加速度・角速度センサによる立位時の 骨盤の動きの検討

Accelerometer and Gyro Measurement of Pelvic Motion during Quiet Standing

大西 智也¹⁾ 橘 浩久¹⁾ 武田 功¹⁾

TOMOYA OHNISHI, RPT, MS¹⁾, HIROHISA TACHIBANA, PhD¹⁾, ISAO TAKEDA, RPT, PhD¹⁾

¹⁾ Faculty of Health Care Sciences, Takarazuka University of Medical and Health Care: 1 Hanayashiki-midorigaoka, Takarazuka-shi, Hyogo 666-0162, Japan. TEL+81 72-736-8600 E-mail: t.ohnishi@tumh.ac.jp

Rigakuryoho Kagaku 29(4): 595-598, 2014. Submitted Feb. 7, 2014. Accepted Mar. 24, 2014.

ABSTRACT: [Purpose] The Euler angles of pelvis motion during quiet standing were investigated. [Subjects] The subjects were 9 young healthy adults. [Methods] An accelerometer and gyro sensor were worn at the midpoint of both posterior superior iliac spines. Trajectories of the computed polar angle and azimuthal Euler angles were projected for one minute on to the X-Y plane during quiet standing with feet together and eyes open. Displacement in the anteroposterior (AP) and lateromedial (LM) directions, and the movement waveform were calculated using computer programs. [Results] The displacement width was not different, but movement in the AP direction indicated a swaying tendency compared with that in the LM direction. The waveform of the 8 participants significantly differed in either the AP or ML direction. [Conclusion] Euler angles could be calculated using tri-axial angular velocities. We suggest that pelvic motion is complicated because of its narrow base of support.

Key words: accelerometer, gyro sensor, euler angles, quiet standing

要旨:〔目的〕安静な立位時の骨盤の動きについてオイラー角の変化から検討した。〔対象〕健常男性9名とした。〔方法〕左右の上後腸骨棘の midpoint に加速度・角速度センサを貼付した。両足を揃えない立位と両足を揃えた立位（開眼）を約1分間保持したときに得られる3軸の角速度からオイラー角を算出した。X-Y座標に投影して左右（LM）および前後（AP）の変位幅と、得られた波形から偏角を求めた。〔結果〕両足を揃えることで、変位幅はLMよりAPに変化がみられる傾向であった。LMもしくはAPの偏角のばらつきに変化が生じた被検者は8名であった。〔結語〕足幅の狭いほうが偏角のばらつきに違いがみられ、骨盤の動きに影響を与えることが示唆された。

キーワード: オイラー角, 加速度/角速度センサ, 立位

¹⁾ 宝塚医療大学 保健医療学部: 兵庫県宝塚市花屋敷緑ガ丘1 (〒666-0162) TEL 072-736-8600

I. はじめに

身体の力学的な解析は重心動揺計や三次元動作解析装置による評価が一般的である。近年では、その代用として小型の加速度・角速度センサが用いられている。加速度に関しては、体幹加速度波形からの歩幅推定¹⁾、歩行時の下腿の動きの評価²⁾、動的バランスの評価³⁾、静止立位時の重心動揺の計測⁴⁾、立ち上がり時の体幹や大腿部の運動⁵⁾が行われている。また、角速度に関しては、歩行時の下腿の運動パターンの解析⁶⁾、三次元動作解析装置の代用^{7,8)}、安静な立位時の体幹の動き⁹⁾などの研究に応用されている。

角速度は時間変化量である。加速度は時間変化に対する速度の割合の変化であり、運動方向と加速度ベクトルが一致するとは限らない。運動は、物体の動きであり、位置や速度が時間の経過とともに変化するものである。角速度はある物体の運動を現す具体的な値である。そのため、角速度が既値として求まれば、数学的な処理を加え、オイラー角を求めることができ、運動を明確に現すことができる¹⁰⁾。ところが、角速度からオイラー角を求め、身体の姿勢保持を検討した報告はない。

