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*

石 田 水 里^{*1}, 佐 川 貢 一^{*2}

Quantitative Evaluation for Standing Stability during Anterior-Posterior Body Tilt Movement Using Inverted Pendulum Model

Mizuri ISHIDA and Koichi SAGAWA^{*3}

^{*3} Course of Safety Science and Technology, Graduate School of Science and Technology, Hirosaki University,
3 Bunkyo-cho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8561 Japan

The purpose of this study is to obtain the quantitative indices of evaluation for standing stability during anterior-posterior tilt movement. We assumed human body in standing position which is modeled as a inverted pendulum, and two parameters based on control engineering, namely, natural frequency and damping ratio were estimated from the model for the quantitative indices. Twelve healthy volunteers participated in the experiment. Subjects inclined forward as large as possible around axis of the ankle joint mainly from upright standing, and recovered to the initial standing posture again. This task was executed in four conditions on the assumption that the standing stability decreased respectively as follows; both legs standing with eyes open, both legs standing with eyes closed, one leg standing using a tiltable step that prevents lateral sway, one leg standing without the step. The angular data at hip and ankle joint while the subject performed tilt movement followed by recovery were measured, and natural frequency and damping ratio were estimated using theoretical model about all conditions. The estimated parameters were compared among four conditions. As the results natural frequency was more increased and damping ratio was more decreased according to the decrease of standing stability if the subject could execute the movement task by ankle joint mainly. On the other hand, when the larger movement at hip joint was measured, estimated indices suggested more unstable situation. It is confirmed these two parameters are useful as the quantitative indices of evaluation for standing stability.

Key Words: Stability, Motion Control, Medical and Welfare Assistance, Analytical Model, Standing, Evaluation, Natural Frequency, Damping Ratio

1. 緒 言

リハビリテーション治療の一つである理学療法では、立位安定性の低下を示す患者や高齢者を対象とする機会が多い。このような被検者に立位安定性の向上を意図した運動を指導したり、転倒などの危険性を防ぐためには、立位姿勢制御能力を的確に評価し、把握できなければならない。臨床的な評価の方法は多く存在するが、“立位姿勢制御能力が高い”あるいは“立位安定性が良好である”といった判定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ない。

立位姿勢制御能力を評価する指標の一つとして、外力(床面が動く^{(1)~(5)}、身体を押される^{(6)~(7)})に対して

立位姿勢を保とうとするときの筋活動解析を利用する方法が提案されている。しかし、筋活動の解析は運動戦略の把握に役立つ情報を与える一方で、実際に立位姿勢が安定しているかどうかを定量的に評価する指標として十分とはいえない。ここで運動戦略について簡単に説明する。運動戦略(strategy)^{(2)~(4)}は立位姿勢制御の応答を機能的に捉えるために重要な考え方であり、主要な立位姿勢制御の運動戦略には、ankle strategy, hip strategy, stepping strategy がある。ankle strategy は足関節を中心として、重心(center of gravity; 以下, COG)が大きく逸脱しないよう制御する運動戦略であり、微細で素早い制御を可能にする。しかし、ankle strategy で制御できる運動範囲は限られるため、より大きな COG の移動を強いられる状況では、股関節を中心に身体を制御する hip strategy が有利になる。さらに大きな COG 移動に対しては、足を

* 原稿受付 2008 年 9 月 12 日。

^{*1} 鳴海研究所 清明会 鳴海病院 リハビリテーション部 (☎ 036-8183 弘前市品川町 19), 弘前大学大学院理工学研究科 (☎ 036-8561 弘前市文京町 3)。

^{*2} 正員, 弘前大学大学院理工学研究科安全システム工学専攻。
E-mail: sagawa@cc.hirosaki-u.ac.jp

踏み出す stepping strategy が用いられやすい。このように、運動戦略は立位安定性の程度を反映して機能的に選択される。また、これらの運動戦略は単独で用いられるとは限らず、複合的に現れる状況も多い。

