フォースプレート計測に基づく立位時の矢状面質量中心推定
(推定誤差の発生メカニズムと推定精度の評価)園部 元康^{*1}, 井上 喜雄^{*2}Estimation of center of mass on sagittal plane during standing from force plate measurement
(Mechanism of estimation error and evaluation of estimation accuracy)Motomichi SONOBE^{*1} and Yoshio INOUE^{*2}^{*1,*2}Kochi University of Technology

185 Miyanokuchi, Tosayamada-cho, Kami-shi, Kochi 782-8502, Japan

Received: 23 June 2019; Revised: 31 July 2019; Accepted: 22 August 2019

Abstract

Center of pressure (COP) has been one of the most popular index for balance evaluation in quiet standing. However, the balance evaluation based on COP has been limited due to its accuracy. For accurate balance evaluation, an estimation method of the center of mass (COM) from simple measuring devices is desirable. The purpose of this study is to estimate COM on sagittal plane from force plate measurement. One of the most popular method suggested in past studies is to integrate the COM acceleration estimated from shearing force on support surface, however, this technique requires appropriate boundary conditions. Instead of the integration method, we adopted a COM estimation method via gravity term in equation of angular motion. While the method can estimate COM in real time, an estimation error arose from the assumption of a single rigid body model. To clarify the estimation error in theory, we introduced a modal coordinate (rigid body mode and zero shearing force mode) in the analysis of double-link model. As a result, we found that the estimation accuracy decreases due to the influence of acceleration of zero shearing force mode. From a practical point of view, if the amplitude of COP and the ratio of zero shearing force mode is relatively small, COM can be estimated with high accuracy. Validation of the present method was verified by comparing COM from force plate measurement with that from motion capture measurement in stationary standing test and horizontally sway test.

Keywords : Posture estimation, Force plate, Standing, Sagittal plane, Center of mass, Center of pressure

1. 緒 言

バランスの評価手法として安静立位時の微小な摂動の評価があり、計測が容易な足圧中心 (COP) 計測に基づく評価手法が広く用いられている (Shumway-Cook and Woollacott, 2013). しかし、COP は質量中心 (COM) の変動と足関節モーメントの働きが合成されて生じる物理量であるため、これに基づくバランス評価では、総軌跡長、面積、実効値、前後・左右の移動量、動揺速度といった複数の評価指標で総合的な判断を行うことが推奨されている (樋口, 建内, 2015). 一方、力学的な観点からは、COM と関節モーメントを個々に評価できればより直接的なバランス評価が可能になることが予想され、実際に COM と COP の差からバランス評価を行った例も報告されている (Winter, 1995). COM の推定は、カメラ撮影に基づく手法が一般的であるが、撮影による方法は計測準備の手間、計測スペースの確保、マーカの消失による計測の不確実性の問題から実用的とはいえない。

本研究では、立位時の矢状面の摂動の計測を対象として、フォースプレートによる足裏の力計測から COM を推定することを目的とする。フォースプレートの計測にかかる手間は COP の計測と同じであり、現場への導入が容易である。フォースプレート計測に基づく COM の推定手法の研究事例としては、初期の研究として Shimba

(Shimba, 1984) や Eng ら (Eng and Winter, 1993) の報告がある。両者の結論は類似しており, Shimba は角運動量と角力積の関係から, Eng らは慣性力とせん断力の関係から, それぞれ COM の水平加速度を導出し, それを 2 回積分することで COM の変位を推定した。このような手法では積分時に適切な境界条件が必要となるが, King らはせん断力がゼロとなる瞬間に COM と COP が一致することを境界条件とする手法を提案した (King and Zatsiorsky, 1997)。一方, 加速度の積分とは異なるアプローチとして, Caron らは COP と COM の間の伝達関数に注目し, この伝達特性を満たすローパスフィルタ処理を COP に施すことで COM を推定した (Caron et al., 1997)。King らの手法と Caron らの手法の推定精度は Lafond らによって比較されており, King らの手法の推定精度が良好であることが報告されている (Lafond et al., 2004)。しかし, いずれの手法も単一剛体リンクモデルを仮定しているため, 股関節戦略が支配的な運動に対しては推定誤差が生じることが予想されるが, 過去の研究では関節戦略による推定誤差は検討されていない。なお, 股関節戦略とは股関節に大きく迅速な運動を発生して COM を制御する方法であるが, 単一剛体リンクモデルでは考慮できない。一方, 足関節を中心とした身体運動により COM を制御する足関節戦略は単一剛体リンクモデルで表現できるが, バランス制御は 2 つの関節戦略の協調でなされていると考えられている (Shumway-Cook and Woollacott, 2013)。また, King らの手法はオフライン手法であり, Caron らの方法もフィルタによって遅延が生じるため, いずれの手法も推定のリアルタイム性に課題がある。

King らや Caron らと異なるアプローチとして, 本研究では角運動方程式から COM を推定する。対象システムとして, 人体を足部とそれ以外 (身体部) に分割し, 身体部を 1 つの剛体としたモデルを仮定する。身体部の COM は, 足関節まわりの角運動方程式の重力項から求められる。このような考え方は以前から存在しており, King らの報告 (King and Zatsiorsky, 1997) でも比較対象として示されているが, 股関節戦略が支配的な約 4Hz の周期的な運動では, 同手法の推定精度が著しく低下することが報告されている。

本報では, 角運動方程式に基づく COM の推定手法が実用的であることを, 以下の 2 つの取り組みから示す。1 つ目は, 輸送機器やリハビリ装置を想定して, 支持面の水平揺動でも COM の推定が可能となるように推定手法を拡張する。2 つ目は, 本手法の推定誤差が 2 リンクモデルにおける特定の運動モードから励起されることを明らかにし, 数値解析から推定誤差が発生する条件を明らかにする。推定手法の実用性の検証のために, 健常者を対象とした安静立位実験と支持面の水平揺動実験を行い, 推定精度を 2 種類の計測機器 (モーションキャプチャ計測とフォースプレート計測) から推定される COM の相関係数で表す。

