

Kinect を用いた身体合成重心の測定による歩容解析の検討

A Kinect-based Gait Analysis System by Measuring the Body Center of Mass

稲垣潤[†] 春名弘一[‡] 昆恵介[‡] 本郷節之[†] 岡崎哲夫[†]
 Jun Inagaki Hirokazu Haruna Keisuke Kon Sadayuki Hongo Tetsuo Okazaki

1. まえがき

脳血管障害等を原因とする中枢神経疾患患者の歩容の特徴として、身体合成重心(COG)の力学的エネルギー変換の不足に伴う歩行速度の低下や安定性の欠如等が挙げられる。従って、リハビリテーションの評価ではエネルギーコストを評価基準とすることが有用であるが、この測定には大規模かつ高価な三次元動作解析装置を用いるより手立てがなく、医療機関への導入に際しては大きな障壁となっている。そのため医療関係者の経験や勘といった主観的評価に頼らざるを得ないのが現状である。

我々は、臨床場面における客観的評価の導入を将来的な目標として、人体の関節を含む各部位の三次元座標を簡便に取得可能なデバイスである Kinect を用いた COG の測定手法を提案し、三次元動作解析装置との同時測定による比較検討を行っている [1]。本稿では、2014 年に発売された Kinect v2 と従来機種で同時に健常者の歩行を測定し、両デバイスで取得された COG のデータについて比較・考察を行う。

2. COG 算出方法

本研究では COG の測定方法として間接法を用いる。間接法は各体節の質量と重心の位置を求めた上でそれらを合成することにより COG を算出する手法である。

各体節の重心位置は 2 つの関節を結ぶ直線を内分する点に存在するが、既に研究により体節ごとに内分点の位置が与えられており [2]、例えば、下腿の重心は膝と足首の両関節を結ぶ直線を 41:59 に内分する位置にある。さらに、文献 [2] では各体節の質量比が与えられているので、各体節の重心座標と質量比の値の積和をとることにより COG の座標を算出することができる。

図 1 に Kinect により取得された関節座標(灰色の印)、ならびに提案手法により計算された各体節の重心(白色の印)と COG(中空の印)を表示した結果を示す。安静立位時の COG は骨盤内に存在する [3] ことから、本手法により COG が概ね正しく算出されていることが確認できる。

3. Kinect v1 と v2 の仕様比較

Kinect v2 は Kinect v1 (2012 年発売)と比較して解像度が向上し、人物を取得可能な範囲が広がっていることから、歩容解析に用いることができる歩数が従来型と比較して増えることが期待される。表 1 に Kinect

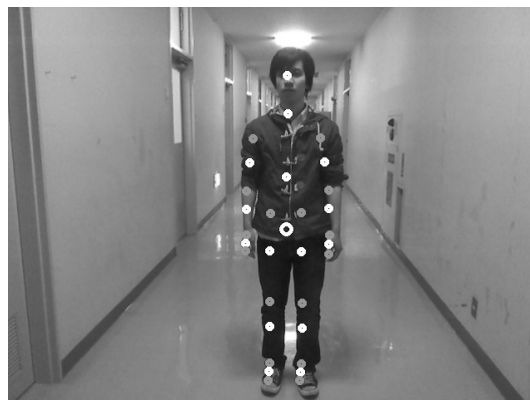


図 1: 提案手法による COG の表示結果

表 1: Kinect v1 と Kinect v2 のセンサーの仕様比較

	Kinect v1	Kinect v2
解像度(色)	640×480	1920×1080
解像度(深度)	320×240	512×424
取得可能関節数	20	25
深度取得範囲	0.8~4.0 m	0.5~8.0 m
人物取得範囲	0.8~4.0 m	0.5~4.5 m

v1 と Kinect v2 のセンサーの仕様比較を示す。

4. 実験

Kinect v1 と Kinect v2 の歩行過程における測定能力を比較するために、両デバイスを用いた同時計測による実験を行った。なお、Kinect の処理速度は標準で 30 fps であり、本実験における計測周波数も 30 Hz である。

実験は、図 2 のように歩行路面に Kinect v1 および v2 を重ねて設置し、カメラから遠ざかる方向での健常者の歩行を計測して行った。被験者はカメラの約 1 m 前方で約 1 秒静止した後、人物取得範囲外まで歩行を続けている。これを両デバイスにより同時測定し、得られた各身体部位の三次元座標を用いて間接法により算出した COG の高さを図 3、図 4 に示す。なお、両デバイスのカメラ高さの差は補正している。

図 3、図 4 に点線で示した測定結果は、高周波のノイズの影響を受けていることがわかる。これは、Kinect が取得する各関節の座標にちらつきが生じること、健常者の歩行においては COG の上下動が通常 2~3 cm 程度であることが原因であると考えられる。両者とも人物取得範囲の境界(カメラからの距離 4m ないしは 4.5m)に近づくほどノイズが大きくなる傾向にあるが、

