制御工学的手法を用いた動的な立位姿勢バランスの 評価指標に関する検討

—身体前傾・復位動作特性と力学的パラメータの関連性について—

*A Study of the Indices of Evaluation for Dynamic Balance in Standing Posture Using the
Technique of Control Engineering: Relation between Characteristics of Tilting-Recovery
Motion and Dynamic Parameters*

石田 水里^{1,2)} 佐川 貢一²⁾ 対馬 栄輝³⁾

MIZURI ISHIDA, PT, MSEng^{1,2)}, KOICHI SAGAWA, Dr.Eng²⁾, EIKI TSUSHIMA, PT, PhD, Msc³⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Narumi Institute Seimeikai Narumi Hospital: 19 Shinakawa-machi, Hirosaki, Aomori 036-8183, Japan. TEL +81 172-32-5211

²⁾ Graduate School of Science and Technology, Hirosaki University

³⁾ Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

Rigakuryoho Kagaku 25(1): 71-77, 2010. Submitted Jul. 30, 2009. Accepted Sep. 9, 2009.

ABSTRACT: [Purpose] We estimated two parameters based on control engineering, namely natural frequency (ω) and damping ratio (ζ) estimated by using modeling of standing posture in tilting-recovery motion, and examined the relation between the characteristics of motion, standing balance and the estimated parameters. [Subjects] Twelve healthy volunteers participated in the experiment. [Methods] Movements at the ankle and hip joints in tilting-recovery motion were measured under four conditions of standing stability. The parameters ω and ζ were estimated by applying measured joint movement data to a one-link model having only an ankle joint, or a two-link model having ankle and hip joints, and the relation with characteristics of motion corresponding to change of stability were analyzed. [Results] The unstable characteristics of standing balance appeared as change of hip movement, and the correlation of stability with the two parameters in the two-link model was evident. [Conclusion] The results suggest that the parameters ω and ζ obtained by considering hip movement reflect dynamic balance in standing posture.

Key words: standing balance, quantitative evaluation, control engineering

要旨: [目的] 身体前傾・復位動作時の立位姿勢をモデル化して力学的パラメータの固有振動数 (ω) と減衰比 (ζ) を求め、動作特性および姿勢バランスの影響を検討する。[対象] 健康成人12名を対象とした。[方法] 安定性が異なる4条件下で身体最大前傾・復位動作を行って足・股関節運動を測定し、足関節の1自由度モデルまたは足・股関節を持つ2自由度モデルから得た ω と ζ について、安定性変化に伴う動作特性との関連性を確認した。[結果] 姿勢不安定性は股関節運動の変化として現れやすく、2自由度モデルの $\omega \cdot \zeta$ で安定性との関係性が明確となった。[結語] 股関節運動を考慮して求めた ω と ζ は、動的な姿勢バランスを反映するパラメータであることが示された。
キーワード: 立位姿勢バランス, 定量評価, 制御工学

1) 鳴海研究所清明会鳴海病院 リハビリテーション部: 青森県弘前市品川町19 (〒036-8183) TEL 0172-32-5211

2) 弘前大学大学院 理工学研究科

3) 弘前大学大学院 保健学研究科

受付日 2009年7月30日 受理日 2009年9月9日

I. はじめに

立位姿勢バランスは、必要とされる状況・環境に応じて多様に変化する機構を持つことから、複数の評価方法を組み合わせて多角的に状態を把握することが多い。どのような評価方法を用いたとしても、姿勢反応の確認は欠かせない基本事項であると考ええる。臨床においては、たいていの場合検者が観察して姿勢反応を確認するであろう。それによって関節運動や運動戦略(strategy)の1)のパターンを把握するといった重要な情報が得られる一方で、姿勢バランスの程度が良好であるか不良であるかの判断は検者の主観に依存しやすく、定量的な評価指標は確立しているといえない。定量的な判断として、静的な立位姿勢を保持する状況であれば重心動揺計の利用も考えられるが、随意運動や外乱刺激応答といった動的な状況に適用するには限界がある。