2. 質量中心の推定法

2・1 単一剛体リンクモデルに基づく COM 推定

本研究では, 被計測者の支持面に設置したフォースプレートの計測から, 矢状面内における COM の水平変位を推定する。支持面は静止状態, あるいは, 矢状面内で水平に加減速できるものとする。人体を足部とそれ以外 (身体部) に分割し, 身体部の COM を推定する。身体部は一つの剛体として, 足関節を回転軸とした回転運動を仮定する。以下では, これを単一剛体リンクモデルと呼ぶ。

単一剛体リンクモデルを図 1 に示す。このモデルでは, 台車上のフォースプレートに足部を固定する。変位は, 絶対変位系 ($X-Z$ 座標系) と足首を原点とする相対座標系 ($x-z$ 座標系) で表現する。台車の変位を絶対座標系で X_s とし, 身体部の COM は足関節を原点とする相対座標系で (x_b, z_b) と表す。フォースプレートの計測値として, 垂直力を R_z , せん断力を R_x , 圧力中心を相対座標系で x_p と表す。身体パラメータとして, 足部の質量を m_f , 身体部の質量を m_b , 身体部の質量中心まわりの慣性モーメントを J_b , 足首の高さを L_f , 足部質量中心の高さを l_f , 足関節から身体部 COM までの長さを l_b と表し, g を重力加速度とする。

COM の変動が微小であると仮定して近似線形化を行うと, 図 1 のモデルの並進運動 (水平) と回転運動に関する運動方程式が次のように得られる。

$$\left. \begin{aligned} m_b \ddot{x}_b &= -M \ddot{X}_s - R_x \\ \left(\frac{J_b}{l_b} + m_b l_b \right) \ddot{x}_b - m_b g x_b &= \{ m_f (L_f - l_f) - m_b l_b \} \ddot{X}_s - M g x_p + L_f R_x \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

Fig. 1 Single-link model composed of a foot and a body for COM estimation.

Table 1 Physical parameters in single-link model and double-link model.

Segment	Symbol	Male	Female	Segment	Symbol	Male	Female
Body	m_b	$0.978M$	$0.978M$	Foot	m_f	$0.022M$	$0.022M$
	J_b	$0.0473MH^2$	$0.0481MH^2$		l_f	$0.020H$	$0.020H$
	l_b	$0.513H$	$0.504H$		L_f	$0.039H$	$0.039H$
Lower Body	m_1	$0.322M$	$0.352M$	Upper Body	m_2	$0.656M$	$0.626M$
	J_1	$0.00541MH^2$	$0.00591MH^2$		J_2	$0.0136MH^2$	$0.0137MH^2$
	l_1	$0.270H$	$0.276H$		l_2	$0.191H$	$0.191H$
	L_1	$0.441H$	$0.441H$	M : Weight [kg], H : Height [m]			

ここに、 M は被計測者の体重を表す。式(1)の第1式より、COMの加速度は次のように推定できる。

$$\ddot{\tilde{x}}_b = -\frac{1}{m_b}(M\ddot{X}_s + R_x) \quad (2)$$

式(2)を式(1)に代入すると、身体部のCOMは次式で推定できる。

$$\tilde{x}_b = \frac{1}{m_b g} \left[-\left\{ \frac{MJ_b}{m_b l_b} + m_f(L_f - l_f + l_b) \right\} \ddot{X}_b - \left(\frac{J_b}{m_b l_b} + L_f + l_b \right) R_x + Mgx_p \right] \quad (3)$$

本手法では、角運動方程式の重力項に基づいて、COMの変位をリアルタイムで推定できる。

2・2 身体パラメータ

式(3)の計算では身体パラメータを必要とするため、表1に示す身長・体重比からそれらを導出した。この身体パラメータの計算では、身長に対する各部位の長さを海外の文献(Contini, 1972)から、各部位の質量比、質量中心高さ比、回転半径を国内の文献(阿江他, 1992)からそれぞれ求め、各部位の質量、慣性モーメント、質量中

心高さ、部位の長さを身長、体重比で表した。質量中心位置と慣性モーメントの計算では、阿江らの報告に従って身体を足部、下腿部、大腿部、胴体部、頭部、上肢に分割し、各部位のパラメータを合成して下半身と上半身のパラメータにまとめた。なお、上肢については、肩から垂直に下がった状態で上胴に結合していると仮定した。

2・3 2リンクモデルの導入による推定誤差の評価

本推定手法は単一剛体リンクモデルに基づくため、股関節戦略が支配的な運動ではCOMの推定誤差が生じる。この推定誤差を評価するために、図2の2リンクモデルを導入する。以下では、2リンクモデルの運動を2つの運動モードで表現した場合に、一方のモードの加速度のみが推定誤差に影響を与えることを示す。

2リンクモデルは足部、下半身、上半身で構成し、下半身と上半身は剛体リンクとしてそれぞれの質量中心を相対座標系で (x_1, z_1) 、 (x_2, z_2) とする。身体パラメータとして、下半身と上半身の質量を m_1 、 m_2 、それぞれの剛体リンクの質量中心まわりの慣性モーメントを J_1 、 J_2 、足関節から下半身質量中心までの長さを l_1 、足関節から股関節までの長さを L_1 、股関節から上半身質量中心までの長さを l_2 とする。

運動を微小として近似線形化を行うと、並進と回転に関する運動方程式は次のようになる。

$$m_1\ddot{x}_1 + m_2\ddot{x}_2 = -M\ddot{X}_s - R_x \quad (4)$$

$$\left(\frac{J_1}{l_1} + m_1 l_1 - \frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} \right) \ddot{x}_1 + \left\{ \frac{J_2}{l_2} + m_2 (L_1 + l_2) \right\} \ddot{x}_2 - m_1 g x_1 - m_2 g x_2 = \{ m_f (L_f - l_f) - m_1 l_1 - m_2 (L_1 + l_2) \} \ddot{X}_s - M g x_p + L_f R_x \quad (5)$$

ここで、単一剛体リンクモデルの身体部質量中心の水平変位 (x_b) と、2リンクモデルの下半身と上半身の質量中心の水平変位 (x_1, x_2) との関係は、次のようになる。

$$m_b x_b = m_1 x_1 + m_2 x_2 \quad (6)$$

Fig. 2 Double-link model describing a subject standing on a cart moving to horizontal direction.