立位安定性を定量的に評価するためには、姿勢・運動をモデル化し、力学的パラメータを推定する制御工学的な手法が役立つと考える。左右方向の立位姿勢動揺に着目した Kimura ら⁽⁸⁾の研究では、立位姿勢を多リンク倒立振り子モデルへ適用して PID 制御のパラメータ推定を試みている。ここでは、静的な立位姿勢をビデオ撮影して左右方向の COG 移動量を求め、PID ゲインを推定した結果、開眼の立位姿勢保持よりも閉眼立位で微分ゲインが減少し、この傾向は加齢の影響を受けてさらに顕著になることが見出された。これは、立位安定性の変化を反映した指標となる可能性を示す有用な知見である。しかし左右方向への可動性がほとんど生じない足関節の構造上、股関節主体の立位姿勢制御となるため、ankle strategy も含めた運動戦略との関連性を考慮して立位安定性を評価するのであれば左右方向よりも前後方向の姿勢変化を利用する方が適すると考える。前後方向の立位姿勢制御に関しては、足関節の粘弾性を推定した報告⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾が参考になるが、足関節のみを持つ単振り子モデルを適用させているため hip strategy の影響が考慮されていない。

そこで本研究では、立位安定性を評価するための定量的な指標を得ることを目的として、前後方向への立位姿勢変化を解析し、支持面を変化させない運動戦略である ankle strategy と hip strategy を考慮した倒立振り子モデル化によってパラメータを推定する。具体的には、健康者を対象に立位安定性の変化を模擬した複数の条件設定の下で身体前傾してから元の立位に戻るときの足関節と股関節角度データを測定し、制御工学的にシステムの安定性を表す変数として用いられている固有振動数と減衰比を推定した。条件によるパラメータ変化が見られるか比較することで、立位安定性を反映した定量評価の指標としての利用可能性を検討する。また、求めたパラメータと運動戦略との関連性についても考察する。

2. 立位安定性評価パラメータ推定の原理

立位安定性評価のパラメータ推定では、身体運動を表現するためのリンクモデルを構築し、健康者を対象とした身体前傾位から立位回復運動を施行した時の下肢関節運動データをモデルに適用させる。立位姿勢は、図 1 に示すような 2 リンクおよび 1 リンクの倒立振り子モデルで表現する。ここで、2 リンクモデルは足関

Fig. 1 Link models for standing posture (a) Two link model, (b) One link model

節と股関節を持ち、2 リンクモデルのリンク 1 は足関節から股関節までの下肢、リンク 2 は股関節以上の部分で頭部と体幹から構成される。 θ_1 は Y 軸からの足関節角度、 θ_2 はリンク 1 からリンク 2 までの股関節角度を表し、 m_i は各リンク質量、 l_i はリンク長、 l_{gi} は関節から質量中心までの長さ、 J_i は各リンク質量中心まわりの慣性モーメント、 τ_i は関節まわりのトルクである (すべて $i=1,2$)。各関節トルク τ_1 , τ_2 は PD 制御によって立位を調節する機構と仮定し、比例ゲイン K_{P1} , K_{P2} , 微分ゲイン K_{D1} , K_{D2} に応じて変化する。同様に 1 リンクモデルでは、 θ は Y 軸からの足関節角度、 m はリンク質量、 l はリンク長、 l_g は足関節から質量中心までの長さ、 J は質量中心まわりの慣性モーメント、 τ は足関節まわりのトルクで K_{P1} と K_{D1} によって調節される。2 つのモデルを用いる理由は以下の通りである。運動は足関節を中心に行うため ankle strategy が主に作用するが、不安定な条件になると hip strategy の関与が大きくなる可能性も考えられる。本研究と同様に足関節を主体とした身体前傾・回復運動を行うよう被検者に指示して得られた関節運動データ及び床反力