制御工学分野では、立位姿勢をモデル化することで力学的パラメータを求める手法が研究されている。Kimuraら²⁾は、静的な立位姿勢のビデオ撮影像から前額面の身体重心(center of gravity; 以下, COG)移動量を測定し、求めた力学的パラメータが開・閉眼の視覚条件の違いや加齢の影響を受けて変化することを報告している。動的な状況に関しては、床面前後傾斜による外乱刺激を与えた時の立位姿勢を矢状面からポジションセンサで測定して力学的パラメータを求めたIshidaら³⁾の報告がある。ここでは、開眼立位と閉眼立位、さらに片脚立位の条件を設けて、パラメータの値が条件に応じて変化することを述べているが、足関節のみを持った1自由度のモデルを用いているため股関節運動の影響は考慮されてはいない。これらの報告は、モデル化によって求めたパラメータが立位姿勢バランスの変化を反映した定量的な指標となる可能性を示した知見として参考にできる。ただし、いずれも姿勢反応の解析に重要な運動戦略の観点については言及されておらず、特に動的な状況であればankle strategy(以下, 足戦略)の他にhip strategy(以下, 股戦略)などの関与も考える必要性が高くなるであろう。

筆者ら⁴⁾は過去に、随意的な身体前傾・復位動作時の立位姿勢に関して足戦略と股戦略の両者を考慮した2自由度モデルを構築し、振り子運動などの制御システムの安定性を表すときに用いられる固有振動数(以下, ω)と減衰比(以下, ζ)を求めている。姿勢の安定性が異なると想定した複数の立位条件下で動作を行った時の ω と ζ を条件別に比較したところ、安定性に応じ

た ω と ζ の変化が認められたが、動作中に観察される股関節角度が足関節角度より小さいか大きいかによっても数値変化する特徴が見られ、 ω と ζ は運動戦略の違いも反映した姿勢バランス評価指標になり得ると考えた。そこで、本研究ではこれら ω ・ ζ の特性をより詳細に知るため、動作中の足・股関節運動(角度, 角速度, 角加速度)とCOG移動(距離, 速度, 加速度)を解析し、 ω ・ ζ に対する影響を確認することを目的とした。なお、 ω と ζ は足関節のみを持つ1自由度モデルあるいは足関節・股関節の両者を持つ2自由度モデルを適用した2つの手法から求め、各パラメータとの関係性について検討する。

II. 対象と方法

1. 対象

被検者は健康成人12名(男性7名, 女性5名)を対象とした。被検者の平均年齢は 22.4 ± 1.2 歳(範囲21~24歳), 平均身長は 166.9 ± 7.3 cm(範囲157.0~181.9 cm), 平均体重は 58.6 ± 6.2 kg(範囲50.0~68.9 kg)であった。実験に先立ち、被検者には研究の目的と実施内容を十分に説明し、同意を得た。

2. 方法

被検者の左側肩峰, 大転子, 外果に反射マーカーを貼り付け, 上肢を組んだ立位姿勢から自力で身体最大前傾動作を行い, 再び最初の立位姿勢に復位する課題を施行してもらった。課題は、動作時の姿勢反応が異なることを想定した以下の4つの条件の下で行った。

(1) 両脚・開眼(Eyes-open; 以下, EO)

開眼で両脚接地した立位をとり, 身体前傾・復位動作を行う。

(2) 両脚・閉眼(Eyes-closed; 以下, EC)

閉眼で両脚接地した立位をとり, 身体前傾・復位動作を行う。

(3) 片脚・台あり(One leg with step; 以下, OLS)

開眼で片脚立位をとり, 身体前傾・復位動作を行う。前額面方向の姿勢動揺をできるだけ少なくする目的で自作した補助台に挙上側下肢を載せて動作する。補助台は、姿勢変化に応じてシーソーのように足関節底背屈方向に角度変化する構造である(図1)。足関節回転軸と補助台傾斜の回転軸が一致するように調整可能で、傾斜可動範囲は底屈方向約10度, 背屈方向約18度である。傾斜台の軸は、回転方向の摩擦力ができるだけ発生しないよう潤滑された金属軸受けによって構成され、

図1 片脚立位の条件で使用する補助台

片脚・台あり (OLS) の条件で支持側・挙上側ともに台を使用する。片脚・台なし (OL) の条件では支持側の固定台のみ使用し、挙上側の傾斜台は取り外して下肢を空間に保持する。