(a) Mode 1 (Straight-line) (b) Mode 2 (Zero shearing force)

Fig. 3 Two modes of motion in the double-link model: Rigid body mode (Mode 1) and zero shearing force mode (Mode 2).

式(6)の関係を考慮すると、式(1)の第1式と式(4)は等しいことがわかる。これは、仮定したモデルの自由度に関係なく、質量中心加速度が推定できることを意味する。さらに、1リンクモデルと2リンクモデルの重心の関係を考慮すると、式(5)は次のようになる。

$$\left\{ \frac{J_1}{l_1} + m_1 l_1 - \frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} \right\} \ddot{x}_1 + \left\{ \frac{J_2}{l_2} + m_2 (L_1 + l_2) \right\} \ddot{x}_2 - m_b g x_b = \{ m_f (L_f - l_f) - m_b l_b \} \ddot{X}_s - M g x_p + L_f R_x \quad (7)$$

式(1)の第2式と式(7)を比較すると、左辺の慣性項のみが異なる。COMの推定誤差は、理論的にはこの慣性項の違いから生じる。

式(1)の第2式と式(7)の慣性項の違いを簡潔に表現するために、モード座標を導入する。ここで用いるモード座標は、図3の2種類の運動を基底ベクトルとした座標系であり、固有モードとは異なる。一つ目の基底ベクトルは、下半身と上半身が一直線となる剛体モードであり、これを **Mode 1** と呼ぶ。二つ目の基底ベクトルは、支持面が静止している場合 ($\ddot{X}_s = 0$) に足関節に生じるせん断力がゼロとなるモードであり、これを **Mode 2** と呼ぶ。

物理座標系とモード座標系の関係式は、次のようになる。

$$\mathbf{x} = \mathbf{V} \boldsymbol{\eta} \quad (8)$$

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, \boldsymbol{\eta} = \begin{bmatrix} \eta_1 \\ \eta_2 \end{bmatrix}, \mathbf{V} = [\bar{\mathbf{v}}_1 \quad \bar{\mathbf{v}}_2], \bar{\mathbf{v}}_1 = \begin{bmatrix} \frac{l_1}{\sqrt{l_1^2 + (L_1 + l_2)^2}} \\ \frac{L_1 + l_2}{\sqrt{l_1^2 + (L_1 + l_2)^2}} \end{bmatrix}, \bar{\mathbf{v}}_2 = \begin{bmatrix} -\frac{m_2}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}} \\ \frac{m_1}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}} \end{bmatrix}$$

ここに、 $\boldsymbol{\eta}$ はモード座標を表し、 η_1 が **Mode 1**、 η_2 が **Mode 2** の成分を表す。各モードの大きさを比較するために、基底ベクトルのノルムを1とした。式(6)と式(8)より、身体部 COM の変位 x_b は次のように表される。

$$x_b = \begin{bmatrix} m_1 & m_2 \\ m_b & m_b \end{bmatrix} \mathbf{V} \boldsymbol{\eta} = \frac{\bar{m}_{11}}{m_b} \eta_1, \quad \bar{m}_{11} = \frac{m_1 l_1 + m_2 (L_1 + l_2)}{\sqrt{l_1^2 + (L_1 + l_2)^2}} > 0 \quad (9)$$

式(9)より、COM は η_1 に比例し、 η_2 とは無関係であることがわかる。

式(4)と式(5)をモード座標系で表すと、次のようになる。

$$\bar{m}_{11} \ddot{\eta}_1 = -M \ddot{X}_s - R_x \quad (10)$$

$$\bar{m}_{21} \ddot{\eta}_1 + \bar{m}_{22} \ddot{\eta}_2 - \bar{m}_{11} g \eta_1 = \{ m_f (L_f - l_f) - m_1 l_1 - m_2 (L_1 + l_2) \} \ddot{X}_s - M g x_p + L_f R_x \quad (11)$$

ここに、

$$\bar{m}_{21} = \frac{J_1 + J_2 + m_1 l_1^2 + m_2 (L_1 + l_2)^2}{\sqrt{l_1^2 + (L_1 + l_2)^2}} > 0, \quad \bar{m}_{22} = \frac{-J_1 m_2 l_2 + J_2 (m_1 l_1 + m_2 L_1) + m_1 m_2 l_1 l_2 (L_1 - l_1 + l_2)}{l_1 l_2 \sqrt{m_1^2 + m_2^2}} > 0$$

式(9)より x_b と η_1 は比例するため、式(11)で左辺第2項 ($\ddot{\eta}_2$) を無視した η_1 の推定式

$$\ddot{\eta}_1 = \frac{1}{\bar{m}_{11} g} \left[-\{ m_f (L_f - l_f) - m_1 l_1 - m_2 (L_1 + l_2) \} \ddot{X}_s + M g x_p - L_f R_x + \bar{m}_{21} \ddot{\eta}_1 \right] \quad (12)$$

から x_b を推定した場合と式(3)から x_b を推定した場合は、 $\ddot{\eta}_2$ の項 (**Mode 2**) を無視しているという点で同義である。このときの推定誤差 $\Delta \tilde{x}_b$ は、式(9)、式(11)、式(12)より以下のように表される。

$$\Delta \tilde{x}_b = \tilde{x}_b - x_b = \frac{\bar{m}_{11}}{m_b}(\tilde{\eta}_1 - \eta_1) = -\frac{\bar{m}_{22}}{m_b g} \ddot{\eta}_2 \quad (13)$$

式(13)より、式(3)に基づく COM 推定には Mode 2 の加速度に比例した推定誤差が生じることが示された。Mode 2 は股関節戦略に対応すると考えられるため、股関節戦略が支配的な場合に COM の推定誤差が増大することを示した King らの報告に対し、式(13)は理論的な裏づけを与える結果となった。

3. 数値解析に基づく推定誤差の検証

3・1 数値解析の概要

2・3 節では、Mode 2 の加速度に比例して COM の推定誤差が生じることを示された。しかし、推定誤差の程度は、Mode 2 だけではなく他の物理量との関係によって変化するため、どのような運動で推定誤差の生じやすいのかを提示したい。ここでは、数値解析によって様々な立位状態を再現し、モードの比や周波数特性に応じた COM の推定誤差を示す。

