

## フォースプレートのみによる歩行開始時の体重心位置計測

## Measurement of Body Center of Gravity in Gait Initiation using Force Plate only

○池内秀隆(大分大学) 山村卓巳(大分大学大学院)

村田健太(湯布院厚生年金病院) 木藤伸弘(広島国際大学)

Hidetaka IKEUCHI, Oita University

Takumi YAMAMURA, Graduate School, Oita University

Kenta Murata, Yufuin Kosei Nenkin Hospital

Nobuhiro KITO, Hiroshima International University

**Abstract:** This paper propose calculated method of COG(Center of Gravity) from grand reaction force data in gait initiation. COG in walking is calculated using three dimensional motion capture system generally. In this paper, COG calculated using numerical integration of grand reaction force for getting COG more easily. Second order integration of measured data have big error because of accumulating of imperceptible error. However, this paper propose correction method erase these error. The trajectory of point of application plus k-powered reaction force is near COG trajectory. We estimated suitable value of k and carry out numerical integration to minimize the error between COG and this trajectory. The results are composed with using three dimensional motion capture system, and are considered.

**Key Words:** Grand Reaction Force, Gait Initiation, Center of Gravity, Numerical Integration

## 1. はじめに

歩行動作など、人の身体運動を解析する際に、体重心の特性を知ることは重要な要素と考えられる。一般に、人の身体運動時の体重心測定は、モーションキャプチャシステムと身体モデルを用いて計算される。しかしながら、高精度で操作の簡便なモーションキャプチャシステムは、一般に高価であり、被験者にマーカを装着する必要や、専用の実験室など、実験上の条件に制限もある。

歩行開始時における体重心を用いた解析例としては、山下ら<sup>(1),(2)</sup>が歩行開始時の床反力実験データの詳細な回帰分析結果を、一剛体モデルに適用し、進行方向、横方向の体重心位置と床反力作用点の時間的変化特性および位相面軌跡をシミュレーションによって求めている。Sato ら<sup>(3)</sup>は、実験により歩行開始時の床反力、床反力作用点を計測し、床反力の誤差を低減する手法を提案した上で数値積分を用いて体重心を計算し、その特性を解析している。さらに、同様の数値積分手法を用いて、体重心周りのモーメントを計算し、その特性を論じている<sup>(4)</sup>。Chang ら<sup>(5)</sup>は体重心と作用点の差(CG-CP Moment Arm)の最大値を健康者と高齢者で比較すると有意差があり、スクリーニングツールとしての可能性を示唆した。また、池内ら<sup>(6)</sup>は歩行開始時の床反力作用点最大逆変動量-体重心差を変形性股関節患者、高齢者、健康者について調べ、各群間に有意差があることを示した。

以上のように、体重心位置を歩行動作の解析に用いて様々な可能性が期待できるが、体重心の計測に文献(5)では、モーションキャプチャシステムを用い、文献(3),(4)および(6)では、Sato らの提案する数値積分法を用いて体重心求めている。Sato らの方法は、系統誤差を除去した床反力データを一度数値積分し、得られた重心波形が合理的な形状になるまで、一定誤差に相当する一定微小値を床反力データから削除し繰返し数値積分することで、妥当な体重心軌跡を得る方法である。この方法で、おおむね妥当と考えられる重心軌跡は得られるが、妥当性の判断は解析者にゆだねられており、普遍性が不十分である。また、数値積分を行うたびに解析者との対話的操作が必要なので、時間もか

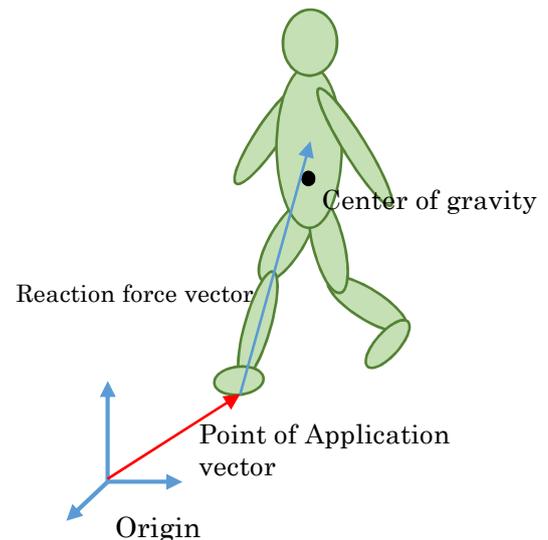


Fig.1 Geometric Relationship among center of gravity, reaction force vector and point of application vector.

