。いま、相関係数を r 、ピアソン検定の有意確率を p とする。全被験者において、BMIとCOP点群の前後方向成分の2乗平均平方根¹⁶⁾（Root Mean Square: 以下、RMSと記す）の相関を計算した。その結果、 $r = 0.2626$ 、 $p = 0.0427$ となり、有意な正の弱い相関が認められた。

ところで、BMI（肥満度）とCOP値の間の関係性について、このことが何を意味するのかを理解し難い。そこで、解釈しやすいようにBMIに代えて、体重とCOP点群のRMSの間の相関について検討した。結果として、前後方向において、全被験者で $r = 0.2925$ および $p = 0.0233$ 、男性被験者で $r = 0.4061$ および $p = 0.0260$ 、女性被験者で $r = 0.3737$ および $p = 0.0419$ を得た（図A参照）。つまり、COP動描は体重と有意な正の弱い相関がある¹⁷⁾。一方、体重と左右方向成分のRMSには相関がなかった。



図A. 体重とCOP点群の前後方向成分の2乗平均平方根(RMS)の間の相関図：a) 全被験者、b) 男性被験者、c) 女性被験者。

開脚立位時にある身体を1次元倒立振子とみなすことによって、上記の結果を定性的に説明することができる。すなわち、i) 開脚立位状態の際、本論で述べたようにCOP軌跡は直線様運動をするので、振子も近似的に1次元振動をする。ii) 体質量が大きいほど振動に対する制動作用¹⁸⁾が相対的に小さくなり、その平均的な振幅はより大きくなる。iii) 男性の相対的重心位置は女性のそれより僅かながら高い位置にあるので、男性の方が身体の相対的制動作用が小さくなり平均的な振幅がより大きくなる傾向がある。よって男性の方が女性に比べ、上記相関係数が大きくなる。つまり上記の結果は、人間の立位状態を倒立振子としてとらえるモデルの一つの検証を与える。

謝辞

最後ではありますが本研究を行うにあたり、ご指導頂いた指導教員の橋浩久教授、大西智也准教授に感謝します。また、協力していただいた被験者の皆様に感謝します。

参考文献と脚注

- 1) 中村隆一、齋藤宏、長崎浩. 基礎運動学. 第6版補訂,医歯薬出版株式会社, 2016.
- 2) 大西智也、橋浩久、武田功. 加速度・角速度センサによる立位時の骨盤の動きの検討.理学療法科学. 2014. vol29, no.4, 595-598.
- 3) 大西智也、橋浩久、武田功. 安静な立位における足位の違いが下肢帶および下肢の動搖に及ぼす影響.理学療法科学. 2015, vol30, no.2, 313-316.
- 4) 対馬栄輝. SPSSで学ぶ医療系多変量データ解析（第7版）. 東京図書, 2013.
- 5) Aurélien Géron著, 下田倫大監訳, 長尾高弘訳. scikit-learnとTensorFlowによる実践機械学習. オライリー・ジャパン, 2018.
- 6) 主成分分析とは、一般的に多変数のもつ変動をなるべく少数の合成変数に統合して表し、変数群のもつ概念（主成分）を探り、変数間の相互関係を観察するものである。
- 7) https://github.com/doppelgenkan/cop_analysis/blob/master/cop_analysis.py
- 8) Kinect v2から25点の関節位置を空間内の座標点を取得することができる。そのうち、左右の肩と足の空間座標位置を用いる。
- 9) サンプル数 $2^{11}=2048$, 秒として20.48秒を用いたのは、ローパスフィルタに用いる高速フーリエ変換(FFT)の技術的仕様による。
- 10)これらの群の母集団が正規分布しないことは、ヒストグラム、Q-Qプロットおよびシャピロ-ウィルク検定によって確認済みである。
- 11)男女別の因子寄与率について、ヒストグラムとQ-Qプロットを確認したところ、両者とも正規性はないが、データの分布形状は類似していると判断できた。さらにマンホイットニーのU検定で、それの男女間の有意確率を求めたところ0.842であった。これゆえ、因子寄与率について、男女それぞれの母集団の分布は、その形状だけでなく位置もほぼ同じである。
- 12)角度差平均値が0°から外れていないかを推定するための1標本t検定のp値は0.309である。
- 13)細見亮太. 片脚立位時接地時の下腿と足部の相関について－小型多機能センサ(ATR-Promotions社製TSND121)を用いて－. 宝塚医療大学・理学療法学科, 平成29年度卒業論文集. 2018, 2-6.
- 14)現在、強化学習を用いた開脚立位時重心動搖のモデル化を検討しているが、P系の前後方向成分と左右方向成分が完全に独立していることが重要となる。前後方向と左右方向が独立していることで、前後方向の1次元運動を行うモデルと左右方向の1次元運動を行うモデルを組み合わせて一つ

の2次元運動モデルを構築することができる。

15)白井喜代子, 合田典子, 岡崎倫, 神文雄, 太田武夫. 健康女性の重心動搖変化に及ぼす諸因子. 岡大医短紀要. 1996, vol7, 81-86.

16)レンジではなくRMSを用いる理由は, 後者がCOP点群のばらつきの平均を表すからである。ここで, P系におけるCOP点群の重心が原点にあることを思い起こすと, 各主軸に対するCOP点群のRMSは事実上, それらの標準偏差と同値である。

17)意外にも, 身長とCOP点群のRMSの間の相関は認められなかった。

18)この制動作用は主に, 足関節のまわりのトルクによって引き起こされる。また, これらの群の母集団が正規分布しないことは, ヒストグラム, Q-Qプロットおよびシャピロ-ウィルク検定によって確認済みである。