

[原著論文]

## 身体重心算出における力学的手法の考案および 運動学的手法との比較

井上 捷太<sup>1)</sup>, 江原 義弘<sup>1), 2)</sup>, 津留崎康平<sup>1)</sup>

キーワード：身体重心位置, 力学的手法, 動作分析, 三次元動作解析

### Development of a kinetic method in determining the center of gravity during walking

Shota Inoue<sup>1)</sup>, Yoshihiro Ehara<sup>1), 2)</sup>, Kouhei Tsurusaki<sup>1)</sup>

#### Abstract

The center of gravity of a human body is located at its middle, a little anterior to the second sacral vertebra and at 55 to 56% of the body height from the floor. Kinematic and kinetic methods are used for determining the center of gravity. The segmental method is one of the most prominent kinematic methods. When this method is applied for subjects living with physical impairments, such as prosthesis users or orthopedic patients, there is a possibility that their center of gravity is calculated in positions different from the accurate ones. Therefore, in this study, we propose a kinetic method, called the floor reaction force (FRF) method, to calculate the horizontal absolute position of the center of gravity without depending on the physical condition of the subject. The FRF method is categorized into the zero point method and the average velocity method. An evaluation of the FRF method was carried out using ten subjects with three different walking conditions. The results have confirmed that the center of gravity calculated by adopting the FRF method matched well with that obtained from the segmental method. In particular, the zero point method appears to be useful in the anterior-posterior direction while the average velocity method is effective in the mediolateral direction.

Keywords : center of gravity, motion analysis, kinetics three-dimensional motion analysis

---

1) 新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科

2) 新潟医療福祉大学 義肢装具自立支援学科

[責任著者および連絡先] 井上 捷太  
新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科  
〒950-3198 新潟県新潟市北区鳥見町1398番地  
Email : ham17002@nuhw.ac.jp

投稿受付日：2018年12月18日

掲載許可日：2019年3月11日

## 要旨

ヒトにおける身体重心は身体の正中、第二仙椎やや前方、そして床面から身長55～56%の高さに位置しているといわれている。身体重心を求める手法には運動学的手法と力学的手法がある。運動学的手法で使用されている手法にセグメント重心法がある。身体に貼付された赤外線反射マーカーの三次元位置情報を活用し、身体重心を求める手法である。この手法は健常者を基に手法が考案されているため、健常被験者の場合の精度は保証されているが、体格が標準的でない被験者や、義足使用者などに適用した場合、本来の位置とは異なる箇所に算出される可能性がある。そこで本研究では身体状況に依存せず、身体重心の水平方向の絶対的位置を算出できる力学的手法（ゼロ点法と平均速度法）を考案した。この力学的手法を被験者10名に対し3つの歩行条件に適用し評価を行った。結果、この方法で計算した身体重心位置はセグメント重心法で得られた身体重心位置と良く一致した。中でも前後方向ではゼロ点法が良い結果となり、左右方向では平均速度法が良いという結果となった。

## I はじめに

身体重心位置（以下COG）は上肢、下肢、体幹のセグメント毎の重心位置の合成である<sup>1)</sup>。ヒトにおけるCOGの位置は前面から見た際には身体の正中にあり、第二仙椎やや前方、そして床面から男性で身長56%、女性で55%のところに位置しているといわれている<sup>2)</sup>。COGは三次元動作解析分野でよく分析項目として含まれ、動作の対称性、安定性を評価するのに用いられる<sup>3)</sup>。COGを求める手法には三次元動作解析装置から得られたマーカー位置情報を活用する運動学的手法と床反力計から得られた床反力を活用する力学的手法がある。

運動学的手法には仙骨重心法<sup>4)</sup>とセグメント重心法<sup>5)</sup>がある。仙骨重心法とは体表面の仙骨に貼付された赤外線反射マーカーの軌跡をCOGの軌跡とするものである。この手法は定常歩行などには適用が可能であるが、COGがどのようなときも骨盤内に留まっているという仮定を活用しているために、歩行速度が増加すると信頼性が少なくなる傾向がある<sup>6)</sup>。

セグメント重心法とは今日多く使われている手法である。Borelli<sup>1)</sup>がその基盤を作り、Brauneらがそれを発展させた<sup>7)</sup>。Brauneらは冷凍された屍体をセグメント毎で分離し、セグメント毎の質量分布や重心位置を求めた。これらの値は現在も使われている。今日におけるセグメント重心法は身体各部に貼付された赤外線反射マーカーの位置情報に予め求められた質量比と重心位置からセグメント毎の重心位置を求め、それらを合成してCOGを求めている（以下、COG<sub>c</sub>）。この手法では健常者

