

K-047

エネルギー変換効率を指標とした小型歩容解析システムの検討

A Portable Gait Analysis System Using the Energy Conversion Efficiency

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ている [1]。本稿では、この手法で得られた COG の三次元座標を用いた、歩行過程におけるエネルギー変換効率を指標とする小型の歩容解析システムの開発について検討する。

2. Kinect による COG の測定

2.1. COG の算出

本研究では COG の測定方法として間接法 [2] 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。

2.2. 比較実験

本研究は、当初 2012 年に発売された Kinect (v1) を用いて着手したが、その後 2014 年に Kinect v2 が発売された。本節では、新旧 Kinect デバイスおよび三次元動作解析装置 (VICON-T10 カメラ 8 台 + MX3 カメラ 6 台: 以下 VICON と呼ぶ) により COG を同時測定した結果を報告する。

実験は、図 1 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康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 秒弱静止した後、Kinect の人物取得範囲外まで歩行を続けている。これを各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 2 に示す。なお、両 Kinect デバイスのカメラ高さの差は補正している。また、臨床における歩容解析では歩行周期に比して著しく高周波の情報は一般に必要とされないため、得られたデータにカットオフ周波数 3Hz の LPF を施して

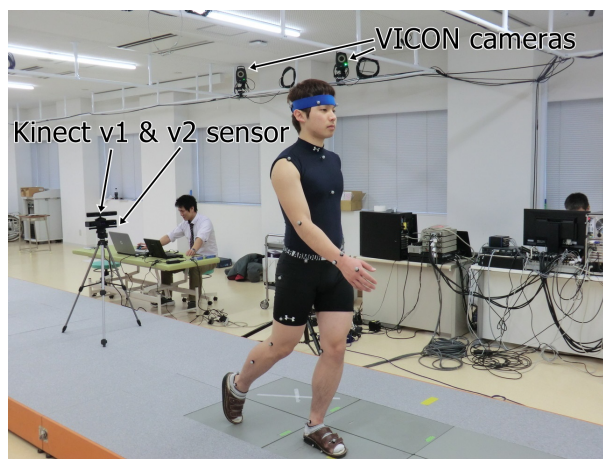


図 1: 実験環境

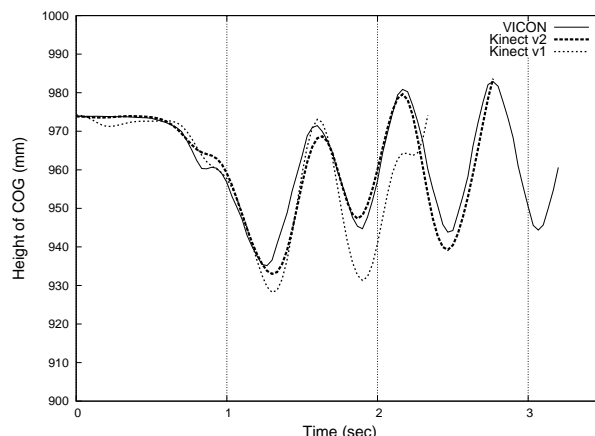


図 2: 各デバイスによる COG の同時測定結果

いる。

図 2 に示した各デバイスによる測定結果を比較すると、Kinect v1 は特にカメラから離れた領域で誤差が大きくなる傾向がある。一方、Kinect v2 はカメラから遠い領域においても Kinect v1 より VICON の測定結果に近い値が得られている。これは深度カメラの解像度の向上に起因していると考えられる。

また、Kinect v2 の方が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 では人物検出範囲の向上に伴い、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

[†]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

者の測定を考えると平地歩行の方が安全性が高い。従って現時点では Kinect v2 による測定が有利であるといえる。

3. エネルギー変換効率の算出と可視化

1 章で述べたように、歩行の良し悪しを定量的に評価するためには、1 歩行周期を COG の高さの極値で切り分けた 4 つの各区分に対し、以下の方法で算出されるエネルギー変換効率 ($\%recovery$) [4] を指標とするのが望ましい。