傾斜台可動部全体の質量は2.052 kg、支点から傾斜台重心までの距離は0.095 m、慣性モーメントは0.044 kgm²である。また、傾斜台を振り子のように振動させたときの周期は0.95 s、粘性減衰係数は0.037 Nm s/radであり、軸心に作用する摩擦力は立位保持トルクと比較して無視できる程小さいと考える。

(4) 片脚・台なし (One leg without step; 以下, OL)

開眼で片脚立位をとり、身体前傾・復位動作を行う。挙上側下肢に対し補助台は使用せず、空間上に自力で保持した状態で動作する。

これらの条件はEO→EC→OLS→OLの順に課題の難易度が高くなり、姿勢バランスが不安定となることを模擬した設定である。すべての条件で、できる限り股関節運動を伴わず、足関節運動を中心に最大前傾してから立位に復位するよう被検者に指示した。動作の速さについては特に指定しなかった。OLSとOLの片脚立位は全被検者で左下肢を支持側、右下肢を挙上側とした。4条件につき、5回ずつ前傾・復位動作課題をくり返した。測定条件配置は、順序の効果を相殺するため循環法を利用した。

動作時の姿勢をVICON 460 (VICON MOTION SYSTEMS) により6台のカメラで撮影し (サンプリング周波数120 Hz)、各マーカーの3次元位置を記録した。本研究では、矢状面方向の運動に関する2次元位置のみをデータとして採用した。記録したマーカーの座標から股関節角度と足関節角度を求め、それぞれの角度に対し2次多項式近似による数値微分⁵⁾を行って角速度と角加速度を算出した。

ω と ζ を推定するために、理論上の1自由度および2自由度の倒立振り子モデルを構築する。1自由度モデル

は足関節のみを持ち、足関節から頭部まで1つの剛体リンクとして構成されている。一方、2自由度モデルでは足関節と股関節の2つの関節を持ち、下肢 (足関節から股関節まで) と頭部・体幹の2リンクから構成される。いずれのモデルでも、関節角度に比例してトルクを調節する比例ゲインと、角速度に比例してトルクを調節する微分ゲインという制御変数の作用で立位姿勢が変化する機構となっている。動力学的解析手法であるLagrange法を用いて各モデルの運動方程式を導出し、各被検者の身体特性を適用したリンクパラメータと関節運動データ (角度、角速度、角加速度) を代入する。リンクパラメータは、頭部、上腕、前腕、手、体幹、大腿、下腿の部分長と体重の実測値を基に、阿江ら⁶⁾によって報告されている身体部分慣性係数を利用して、1自由度モデルと2自由度モデルの各々に適するリンクの長さ、質量、質量中心位置、慣性モーメントを被検者ごとに算出した。この身体部分慣性係数は日本人青年アスリートを対象として男女別に得た値であるが、日本の若年成人男女の定数として力学的解析に利用可能とされている^{7,8)}。

関節運動データは、関節角度とリンクパラメータから算出したCOG前方位置が最大となる時刻から最小となる時刻までの範囲を採用し、最小自乗法によって比例ゲインと微分ゲインを推定した。すなわち、最大前傾位から立位に戻るまでの復位動作に必要な比例ゲイン、微分ゲインを知ることになる。比例ゲインと微分ゲインは被検者の身体特性を反映した変数であり、全く同じ関節運動データを運動方程式に代入しても、リンクパラメータが異なれば比例ゲインと微分ゲインの値も変わる。例えば、体重や身長が大きくなるほどより大きな関節トルクの発揮を要求されるため、それに見合う比例ゲイン・微分ゲインが得られる。 ω は身長 (COG高さ) の影響は受けるが体重の影響は除かれ、 ζ に関しては身長・体重の何れにも依存しない変数となり、両方とも比例ゲインと微分ゲインの値を基に変換できる。 ω ・ ζ の基本的な特性として、 ω の変化は波形応答の速さに影響するが、関節の剛性 (硬さ・抵抗性) に関わる変数でもある。 ω が小さければ応答は遅いが剛性は低い状態となりゆったりとした柔軟な動きが得られやすく、 ω が大きくなると素早い応答となるが剛性は高まるため硬さのある動きになりやすい。 ζ については振動の減衰しやすさを表す変数であり、主に波形応答の大きさや円滑さに影響する性質がある。 ζ が大きいと振動が減衰されやすいため、振動が小さく抑制されたり減衰するまでの波形が滑らかになった