から求められたセグメント毎の質量比、ならびにセグメント毎の重心位置のパラメータを活用しているため、典型的な健常者におけるCOGの精度は保証されている。そのため多くの研究でこの手法が用いられてきた。しかし体格が標準的でない被験者（肥満体型、痩身型、小児、高齢者）や、セグメント毎の質量分布やそのセグメントの重心位置が異なる義足使用者らのパラメータと計算時に使われているパラメータは大幅に異なることが考えられる。その結果として計算されるCOGは本来のCOGとは異なる可能性がある。

一方で、COGはCOGの加速度に被験者の身体質量を乗じた値が身体にかかる力と等しいというニュートンの第二法則のもとで移動している。そこでこの力学現象を活用してCOGを計算する試みがなされてきた。これらが力学的手法であり、大きく分けて床反力作用点（以下COP）活用法と、床反力活用法がある。Zatsiorskyら<sup>8)</sup>は床反力計を用いて、静止立位時において床反力の前後方向成分、左右方向成分が各々ゼロとなる時点でのCOPの位置をスプライン補間して得られた波形をCOGとするCOP活用法を考案した。しかしこの方法で得られたCOGの時系列データは二階微分によっても床反力水平方向成分から計算した加速度と一致せず、力学現象を無視したものであった。加えて静止立位時のみしか適用できず歩行動作には適用できないという問題点があった。またCOP活用法にはCaron<sup>9)</sup>らのようにCOPの変位を高周波遮断し、その変位をCOGとする手法があるが同様に静止立位で適用するものである。

これに対し、床反力から得られる加速度を二階積分しCOGの変位を得る床反力活用法がある。この手法はセグメント毎の質量分布やセグメント毎の重心位置を使用せずにCOGの算出が可能のため各個人のCOGを適切に算出ができる可能性があるが、その絶対的な位置の計算には積分の初期値が必要である。Gutierrez-Farewik<sup>10)</sup>やSchepers<sup>11)</sup>らが行った研究では、積分の初期値が未知であったため積分の初期値を0とし、歩行の一周期後に重心が元の位置に戻るという仮定のもと、COGの前後方向、左右方向、上下方向の変化分のみを計算するもので絶対位置の計算には至らなかった。

そこで本研究では従来の床反力活用法の問題点を解消し、三次元動作解析装置を用いずに床反力計のみでCOGの水平方向での絶対位置（以下COG<sub>t</sub>）を算出する新たな手法を考案した。この手法ではセグメント重心法で用いられているセグメント毎の質量分布、セグメント毎の重心位置を使用せずにCOGの算出が可能のため、上記に述べたような体格が標準的でない被験者や義足使用者などにおいてセグメント重心法より正確な結果が期待できる。そこで最初の段階としてセグメント重心法に

におけるパラメータを活用できる健常成人で、本研究において考案したCOG<sub>r</sub>がセグメント重心法と一致する値を算出するかどうかを検証することを目的とした。

## II 方法

### 1 計測機器

COG<sub>r</sub>を計算するために、床反力計（OR 6-6-2000：Advanced Mechanical Technology, Inc.）を6台使用した。同時にセグメント重心法のCOG<sub>c</sub>を計算するために赤外線カメラ11台を含む三次元動作解析装置（Vicon Motion System Ltd., UK）を使用した。床反力計のサンプリング周波数は1000Hz、赤外線カメラのサンプリング周波数は100Hzとした。

### 2 計測手順

被験者には皮膚及び衣服上でのマーカのずれを最小限にするためにアスレチックシャツとアスレチックパンツを着用させた。マーカはPlug-in Gaitモデルを参考にし、反射マーカを被験者の身体の頭部4ヶ所（左右前頭部、左右後頭部）、両肩峰、右肩甲骨下角、頸切痕、剣状突起、第7頸椎、第10胸椎、両上腕部、両肘頭、両前腕部、両橈骨茎状突起、両尺骨茎状突起、両第2中手骨頭、両上前腸骨棘、両上後腸骨棘、両大腿部、両大腿骨外側上顆、両大腿骨内側上顆、両下腿部、両外果、両内果、両踵後端、両第2中足骨頭の合計43ヶ所に貼付した（図1）。

### 3 対象者

被験者は整形外科的疾患のない健常成人10名（男性5名、女性5名）とした。平均年齢は21歳、男性被験者における平均体重は $68.8 \pm 11.7$ kg、平均身長は $174 \pm 3.6$ cmであった、女性被験者においては平均体重 $45.4 \pm 3.6$ kg、平均身長は $158.4 \pm 3.1$ cmであった。

### 4 計測

動作は全被験者で5秒間程度の静止立位、被験者の快

適速度での歩行10試行（以下自由歩行）、Cadence 140（step/min）の歩行10試行（以下速歩）を行った。また2名の被験者（男性1名、女性1名）にてCadence 70（step/min）で歩行10試行（以下遅歩）を行った。歩行路は床反力計が中央にくる10m程度とし、床反力計は左右踏み分けをさせた。なお床反力計を踏むことができる進行方向の距離は1.5mであった。