データを基に、1リンクモデルを適用して足関節トルクの状態を推定した Stephen ら⁽¹¹⁾は、実験時に被検者によっては大きな股関節運動も観察され立位姿勢制御に対する hip strategy の関与は否定できないと述べている。そこで、本研究ではまず足関節と股関節運動を考慮した2リンクモデルから各関節の比例ゲインと微分ゲインを推定した後で、足関節に関する比例ゲイン、微分ゲインから1リンクモデルとして簡略化し、さらに無次元化した固有振動数 ω と減衰比 ζ を求めて立位条件間の比較に用いるという2段階の手順をとる。最終的に1リンクモデルへ簡略化したのは、 ω と ζ の2パラメータが立位安定性を表現する代表的な指標であると見なすことができれば、臨床評価へ応用する際に理解しやすく実用性も高まると考えたからである。

足関節と股関節を持つ2リンクモデルの関節トルク τ_1, τ_2 は、

$$\tau_i = K_{Pi}(\theta_{di} - \theta_i) + K_{Di}(\dot{\theta}_{di} - \dot{\theta}_i) \quad (i = 1, 2) \quad (1)$$

と表される。 θ_{di} は各関節の目標角度、 $\dot{\theta}_{di}$ は目標角速度である。Lagrange 法によりモデルの運動方程式を導出すると

$$\begin{aligned} & [m_1 l_{g1}^2 + J_1 + m_2(l_1^2 + 2l_1 l_{g2} \cos \theta_2 + l_{g2}^2) + J_2] \ddot{\theta}_1 \\ & + [m_2(l_1 l_{g2} \cos \theta_2 + l_{g2}^2) + J_2] \ddot{\theta}_2 \\ & - m_2 l_1 l_{g2} (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) \sin \theta_2 \\ & - m_1 \hat{g} l_{g1} \sin \theta_1 - m_2 \hat{g} [l_1 \sin \theta_1 + l_{g2} \sin(\theta_1 + \theta_2)] \\ & = K_{P1}(\theta_{d1} - \theta_1) + K_{D1}(\dot{\theta}_{d1} - \dot{\theta}_1) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} & [m_2(l_1 l_{g2} \cos \theta_2 + l_{g2}^2) + J_2] \ddot{\theta}_1 + (m_2 l_{g2}^2 + J_2) \ddot{\theta}_2 \\ & + m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 - m_2 \hat{g} l_{g2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ & = K_{P2}(\theta_{d2} - \theta_2) + K_{D2}(\dot{\theta}_{d2} - \dot{\theta}_2) \end{aligned} \quad (3)$$

となり、最小自乗法を用いて $K_{P1}, K_{P2}, K_{D1}, K_{D2}$ を得る。 $\hat{g}$ は重力加速度である。

推定した比例ゲインと微分ゲインのうち足関節に関する K_{P1} と K_{D1} を1リンクモデルに適用して ω, ζ を求める。1リンクモデルの運動方程式は、足関節角度 $\sin \theta \approx \theta$ と近似して

$$(m l_g^2 + J) \ddot{\theta} - m \hat{g} l_g \theta = K_{P1}(\theta_d - \theta) + K_{D1}(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) \quad (4)$$

と表す。さらに θ_d を入力、 θ を出力とする伝達関数 $G(s)$ は

$$G(s) = \frac{\Theta}{\Theta_d} = \frac{1}{m l_g^2 + J} \cdot \frac{K_{D1} \cdot s + K_{P1}}{s^2 + 2\zeta \omega s + \omega^2} \quad (5)$$

Fig. 2 Experimental setup

と表される。ただし、

$$\omega = \sqrt{\frac{K_{P1} - m \hat{g} l_g}{m l_g^2 + J}} \quad (6)$$

$$\zeta = \frac{K_{D1}}{2\sqrt{(m l_g^2 + J)(K_{P1} - m \hat{g} l_g)}} \quad (7)$$

である。特性方程式

$$s^2 + 2\zeta \omega s + \omega^2 = 0 \quad (8)$$

の根 s は、

$$s = -\zeta \omega \pm \omega \sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (9)$$