かる。

本報告では、歩行解析での体重心利用を簡便なものとするため、床反力データのみから体重心の水平座標を推定する方法を提案し、その有効性について検討する。床反力データより、体重心の位置を推定する方法は、今回提案する方法と同様のものが Shimba<sup>(7)</sup>によって解析されているが、本論文では、実際に計算したデータと一般的なモーションキャプチャの結果と比較して、実用的な手法として提案している。

## 2. 床反力数値積分による体重心推定法

体重心位置は測定された床反力を2階積分して得られる。積分法には単純な台形則を用いている。実験による測定データを2階積分すると測定データに含まれる誤差が累積して、正確な値が得られないので、通常、測定値を2階積分する処理は行うべきではない。しかしながら、Sato らは、測定データに含まれる系統誤差を除去した後、2階積分した値が、合理的な重心波形になるように一定誤差に相当す

る微小値を加減する方法で妥当な重心波形が得られることを示した<sup>(3)</sup>。しかしながら、この方法は、合理的な重心波形かどうかの判定に、解析者の主観が利用されるので、普遍性という点で問題がある。

一方、Shimba は、床反力作用点と体重心の間に以下の関係があることを示している<sup>(7)</sup>。

$$x_G = x_p + z_G F_x / F_z + \dot{H}'_y / F_z \quad (1)$$

$$y_G = y_p + z_G F_y / F_z - \dot{H}'_x / F_z \quad (2)$$

ここで、 $x_G$ ,  $y_G$ ,  $z_G$ はそれぞれ進行、横および鉛直方向の体重心座標、 $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ はそれぞれ進行、横、および鉛直方向床反力、 $\dot{H}'_x$ ,  $\dot{H}'_y$ はそれぞれボディの進行および横軸周りのボディの運動量(角運動量)のモーメントの時間的変化率を表している。

歩行中は、ボディの回転は比較的小さいので $\dot{H}'_y / F_z$ および $\dot{H}'_x / F_z$ は無視できるとし、 $z_G / F_z = k$ (一定)であると近似すると、以下の近似式が仮定される。

$$x_G \approx x_p + kF_x$$

$$y_G \approx y_p + kF_y$$

この式は、Fig.1に示すように、作用点ベクトルと床反力ベクトル、体重心位置の幾何学的関係からも予想できる。

すなわち、 $x_p + kF_x$ および $y_p + kF_y$ (以後、これらを作作用点+k床反力軌跡と呼ぶ)はそれぞれ重心の進行および横方向の座標付近の値をとると考えられるので、数値積分した波形と作用点+k床反力軌跡のそれぞれの誤差が最小となるように、Satoの方法における一定誤差を除去する微小値を決定すれば、妥当な重心位置が得られる。

また、数値積分を行うには、積分開始時の初期速度を得ることが必要であるが、前述の研究では、対象が歩行開始動作である事を利用して、初速度0と見なせる静止立位時を解析者の判断で決定していた。しかしながら、これは解析者の主観が入ると共に、被験者が完全な静止立位状態を取れるとは限らず、実際、データによっては静止立位状態を判定できない例もあった。

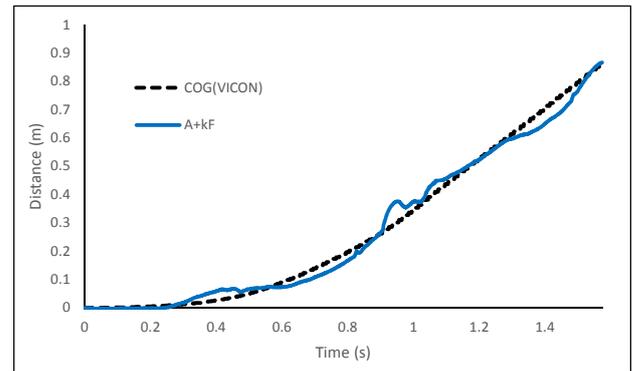
そこで、本報告では、上記の床反力データの測定値に含まれる一定誤差に加え、積分開始時の初期速度も未知数とし、数値積分で求めた重心位置と作用点+k床反力軌跡の誤差が最小となる一定誤差および初期速度を求め、それらを利用して、再度数値積分を行い、体重心の進行方向および横方向成分を算出した。