### 5 倫理

本実験は新潟医療福祉大学の倫理委員会の承認（承認番号：18013-180612）を得て行った。また、本研究はヘルシンキ宣言に則っており、実験開始前に被験者に本研究内容を口頭と書面にて十分に説明し、同意を得た上で行われた。また本研究を実施するにあたり、利益相反はなかった。

## III COGの算出

COG<sub>c</sub>は解析用プログラミングソフトウェア（VICON Body Builder 3.6.4, Vicon Motion Systems, Ltd., UK）を用いて計算した。

COG<sub>r</sub>、COG<sub>c</sub>を比較する際には、数値演算処理ソフトウェア（MATLAB (R2018b, The MathWorks, Natick, USA)）を使用した。またCOG<sub>r</sub>の算出にあたって、床反力計から床反力が検出されていて、どちらの足も床反力計外に接地していない時間帯のデータを用いた（図2）。

図2において説明すると例えば左脚の立脚中期から、一歩行周期を過ぎた左脚の立脚終期（ターミナルスタンス）が終わるまでである。また床反力計上で左右の一歩行周期が確保できていない場合には分析データから除外した。

### 1 COG<sub>c</sub>の算出

COG<sub>c</sub>の算出の際に用いる身体慣性パラメータ（セグメント毎の重心位置、質量比）はWinter<sup>5)</sup>の研究で得られたものを使用した。算出手順として下腿部を例として

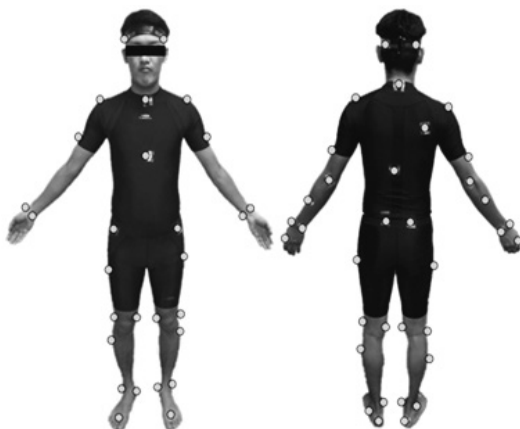


図1 マーカ貼付箇所

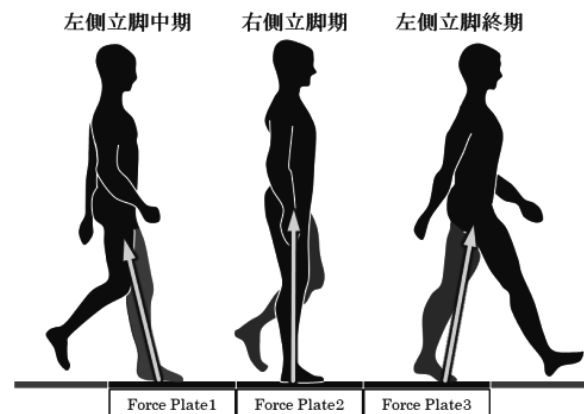


図2 データの使用範囲

あげる。近位関節（膝関節中心）と遠位関節（足関節中心）の直線上にセグメントの重心が存在すると仮定し、セグメント重心位置のパラメータを用いて下腿部重心を計算した。そのようにして求めた下腿部重心に対し、下腿部の質量比を乗じた、同様の手法で頭部重心、体幹重心、両上腕重心、両前腕重心、両手部重心、骨盤重心、両大腿重心、両下腿重心、両足部重心を計算し、それらの合成することで $COG_c$ を求めた。

## 2 $COG_f$ の算出

$COG_f$ の算出を行うにあたり6枚の床反力計より得られた合成床反力とCOPの左右方向、前後方向の座標位置をそれぞれの方向で合成した合成COPを用いた。以下ではすべて合成床反力と合成COPについて記載する。

### 1) ゼロ点法

前後方向と左右方向の算出において適用した。床反力の前後方向成分を例として説明する（図3）。

ニュートンの第二運動方程式より、歩行中の床反力を身体質量で除することで加速度を得た。得られた加速度を初期速度ゼロで積分を行うことで仮の $COG$ の速度を得た（図4）。

さらにこの速度を初期位置ゼロで積分することで、 $COG$ の仮の変位を得た。得られた $COG$ の変位を仮の $COG_f$ 、すなわち $COG'_f$ とした。 $COG'_f$ は初期位置と初期速度が0であるので補正を行う必要がある（図5）。