となり、制御工学におけるシステムの安定条件として $\zeta > 0$ であることが要される。

3. 立位安定性の異なる条件での前後傾斜運動実験

3.1 実験方法 実験方法の概略を図2に示す。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、平均身長は 166.9 ± 7.3 [cm]、平均体重は 58.6 ± 6.2 [kg] であった。実験に先立ち、被検者には研究の目的と実施方法を説明し、同意を得た。

被検者には直立姿勢から自力でできるだけ大きく前傾運動を行い、再び最初の直立姿勢に戻る課題を施行してもらう。この際、股関節の運動はなるべく伴わず足関節を中心に運動することをあらかじめ指示しておいた。

課題は、運動時の立位安定性が異なることを想定した以下の4つの条件の下で施行した。

1. 両脚・開眼 (Eyes-open; 以下, EO)

開眼で両脚接地した立位をとり、前傾・回復運動を行う。

2. 両脚・閉眼 (Eyes-closed; 以下, EC)

閉眼で両脚接地した立位をとり, 前傾・回復運動を行う。

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

開眼で片脚立位をとり, 前傾・回復運動を行う。挙上側の下肢はシーソーのように角度が自由に変化する補助台上に支持した状態で運動する (図 3(a))。

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

開眼で片脚立位をとり, 前傾・回復運動を行う。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運動する (図 3(b))。

これらの条件は EO→EC→OLS→OL の順に立位安定性が低下することを模擬した設定である。なお, OLS, OL の片脚立位は左下肢を支持側, 右下肢を挙上側とした。これらの 4 条件につき, 5 回ずつ前傾運動・回復課題を繰り返した。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。

股関節および足関節角度は, 図 2 のように被検者の左側肩峰, 大転子, 外果に反射マーカを貼り付け, 上肢を組んだ立位姿勢から各条件に従って運動を行ってもらい, 運動時の立位姿勢を VICON 460 (VICON MOTION SYSTEMS) で撮影して求めた (サンプリング周波数 120[Hz])。VICON 460 では 6 台のカメラを使用し, 各マーカの 3 次元位置が記録される。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た。記録したマーカの座標から, 股関節角度と足関節角度を求めた。さらに角度を数値微分して角速度と角加速度を得た⁽¹²⁾。すべての関節運動データ (角度, 角速度, 角加速度) は, 足関節屈曲を正方向, 底屈を負方向の運動, 股関節屈曲を正方向, 伸展を負方向の運動として定義する。

3.2 リンクパラメータの算出 リンク長や慣性モーメント等のリンクパラメータは, 阿江ら⁽¹³⁾によって報告されている身体部分慣性係数を利用する。これらの係数は日本人青年アスリートを対象として男女別に得られているが, 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^{(14)~(16)}。本研究では, 被検者の身体を頭部, 体幹, 上腕, 前腕, 手, 大腿, 下腿, 足部の各部分に分けて部分長を計測し, 部分長と体重をもとに身体部分慣性係数を適用して 2 リンクないし 1 リンクモデルに相当するリンクの質量と質量中心位置, 慣性モーメントを算出した。

3.3 立位安定性評価パラメータの推定 関節運動データとリンクパラメータを 2 リンクモデルの運動方程式(2), (3)に代入し, 最小自乗法によって各リン

Fig. 3 Condition of movement at one leg (a) One leg with step (OLS), (b) One leg without step (OL)

Fig. 4 Time range used to estimate model parameters

クごとに比例ゲイン, 微分ゲインを推定する。最終的に, 1 リンクモデルに適用させた式 (6), 式 (7) から ω と ζ を得る。

身体を前傾していく区間と立位姿勢を回復する区間とでは, 立位姿勢制御の制御則が異なると予測されるため, パラメータの推定はこれらの区間ごとに分けて行う必要があると考える。これら 2 つの区間のうち, 前傾位から立位姿勢を回復する区間では各関節の目標角度および目標角速度の値を 0 と仮定できることから, 本研究では立位姿勢を回復する区間に限定してパ