### 3. 実験方法および重心算出方法

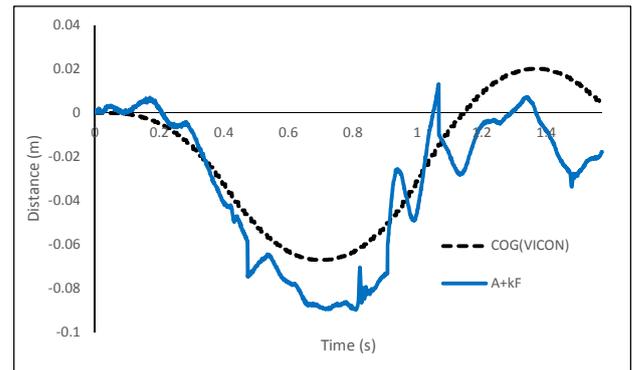
実験は湯布院厚生年金病院倫理委員会の承認をうけ同病院内実験室にて実施した。リファレンスとなる体重心位置の計測には、同病院所有の三次元動作分析装置 VICON を用いた。また、床反力計測のフォースプレートは VICON 付属のものを利用した。

被験者は、18~22才の男性5名女性4名の計9名で、実験前に実験の主旨および安全性について説明し、データの取扱等の同意を得た上で実施した。実験では、おのおの3回の歩行開始動作を測定した。フォースプレートは格子状に4枚設置され、その中央を通り抜けるように歩行路を設定した。被験者は、一端の2枚のフォースプレートにそれぞれ足を置いて静止状態で立ち、オペレータの合図の後、自分のタイミングで、自然に歩き始めた。振出足や歩行速度は指示していない。したがって、床反力データを測定できるのは、歩行開始2歩分で、体重心の計算は、2歩目の最後の床反力ピークまでとした。

Fig.2に VICONによる重心位置と作用点+k床反力軌跡の例を示す。床反力データにかかる係数  $k$  は、進行方向お



(a) Sagittal Direction ( $k_x = 2.16 \times 10^{-3}$ )



(b) lateral Direction ( $k_y = 1.90 \times 10^{-3}$ )

Fig.2 Application Point plus k-Reaction Force (A+kF) and COG (Center of Gravity) measured by VICON.

よび横方向ごとにわけ以下のように計算した。

- ① 各被験者ごとに VICON による重心位置データと作用点+k床反力軌跡の二乗誤差が最小となる係数を算出する。なお、比較の開始点は、一歩目の進行方向床反力に着目し、この値が最小となる点とした。
- ② 今回の実験で得られたデータについて①で計算した  $k$  の平均値を求め、係数  $k$  の代表値とした。なお、実際のデータでは、進行方向と横方向では係数  $k$  は一致しないので、それぞれの方向ごとに係数  $k_x$ , 係数  $k_y$  を算出した。

以上の結果、係数  $k_x = 2.16 \times 10^{-3}$ , 係数  $k_y = 1.90 \times 10^{-3}$  となった。Fig.2に示すように、作用点+k床反力軌跡は概ね重心位置と重なる軌跡を描くことがわかる。

続いて、得られた作用点+k床反力軌跡を用いて、床反力データより体重心の位置を数値積分によって以下のように算出した。

$\Delta t$ をサンプル周期、 $F_d(t)$ を床反力データ、 $A_d(t)$ を作用点データ、 $Gf_d(t)$ を求める重心データとし、 $k_d$ を係数  $k$  の代表値、ただし、

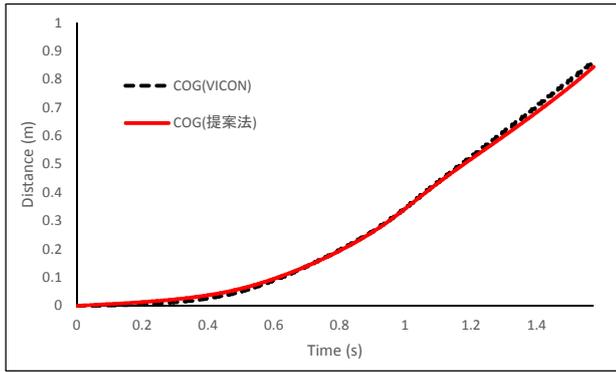
$$d = \begin{cases} x : \text{進行方向} \\ y : \text{横方向} \end{cases}, \quad t : \text{時刻}$$