式（1）によって補正を行った。ここで床反力前後方向成分が歩行中の最初にゼロになる、もしくはゼロを横切った最も近い時点 $t_1$ 、最後にゼロになる、もしくはゼロを横切った最も近い時点 $t_2$ とし、その時刻での床反力作用点をCOP ( $t_1$ )、COP ( $t_2$ )とし、この時点での $COG'_f$ を $COG'_f(t_1)$ 、 $COG'_f(t_2)$ とした。

$$COG_f(t) = COG'_f(t) + \{COP(t_1) - COG'_f(t_1)\} + \frac{COP(t_2) - \{COG'_f(t_2) + COP(t_1) - COG'_f(t_1)\}}{t_2 - t_1} (t - t_1) \dots (1)$$

### 2) 平均速度法

ゼロ点法と同様に前後方向と左右方向の算出において適用した。前後方向を例として説明を行う。この手法では動作期間中における $COG$ とCOPの平均速度、平均位置がそれぞれ等しいという仮定を用いた。以下に示す式（2）、式（3）にてその概要を示す。平均速度を補正する際にはまずニュートンの第二運動方程式を変形した $a = F/m$ より、歩行中の床反力から $COG$ の加速度を計算した。その後時間積分を行い $COG$ の仮の速度を得た。これを $vCOG'$ と定義した。続いてCOPの位置情報を時間微分することでCOPの速度を得た。これを $vCOP$ とした。その後 $vCOG'$ と $vCOP$ の平均値をそれぞれ計算し、以下のように補正を行い、速度 $vCOG$ を得た。

$$vCOG = vCOG' - AVE_{vCOG'} + AVE_{vCOP} \dots (2)$$

このようにして得られた $vCOG$ に時間積分を行い $COG$ の変位を得た。これを $COG_f$ と定義した。 $COG_f$ とCOPの平均位置を計算し、それぞれ $AVE_{COG_f}$ 、 $AVE_{COP}$ とした。以下のように補正を行い、変位 $COG_f$ を得た。

$$COG_f = COG'_f - AVE_{COG'_f} + AVE_{COP} \dots (3)$$

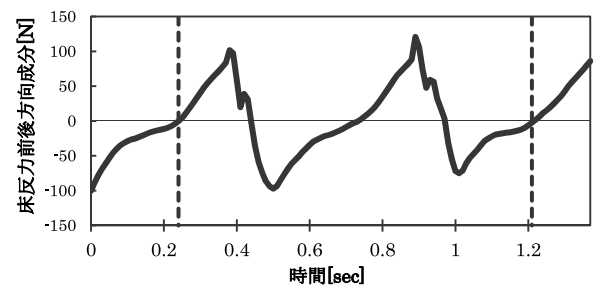


図3 床反力の前後方向成分

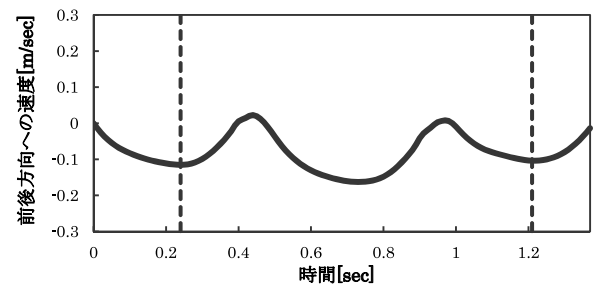


図4 速度の前後方向成分

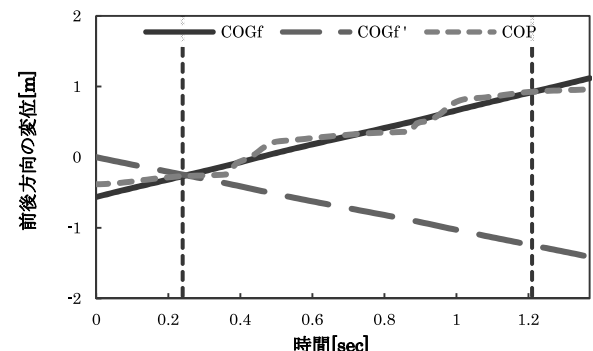


図5 前後方向のCOPとCOG

#### IV 評価

評価の際は波形の類似性を確認するために相関係数を計算し、波形の増減量の一致度を確認するために線形回帰分析を行った。この評価をまず「COG<sub>f</sub>を二階微分して得られた加速度に被験者の身体質量を乗じた値」と床反力に対し適用した。同様の評価をCOG<sub>f</sub>（ゼロ点法）とCOG<sub>c</sub>に適用した。またCOG<sub>f</sub>（平均速度法）とCOG<sub>c</sub>に適用した。本研究では得られた相関係数が1に近く、かつ線形回帰の傾きが1に近く、Y切片がゼロに近い場合に両者が良く一致したと表現した。