本研究では、i) 安静な立位時の骨盤の動きについて、計測した角速度からコンピュータプログラムを用いてオイラー角を求めた。さらに、ii) 足幅の違いによる骨盤の移動方向の変化について検討した。

II. 対象と方法

1. 対象

健康男性9名(年齢:20~26歳)とした。身長は 171.0 ± 6.6 cm、体重は 63.4 ± 8.0 kg(平均±標準偏差)であった。対象者には本研究の趣旨を十分に説明し、署名による同意を得た上で計測を行った。なお、本研究は、宝塚医療大学研究倫理委員会の承認(受付番号:1306171)を得ている。

2. 方法

計測機器 加速度・角速度センサ(ワイヤレステクノロジー社製、WAA006)を用いた。これは内蔵された3軸加速度センサと3軸ジャイロセンサによって、計測された加速度と角速度のデータをBluetooth無線通信によって送信する。右手座標系に準じて、加速度は直交する3軸の加速度を、角速度は直交する3軸の軸周りに発生する角速度を検知する。この機器の重さは20 g、サイズは、39(W)×44(H)×12(D)、測定可能範囲は、加速度 0 ± 2 G、角速度センサ ± 500 dps、仕様温度範囲は $0 \sim 40^\circ\text{C}$ である。

計測課題および方法 デバイスを両側上後腸骨棘の中心に、テガタームTMを用いて固定した。約60秒間の

安静な立位保持時の加速度および角速度を2つの条件で計測した。その条件は開脚立位(control base:以下、CB)、閉脚立位(narrow base:以下、NB)とした。CBは自然な足幅で任意としたため、両踵の距離は各被験者で異なった(15~25 cm)。いずれも、両上肢は両側に下垂、視線は3 m前方の壁の目印を直視させ、デバイスの貼付位置は同じ高さとした。CBとNBの計測の間は約3分間の休息をとった。CB、NBによる1回ずつの計測データをcsvファイル形式でコンピュータに保存した。サンプリング周波数は100 Hzとした。

解析手法 課題中に得られた計測データに、以下の物理・数学的処理を行った。

計測位置の床にデバイスのX軸のプラス向きが鉛直となるように固定した。その状態を基本座標系 M_0 と定め、デバイスの加速度値(g_x, g_y, g_z)を計測した。それを

$$g = |g| = \sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2}$$

に代入し、デバイスが計測する重力加速度データベクトル g を求めた。CBのときの座標系を M_1 とした。 M_1 のときの加速度(y, z)を、

$$p = |p| = \sqrt{y^2 + z^2}$$

に代入し、 g の y - z 平面の射影ベクトル p を求めた。そして、

$$y, z \geq 0 \text{ のとき } \beta = \cos^{-1}(y/|p|)$$

$$y \geq 0, z < 0 \text{ のとき } \beta = -\cos^{-1}(y/|p|)$$

$$y < 0, z \geq 0 \text{ のとき } \beta = -\cos^{-1}(|y|/p)$$

$$y, z < 0 \text{ のとき } \beta = \cos^{-1}(|y|/p)$$

にそれぞれの値を代入して、 $\angle\beta$ を求めた。また、

$$y \geq 0 \text{ のとき } \alpha = \sin^{-1}(p/g)$$

$$y < 0 \text{ のとき } \alpha = -\sin^{-1}(p/g)$$

から、 $\angle\alpha$ を求めた。

CBで計測した角速度値(単位:dps)を角速度($\omega_a, \omega_b, \omega_c$)とし、 $\angle\alpha$ と $\angle\beta$ を、

$$\omega_x = \omega_a \cos \alpha + \omega_b \sin \alpha \cos \beta + \omega_c \sin \alpha \sin \beta$$

$$\omega_y = -\omega_a \sin \alpha + \omega_b \cos \alpha \cos \beta + \omega_c \cos \alpha \sin \beta$$

$$\omega_z = -\omega_b \sin \beta + \omega_c \cos \beta$$

に代入して、 X - Y - Z 座標から、 X' - Y' - Z' 座標に座標変換したときの値($\omega_x, \omega_y, \omega_z$, 単位:dps)を求めた。