数値解析の対象モデルを図 2 の 2 リンクモデルとし、その運動方程式をモード座標系で表した式(10)と式(11)を解析の対象とする。簡易化のために支持面は静止しているとみなし、基礎式を次のようにおく。

$$\bar{m}_{11} \ddot{\eta}_1 = -R_x \quad (14)$$

$$\bar{m}_{21} \ddot{\eta}_1 + \bar{m}_{22} \ddot{\eta}_2 - \bar{m}_{11} g \eta_1 = -M g x_p + L_f R_x \quad (15)$$

本解析では、式(14)と式(15)の $\eta_1, \dot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2$ に対し、以下の 3 つのパターンの定常的な揺れを三角関数で与える。

$$\eta_1 = -\frac{A_a r_1}{\omega_k^2} \cdot \sum_{k=1}^{40} \cos(\omega_k t + \phi_{k,1}), \quad \dot{\eta}_1 = A_a r_1 \cdot \sum_{k=1}^{40} \cos(\omega_k t + \phi_{k,1}), \quad \ddot{\eta}_2 = A_a (1-r_1) \cdot \sum_{k=1}^{40} \cos(\omega_k t + \phi_{k,2}) \quad (16)$$

$$\eta_1 = \frac{A_v r_1}{\omega_k} \cdot \sum_{k=1}^{40} \sin(\omega_k t + \phi_{k,1}), \quad \dot{\eta}_1 = -A_v r_1 \omega_k \cdot \sum_{k=1}^{40} \sin(\omega_k t + \phi_{k,1}), \quad \ddot{\eta}_2 = -A_v (1-r_1) \omega_k \cdot \sum_{k=1}^{40} \sin(\omega_k t + \phi_{k,2}) \quad (17)$$

$$\eta_1 = A_\eta r_1 \cdot \sum_{k=1}^{40} \cos(\omega_k t + \phi_{k,1}), \quad \dot{\eta}_1 = -A_\eta r_1 \omega_k^2 \cdot \sum_{k=1}^{40} \cos(\omega_k t + \phi_{k,1}), \quad \ddot{\eta}_2 = -A_\eta (1-r_1) \omega_k^2 \cdot \sum_{k=1}^{40} \cos(\omega_k t + \phi_{k,2}) \quad (18)$$

3 つのパターンで与えた理由は周波数特性を変えるためであり、式(16)は加速度振幅が一定、式(17)は速度振幅が一定、式(18)は変位振幅が一定の場合である。 r_1 は、2 つの運動モードに対する Mode 1 の割合を表し、0.2~1.0 の範囲で変化させることで Mode 1 と Mode 2 の比率を変化させた。 ω_k は 0.05~2.0 Hz の帯域に対して 0.05Hz きざみで与える運動の角振動数であり、これによって波形の周期は 20 秒となる。位相 $\phi_{k,1}, \phi_{k,2}$ は、式(16)に対して $\dot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2$ のヒストグラムがフラットに近くなるように調整しており、さらに Mode 1 と Mode 2 が同一波形となることを避けるために $\phi_{k,1}, \phi_{k,2}$ は異なる位相パターンとした。振幅は、加速度振幅一定の場合が $A_a = 0.05$ 、速度振幅一定の場合が $A_v = 0.025$ 、変位振幅一定の場合が $A_\eta = 0.005$ とした。 $r_1 = 0.5$ の場合の $\dot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2$ の周波数特性を図 4 に示す。加速度振幅一定（黒線）の場合は周波数特性がフラットであるが、速度振幅一定（赤線）の場合は 1 次関数的、変位振幅一定（青線）の場合は 2 次関数的に、それぞれ高周波帯域の振幅が増大する。

式(16)~式(18)に対し、せん断力と圧力中心は、それぞれ以下の式で計算できる。

$$R_x = -\bar{m}_{11} \ddot{\eta}_1, \quad x_p = \frac{-(\bar{m}_{21} + \bar{m}_{11} L_f) \ddot{\eta}_1 - \bar{m}_{22} \ddot{\eta}_2 + \bar{m}_{11} g \eta_1}{M g} \quad (19)$$

Fig. 4 Three acceleration patterns in the modal coordinate for numerical analysis.

以下の解析では、2 リンクモデルに基づく数値解析に対し、本手法によってせん断力と圧力中心から推定した COM を評価する。式(16)～式(18)が周期 20 秒であるため解析時間を 20 秒とした。出力サンプリング周波数を 100Hz とし、対象者は身長 170 cm、体重 65kg の男性と仮定した。

3・2 推定精度の評価

COM の推定精度は、正解値と推定値の相関係数で評価する。COM の正解値を x_b 、本手法による推定値を $\tilde{x}_b$ とすると、相関係数は次式で求められる。

$$C_{xb} = \frac{\sum_{k=1}^{2000} x_b(k) \cdot \tilde{x}_b(k)}{\sqrt{\sum_{k=1}^{2000} x_b(k)^2} \sqrt{\sum_{k=1}^{2000} \tilde{x}_b(k)^2}} \quad (20)$$

相関係数による評価の目安として、被験者 6 名の片足立ちに対して King らの手法を適用した場合に、0.79～0.96 の相関係数が得られたことが報告されている (Zatsiorsky and King, 1997)。

次に、 $\ddot{\eta}_1$ と $\ddot{\eta}_2$ の割合を評価するために、 $\ddot{\eta}_1$ と $\ddot{\eta}_2$ の二乗平均平方根 (RMS) の比を R_M として次式で定義する。

$$R_M = \frac{\text{RMS}[\ddot{\eta}_2]}{\text{RMS}[\ddot{\eta}_1]} \quad (21)$$

R_M は Mode 2 加速度の比率を表す。式(16)～式(18)における r_1 に関して、 $R_M = (1-r_1)/r_1$ の関係となる。

3・3 数値解析による推定精度の評価

図 4 で示した 3 パターンの周波数特性を持つモード加速度を与え、2 つのモード比 r_1 を 0.2～1.0 まで 0.01 きざみで変化させた場合の、モード加速度の RMS 比 (R_M) と推定値の相関係数 (C_{xb}) の変化を図 5 に示す。黒線が加速度振幅一定、赤線が速度振幅一定、青線が変位振幅一定の結果を表す。この結果より、モード加速度比 R_M の増大に伴って相関係数が増加し、COM の推定精度が悪化することがわかる。一方、相関係数の下がり方は 3 つのパターンで異なっている。