とする。 $i$ サンプル目の重心計算値 $Gf_d(i)$ は、 $\delta f$ を床反力補正值、 $v_0$ を重心の初速度とすると、

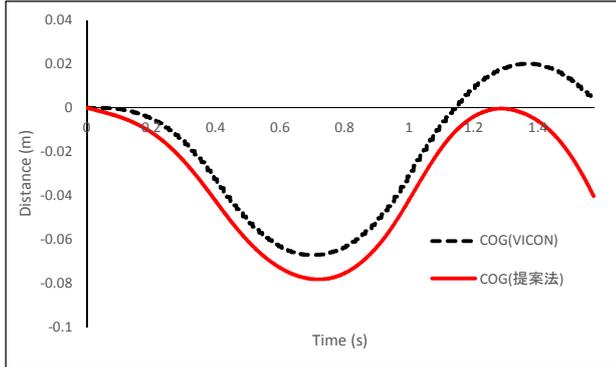
$$Gf_d(i) = \iint_0^{i\Delta t} \frac{1}{m} (F_d(\tau) + \delta f) d\tau + \int_0^{i\Delta t} v_0 d\tau$$

で表される。

ここで、 $i$ サンプル目の補正を含まない床反力二階積分値を



(a) Sagittal Direction



(b) lateral Direction

Fig.3 COG(Center of Gravity) calculated using proposal method and COG measured by VICON.

Table 1 数値積分による体重心軌跡平均二乗誤差

	二乗誤差(mm)
進行方向	13.04 ± 3.95
横方向	11.71 ± 9.84

$$\tilde{G}f_a(i) = \frac{1}{m} \iint_0^{i\Delta t} F_a(\tau) d\tau$$

と置くと、 $G_{f_a}(i)$ は以下の式で表される。

$$G_{f_a}(i) = \tilde{G}f_a(i) + \delta f \frac{1}{2m} (i\Delta t)^2 + v_0 i\Delta t$$

$G_{f_a}(i) \approx A_a(i) + k_a F_a(i)$ と近似できるので、この誤差を $\Delta G$ と置くと、

$$\begin{aligned} \Delta G(i) &= G_{f_a}(i) - (A_a(i) + k_a F_a(i)) \\ &= \delta f \frac{1}{2m} (i\Delta t)^2 + v_0 i\Delta t + \tilde{G}f_a(i) - (A_a(i) + k_a F_a(i)) \end{aligned}$$

$n$ 時点までの累積二乗誤差 $J_G$ は

$$\begin{aligned} J_G &= \sum_{i=0}^n \{\Delta G(i)\}^2 \\ &= \sum_{i=0}^n \left\{ \delta f \frac{1}{2m} (i\Delta t)^2 + v_0 i\Delta t + \tilde{G}f_a(i) - (A_a(i) + k_a F_a(i)) \right\}^2 \end{aligned}$$

この $J_G$ が最小になる $(\delta f, v_0)$ を求めるには

$$\begin{cases} \frac{\partial}{\partial \delta f} J(\delta f, v_0) = 0 \\ \frac{\partial}{\partial v_0} J(\delta f, v_0) = 0 \end{cases} \quad (3)$$

を解けば得ることができる。

Table 2 数値積分による体重心軌跡平均二乗誤差

$$(k_x, k_y) = (1.60 \times 10^{-3}, 1.30 \times 10^{-3})$$

	二乗誤差(mm)
進行方向	17.24 ± 5.17
横方向	12.27 ± 6.75

Table 3 数値積分による体重心軌跡平均二乗誤差

$$(k_x, k_y) = (2.60 \times 10^{-3}, 2.30 \times 10^{-3})$$

	二乗誤差(mm)
進行方向	18.36 ± 5.34
横方向	13.01 ± 11.86

体重心導出の方法は以下ようになる。

- ① 補正値を加えず、初期速度を 0 とおいた仮重心位置  $\tilde{G}f_a(i)$  を計算する。
- ② (3)式を解いて求めた  $\delta f, v_0$  の式に①の仮重心位置および床反力、作用点測定データを代入し、 $\delta f, v_0$  の値を計算する。
- ③ 得られた  $\delta f, v_0$  の値を用いて、再度数値積分を行う。以上より求める  $G_{f_a}(i)$  が得られる。

#### 4. 計算結果および考察

Fig.3 に一定誤差推定値  $\delta f$ 、初期速度推定値  $v_0$  を用いて床反力の数値積分を行った一例を示す。また、Table.1 に全データの結果をまとめた平均二乗誤差を示す。

Fig.3(a)の進行方向では、計算区間の中央部が VICON の結果と比較的よくあっており、両端では誤差がやや大きくなっている。他のデータでも多くはこのような特性が見られ、特に前半の歩行開始フェイズにおける誤差が大きいものが多い。