約40秒間の計測データを無作為に選択、高速フーリエ変換処理を行い、0 Hz成分のフィルタリング、140 Hzのローパスフィルタをかけ、逆変換した。初期時刻 t_0 における初期条件(θ_0, ϕ_0, ψ_0) = (0, 0, 0)とした。続けて角速度($\omega_{xk}, \omega_{yk}, \omega_{zk}$)を、

$$\begin{aligned} \phi_{k+1} \cos \theta_k + \psi_{k+1} &= 0.01 \omega_{xk} + \phi_k \cos \theta_k + \psi_k \\ \theta_{k+1} \cos \psi_k + \phi_{k+1} \sin \theta_k \sin \psi_k &= 0.01 \omega_{yk} + \theta_k \cos \psi_k + \phi_k \sin \theta_k \sin \psi_k \\ -\theta_{k+1} \sin \psi_k + \phi_{k+1} \sin \theta_k \cos \psi_k &= 0.01 \omega_{zk} - \theta_k \sin \psi_k + \phi_k \sin \theta_k \cos \psi_k \end{aligned}$$

(ただし, $k = 1, 2, 3, \dots, 4096$)

に代入した。自作したコンピュータプログラミングを用いて、オイラー角 ($\theta_{k+1}, \phi_{k+1}, \psi_{k+1}$) を算出し、コンピュータに保存した。三角関数を用いて、 ϕ と θ から XY 平面座標に投影し、左右方向 (lateral medial direction: 以下, LM) と前後方向 (anterior posterior direction: 以下, AP) の時系列変化を求めた。そして、約 40 秒間 (データ数: 4096) の間の LM と AP の変位幅を求めた。次に、同区間の LM, AP の波形をそれぞれ高速フーリエ変換し、得られた複素数から、0.01~1.20 Hz の偏角を求めた。計算上、デバイスの高さを 1 m と仮定した。

NB のときの座標系を M_2 とし、CB のときと同様に計算式を用いて変位幅と偏角を求めた。変位幅は Wilcoxon 検定、偏角のばらつきは Wallraff 検定を行った¹¹⁾。有意水準は 5% とした。すべての数値解析および統計処理は、R version 3.0.2 を用いた。

III. 結果

LM と AP の変位幅を表 1 に、CB と NB の偏角のばらつきの検定結果を表 2 に示す。変位幅は CB, NB 間で有意な変化はみられなかった。CB に対する NB の偏角のばらつきは、増、減もしくは不変であった。LM では、有意な増加および減少を示したのが 3 名ずつであり、3 名は有意な変化を示さなかった。AP では、有意な増

加および減少を示したのが 3 名および 2 名であり、4 名は有意な変化を示さなかった。

IV. 考察

本研究では、安静な立位時の骨盤の動きが支持基底面の違いでどのように変化するか、検討した。計測機器に加速度・角速度センサを用いた。計測した 3 軸の角速度を物体の回転 (骨盤の動き (揺れ)) と結びつける唯一の表記方法 (角速度とオイラー角は明確な式で結び付けられている) はオイラー角であり、自作のコンピュータプログラミングでオイラー角を算出して経時的な骨盤の動きを可視化した。