相関係数の変化が異なる原因を調べるために、 $R_M = 1.0$ の場合の 3 つの周波数パターン (図 5 において(a)～(c)で表示) に対する COM、COM の推定値、COP の時間変化を図 6 に示す。(a)が加速度振幅一定の場合、(b)が速度振幅一定の場合、(c)が変位振幅一定の場合の結果であり、黒線が COM の正解値、青線が COM の推定値、赤線が COP を表す。この結果より、相関係数が高い(a)の場合は COP が低い周波数で変動し、COM と COP の乖離が小さい。一方、相関係数が低い(c)では COP が比較的高い周波数で変動し、COM と COP の乖離が大きい。結果として、(c)の場合の COM の推定誤差が大きくなる。COP と COM の乖離と周波数の関係は、COP は式(19)より $\ddot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2, \eta_1$ の線形和で表されるが、COM は式(9)より η_1 のみに依存することで説明できる。一般的に、変位は低周波

Fig. 5 Mode ratio (R_M) and correlation coefficient of COM estimation (C_{xb}) when acceleration ratio of mode 1 (r_1) was changed from 0.2 to 1.0 in the numerical simulation.

Fig. 6 Time series data of COM, estimated COM, and COP with three conditions in numerical analysis. The estimated COM had large estimation error with high frequency in the result of (c).

帯域で大きく、加速度は高周波帯域で大きくなるため、運動に高い周波数成分が含まれる場合は COP と COM の乖離が高周波帯域で大きくなる。

次に、COP と COM の乖離が大きい場合の COM の推定について考える。ここでは、Caron らの手法 (Caron et al., 1997) のアイデアを導入し、COP を補正して COM を推定した場合の評価を考える。このとき、COP と COM の乖離に対する COM の補正の程度を評価する必要がある。そこで、本研究では COP に対する COM 推定値の補正の不足を COP 補正誤差率 C_{re} として数値化する。

$$C_{re} = \frac{\text{RMS}[\tilde{x}_b - x_b]}{\text{RMS}[x_p - x_b]} \quad (22)$$

式(22)では、COP と COM の乖離を分母としており、COM の補正が適切になされれば C_{re} が小さくなる。

C_{re} を理論的に得るために、式(22)の分母と分子についてそれぞれ考える。分母の $x_p - x_b$ は、式(9)と式(19)より次のようになる。

$$x_p - x_b = \frac{-(\bar{m}_{21} + \bar{m}_{11}L_f)\ddot{\eta}_1 - \bar{m}_{22}\ddot{\eta}_2 + \bar{m}_{11}g\eta_1}{Mg} - \frac{\bar{m}_{11}}{m_b}z_1 = \frac{-(\bar{m}_{21} + \bar{m}_{11}L_f)\ddot{\eta}_1 - \bar{m}_{22}\ddot{\eta}_2}{m_bg} \quad (23)$$

式(23)では、 $m_b = 0.971M$ であることを考慮して、 $M \approx m_b$ として近似している。一方、分子の $\tilde{x}_b - x_b$ は式(13)で得られているため、式(13)と式(23)より C_{re} の基礎式は次のようになる。

Fig. 7 Relationship between R_M and C_{re} with three conditions in numerical analysis (including upper and lower limits of C_{re}).

$$\frac{\tilde{x}_b - x_b}{x_p - x_b} = \frac{\bar{m}_{22}\ddot{\eta}_2}{(\bar{m}_{21} + \bar{m}_{11}L_f)\ddot{\eta}_1 + \bar{m}_{22}\ddot{\eta}_2} \quad (24)$$

式(24)より, C_{re} はモード加速度 $\ddot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2$ の振幅比と位相差によって定まる. 位相差に関して, C_{re} が最も大きくなるのは $\ddot{\eta}_1$ と $\ddot{\eta}_2$ が逆位相になる場合であり, 最も小さくなるのは同位相になる場合である. それぞれの場合の COP 補正誤差率は次式のように表される.

$$C_{re,max} = \frac{\bar{m}_{22} \text{RMS}[\ddot{\eta}_2]}{[(\bar{m}_{21} + \bar{m}_{11}L_f) \text{RMS}[\ddot{\eta}_1] - \bar{m}_{22} \text{RMS}[\ddot{\eta}_2]]}, \quad C_{re,min} = \frac{\bar{m}_{22} \text{RMS}[\ddot{\eta}_2]}{(\bar{m}_{21} + \bar{m}_{11}L_f) \text{RMS}[\ddot{\eta}_1] + \bar{m}_{22} \text{RMS}[\ddot{\eta}_2]} \quad (25)$$

式(25)より, R_M に対する C_{re} の上限と下限が定まる.

パターン 1~3 の場合における R_M に対する COP 補正誤差率 C_{re} を図 7 に示す. 図 7 には, 式(25)から得られる C_{re} の上限および下限も破線で示している. この結果より, パターン 1~3 ではモードの位相関係を等しく設定しているため, R_M に対する C_{re} の変化はほぼ同じである. したがって, C_{re} に対する周波数特性の影響は小さく, モードの振幅比 R_M や, モードの位相差によって上限と下限の範囲内で C_{re} は変動することになる. また, この解析結果から, 2つのモードの位相差によっては R_M が 1 を超えるときに C_{re} が 1 を超える場合があり, それによって推定した COM の振幅が COP の振幅よりも大きく可能性が示された.

以上より, 本手法による COM 推定誤差について整理すると, COM に対する COP の乖離が大きい場合か, COP から COM を推定するための補正が不十分な場合に, 推定精度を表す相関係数が低下する. COP はモード加速度 ($\ddot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2$) に比例し, COM は Model の変位 (η_1) に比例して変化するため, COP と COM の乖離は高周波成分で生じやすい. 一方, COP に対する COM の補正性能は COP 補正誤差率 (C_{re}) で評価できる. 式(24)より COP 補正誤差率は $\ddot{\eta}_1, \ddot{\eta}_2$ の振幅比 (=モード加速度比 R_M) と位相差に依存する.