Fig.3(b)の横方向では、全区間に渡って誤差が一定で、区間の最後で誤差が大きくなっている。他のデータでは、同様の傾向のものもあるが、歩行開始前の静止立位状態から歩行開始時直後の誤差が大きいものが見つかった。

計算区間の後端で誤差が大きくなる点に関しては、作用点軌跡の不確かさが考えられる。2歩目の後端部分は、3歩目の着地が既に開始しており、両足支持期に移行している可能性がある。床反力計で測定できるのは2歩目までなので、後端部分では3歩目の情報が入っていない。このような問題を避けるために、計算区間は2歩目の後半の床反力ピークまでとしているが、3歩目の区間まで入っている可能性がある。

歩行開始時の誤差の増大に関しては、通常歩行での床反力作用点と体重心の式(1),(2)が歩行開始時には十分に成立していない可能性が考えられる。歩行開始時は、静止状態から周期運動状態に移る過渡期であり、定常歩行状態に比べると、安定性に欠け複雑な運動制御を行っている可能性がある。床反力作用点の逆変動などの現象もあり、作用点 +  $k$  床反力軌跡が、想定したほど重心に近い軌跡を描いていないのではないだろうか。

結果の平均の誤差は不十分とはいえないが、やや大きいと考えている。特に、今回の床反力係数  $k_x, k_y$  の推定に利用したデータと、数値積分に用いたデータは同一のため、より結果を厳密に評価する必要があると考える。また、理論的には  $k_x, k_y$  の値は一致するはずであるが、実験から得た値の相違がやや大きいように考えられる。

実用的には、 $k_x, k_y$  の値は、今回の報告のようにその都度求める事はできないので、他の実験データを元に算出した数値を用いて、重心計算を行う必要がある。その為、仮に

$k_x$ ,  $k_y$  の値が異なった場合に、誤差がどの程度大きくなるか、検討を行った。①  $(k_x, k_y) = (1.60 \times 10^{-3}, 1.30 \times 10^{-3})$ , ②  $(k_x, k_y) = (2.60 \times 10^{-3}, 2.30 \times 10^{-3})$  とした場合の平均二乗誤差の結果をそれぞれ Table.2, Table.3 に示す。それぞれ、誤差が大きくなっていることが分る。ただし、①の場合の横方向の標準偏差は小さくなっている。

## 5. まとめ

進行方向および横方向に関して、体重心の位置を床反力データのみから計算する方法について提案を行った。三次元動作解析装置で得られた重心位置軌跡が床反力計から得られた作用点+k 床反力軌跡に近い軌道を描くことを示し、この作用点+k 床反力軌跡との誤差を最小にするように床反力データを積分する方法を提案し、合理的な重心位置軌跡を得られることを示した。

誤差に関しては、十分とは言いがたい面もあるので、これらの原因を含め、今後より実用的な手法として確立できるよう検討を重ねていく。また、今回は鉛直方向については検討を行っていないが、鉛直方向についても新たな方法を提案・検討していく予定である。

## 参考文献

- (1) 山下忠, 谷口隆雄, ヒトの歩行動作の解析—実験データの回帰分析とシミュレーション—, 計測自動制御学会論文集, vol.22, no.2, pp.303-309, 1986.
- (2) 山下忠, 谷口隆雄, ヒトの歩行動作の解析—実験とモデルによる考察—, 計測自動制御学会論文集, vol.22, no.2, pp.303-309, 1986.
- (3) M. Sato, H. Ikeuchi, R. Katoh and T. Yamashita, Analysis of Motion of Body Center in Human Gait Initiation by Force Plate, Cybernetics and Systems '94, pp.863-870, 1994.
- (4) M. Sato, H. Ikeuchi, R. Katoh and T. Yamashita, Experimental Analysis of Force Moment about Body Center of Mass during Level Walking Using Force Plates, JSME International Journal, vol.43, no.1, pp.25-31, 2000.
- (5) Chang H., Krebs. DE., Dynamic balance control in elders: gait initiation assessment as a screening tool, Arch Phys Med Rehabil, 80, pp.490-494, 1999.
- (6) 池内秀隆, 大平高正, 加藤浩, 山田健治, 変形性股関節症患者の歩行開始・定常歩行時床反力データの解析と考察, 第13回知能メカトロニクスワークショップ, 香川, 2008.
- (7) T. Shimba, An Estimation of Center of Gravity from Force Platform Data, J. Biomechanics, vol.17, no.1, pp.53-60, 1984.