

OpenPose を用いた身体重心推定のバランス訓練への適用に関する一考察

藤林星来[†] 松田浩一[†]

岩手県立大学 ソフトウェア情報学部[†]

1. はじめに

脳血管疾患(脳卒中)や骨折・転倒により身体機能に支障が生じることでバランス機能が低下し、日常生活に支障がきたす場合がある。そのため、バランス機能の改善、維持することを目的とした訓練をリハビリステーションでは行われている。バランス機能を評価する際の判断指標として重心が扱われており、重心の安定化を図ることで、バランス機能の低下を軽減させることにつながる。

重心は光学・磁気式のモーションキャプチャを用いた身体重心(Center of Gravity:COG), 身体動揺計を用いた足圧中心(Center of foot Pressure:COP), 加速度計・角速度計を用いたウェアラブルセンサによる身体動揺などにより特定を行う。しかし、重心の計測にあたり機材の導入コストや取り付け動作などによる利用者への身体的な負担といった課題から、リハビリステーションでの利用が障壁となっている。そのため、理学療法士の知識や経験といった主観評価を頼らざるを得ない現状である。

本研究では 2 次元姿勢推定ライブラリである OpenPose を用いて関節座標値を取得し、COG の算出及び様々な動作・姿勢を対象にバランス Wii ボードによる COP との比較を実施し、適用可能性について検証を行った結果を報告する。

2. OpenPose を用いた COG の算出

本稿では OpenPose による関節座標値と各体節の身体係数を用いることで COG を算出する。OpenPose は深層学習を用いて、入力画像内の人物領域を特定し、25 か所の身体関節座標値、手や顔の輪郭を推定することができる。さらに、各関節座標値のフレーム毎の変化を見ることで、数値的な関節の動きの変化が分かる。本研究では、25 か所の関節座標値を推定する機能を使用した。(図 1(左))

身体係数は松井[1]が求めたものを適用した。各体節の合成重心位置の特定は関節間を結ぶ直線上を内分する位置に存在している。同文献内には、各体節の質量比が求められているため、算出した合成重心の積和をとることで、COG の算出が可能となる。

図 1(右)に算出結果を示す。赤丸が COG 位置を表しており、一般的に安静立位時における COG は骨盤内に存在することから、OpenPose を用いた COG の算出が適切であることが確認できる。

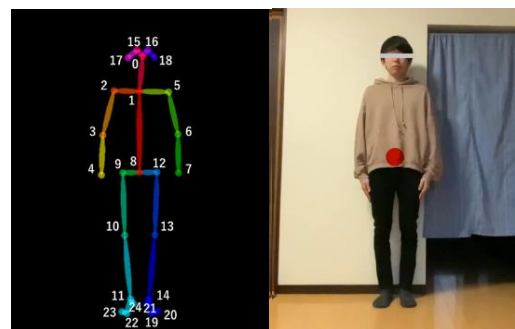


図 1. OpenPose による骨格推定結果(左)と COG 算出結果(右)

3. 実験

3.1. 実験方法

健康者 4 名 (20 代男性) を対象に実験を行った。計測対象の動作・姿勢は以下の 6 通りである。A) 重心移動訓練, B) 片足立位, C) 上肢の前方リーチ, D) 側屈, E) 足踏み, F) 屈伸。

バランス Wii ボードによる計測は、野里らが開発したバランス訓練システム[2]を使用して計測を行い、A) は同システム内の訓練を対象とした。

被験者はバランス Wii ボードに乗り、画面内に表示される COP の位置を中心に調整した状態から計測を開始する。カメラは、バランス Wii ボードの正面と右横に 2.5m 離れた位置に 2 台設置した。

カメラのフレームレートは 30fps、バランス Wii ボードの計測周波数は 100Hz とデータレートが異なるため、本実験ではバランス Wii ボードの計測周波数がおおよそ 30Hz となるように調整を施した上で、COG と COP の比較を行った。

A Study on the Application of Body Center of Gravity Estimation Using OpenPose to Balance Training
[†]Sera Fujibayashi [†]Koichi Matsuda
 Iwate Prefectural University

3.2. 実験結果

動作・姿勢による被験者全体の COG と COP の比較を相関係数によって検証した．本稿では，正面方向は，COG の x 座標と COP の x 座標，横方向は，COG の y 座標と COP の y 座標を対応させて相関係数を求めた．被験者全員の平均値を求め，標準偏差を付記した結果を表 1 に示す．なお，値の横には三段階評価を示した．COG と COP の相関係数が 0.8 以上であれば○評価とし，相関係数が 0.8 未満となるものの，数値の推移の傾向が類似するなら△評価，相関係数が 0.8 未満かつ数値の推移の傾向が異なるなら×評価とした．