図2 1および2自由度モデルへ適用した変数推定の手順

- ※1 K_{P1} : 足関節の比例ゲイン (1自由度と2自由度で値は異なる)
 ※2 K_{D1} : 足関節の微分ゲイン (1自由度と2自由度で値は異なる)
 ※3 K_{P2} : 股関節の比例ゲイン
 ※4 K_{D2} : 股関節の微分ゲイン

りする応答が見られる。逆に ζ が小さいほど大きな振動や円滑性を欠いた振動が見られやすくなる。このように、 ω と ζ の組み合わせによって、関節運動の大きさや速さ、剛性、円滑性といった振動特性が変化する。

図2に示すように、 ω と ζ は1自由度あるいは2自由度の剛体リンクモデルを適用させる、2通りの手順に従って推定する。1自由度モデルを適用する場合は、1自由度に対応させたリンクパラメータと足関節運動データを運動方程式に代入して、足関節の比例ゲインと微分ゲインを求め、さらに ω と ζ を推定する。2自由度モデルを適用する場合には、2自由度に対応させたリンクパラメータとともに足関節・股関節の2つの関節運動データを運動方程式に代入することで、各関節に関する比例ゲインと微分ゲインが求められるので、このうち足関節の比例ゲインと微分ゲインから ω と ζ を推定する。なお、2自由度モデルの運動方程式では、股関節運動データが足関節の比例ゲインと微分ゲインにも影響する構造となっているため、同じ足関節運動データを代入しても1自由度モデルとは異なった比例ゲイン・微分ゲインが得られ、各々の ω と ζ も異なる値となる。パラメータ推定に関するすべての計算処理はプログラミング言語 MATLAB ver. 6.5.1 (The Math Works, Inc.) を用いた自作プログラムで自動実行した。

1自由度と2自由度を適用させた ω ・ ζ について各被検者の条件別に5回測定の実験値を求め、多重比較法で立位条件による違いがあるか解析した。また、足・股関節運動特性と ω ・ ζ との関連性を把握するため、パラメータ推定に用いた範囲内の足・股関節最大角度と最大角速度、最大角加速度、角加速度の標準偏差

(以下、角加速度SD)を求めて、各自由度 ω ・ ζ との相関係数を確認した。最大角度は足関節屈曲と股関節屈曲に関する値であり、最大角速度と最大角加速度、角加速度SDは足関節底屈・背屈両方向、股関節屈曲・伸展両方向での最大値および標準偏差である。角加速度は関節運動の振動状態を表し、とりわけ角加速度波形のばらつきの程度がわかる角加速度SDは関節運動の円滑性を表すと仮定した。さらに、運動中のCOGに関して矢状面方向の移動に関する特徴も確認した。1自由度の場合は全体のCOGについて、2自由度の場合は各リンクの質量中心(以下、リンク1質量中心を下肢XG、リンク2質量中心を上半身XGとする)について、それぞれ矢状面方向の最大移動距離、最大移動速度、最大移動加速度、移動加速度の標準偏差(以下、移動加速度SD)の値を求めた。最大移動距離は前方移動の最大値と最小値の差の値であり、最大移動速度と最大移動加速度、移動加速度SDは前後方向での最大値および標準偏差である。統計解析にはSPSS12.0J for Windows (SPSS Japan Inc.) と R version 2.8.0 (free software) を使用した。各変数の正規性と等分散性を確認し、多重比較検定では正規分布に従い等分散している場合はTukeyの方法、正規分布に従い等分散しない場合はGames-Howellの方法、正規分布に従わない場合はSteel-Dwassの方法を選択した。同様に相関分析では正規分布に従う場合はPearsonの相関係数、正規分布に従わない場合はSpearmanの順位相関係数を用いた。すべての有意水準は5%とした。

III. 結 果

1自由度、2自由度の ω と ζ の値を立位条件別に比較した結果を表1に示す。1自由度の ω と ζ は条件の違いによる変化が明確でなく、統計的に有意な差は認められなかった。2自由度の場合には、EO→EC→OLS→OLの順、つまり不安定となりやすい条件ほど ω が大きくなり、OLではEOより有意に大きかった($p<0.05$)。また、同順に ζ は小さくなり、OLではEOとECより有意に小さい結果となった(ともに $p<0.01$)。