Fig. 5 Calculated K_p in four conditions Fig. 6 Calculated K_d in four conditions

ラメータ推定を行った。この判断には、COGの前方移動量を利用する。COG位置は関節角度とリンクパラメータから求め、前方移動量の最大値から最小値までの範囲をパラメータ推定区間とした。図4のA点はCOG前方移動量が最大値 x_A となる時刻、B点は立位回復後に最小値 x_B となる時刻であり、パラメータ推定区間はA点からB点までの区間とした。なお、各関節角度、角速度、角加速度はCOG前方移動が最小値となる時刻（パラメータ推定区間の終端B点）での値が0となるように測定データのオフセットを調整し、各試行ごとの比例ゲインと微分ゲイン、 ω 、 ζ を求めた。

3.4 データ解析 ω と ζ について各被検者の条件別に5回測定の実値を求め、多重比較法を適用して立位の条件による違いがあるか解析した。有意水準は5%とし、有意水準以下の値を有意差ありとした。

4. 結 果

推定した比例ゲイン K_{p1} 、 K_{p2} の値を図5に、微分ゲイン K_{d1} 、 K_{d2} の値を図6に示した。EO→EC→OLS→OLの順に、つまり不安定となりやすい立位条件になるに従い足関節の比例ゲイン

Fig. 7 Estimated ω in four conditions Fig. 8 Estimated ζ in four conditions

K_{p1} は大きく、また、股関節の比例ゲイン K_{p2} は小さくなる傾向があった。同様に足関節の微分ゲイン K_{d1} は小さくなる傾向にあったが、股関節の微分ゲイン K_{d2} は条件の違いによる明確な変化は見られなかった。

各被検者ごとに、 ω と ζ について条件による変化のパターンを観察したところ、EO→EC→OLS→OLの順に ω が大きくなるパターンを示した者は7名(58.3%)で、また同順に ζ が小さくなるパターンを示した者も7名(58.3%)存在していた。図7には ω の多重比較による検定結果を示した。 ω の値は不安定な立位条件ほど大きくなる傾向があり、OLではEOよりも有意に大きかった($p < 0.05$)。 ζ の検定結果は図8に示した。不安定な条件になるに従い ζ は小さくなる傾向があり、OLはEOおよびECの条件よりも有意に小さくなる結果となった(いずれも $p < 0.01$)。平均値を見ると、EOの条件以外は0以下の小さい値となっており、制御工学的に不安定となっていることがわかる。 K_{p1} の値が小さいために ω と ζ が虚数となる例がOLで1回存在し、解析からは除外した。

測定されたすべての関節運動を観察すると、股関節角度は様々な大きさで変化していた。図9はEOの条件で観察された異なる被検者の関節角度例である。と

Fig. 9 Examples of COG and joint angle in EO condition (a) A case that ankle angle is larger than hip one, (b) A case that hip angle is larger than ankle one

もに足関節背屈角度の最大値は 8[deg] 程度であるが、(a) の例では股関節角度の変化が小さく主に足関節背屈で前傾・回復運動を施行できている。一方、(b) の例では股関節屈曲角度が足関節背屈角度よりも大きい。そこで各運動試行ごとに足関節背屈角度と股関節屈曲角度の最大値を比較し、足関節角度が大きい場合 ($\theta_1 > \theta_2$) と股関節角度が大きい場合 ($\theta_1 < \theta_2$) とに分けて ω と ζ に関する比較を行った。それぞれの結果は図 10、図 11 に示す。 ω は足関節角度が大きい場合も股関節角度が大きい場合も、大まかに見ると EO よりも他の条件で値が大きくなる傾向はあるものの、図 7 ほどの明確な傾向とはいえず、統計的な有意差も認められなかった。 ζ については、足関節角度が大きい場合には、不安定な立位条件となるに従い値が小さくなる傾向は変わらず、OL では EO よりも有意に小さかった ($p < 0.05$)。股関節角度が大きい場合には、 ζ の傾向は異なっていた。すべての条件で、足関節角度が大きい場合よりも股関節角度が大きい場合で ω が大きくなるとともに、 ζ が小さくなる特徴があった。