#### V 結果

一名の被験者の速歩において一歩行周期が確保できなかったために分析データから除外した。

##### 1 自由歩行における結果

自由歩行で得られた加速度×質量と床反力、COG<sub>f</sub>とCOG<sub>c</sub>の線形回帰分析、相関係数の結果を表1に示す。表に示されている平均値とは、各被験者における10試行分の平均値の平均値である。最悪値とは10試行中で最も値が悪い10名の平均値を示している。以下に示す図は被験者Fのデータを用いている。加速度×質量と床反力に関しては目視で確認できないほどに一致していたために図を割愛した。ゼロ点法におけるCOG<sub>f</sub>、COG<sub>c</sub>とCOPの水平方向の変位のうち左右方向を図6、前後方向を図7に、平均速度法における変位のうち左右方向を図8、前後方向を図9に示す。

左右方向における最悪値はゼロ点法で線形回帰分析  $0.376x + 0.022$  (m)、相関係数0.538、平均速度法では線

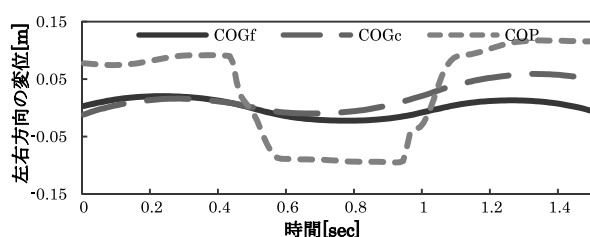


図6 自由歩行 ゼロ点法 左右 (m)

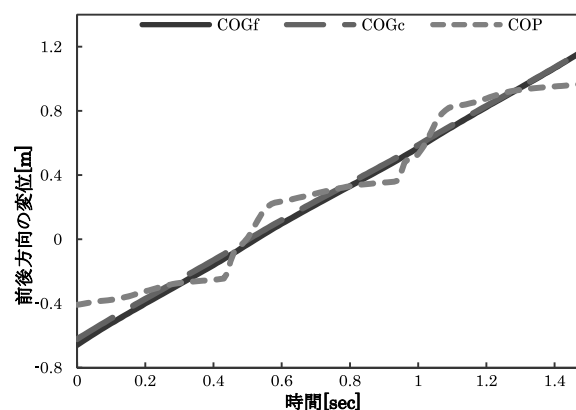


図7 自由歩行 ゼロ点法 前後 (m)

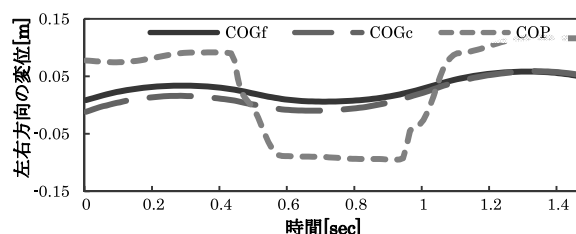


図8 自由歩行 平均速度法 左右 (m)

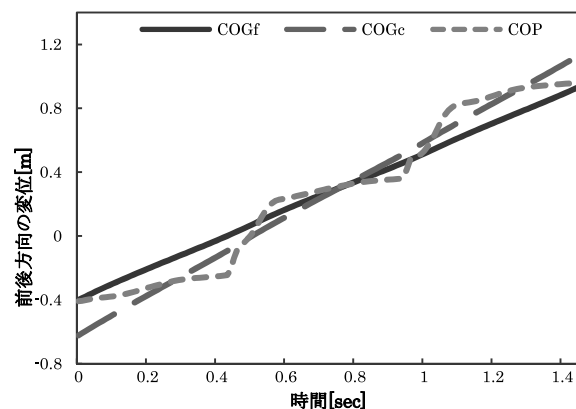


図9 自由歩行 平均速度法 前後 (m)

表1 自由歩行における結果

		加速度×質量と床反力						COG <sub>f</sub> とCOG <sub>c</sub>					
		平均値 (n=10)			最悪値 (n=10)			平均値 (n=10)			最悪値 (n=10)		
方向		傾き	切片 (N)	相関係数	傾き	切片 (N)	相関係数	傾き	切片 (m)	相関係数	傾き	切片 (m)	相関係数
ゼロ点法	左右	1.000x	+0.001	0.999	0.999x	+0.024	0.999	0.693x	-0.005	0.795	0.376x	+0.022	0.538
	前後	1.000x	-0.094	0.999	0.999x	+0.130	0.999	0.997x	+0.007	0.999	0.980x	+0.023	0.999
平均速度法	左右	1.000x	+0.000	0.999	0.999x	+0.036	0.999	0.951x	-0.001	0.966	0.765x	+0.018	0.897
	前後	1.000x	-0.139	0.999	0.999x	+0.196	0.999	1.166x	-0.056	0.999	1.228x	+0.077	0.999