4. 実験による推定精度の検証

4・1 検証実験の概要

健康者を対象とした実験により, 角運動方程式に基づく COM 推定手法の精度を検証した. 本実験では, 安静立位実験に加えて, 支持面の水平揺動時の推定精度を確認するために水平揺動実験を行った. 被験者は, 図 8 に示すようにフォースプレート上にスタンス幅 (両足の人差し指とかかとを結ぶ平行な直線間の距離) を 230mm とし, 素足で立ち, 両手を自然に降ろし, 視線を前方水平に向けて広い視野を確保しながら 30 秒間の立位を維持する. 揺動実験では, ブラシレス DC モータ (Maxon, EC60, 400W, 減速比 25:1) を搭載した自製の電動台車を使用し, サーボドライバ (Maxon, EPOS2 70/10) による速度制御を介して矢状面方向の直線的な水平揺動を 40 秒間行った. 台車の加速度は, 加速度センサ (AnalogDevices, ADXL355) で計測した. 評価時の条件を揃えるために, すべての計測値に対してゼロ位相ローパスフィルタ (8 次, 通過周波数 8Hz) を適用した.

Fig. 8 Schematic diagram of measurement using force plate.

Fig. 9 Distribution of reflected markers in experiment for COM estimation from motion capture measurement.

Mass ratio (M : Subject's weight)

Head: $0.069M$

Upper torso: $0.400M$

Lower torso: $0.187M$

Thigh: $0.220M$

Lower leg: $0.102M$

COM width ratio (from lower end)

Head: 0.821

Upper torso: 0.428

Lower torso: 0.609

Thigh: 0.475

Lower leg: 0.406

Upper torso includes upper limb.

被験者の COM は、フォースプレートとモーションキャプチャによる計測に基づいて推定した。小型のフォースプレート（テック技販，TF-3040）から、足裏に生じる 3 軸の力と 3 軸まわりのモーメントが計測できる。計測値はアナログ出力とし、16bit の AD 変換ボード(AnalogDevices, EVAL-AD7616SDZ)を介してデジタルデータに変換した。モーションキャプチャシステム (MotionAnalysis, MAC3D) による計測では、6 台のカメラ (MotionAnalysis, Kestrel) から被験者に取り付けた反射マーカの位置を 3 次元で計測し、そこから足首位置、身体部の COM、下半身の COM、上半身の COM の水平変位をそれぞれ求めた。計測におけるサンプリング周波数は 100Hz とした。

モーションキャプチャ計測からの COM の導出は、阿江らの文献 (阿江他, 1992) を参考に、人体を頭部、上胴、下胴、大腿、下腿、足部に分割し、各部位の COM を合成して身体部・下半身・上半身の COM を求めた。各部位の COM は、各部位の端点に相当する頭部外耳道付近、肩、肋骨下端、大転子、膝、くるぶし、つま先、かかとに合計 22 個の反射マーカを配置した (図 9)。頭部・肩・足首・つま先・かかととは左右に 2 個、肋骨下端・大転子・膝は左右の前面と背面に 4 個の反射マーカを配置し、それぞれのマーカ高さの平均を端点の高さとした。各部位の COM 位置と質量比を図 9 の右側に示す。足部と身体部 (下半身) の境界は足首 (くるぶし)、下半身と上半身の境界は大転子とした。なお、上肢については上胴の肩部から垂直に下がっていると仮定した。

4・2 安静立位実験

健康な 20 代男性被験者 9 名 (身長 $173.4 \pm 3.1\text{cm}$, 体重 $64.9 \pm 9.8\text{kg}$) に対し、30 秒間の安静立位実験を行った。同一被験者に対し、開眼 3 回、閉眼 3 回の合計 6 回の実験を行った。

全被験者の開眼・閉眼実験における R_M , C_{xb} , C_{re} の平均と標準偏差を表 2 に示す。評価区間は 10 秒～30 秒の 20 秒間とした。各条件で平均すると相関係数はすべての被験者で 0.96 を超えており、十分な精度で質量中心の推定がなされていた。モードの加速度比 R_M は $0.5 \sim 1.4$ 程度であり、COP 補正誤差率 C_{re} は $0.4 \sim 0.7$ 程度であった。開眼と閉眼を比較すると、 R_M は開眼時の平均が 0.96 、閉眼時の平均が 0.83 であり、閉眼時に Mode 1 の割合が大きくなる傾向がみられた。 C_{re} は開眼時の平均が 0.60 、閉眼時の平均は 0.46 であるため、閉眼時に R_M が減少した結果として C_{re} も減少したと考えられる。一方、相関係数については開眼と閉眼で違いはみられなかった。

すべての実験で最も相関係数が高かった (a) 被験者 1 の閉眼 3 回目と、逆に最も相関係数が低かった (b) 被験者 4 の開眼 3 回目の場合について、評価区間内における COM 推定値 (モーションキャプチャ計測)、COM 推定値 (フォースプレート計測)、COP の時間変化を図 10 に示す。いずれの結果も 2 つの計測機器による COM 推定値はよく一致している。このときの評価指標については、(a) の場合が $C_{xb} = 0.999$, $C_{re} = 0.46$, $R_M = 0.85$ であり、(b) の

Table 2 Correlation coefficient, RMS ratio of modal acceleration, and relative error of COP correction in stationary standing test.

Subject	Eye	R_M	C_{xb}	C_{re}	Subject	Eye	R_M	C_{xb}	C_{re}
1	Open	0.91 ± 0.20	0.974 ± 0.036	0.57 ± 0.20	6	Open	1.34 ± 0.11	0.992 ± 0.004	0.68 ± 0.23
	Close	0.95 ± 0.16	0.996 ± 0.002	0.43 ± 0.03		Close	1.33 ± 0.19	0.991 ± 0.006	0.58 ± 0.14
2	Open	0.83 ± 0.21	0.994 ± 0.004	0.54 ± 0.14	7	Open	1.36 ± 0.10	0.991 ± 0.000	0.82 ± 0.24
	Close	0.93 ± 0.14	0.991 ± 0.004	0.58 ± 0.16		Close	0.68 ± 0.16	0.977 ± 0.005	0.42 ± 0.10
3	Open	0.68 ± 0.04	0.997 ± 0.001	0.61 ± 0.19	8	Open	0.82 ± 0.05	0.972 ± 0.005	0.71 ± 0.08
	Close	0.52 ± 0.05	0.993 ± 0.006	0.39 ± 0.17		Close	0.78 ± 0.14	0.979 ± 0.016	0.56 ± 0.02
4	Open	0.96 ± 0.08	0.967 ± 0.025	0.46 ± 0.04	9	Open	0.88 ± 0.11	0.992 ± 0.005	0.45 ± 0.09
	Close	0.84 ± 0.08	0.985 ± 0.006	0.38 ± 0.02		Close	0.75 ± 0.16	0.987 ± 0.002	0.38 ± 0.02
5	Open	0.90 ± 0.04	0.989 ± 0.004	0.53 ± 0.01	AVG	Open	0.96	0.986	0.60
	Close	0.75 ± 0.11	0.984 ± 0.006	0.44 ± 0.06		Close	0.83	0.987	0.46