Fig. 10 Result of estimated ω in four conditions according to the difference between ankle angle θ_1 and hip one θ_2

Fig. 11 Result of estimated ζ in four conditions according to the difference between ankle angle θ_1 and hip one θ_2

その他の関節運動の特徴として、足関節・股関節角度は立位に戻るに従い減少していくのに対し、角速度は徐々に減速しているとは限らず、全体的に値の変動が顕著である例や、データの前半（最大傾斜）では大きくないが後半（直立姿勢に戻る直前）で値の変動が大きく不安定になっている例などが観察された。実際に実験中に観察された立位姿勢でも、明らかにふらつきがあり不安定で股関節運動によってかろうじて直立姿勢に戻っていたり、特に OL では立位に戻る前に下肢を踏み出してしまった場合が存在していた。前者のような立位姿勢の不安定例はデータに採用しているが、

後者のように明らかに課題を遂行できなかった例は測定をやり直しておりデータには含まれていない。

5. 考 察

被検者に対してはできる限り股関節の運動を伴わずに身体前傾・回復するよう指示を与えており, ankle strategy を用いた立位姿勢制御が望ましい運動課題である. ankle strategy は効率に優れ素早い応答を可能にする運動戦略である分, 微細な制御能力を要される. 対して hip strategy は効率では劣るが安全性に優れ, 微細な制御能力が要求されないため患者や高齢者のように立位姿勢制御能力の低下が見られる者では, ankle strategy よりも hip strategy が優位に出現しやすい特徴がある⁽¹⁷⁾. 健常者にとっては ankle strategy で応答できる安定した状況であっても, 立位姿勢制御能力が低下していると hip strategy で応答せざるを得ないという現象は臨床によく観察される. 今回の実験において, 健常者でも ankle strategy 主体に課題を遂行できた例と hip strategy が優位に用いられた例とが存在する状況であった. ω は式 (6) より, 0 であれば静止立位を保持するために最低限必要となる足関節トルクを発揮している状態ということになる. 従って, ω が小さいと ankle strategy によって効率よく制御できる状態と考える. 逆に ω が大きくなると, 足関節の剛性を高めて転倒しないようあらかじめ防御するような制御が必要となり, さらに ankle strategy のみで対応する余裕がないために hip strategy に依存しやすい状態を表しているといえる. このように, ω には hip strategy と対比して ankle strategy を捉えた場合の“運動戦略の優位性”が反映されたと考えた.

ζ は不安定となりやすい条件ほど小さくなり, 負の値になることも多かった. 本手法では, 最大傾斜姿勢から直立姿勢に戻るまでの広いデータ範囲を用い, 最小自乗法で推定した結果であるため, データの特徴的な部分に影響を受けやすい性質がある. 実際の立位姿勢および関節角速度の観察上, 最終的に静止立位になってはいないものの運動中は明らかに不安定と判断できる部分が存在したことから, 局所的に不安定な動作が多ければ負の値として ζ に反映された可能性がある. ζ は円滑で安定した運動が行われている, あるいは振動的で不安定な運動が行われているといった“関節運動の制御特性”を表していると解釈した.