表2にはパラメータ推定範囲の足・股関節運動特性(最大角度、最大角速度、最大角加速度、角加速度SD)を示した。最大角度と最大角速度は、不安定な条件ほど足関節運動は小さく、股関節運動は大きくなりやすい特徴があった。いずれも安定な条件では股関節運動よりも足関節運動の方が大きい。最大角度はOLで、最大角速度はOLSとOLで両運動の関係性は逆転し股関

表1 ω と ζ の立位条件による比較結果

		EO	EC	OLS	OL
1 自由度	ω	1.23 ± 0.36	1.29 ± 0.48	1.24 ± 0.29	1.91 ± 1.02
	ζ	0.73 ± 0.85	0.46 ± 0.40	0.25 ± 0.34	0.51 ± 1.25
2 自由度	ω	1.70 ± 0.32	1.90 ± 0.41	2.04 ± 0.71	2.43 ± 0.63
	ζ	0.05 ± 0.18	-0.01 ± 0.20	-0.06 ± 0.17	-0.26 ± 0.20

数値は平均値 ± SD を表す.

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

表2 各立位条件での足・股関節運動特性

		EO	EC	OLS	OL
最大角度 [°]	足関節	6.64 ± 1.34	5.96 ± 1.28	5.24 ± 1.48	4.45 ± 0.99
	股関節	3.40 ± 2.48	3.57 ± 2.14	4.70 ± 3.47	6.10 ± 5.00
最大角速度 [°/s]	足関節	6.77 ± 1.91	6.25 ± 1.67	4.91 ± 1.24	5.48 ± 0.85
	股関節	5.25 ± 1.66	5.28 ± 1.55	6.44 ± 2.37	9.00 ± 4.47
最大角加速度 [°/s ²]	足関節	22.60 ± 5.63	22.69 ± 5.24	22.64 ± 4.80	38.28 ± 15.82
	股関節	46.69 ± 9.71	48.37 ± 9.34	56.66 ± 12.19	95.89 ± 37.17
角加速度 SD [°/s ²]	足関節	7.76 ± 2.53	7.63 ± 2.19	6.77 ± 1.45	10.59 ± 3.50
	股関節	13.66 ± 3.44	13.91 ± 2.78	16.06 ± 3.57	26.80 ± 9.87

数値は平均値 ± SD を表す. 条件ごとに足関節と股関節のうち平均値が大きい方を網掛けで示している.

表3 ω ・ ζ と足・股関節運動特性の相関係数

		最大角度		最大角速度		最大角加速度		角加速度 SD	
		足関節	股関節	足関節	股関節	足関節	股関節	足関節	股関節
1 自由度	ω	-0.47**	—	0.19	—	0.44**	—	0.61**	—
	ζ	-0.03	—	-0.11	—	-0.29*	—	-0.21	—
2 自由度	ω	-0.62**	0.64**	-0.02	0.52**	0.45**	0.48**	0.44**	0.52**
	ζ	0.32*	-0.47**	0.22	-0.42**	-0.34*	-0.48**	-0.09	-0.32*

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

節運動が大きくなった。最大角加速度と角加速度SDは、足関節、股関節ともにEO、EC、OLSに比べてOLの値が大きくなり、すべての立位条件において足関節よりも股関節で値が大きかった。

これらの運動特性と、 ω ・ ζ との相関係数は表3の通りである。1自由度の場合は股関節運動が関与しないため、足関節運動との関係についてのみ求めている。1自由度では、足関節角度が小さく足関節角加速度が大きいほど ω が大きくなり、 ζ は足関節角加速度が大き

いほど小さくなる関係性が見られた。2自由度では、足関節角度が小さくなるほど、また股関節角度・角速度、両関節の角加速度が大きくなるほど ω が大きくなり、 ζ は小さくなった。

各立位条件でのCOG移動に関する特性は表4に示した。1自由度COGと2自由度下肢XGは何れも足関節のみの運動から算出するため、条件による値の変化は同様の傾向を示している。2自由度上半身XGは、足関節と股関節の両運動から算出した値である。1自由度COG、