[†]北海道科学大学工学部, Faculty of Engineering, Hokkaido University of Science

[‡]北海道科学大学保健医療学部, Faculty of Health Sciences, Hokkaido University of Science

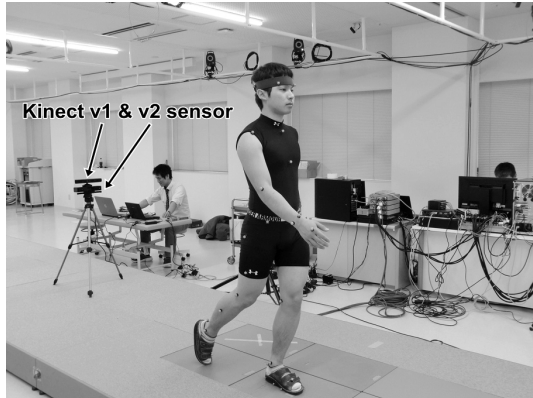


図 2: 実験環境

Kinect v2の方がKinect v1よりも比較的ノイズが小さい。なお、本実験を複数回の歩行に対して試行したところ、いずれも同様の傾向が認められた。

一方、臨床における歩容解析においては歩行周期に比して著しく高周波の情報は一般に必要なとされないため、得られたデータにカットオフ周波数 3 Hz のLPFを施した結果を図3図4に実線で示す。図より、Kinect v2の方がより遠くまで人物抽出できており、Kinect v1では取得範囲が1歩行周期未満であるのに対し、Kinect v2では1歩行周期の取得が可能となっていることがわかる。

定常歩行における歩容解析では2歩行周期以上のデータを用いることが望ましい。これはトレッドミルの使用により両デバイスともに測定可能であるが、重症患者の測定を考えると平地歩行の方が安全性が高い。この点において現時点ではKinect v2による測定がより有用であるといえる。

5. まとめ

本稿では、我々が提案しているKinectにより取得された関節座標から間接法を用いてCOGを測定する手法について、Kinectの新旧デバイスで同時に被験者の歩行過程を計測することにより比較検討を行った。

実験の結果、Kinect v2の方が従前のKinect v1より比較的ノイズの影響が小さく、より多くの歩数を計測可能であることがわかった。計測精度についても深度解像度の向上に伴いKinect v2の方が良好であることが期待されるが、検証には高精度な三次元動作解析装置との同時計測による解析を今後行う必要がある。

歩行過程におけるエネルギー変換効率の算出は、現状では大規模な実験室で測定する必要があるため、大学や大病院に招くことが困難であった片麻痺者のような重症患者のデータは極めて少なく、また理学療法や補装具の効果判定にも用いられていない。ポータブルかつ低コストなKinectによる測定が可能になれば、通院先などにおいて重症患者のデータを取得可能になるなど、その有用性は高い。現在、臨床場面において容易な操作によりCOGやエネルギー変換効率を算出し、解析結果を提示可能なソフトウェアを開発中(図5)である。

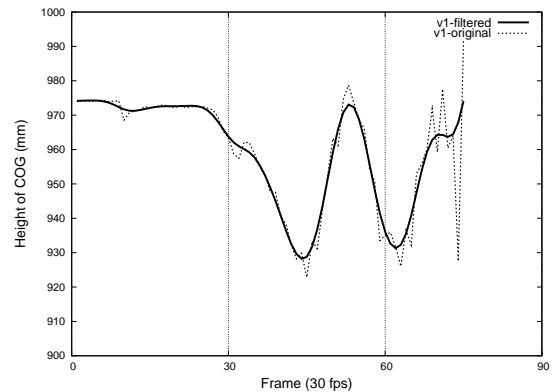


図 3: Kinect v1によるCOG測定結果

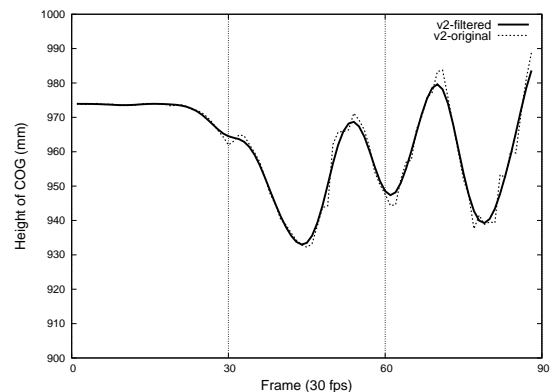


図 4: Kinect v2によるCOG測定結果



図 5: 開発中のソフトウェア画面の一例

参考文献

- [1] J. Inagaki, H. Haruna, K. Kon, T. Okazaki, S. Hongo, M. Haseyama and T. Tanaka: "A Kinect-based Method to Measure the Center of Mass of the Human Body", 1st Global Conference on Biomedical Engineering & 9th Asian Pacific Conference on Medical and Biological Engineering (GCBME2014・APCMBE2014), PB35, 2014
- [2] 松井秀治, 運動と身体の重心—各種姿勢の重心位置に関する研究—, 体育の科学社, 1958
- [3] 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩, 基礎運動学第6版, 医歯薬出版, 2003