(a) High correlative result (Subject 1, Eye close, 3rd test)

(b) Low correlative result (Subject 4, Eye open, 3rd test)

Fig. 10 Time series data of COM (estimated from motion capture measurement), COM (estimated from force plate measurement), and COP in stationary standing test.

場合が $C_{xb} = 0.940$, $C_{re} = 0.41$, $R_M = 0.86$ であった. この 2 つの結果を比べると, R_M はほぼ等しく C_{re} はむしろ (b) のほうが良好である. したがって, 相関係数の違いは COP と COM の乖離の違いから生じたと考えられる.

以上より, 床面静止実験を行った結果, 少なくとも健常者を対象とした場合には本推定手法によって十分な精度で COM が推定できることを確認した. また, 相関係数の差は, COP と COM の乖離から生じていると結論づけられる.

4・3 電動台車による支持面揺動実験

支持面を水平揺動した場合の COM の推定精度を実験により検証する. 健康な 20 代男性被験者 3 名 (身長 173.7 ± 1.2 cm, 体重 68.3 ± 8.1 kg) に対し, 電動台車を用いた支持面の水平揺動実験を実施した. 実験時間は 40 秒, 揺れの大きさを 3 段階とし, 各条件で 5 回ずつ実験を実施した.

支持面の揺動加速度は次式で与えた.

$$\ddot{X}_s = \sum_{k=1}^{20} A \cos(\omega_k t + \phi_k) \quad (26)$$

式(26)の基本波形は, 周波数が 0.05 Hz ~ 1.0 Hz の 0.05 Hz きざみの 20 個の $\cos$ 波の重ね合わせとし, 波形の周期は 20 秒である. 加速度振幅 A は, 台車の最大加速度が 0.05 , 0.10 , 0.15 m/s² となるように調整した. いずれの場合も被験者のバランスを大きく崩すほどの揺れではなく, 健常者は余裕を持って立位を維持することができる. 位相 ϕ_k は, 最大加速度 0.10 m/s² の場合の加速度波形のヒストグラムが $\sigma = 0.05$ m/s² の正規分布に近づくように調整し, 他の振幅でも同じ位相セットを使用した. また, 同じ周波数特性を持つ位相の組み合わせは複数存在するため, 本実験では 5 つの位相パターンを準備し, 各実験でそれぞれの位相の組み合わせを変更した. これによ

Table 3 Correlation coefficient, RMS ratio of modal acceleration, and relative error of COP correction in horizontal sway test.

Subject	Max $\ddot{X}_s$	R_M	C_{xb}	C_{re}
10	0.05	0.34 ± 0.04	0.988 ± 0.010	0.73 ± 0.18
	0.10	0.26 ± 0.04	0.993 ± 0.004	0.49 ± 0.10
	0.15	0.26 ± 0.05	0.994 ± 0.003	0.37 ± 0.09
11	0.05	0.41 ± 0.03	0.959 ± 0.015	0.45 ± 0.05
	0.10	0.50 ± 0.15	0.952 ± 0.017	0.27 ± 0.03
	0.15	0.35 ± 0.13	0.989 ± 0.003	0.30 ± 0.05
12	0.05	0.46 ± 0.04	0.967 ± 0.013	0.50 ± 0.06
	0.10	0.36 ± 0.14	0.956 ± 0.025	0.45 ± 0.07
	0.15	0.36 ± 0.05	0.988 ± 0.002	0.38 ± 0.08
AVG	0.05	0.40	0.971	0.56
	0.10	0.37	0.967	0.40
	0.15	0.32	0.991	0.35

Fig. 11 Time series data of COM (estimated from motion capture measurement), COM (estimated from force plate measurement), and COP in horizontally sway test.

て、被験者が支持面の揺れを予測することができないようにしている。なお、本推定手法では、予測の有無に関わらず COM の推定は可能であるが、予測によってモードの加速度比や位相差が変わる可能性がある。

水平揺動実験におけるフォースプレートの計測では、せん断力の計測値の補正が必要となる。その理由は、台車の加速度に応じてフォースプレートの上蓋の慣性力が作用するためである。本実験では、 $\bar{R}_x = R_x + 1.64\ddot{X}_s$ で補正したせん断力 $\bar{R}_x$ を COM の推定に用いた。係数 1.64 は予備実験から導出した。

各条件での 5 回の実験におけるモード加速度比 R_M 、相関係数 C_{xb} 、COP 補正誤差率 C_{re} の平均と標準偏差を表 3 に示す。支持面の揺動周期が 20 秒であることに考慮し、20～40 秒の 20 秒間を解析区間とした。各条件における C_{xb} の平均は 0.95 を上回っており、十分な推定精度が得られている。 R_M は 0.2～0.5 程度であり、安静立位実験と比較するとやや Mode 1 が強くなる傾向がみられた。 C_{re} は 0.3～0.7 であり、安静立位実験とはほぼ同等であった。表 3 の最下段に揺動の大きさに対する平均を示す。この結果より、予想できない床面の揺動に対しては、揺動振幅が大きくなるにつれて R_M が低下し、Mode 1 の割合が大きくなる。また、 R_M の低下と連動して C_{re} も低下しているが、これは図 7 で示した理論通りの結果であり、安静立位時における開眼・閉眼の違いと同じ傾向である。