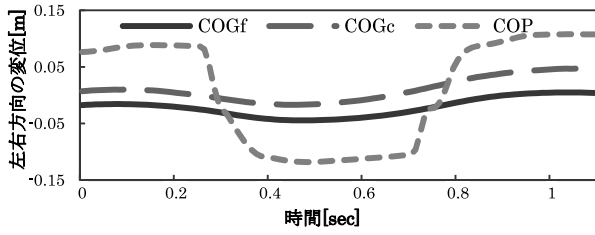


図10 速歩 ゼロ点法 左右 (m)

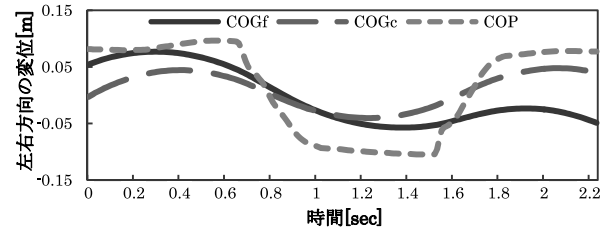


図14 遅歩 ゼロ点法 左右 (m)

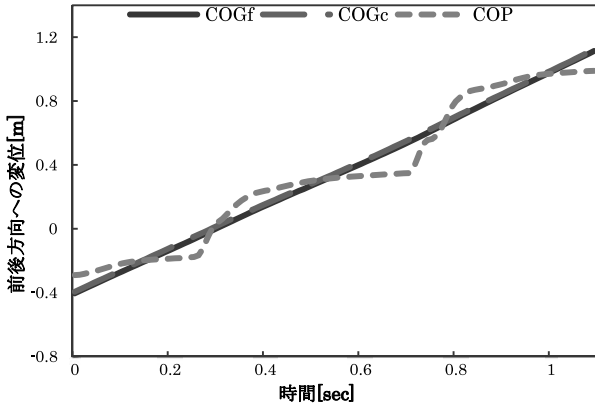


図11 速歩 ゼロ点法 前後 (m)

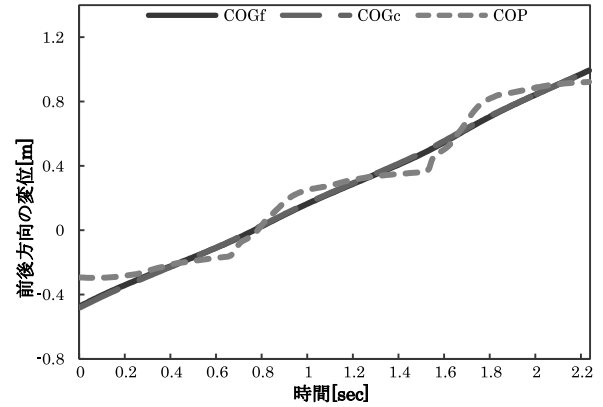


図15 遅歩 ゼロ点法 前後 (m)

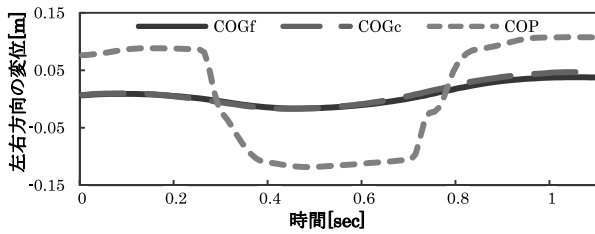


図12 速歩 平均速度法 左右 (m)

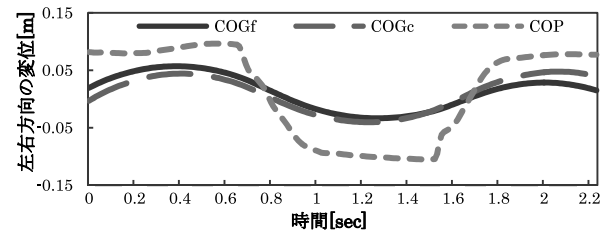


図16 遅歩 平均速度法 左右 (m)

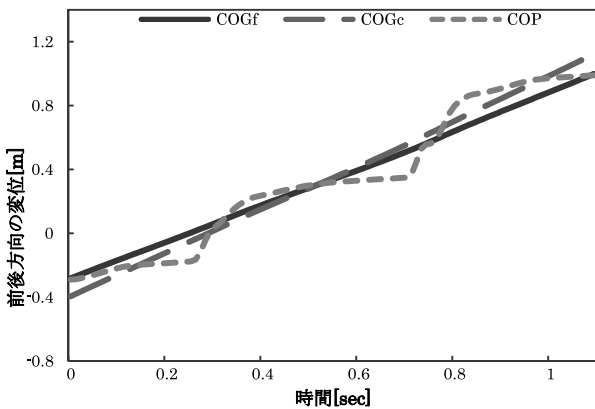


図13 速歩 平均速度法 前後 (m)