表 1. 被験者全体の相関係数

動作・姿勢	正面方向	横方向
A	0.952±0.038 (○)	0.897±0.057 (○)
B	0.964±0.015 (○)	0.690±0.141 (△)
C	0.468±0.298 (△)	0.904±0.037 (○)
D	0.989±0.006 (○)	0.276±0.310 (△)
E	0.887±0.018 (○)	0.404±0.257 (×)
F	0.665±0.118 (△)	0.565±0.262 (△)

結果より，A の正面・横，B の正面，C の横，D の正面，E の正面方向において相関係数が 0.9 程度と非常に高い相関が得られた．一方で，視点方向における左右の動きが無い場合（特に，D の横方向）は相関係数が低くなる傾向が表れた．

図 2，3，4 に，評価が○△×となった例を示す（COG と COP を標準化）．図 2 は，C の横方向の結果であり，身体が前方へ移動するのに伴い，COG と COP どちらも同様な変化の傾向にあることが確認できる．図 3 は，C の正面方向の結果であり，相関係数は 0.5 程度と COG と COP に違いが見られたが，映像を確認したところ，身体の変化に伴う左右方向の重心の変化が極めて少ないことが確認できた．図 4 は，E の横方向の結果であり，COG と COP のグラフの特徴が大きく異なることが確認できる．双方のグラフの関係性に着目すると，COG の凹部分に COP が急激に変化している様子が確認できる．これは足踏みにおける足がバランス Wii ボードに接地した際に生じる圧力値の瞬間的な値であり，COG ではこの特徴は確認できなかった．

4. おわりに

本稿では，非接触型の簡易 COG 推定として OpenPose を使用し，様々な動作・姿勢への適用可能性について検証を行った．

実験の結果，ある視点において左右方向に動

く場合に，COG と COP に相関関係が見られ，COG 推定として十分な精度を持つ一方で，ある視点において左右方向への動きが少ない場合，精度が不十分となる場合があることが分かった．また，COG では，足の接地に伴う圧力の変化は検出できないため，代用することは困難であることが分かった．そのため，COG による計測の際には，動作・姿勢の特性を考慮する必要があることが確認できた．

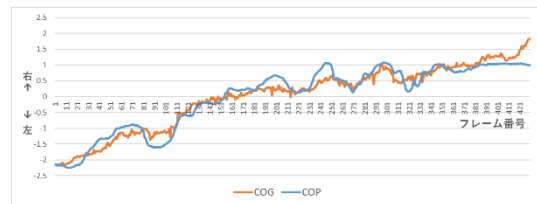


図 2. C 横方向 (○)

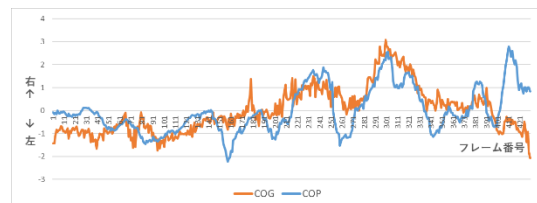


図 3. C 正面方向 (△)

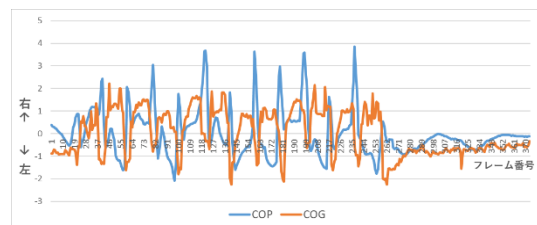


図 4. E 横方向 (×)

謝辞

研究を行うにあたり，盛岡医療生活協同組合川久保病院通所リハビリテーション理学療法士佐々木拓哉氏には研究に多くの協力をいただいたことに感謝の意を表する．なお，本研究の一部は，JSPS 科研費 JP20KO3152 の助成による．

参考文献

- [1] 松井秀治，”各種姿勢の重心位置に関する研究(1)身体各部の簡易質量計算とその質量比による重心位置の合成”，体育学研究，pp. 65-76，1956
- [2] 野里昌寿，他，”バランス訓練支援のための重心・姿勢計測統合化とその効果”，情報処理学会第 83 回全国大会，6ZD-06，2021