表4 各立位条件でのCOG・各リンク質量中心移動特性

			EO	EC	OLS	OL
最大移動距離 [cm]	1 自由度	COG	10.58 ± 2.26	9.50 ± 2.19	8.38 ± 2.40	7.15 ± 1.60
	2 自由度	下肢 XG	5.72 ± 1.22	5.14 ± 1.19	4.53 ± 1.29	3.87 ± 0.85
		上半身 XG	14.84 ± 3.32	13.57 ± 3.32	12.73 ± 2.83	11.74 ± 2.70
最大移動速度 [cm/s]	1 自由度	COG	10.56 ± 3.24	9.63 ± 2.86	7.68 ± 2.23	8.09 ± 1.64
	2 自由度	下肢 XG	5.72 ± 1.75	5.21 ± 1.56	4.15 ± 1.21	4.38 ± 0.90
		上半身 XG	13.55 ± 4.16	12.47 ± 3.73	10.17 ± 2.42	10.52 ± 2.27
最大移動加速度 [cm/s ²]	1 自由度	COG	32.03 ± 8.15	32.62 ± 8.48	32.04 ± 6.90	47.71 ± 19.74
	2 自由度	下肢 XG	17.32 ± 4.34	17.66 ± 4.64	17.36 ± 3.86	25.92 ± 11.00
		上半身 XG	28.81 ± 8.22	31.63 ± 9.79	25.77 ± 5.13	38.32 ± 11.52
移動加速度 SD [cm/s ²]	1 自由度	COG	12.39 ± 4.41	12.18 ± 3.82	10.76 ± 2.60	16.79 ± 5.65
	2 自由度	下肢 XG	6.70 ± 2.38	6.59 ± 2.07	5.83 ± 1.44	9.12 ± 3.16
		上半身 XG	13.56 ± 5.22	13.24 ± 4.58	10.14 ± 2.53	14.35 ± 3.88

数値は平均値 ± SD を表す。

2自由度各リンク質量中心ともに、不安定な条件になると最大移動距離と最大移動速度は小さく、最大移動加速度と移動加速度SDは大きくなる傾向があった。

IV. 考 察

測定された動作の特徴として、まず関節角度と角速度の変化からEOのように安定しやすいと仮定した立位条件では足関節運動が主体となっており、逆にOLのように不安定と仮定した立位条件では股関節運動の関与が大きくなることがわかる。角加速度はどの立位条件でも足関節より股関節で大きく、足・股関節ともに不安定な条件ほど振動的でばらつきやすい運動が現れている。COGや下肢・上半身XGの変化については、不安定な条件では股関節の関与が大きくなるために移動できる距離・速度が小さくなっているにもかかわらず加速度が大きくなるのが特徴的で、COGおよび質量中心の制御性低下が伺えた。これらの特徴から、今回の立位条件は実際に姿勢バランスの安定性変化に影響を及ぼす設定であったといえる。

推定した ω 、 ζ については、条件に応じた数値変化は1自由度では現れず、2自由度で安定しているほど ω が小さく ζ が大きい、あるいは不安定になるほど ω が大きく ζ が小さいという関係性が明確となった。このような関係性は、関節運動特性との相関関係を見ても矛盾しない結果である。動作特性も含めて総合的に判断すると、足関節運動のみを対象とする1自由度モデルでは安定性変化を捉えるには不十分であり、股関節

運動も考慮した2自由度モデルを適用すべきであると考え。姿勢バランス評価の対象となる患者や高齢者などでは股戦略を優位に出現させた動作パターンが多く観察される点からも、股関節運動を評価できる方が実用的といえる。

今回の動作課題に必要なのは動的な立位安定性、つまり随意的な前傾・復位動作を行いながら転倒しない安定性を確保する運動戦略である。足関節運動を最大限発揮するには関節の適度な剛性を必要とし、小さすぎると立位保持できなくなり、大きすぎても運動が生じ難い状態となる。関節の剛性は ω に反映されるため、安定した条件で ω が小さいという結果は立位を保持する最低限の剛性を満たしつつ足関節運動を大きく行う余裕を持った状態に近いと解釈でき、逆に不安定な条件で ω が大きくなるのは足関節を硬くしなければ立位保持できず随意運動に対する余裕がないため股関節運動に依存的になってしまう状態と解釈できそうである。 ω に影響を及ぼす因子となり得る運動の速さについては、足関節角速度が大きくなるほど ω が大きくなるという関係となっていない。従って、 ω は主に運動性や固定性に関わる“足戦略の機能性”を表現するパラメータと考えるが、課題となる動作特性によって ω の望ましい数値は変化する可能性があるかもしれない。 ζ に関しては足関節角度が大きくなると ζ が小さくなる関係は成り立たず、主に関節運動の振動状態および円滑性を反映したパラメータであると考えた。 ζ が大きいほど振動しにくく円滑な運動、 ζ が小さいほど振動的で円滑性を欠く不安定な運動と判断する指標