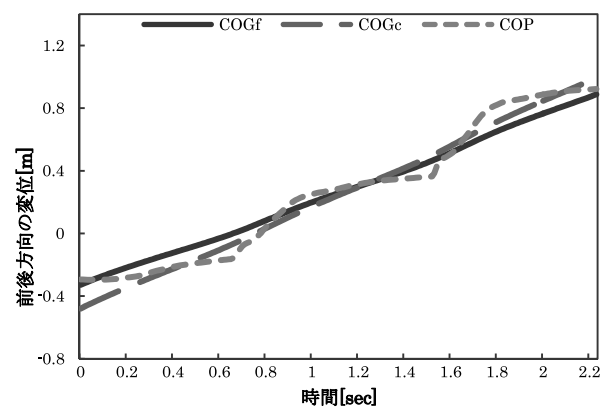


図17 遅歩 平均速度法 前後 (m)

表2 速歩における結果

		加速度×質量と床反力						COG <sub>r</sub> とCOG <sub>c</sub>					
		平均値 (n = 9)			最悪値 (n = 9)			平均値 (n = 9)			最悪値 (n = 9)		
方向		傾き	切片 (N)	相関係数	傾き	切片 (N)	相関係数	傾き	切片 (m)	相関係数	傾き	切片 (m)	相関係数
ゼロ点法	左右	1.000x	+0.003	0.999	0.999x	+0.032	0.999	0.497x	-0.003	0.654	0.181x	+0.030	0.279
	前後	1.000x	-0.136	0.999	0.999x	+0.193	0.999	0.989x	+0.011	0.999	0.963x	+0.025	0.999
平均速法	左右	1.000x	+0.005	0.999	0.999x	+0.049	0.999	0.935x	-0.001	0.959	0.716x	+0.018	0.829
	前後	1.000x	-0.205	0.999	0.999x	+0.292	0.998	1.194x	-0.063	0.999	1.256x	+0.089	0.999

表3 遅歩における結果

		加速度×質量と床反力						COG <sub>r</sub> とCOG <sub>c</sub>					
		平均値 (n = 2)			最悪値 (n = 2)			平均値 (n = 2)			最悪値 (n = 2)		
方向		傾き	切片 (N)	相関係数	傾き	切片 (N)	相関係数	傾き	切片 (m)	相関係数	傾き	切片 (m)	相関係数
ゼロ点法	左右	0.999x	+0.001	0.999	0.999x	+0.006	0.999	0.809x	+0.013	0.808	0.484x	+0.021	0.627
	前後	1.000x	-0.042	0.999	0.999x	+0.055	0.999	0.997x	-0.003	0.999	0.981x	+0.017	0.999
平均速法	左右	0.999x	+0.002	0.999	0.999x	+0.009	0.999	1.075x	+0.006	0.984	0.931x	+0.021	0.943
	前後	1.000x	-0.064	0.999	0.999x	+0.082	0.999	1.168x	-0.065	0.999	1.206x	+0.087	0.999

形回帰分析 $0.765x + 0.018$  (m)、相関係数0.897となった。前後方向における最悪値はゼロ点法で線形回帰分析 $0.980x + 0.023$  (m)、相関係数0.999、平均速度法では線形回帰分析 $1.228x + 0.077$  (m)、相関係数0.999となった。

## 2 速歩における結果

速歩で得られた結果を表2に示す。表において示されている値は9名の平均値である。ゼロ点法の変位の左右方向を図10、前後方向を図11、平均速度法の変位の左右方向を図12、前後方向を図13に示す。左右方向における最悪値はゼロ点法で線形回帰分析 $0.181x + 0.030$  (m)、相関係数0.279、平均速度法では線形回帰分析 $0.716x + 0.018$  (m)、相関係数0.829の結果となった。前後方向における最悪値はゼロ点法で線形回帰分析 $0.963x + 0.025$  (m)、相関係数0.999、平均速度法では線形回帰分析 $1.256x + 0.089$  (m)、相関係数0.999となった。

## 3 遅歩における結果

遅歩で得られた結果を表3に示す。表において示されている値は2名の平均値である。ゼロ点法の変位の左右方向を図14、前後方向を図15、平均速度法の変位の左右方向を図16、前後方向を図17に示す。左右方向における最悪値はゼロ点法で線形回帰分析 $0.484x + 0.021$  (m)、相関係数0.627、平均速度法では線形回帰分析 $0.931x + 0.021$  (m)、相関係数0.943の結果となった。前後方向における最悪値はゼロ点法で線形回帰分析 $0.981x + 0.017$  (m)、相関係数0.999、平均速度法では線形回帰分析 $1.206x + 0.087$  (m)、相関係数0.999となった。