立位姿勢は、細長い剛体が動揺しながら倒立する逆振り子¹²⁾、あるいは、才差運動を続ける対称コマ¹³⁾に酷似している。静止座標系に対する剛体の配置は、運動座標系の配置を与えれば完全に決まり、「剛体の慣性中心の 3 つの座標」と、「運動座標系の軸の静止座標系 X, Y, Z に対する方向を定める任意の 3 つの角」が使われ、多くの場合オイラー角を使う¹⁴⁾。一般的なオイラー角は、Z 軸を鉛直に向かせ、Z-X-Z 軸もしくは Z-Y-Z 軸の順に軸を回転したときに得られる 3 つの角のことである。今回はデバイスの鉛直を X 軸とし、「X-Y-X 軸の順」に 3 回軸を回転したときに得られる角度 (θ, ϕ, ψ) をオイラー角と定めた。計測条件が安静な立位であるため、回転を現す角 (ψ) は計算上必要であるが今回の結果に用いなかった。算出方法は異なるが、肩甲上腕関節の運動¹⁴⁾、手指のつまみ動作¹⁵⁾、脊椎の動き¹⁶⁾、距骨下関節の動き¹⁷⁾、荷物を持ち上げる動作をする際の体幹の動き¹⁸⁾を現すために、オイラー角 (もしくは、カルダン角) が用いられている。オイラー角によって、ヒトの小さい、あるいは複雑な動きを現すことは、適切な手法の一つと考える。

デバイスの固定位置は両側の上後腸骨棘の midpoint とし、骨盤帯を一つの剛体とみなした。一般的に、重心動揺計の計測では、XY 平面座標に重心の移動軌跡が投影され

表 1 LM および AP の変位幅 (n=9)

被験者	LM		AP	
	CB	NB	CB	NB
A	4.37	4.51	8.98	11.51
B	3.65	3.30	4.63	9.71
C	3.60	2.35	5.83	9.56
D	3.32	5.24	3.40	10.23
E	4.01	4.48	7.02	13.07
F	1.86	5.87	7.13	5.84
G	5.75	5.04	14.24	13.17
H	3.61	7.81	5.74	5.71
I	3.66	2.71	8.15	12.55
中央値	3.65	4.51	7.02	10.23

(デバイスの高さが床から 1 m と仮定した場合)
(単位: 10^{-2} m)

表 2 CB に対する NB の偏角のばらつき (Wallraff 検定) の結果

被験者	LM	AP
A	不変	増
B	増	不変
C	不変	減
D	減	増
E	減	不変
F	減	減
G	増	増
H	不変	不変
I	増	不変

る。今回はその手法を応用し、骨盤の動きの軌跡を平面に可視化した。これは、オイラー角の経時変化から求められ、実際に生じた移動量では変化量である。同じ座標系に置き換えているため、CB、NBの間の比較が可能であったと考える。

今回の結果は、LMおよびAPの波形から求めた。APの変位幅がLMより大きい傾向を示した。APおよびLMは、CB、NB間で有意差はなかった。重心動揺計による計測では、支持基底面の広さを変えると、重心移動域や矩形面積に変化が生じる¹⁹⁾ことから、支持基底面の影響が今回の結果に反映されたと考えた。ところが、一様な変化を示さなかった。立位時、実際に生じる身体の動きは重心変動と必ずしも一致しない²⁰⁾という報告があり、重心動揺との比較が必要であったと考える。

CBに対するNBの偏角のばらつきを検定した結果、LMでは3名が増、3名が減、3名が不変であった。APでは3名が増、2名が減、4名が不変であった。偏角は正弦波と余弦波のズレを示しており²¹⁾、位相スペクトルとして捉えることができる。今回は、高速フーリエ変換によって求められる複素数から、各周波数帯域における偏角を求めた。ある一定区間の周波数帯域の偏角のばらつきに幅があることは、波のパターンが、より多いと推測できる。偏角のばらつきの結果では、すべての被験者が増あるいは減と、一様な変化を示さなかった。支持基底面が狭くなることで、個々の骨盤の動きは変化を示していた。

CBに対するNBの変化を被験者ごとに比較した。すべての被験者でLMもしくはAPの変位幅に変化がみられた。LMもしくはAPの偏角のばらつきに変化がみられた被験者は8名であった。つまり、支持基底面の変化で骨盤の動きは何らかの影響を受けたと示唆される。これは、立位時の姿勢アライメントや感覚・運動システムなど、立位保持の戦略が個々に異なっているために生じたと推察される。

本研究では、立位時の姿勢アライメントや感覚・運動システムとの関連については説明できなかった。また、対象を健康な成人男性に限っているため、女性や高齢者に該当しない可能性がある。今後は、女性、高齢者を含めて、複数の加速度・角速度センサによる計測、筋電計や動作解析装置による分析を行い、研究方法の妥当性の検討が必要である。