臨床的に立位安定性を判断する上で, 運動戦略の状況と関節運動の特性は両者とも重要な要素である. 先に述べたように, ankle strategy よりも hip strategy の優位となる状態は安定性の低下を示唆する. 一方で,

Fig. 12 Relation between estimated ω and ζ in four conditions

仮に ankle strategy が優位であっても, 立位姿勢のふらつきが大きければ安定性が高いとは判断し難い. これらのことから, ω と ζ の数値を個々に見るだけでなく, 両方の特性を総合的に知ると立位安定性の判断に役立つと考える. 図 12 は, 各条件ごとの ω の平均値を横軸, ζ の平均値を縦軸とする関係性を表すグラフで, 足関節角度が大きい場合と股関節角度が大きい場合に分けて示している. ω が小さく, ζ が大きい場合, つまりグラフの左上ほど ankle strategy が優位かつ立位姿勢のふらつきが小さい“安定な状態”, 逆に ω が大きく, ζ が小さいグラフ右下になると, hip strategy が優位かつ立位姿勢のふらつきが大きい“不安定な状態”と理解できる. すなわち, 足関節角度が大きい場合の EO で最も安定し, 股関節角度が大きい場合の OL が最も不安定といえる. 数値的には, ω は 2 付近を境界に, ζ は 0 付近を境界に特性が分けられ, “立位安定性”を判断する一つの基準として利用できる可能性がある. 無次元化された変数である ω と ζ を求めているため, 身体特性には依存せず, 被検者間で数値を比較して用いることもできるであろう.

本研究では股関節運動が生じることをあらかじめ考慮し, 2 リンクモデル適用後に簡略化した 1 リンクモデルへ適用し ω と ζ を推定する手法を行っている. 参考までに, 股関節運動の測定値は使用せずに初めから 1 リンクモデルのみを適用させて ω , ζ を求めた. 図 13 は, 本手法と対比させた結果である. 1 リンクモデルのみを適用させた結果では, 2 リンクモデルを適用させた本手法よりも各条件で ω は小さく, ζ は大きい傾向にあった. 多重比較法で確認すると, ω , ζ とも 1 リンクモデルのみを適用させた場合は立位条件

Fig. 13 Contrast with ω and ζ values estimated by only one link model

による違いは認められず、立位安定性の変化を鋭敏に把握するためには股関節運動の考慮が重要であることが示された。また、 K_{P1} の値により ω と ζ が虚数となった例は 6 回存在し、足関節運動だけを考慮した 1 リンクモデルは不十分であると考え、パラメータ推定の妥当性について今後さらに詳しく検討する余地はあるが、股関節運動を考慮した本手法は、hip strategy が優位となる患者や高齢者に対しても適用できる可能性を示し、臨床的意義は大きい。

臨床応用における汎用性という点では、設定や実験に要する時間が短く、使用機器、設備が安価で簡便であることが重要となるが、今回使用した光学式動作解析装置は高額であり、どこでも利用できるとは限らず、また機器の設定にも時間を要する。そこで、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角度計測手法を現在検討している。佐川ら⁽¹⁸⁾の報告によると、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証明されて

おり、今回提案した手法にも同様に適用可能である。実験の手順自体は短時間で簡便に施行できるため、使用機器の課題を解決することで高い汎用性を期待できる。

6. 結 論

立位安定性を定量的に評価するための指標を得ることを目的として、安定性変化を模擬した条件下で身体前傾・回復運動を行ったときの足関節・股関節運動を解析し、倒立振り子モデルへの適用により力学的パラメータ ω , ζ を推定する手法を提案した。立位姿勢が不安定となりやすい条件になるに従い、 ω は大きくなり、 ζ は小さくなる特徴があり、両パラメータとも立位条件による有意な違いも認められた。さらに、身体前傾・回復の運動課題を足関節運動主体に行う例と股関節運動が大きくなる例とが観察され、値の傾向は各々で異なることがわかった。結果を総合的に見ると、 ω には足関節と股関節による“運動戦略の優位性”を表し、 ζ には立位姿勢のふらつきなどといった不安定性に関わる“関節運動の制御特性”を表していると解釈できた。従って、 ω と ζ の両特性を把握することで、理学療法の臨床における立位安定性評価へ応用できる可能性が示されたといえる。