COG の速度の左右方向成分を v_x 、進行方向成分を v_y 、鉛直方向成分を v_z 、鉛直変位を s_z とすると、各方向の運動エネルギー $E_{k,x}$ 、 $E_{k,y}$ 、 $E_{k,z}$ 、および位置エネルギー E_p 、全エネルギー E_{tot} は式 (1) ~ (3) で求められる。なお、 m は身体質量、 g は重力加速度である。

$$E_{k,x} = \frac{1}{2}mv_x^2, \quad E_{k,y} = \frac{1}{2}mv_y^2, \quad E_{k,z} = \frac{1}{2}mv_z^2 \quad (1)$$

$$E_p = mgs_z \quad (2)$$

$$E_{tot} = E_{k,x} + E_{k,y} + E_{k,z} + E_p \quad (3)$$

次に、これら COG のエネルギーの増加量から COG を動かすための外的仕事を計算する。COG を左右および進行方向へ加速するための外的仕事を W_x 、 W_y 、重力に抗って COG を鉛直方向へ加速するための外的仕事を W_z 、筋が COG を動かすために行った外的仕事を W_{ext} とすると、これらは式 (4) ~ (6) で求められる。なお、 Δ はフレーム時刻間のエネルギーの増分であり、 \sum は歩行周期の 4 つの区分ごとにそれらの和をとることを示す。

$$W_x = \sum \Delta E_{k,x}, \quad W_y = \sum \Delta E_{k,y} \quad (4)$$

$$W_z = \sum \Delta(E_{k,z} + E_p) \quad (5)$$

$$W_{ext} = \sum \Delta E_{tot} \quad (6)$$

これらの値を用いて、 $\%recovery$ は式 (7) で表される。

$$\%recovery = \frac{|W_x| + |W_y| + |W_z| - |W_{ext}|}{|W_x| + |W_y| + |W_z|} \times 100 \quad (7)$$

$\%recovery$ は位置エネルギーと運動エネルギーが完全に逆位相でその振幅が等しい場合に 100% となり、両エネルギーが完全に同位相の場合に 0% となる。つまり、 $\%recovery$ は歩行中における COG の位置エネルギーと運動エネルギーの変換効率を示し、この値が大きいほど、重力を効率的に利用して歩行していることになる。従って、 $\%recovery$ の値をリハビリテーションの効果判定や補装具設計の評価基準とすることができる。

現在、 $\%recovery$ の値を数値と棒グラフでリアルタイムに可視化するソフトウェアを開発中である。その画面の一例を図 3 に示す。画面上には、 $\%recovery$ の他、歩行速度、歩幅、1 分間あたりの歩数を表示可能であり、また歩行に関するガイドメッセージを表示することができる。計測した各パラメータは CSV 形式で外部ファイルに保存することができ、さらに、それらのファイルを読み込むことによりスティックピクチャと各パラメータのグラフを再生表示することが可能である。

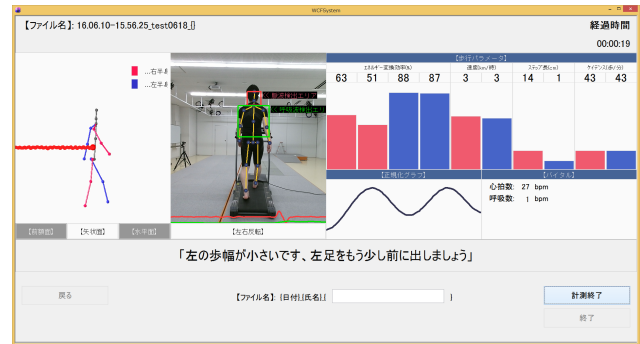


図 3: 開発中のソフトウェア画面の一例

4. まとめ

本稿では、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 の新旧デバイスおよび VICON 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。その結果、Kinect v2 は比較的良好なデータが得られた一方、Kinect v1 はカメラから遠くなるに従って誤差が大きくなる傾向が顕著になることがわかった。

また、Kinect から得られた COG の座標を基にエネルギー変換効率を計算し、リアルタイムに可視化する手法について検討を行った。歩行過程におけるエネルギー変換効率の算出を行うには、現状では大規模な実験室で高価な三次元動作解析装置を用いて測定する必要がある。このため、これらの施設を持つ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。今後は開発中のソフトウェアの臨床評価を行う予定である。

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
- [4] G.A. Cavagna, H. Thys, A. Zamboni, "The sources of external work in level walking and running," J. Physiol., vol.262, no.3, pp. 639-657, 1976