3軸の角速度値からオイラー角を算出し、骨盤の空間的な位置変化を数値化することができた。支持基底面の違いによって、位相スペクトルに変化が生じる場合とそうでない場合があった。立位の状況に併せて骨盤の動きは変化することが示唆された。

引用文献

- 1) 山口良一, 平田総一郎, 土井剛彦・他: 体幹加速度波形を用いた歩幅推定における妥当性と信頼性の検証: 健康若年成人における裸足および脚長差モデルを用いた検討. 理学療法科学, 2010, 25 (1): 61-65.
- 2) 桜井 進, 坂本雅昭, 中澤理恵・他: 小型3軸加速度計を用いた歩行時下腿運動分析の再現性の検討. 理学療法科学, 2010, 25 (1): 7-12.
- 3) 竹内弥彦, 下村義弘, 岩永光一・他: 小型三軸加速度計による高齢者の動的バランス評価の有用性. 理学療法科学, 2007, 22 (4): 461-465.
- 4) 終 幸伸: 3次元加速度計による重心動揺評価. 理学療法科学, 2004, 19 (4): 305-309.
- 5) Doheny EP, Walsh C, Foran T, et al.: Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. Gait Posture, 2013, 38 (4): 1021-1025.
- 6) Hiiragi Y, Maruyama H: Easy motion analysis using compact sensors. J Phys. Ther. Sci, 2006, 18 (2): 175-180.
- 7) Tadano S, Takeda R, Miyagawa H: Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. Sensors, 2013, 13 (7): 9321-9343.
- 8) 終 幸伸, 加藤宗規, 佐藤 仁・他: 3軸角速度センサを用いた動作分析の試み. 理学療法科学, 2005, 20 (2): 93-98.
- 9) 大西智也, 橋 浩久, 小幡太志・他: 加速度・角速度センサを用いた安静立位時の体幹動揺の評価. 印刷中.
- 10) 橋 浩久, 大西智也: オイラー角を用いた立位動揺解析に関する物理学および数学的基礎. 印刷中.
- 11) 荒引 健, 石田基広, 高橋康介・他: R言語上級ハンドブック. C&R研究所, 東京, pp151-162.
- 12) Peterka RJ: Sensorimotor integration in human postural control. J Neurophysiol, 2002, 88 (3): 1097-1118.
- 13) Landau LD, Lifshitz EM: 力学 (増訂第3版). 広重 徹, 水戸 巖 (訳), 東京図書, 東京, 1974, pp120-165.
- 14) Phadke V, Braman JP, LaPrade RF, et al.: Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. J Biomech, 2011, 44 (4): 700-705.
- 15) Shen ZL, Mondello TA, Nataraj R, et al.: A digit alignment device for kinematic analysis of the thumb and index finger. Gait Posture, 2012, 36 (3): 643-645.
- 16) Crawford NR, Yamaguchi GT, Dickman CA: A new technique for determining 3-D joint angles: the tilt/twist method. Clin Biomech, 1999, 14 (3): 153-165.
- 17) Choisine J, Ringleb SI, Samaan MA, et al.: Influence of kinematic analysis methods on detecting ankle and subtalar joint instability. J Biomech, 2012, 45 (1): 46-52.
- 18) Xu X, Chang CC, Faber GS, et al.: Interpolation of segment Euler angles can provide a robust estimation of segment angular trajectories during asymmetric lifting tasks. J Biomech, 2010, 43 (10): 2043-2048.
- 19) 終 幸伸: 支持基底面積と重心移動域の実測とその比較. 理学療法科学, 2008, 23 (2): 229-234.
- 20) Johansson R, Magnusson M: Human postural dynamics. Crit Rev Biomed Eng. 1991, 18 (6): 413-437.
- 21) 浜田 望: 基本を学ぶ信号処理. オーム社, 東京, 2012, pp33-52.