文 献

- (1) Nashner, L.M., Fixed Patterns of Rapid Postural Responses among Leg Muscles during Stance, *Experimental Brain Research*, Vol.30 (1977), pp.13-24
- (2) Nashner, L.M., Adaptation of human movement to altered environments, *Trends in Neurosciences*, Vol.5 (1982), pp.358-361
- (3) Nashner, L.M., Black, F.O., Wall, C.III, ADAPTATION TO ALTERED SUPPORT AND VISUAL CONDITIONS DURING STANCE: PATIENTS WITH VESTIBULAR DEFICITS, *The Journal of Neuroscience*, Vol.2, No.5 (1982), pp.536-544
- (4) Horak, F.B., Nashner, L.M., Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations, *Journal of Neurophysiology*, Vol.5, No.6 (1986), pp.1369-1381
- (5) Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A., Nashner, L.M., Aging and posture control: Changes in sensory organization and muscular coordination, *International Journal of Aging and Human Development*, Vol.23 (1986), pp.97-114
- (6) Ishida, M., Tsushima, E., Miura, T., Muscle activation patterns of lower extremities while standing in response to shoulder or hip perturbation from behind, *Annual Report of The Tohoku Section of Japanese Physical Therapy Association*, No.12 (2000), pp.35-40
- (7) Ishida, M., Tsushima, E., The Order of Muscle Activation at Lower Extremities While Standing in Response to Perturbation from Behind Applied to Different Part of Body and Applied by Different Strength, *Journal of*

- The Japanese Physical Therapy Association*, Vol.28, No.5 (2001), pp.220–224
- (8) Kimura, H., Yifa, J., A PID Model of Human Balance Keeping, *IEEE Control System Magazine*, Vol.26, No.6 (2006), pp.18–23
- (9) Ishida, A., Hozumi, J., Imai, S., Ryumae, S., Shimizu, M., Measurement of visco-elastic properties of muscles around the ankle during standing, *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, Vol.7, No.1 (1995), pp.35–43
- (10) Sato, H., Fujita, K., Role Distribution between Ankle Joint Stiffness and Stretch Reflex in Human Postural Control, *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, Vol.35, No.5 (1999), pp.600–605
- (11) Stephen, N.R., Britta, H., Andrew, L., Jeffrey, C., Effect of Strength and Speed of Torque Development on Balance Recovery With the Ankle Strategy, *Journal of Neurophysiology*, Vol.88, No.2 (2002), pp.613–620
- (12) Savitzky, A., Golay, M.J.E., Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures, *Analytical Chemistry*, Vol.38, No.8 (1964), pp.1627–1639
- (13) Ae, M., Tang, H., Yokoi, T., ESTIMATION OF INERTIA PROPERTIES OF THE BODY SEGMENTS IN JAPANESE ATHLETES, *Biomechanisms*, Vol.11 (1992), pp.23–33
- (14) Yokoi, T., Body Segment Inertia Parameters for Link-segment Model (in Japanese), *Journal of the Society of Biomechanisms*, Vol.17, No.4 (1993), pp.241–249
- (15) Yokoi, T., Ohyama, K., Okada, H., Effects of Body Segment Inertia Parameters on the Kinematic and Kinetic Analysis of Human Movement, *Japanese Journal of SPORTS SCIENCES*, Vol.14, No.5 (1995), pp.545–553
- (16) Ae, M., Body Segment Inertia Parameters for Connection between Kinematics and Kinetics –Comparison of Measuring Methods and of Parameters– (in Japanese) *Japanese journal of biomechanics in sports & exercise*, Vol.1, No.1 (1997), pp.51–62
- (17) Uchiyama, Y., Balance and Posture, Activity (in Japanese), *The Japanese journal of physical therapy*, Vol.36, No.4 (2002), pp.223–232
- (18) Sagawa, K., Abo, S., Tsukamoto, T., Kondo, I., Measurement of Forearm Trajectory During Pitching Motion Using Elbow-mounted Sensor, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.74, No.738 (2007), pp.400–408