相関係数が最も高かった場合の(a) 被験者 10、揺動振幅 0.10 m/s²、5 回目と、最も低かった場合の(b) 被験者 12、揺動振幅 0.10 m/s²、5 回目に関して、評価区間の COM (モーションキャプチャ計測)、COM の推定値、COP を図 11 に示す。評価指標は、(a) の場合が $C_{xb} = 0.997$, $C_{re} = 0.57$, $R_M = 0.31$ であり、(b) の場合が $C_{xb} = 0.920$, $C_{re} = 0.45$, $R_M = 0.36$ であった。相関係数の低い(b)のほうがむしろ C_{re} が小さい結果となった。2 つの結果を比較すると、図 11(b) の方が明らかに COP と COM の乖離が大きいため、この影響によって相関係数が低下したと考えられる。

以上より、支持面の水平揺動実験の結果から、健常者を対象とした場合はフォースプレート計測から COM の推定が十分な精度で実現できることを確認した。また、相関係数の低下は、COM と COP の乖離によって生じていることを確認した。

5. 結 言

本研究では、フォースプレート計測に基づく矢状面の質量中心の推定において、角運動方程式の重力項に基づくリアルタイム推定手法に注目し、支持面水平揺動に対応するように推定法を拡張するとともに、推定誤差に関する検討を行った。

単一剛体モデルに基づく COM 推定手法の推定誤差を検討するために、2 リンクモデルとそのモード座標を導入した。モード座標は、剛体モードである Mode 1 と足首せん断力がゼロとなる Mode 2 を定義し、Mode 2 の加速度が COM の推定誤差に影響することを示した。さらに、推定誤差の生じやすい運動を明らかにするために、COP の補正による COM 推定の性能評価を行い、Mode 1 に対する Mode 2 の加速度の振幅比が大きい場合、または、Mode 1 の加速度と Mode 2 の加速度の位相差が大きい場合に、COP の補正による COM の推定性能が低下することを示した。この結果、COM の推定値の相関係数が低下するのは、COP と COM の乖離が大きい場合か、上述の条件により COP の補正による COM 推定性能が低下する場合であることが示された。

本手法による推定精度の実用性を検証するために、健常者を対象として安静立位実験と台車による水平揺動実験を行った。カメラ計測とフォースプレート計測から得られた COM の推定値を比較したところ、相関係数が 0.95 を超える良好な結果が得られた。COP 補正誤差率は 0.3~0.7 程度であり、少なくとも健常者に対しては本手法によって COM が高い精度で推定できることが示された。また、安静立位実験では閉眼時、床面揺動実験では揺動振幅の増大時に Mode 1 の割合が増大する傾向がみられ、同時に COP の補正による COM 推定性能が向上していたため、推定誤差に関する解析と実験結果の整合性を確認した。

本手法を実用的に用いるためには、フォースプレート計測から COM を推定するだけでなく、その推定精度まで評価できることが望ましい。COP と COM の乖離については、COP が高い周波数成分を持つ場合に乖離が大きいため、評価が可能である。一方、COP の補正による COM 推定性能を評価するためには、モードの振幅比と位相差を知る必要がある。しかし、現時点ではフォースプレート計測のみでモードの評価ができないため、これについては今後の検討課題としたい。

文 献

- 阿江 通良, 湯 海鵬, 横井 孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, Vol. 11 (1992), pp.23-33.
- Caron, O., Faure, B. and Brenière, Y., Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture, *Journal of Biomechanics*, Vol.30, No.11 (1997), pp.1169-1171.
- Contini, R., Body segment parameters, Part II, Artificial limbs, Vol. 16, No. 1 (1972), pp. 1-19.
- Eng, J. and Winter, D., Estimations of the horizontal displacement of the total body centre of mass: considerations during standing activities, *Gait and Posture*, Vol.1, No. 3 (1993), pp.141-144.
- 樋口 貴広, 建内 宏重, 姿勢と歩行 (協調からひも解く), 三輪書店 (2015), pp.194-197.
- King, D. and Zatsiorsky, V., Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings, *Gait & Posture*, Vol. 6, No. 1 (1997), pp. 27-38.
- Lafond, D., Duarte, M. and Prince, F., Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment, *Journal of Biomechanics*, Vol.37, No. 9 (2004), pp.1421-1426.
- Shimba, T., An estimation of center of gravity from force platform data, *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, No. 9 (1984), pp.791-798.
- Shumway-Cook, A. and Woollacott, M., モーターコントロール (研究室から臨床実践へ), 原著第 4 版, 医歯薬出版 (2013), pp.175-176, 256.
- Winter, D., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture*, Vol. 3, No. 4 (1995), pp.193-214.
- Zatsiorsky, V. and King, D., An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, No. 2 (1997), pp.161-164.

References

- Ae, M., Tang, H. and Yokoi, T., Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes, *Biomechanism*, Vol. 11 (1992), pp. 23-33 (in Japanese).
- Caron, O., Faure, B. and Brenière, Y., Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture, *Journal of Biomechanics*, Vol.30, No.11 (1997), pp.1169-1171.
- Contini, R., Body segment parameters, Part II, Artificial limbs, Vol. 16, No. 1 (1972), pp.1-19.
- Eng, J. and Winter, D., Estimations of the horizontal displacement of the total body centre of mass: considerations during standing activities, *Gait and Posture*, Vol.1, No. 3 (1993), pp.141-144.
- Higuchi, T. and Tateuchi, H., Coordination interaction, *Miwa Shoten* (2015), pp. 194-197 (in Japanese).
- King, D. and Zatsiorsky, V., Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings, *Gait & Posture*, Vol. 6, No. 1 (1997), pp. 27-38.
- Lafond, D., Duarte, M. and Prince, F., Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment, *Journal of Biomechanics*, Vol.37, No. 9 (2004), pp.1421-1426.
- Shumway-Cook, A. and Woollacott, M., *Motor control (Translating research into clinical practice)*, 4th edition, *Ishiyaku Shuppan* (2013), pp.175-176, 256 (in Japanese).
- Shimba, T., An estimation of center of gravity from force platform data, *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, No. 9 (1984), pp.791-798.
- Winter, D., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture*, Vol. 3, No. 4 (1995), pp.193-214.
- Zatsiorsky, V. and King, D., An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, No. 2 (1997), pp.161-164.