## VI 考察

本研究では床反力のみを用いた二つの手法（ゼロ点法、平均速度法）で、COGの水平方向の絶対的位置を求めた。算出されたCOG<sub>r</sub>の力学的な妥当性を確認するためにCOG<sub>r</sub>を二階微分して得られた加速度に身体質量を乗じた値と床反力を線形回帰分析、相関係数を用いて比較した。結果は極めて良好なものであった。このことから本研究で得られたCOG<sub>r</sub>はニュートンの運動法則に矛盾しないことが保証された。

力学的手法にて求めたCOG<sub>r</sub>と運動学的手法であるCOG<sub>c</sub>との一致度の比較をする際にも線形回帰分析、相関係数を用いて比較した。結果、左右方向では平均速度法が良く、前後方向ではゼロ点法が良いという結果となった。このように平均速度法とゼロ点法は一長一短があることが分かった。その理由について以下に考察を行う。

左右方向においてゼロ点法と平均速度法を比較した際には、3条件すべてにおいて平均速度法が良い結果となった。加えてゼロ点法にて遅歩、自由歩行、速歩と歩行速度が上がる毎に線形回帰分析、相関係数が悪化する傾向が顕著に観察された。ゼロ点法では床反力水平方向成分が正から負になるもしくはゼロを横切った最も近い時点でのCOPの位置を基にして補正を行っている。左右方向におけるゼロ点のタイミングは歩行周期中の両脚支持期であり、最もCOPの速度が速い時期である。そのため歩行速度が速くなればなるほどにゼロを横切る時点での少しの誤差で基準となるCOPの位置が大きく変

化してしまう。その結果、歩行速度が上がるほど $COG_t$ と $COG_c$ の一致度が悪化したと考えられる。これに対し平均速度法では特定のタイミングを用いずにCOPの平均位置と平均速度を参考に補正を行うためにどのような速度においても $COG_c$ と同様な変位を算出することができたと考察した。

前後方向においてゼロ点法と平均速度法を比較した際には、3条件すべてにおいてゼロ点法が良い結果となった。前述したようにゼロ点法では床反力水平方向成分がゼロになるタイミングを参考にしている。前後方向におけるゼロ点のタイミングは歩行周期中の左右それぞれの脚の立脚中期であり、最もCOPの速度が遅い時期である。結果、歩行速度に依存せず、良い精度になったと考えた。左右方向、前後方向を総合してゼロ点法と平均速度法を比較してみるとゼロ点法では床反力水平方向成分がゼロの時点でCOGとCOPが一致するという力学現象を活用しているので基本的には正確性が高いといえる。しかしゼロを切る時点でのCOPの速度が大きい場合には誤差が入りこむリスクが大きくなると考えられる。したがって左右方向には平均速度法、前後方向にはゼロ点法を使い分けるのが最良と思われた。

## VII 今後の課題

今回、被験者の体格が標準体型であったため、 $COG_t$ と $COG_c$ の結果が近い値に算出されたが、義足使用者では結果が変わる可能性も考えられる。また歩行のみではなく、立ち上がり動作や、歩き始めなど動作分析全般に対応できるように研究を進めていきたい。また本論文は平成30年度新潟医療福祉大学大学院修士論文の内容をまとめたものである。

## 文献

- 1) Borelli A: De motu animalium, ex typ. a. bernabo, 1-540, Paris, 1680.
- 2) 中村隆一, 齊藤宏, 長崎浩: 基礎運動学, 医歯学出版株式会社, 第六版, 348-349, 東京, 2014.
- 3) Detrembleur C, Hecke VA, Dierick F: Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait & posture*, 12: 243-250, 2000.
- 4) Saunders JB, Inman V, Eberhart D: The major determinants in normal and pathological gait, *The journal of bone joint surgery*, 35: 543-558, 1953.
- 5) Winter DA: Biomechanics and motor control of human movement, Wiley, 2nd ed, 51-73, New york, 1990.
- 6) Gard S, Miff S, Kuo A: Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking, *Human movement science*, 22: 597-610, 2004.
- 7) Braune W, Fischer O: On the center of gravity of the human body, Springer-verlag, 1-96, Berlin, Heidelberg, 1985.
- 8) Zatsiorsky VM, Duarte M: Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram, *Motor control*, 3: 28-38, 1999.
- 9) Caron O, Faure B, Breniere Y: Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture, *J. Biomechanics*, 30: 1169-1171, 1997.
- 10) Gutierrez-Farewik E, Bartinek A, Saraste H: Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass, *Human movement science*, 25: 238-256, 2006.
- 11) Schepers HM, Asseldonk E, Buurke J et al.: Ambulatory estimation of center of mass displacement during walking, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 4: 1189-1195, 2009.