となる。

随意運動を行う課題では、関節角度や角速度は意図的に変化させることも可能であろうが、角加速度に現れるような振動応答は意図して制御するのは難しくなり、動的な姿勢バランスの安定性を把握するには角度・角速度・角加速度あるいはCOG移動といったすべての動作特性を確認できる方がよい。しかし、すべての項目の関係性を考えるには解釈が煩雑となり、これらの動作特性を反映した ω ・ ζ の2パラメータで安定性を評価できれば定量的な指標として利用しやすい。なお、本研究で設定した4つの立位条件は安定性変化を模擬しているだけであるので、実際には片脚立位をとらなくてもEOやECの動作から得た数値を利用することを想定している。EOのみの数値でも基準となる数値と比較する、あるいは経時的な変化を確認するといった利用が可能となれば、動的な姿勢バランス評価にとって有意義な情報を得ると考える。 ω と ζ を用いた姿勢バランス評価の例として、股戦略に依存しやすいことから姿勢バランスの低下を疑い、足戦略の機能性向上を意図した介入を行う場合、 ω ・ ζ ともに値が改善すれば効果的な変化と判断する一指標となり得る。一方で、 ω の値は改善しても ζ が小さくなったとすれば、足戦略の獲得が姿勢バランスの向上に寄与したといえず、むしろ股戦略を用いて安定性を高める方が望ましい例もあるかもしれない。このように、対象者に適した運動戦略の選択に関しても考慮した姿勢バランス評価としてパラメータを利用することができるのではないかと考えている。臨床評価へ応用するためには、今後もパラメータ推定の妥当性を確認するとともに、簡便に利用できる手法を確立する必要がある。

本研究で使用した光学式動作解析装置は高額であり、機器の設定にも時間を要するという点で汎用性を期待

し難いことから、安価で入手しやすく機器の設定も容易な加速度センサとジャイロを利用した関節運動計測手法を検討している。ジャイロで計測された角速度データの積分精度は高く、ビデオ画像による動作解析結果と比較した誤差は非常に小さいことが佐川ら⁹⁾によって報告されており、今回提案した ω と ζ の推定にも適用できる。パラメータ推定の計算に関しては工学的な知識を要するため、一般的な表計算ソフトの利用を含めて汎用性を高める方法について検討していきたい。

引用文献

- 1) Nashner LM: Adaptation of human movement to altered environments. *Trends Neurosci*, 1982, **5**: 358-361.
- 2) Kimura H, Yifa J: A PID model of human balance keeping. *IEEE control Syst Mag*, 2006, **26**(6): 18-23.
- 3) Ishida A, Hozumi J, Imai S, et al.: Measurement of visco-elastic properties of muscles around the ankle during standing. *Front Med Biol Eng*, 1995, **7**(1): 35-43.
- 4) 石田水里, 佐川貢一: 倒立振り子モデルを利用した身体前後傾斜運動時の立位安定性の定量評価に関する検討. 日本機械学会論文集 (C編), 2009, **75**(752): 1047-1055.
- 5) Savitzky A, Golay MJE: Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analytical Chemistry*, 1964, **38**(8): 1627-1639.
- 6) 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*, 1992, **11**: 23-33.
- 7) 横井孝志: 剛体リンクモデルのための身体部分剛体特性定数. *バイオメカニズム学会誌*, 1993, **17**(4): 241-249.
- 8) 阿江通良: KinematicsとKineticsをつなぐ身体部分慣性係数—その測定法と係数の比較—. *バイオメカニクス研究 Jpn J Biomechanics Sports Exercise*, 1997, **1**(1): 51-62.
- 9) 佐川貢一, 阿保菰子, 塚本利昭・他: 装着型センサによる投球フォーム前腕の軌道推定. 日本機械学会論文集 (C編), 2008, **74**(738): 400-408.