

立位傾斜時の足関節トルク制御則の時間変化と安定性の関係

Relation between temporal parameter change of ankle torque control law and human postural stability during upright swing.

○後藤晃史*, 石田水里**, 佐川貢一*

○Akifumi Goto*, Mizuri Ishida**, Koichi Sagawa*

*弘前大学, **鳴海病院

*Hirosaki University, **Narumi Memorial Hospital

キーワード: 姿勢制御 (Postural control), 安定性 (Stability), 倒立振り子 (Inverted pendulum), PD制御 (Proportional-derivative control), 極配置 (Pole assignment)

連絡先: 〒036-8561 青森県弘前市文京町3 弘前大学大学院 理工学研究科
後藤 晃史, Tel./Fax.: (0172)39-3691, E-mail: h08gs513@stu.hirosaki-u.ac.jp

1. 緒言

身体運動の障害を持つ患者や高齢者を対象として、立位姿勢制御能力を検査する理学療法が実施されている。しかし、立位姿勢制御能力の定量的な評価指標は確立しておらず、検査結果は検者の主観に依存している。そのため、治療方針や指導方針を適切に作成することができない。

そこで、検者が実施する立位姿勢制御能力の定量評価指標の導出を目的として、ヒトの立位姿勢を、足関節で発生するトルクがPD制御される倒立振り子モデルに近似し、自発的に変化させる身体角度から求めた制御パラメータを安定性の指標とする試みが行われている¹⁾²⁾。しかし足関節トルクの制御則を時不変であると仮定しているため、直立、傾斜、直立のように一連の動作が実施されたときの制御則の推定は困難である。

本報告では、傾斜動作制御時の足関節トルクが時変PD制御則に従うと仮定し、固定トレース法

を使用して、足関節トルクの制御則パラメータの時間変化と、姿勢制御系の極配置の時間変化から、立位姿勢制御能力の定量評価につながる指標の導出を試みる。

2. 姿勢制御則パラメータ推定の原理

2.1 倒立単振り子モデル

本報告では、立位時の人体をFig.1に示すように、矢状面内の倒立単振り子モデルに近似する。身体角度を θ 、矢状面での足関節まわりの慣性モーメントを J 、体重から足部質量を除いた重量を m 、重力加速度を g 、足関節から体重心までの距離を l_g 、制御トルクの比例ゲインを K_P 、微分ゲインを K_D 、目標角度を θ_d 、足関節トルクを τ とする。 $\sin \theta \approx \theta$ とすると、倒立振り子モデルの運動方程式はLagrange法を利用して

$$J\ddot{\theta} - mgl_g\theta = \tau \quad (1)$$

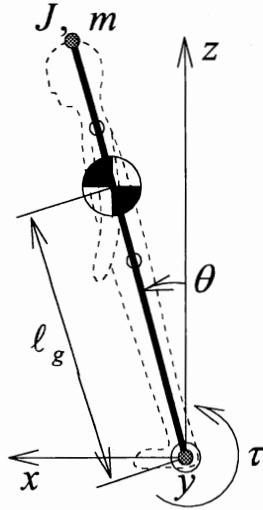


Fig. 1 Inverted pendulum model of standing posture

で表される。さらに、姿勢制御のための足関節で発生するトルクが身体角度に変化をもたらす能動的トルクと重力に対する姿勢保持トルクで構成されている³⁾と考えると、筋による足関節トルク τ は

$$\tau = K_P(\theta_d - \theta) + K_D(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) - mgl_g\theta \quad (2)$$

で表すことができる。よって倒立振り子モデルの運動方程式は(1)式と(2)式の釣り合いより

$$J\ddot{\theta} = K_P(\theta_d - \theta) + K_D(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) \quad (3)$$

で与えられる。(3)式は水平振り子のPD制御と等価である。ここで、足関節まわりの回転慣性モーメント J 、体重から足部質量を除いた重量 m 、足関節から体重心までの距離 l_g は、被験者の各部分長を測定し、阿江ら⁴⁾によって報告されている身体部分特性定数を使用して算出した。それらの定数は現在の日本の若年成人男女の力学的解析に利用可能とされている⁵⁾。

2.2 固定トレース法

固定忘却ゲインを導入した逐次最小二乗法⁶⁾は時変パラメータ推定が可能であるが、推定に適さない入力信号が持続した場合に、推定に必要とさ

れる過去情報が忘却されてしまい、得られる推定結果が不安定になる。そこで本報告では、固定トレース法⁷⁾を使用して時変パラメータ推定を行った。同定対象が、時刻 k のときの出力を $y(k)$ 、パラメータベクトルを $A(k)$ 、回帰ベクトルを $\phi(k)$ とした線形回帰モデル $y(k) = A(k)^T \phi(k)$ で表されるとき、固定トレース法は

$$A(0) = A_0 \quad \text{初期推定値} \quad (4)$$

$$P(0) = \gamma I \quad \text{初期行列ゲイン} \quad (5)$$

$$K(k) = \frac{P(k-1)\phi(k)}{1 + \phi^T(k)P(k-1)\phi(k)} \quad (6)$$

$$e(k) = y(k) - \phi^T(k)A(k-1) \quad \text{事前誤差} \quad (7)$$

$$A(k) = A(k-1) + K(k)e(k) \quad \text{推定値} \quad (8)$$

$$Q(k) = P(k-1) - K(k)\phi^T(k)P(k-1) \quad (9)$$

$$\lambda(k) = \frac{\text{tr}Q(k)}{\text{tr}P(0)} \quad \text{忘却ゲイン} \quad (10)$$

$$P(k) = \frac{Q(k)}{\lambda(k)} \quad \text{行列ゲイン} \quad (11)$$

で記述される。固定トレース法は、逐次最小二乗法における固定忘却ゲインを、(10)(11)式を用いて可変な忘却ゲインとした逐次パラメータ推定法であり、推定に適さない入力信号が持続している場合に、時変忘却ゲイン $\lambda(k)$ を1付近に維持し、過去情報の重みを減少しないことで、連続した変化をしない時変パラメータの推定が可能である。(3)式で与えられた立位モデルを固定トレースアルゴリズムに適用するため

$$J\ddot{\theta} = \begin{bmatrix} K_P & K_D & K_P\theta_d + K_D\dot{\theta}_d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\theta \\ -\dot{\theta} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

の形に変形する。(12)式と身体傾斜動作時の θ 、 $\dot{\theta}$ 、 $\ddot{\theta}$ から、姿勢制御則パラメータ K_P 、 K_D の時間変化を推定することで、立位姿勢制御能力の定量化が可能であると考えられる。また本報告では、 $\dot{\theta}_d = 0$ とし、微分制御が足関節の粘性トルクを決定していると仮定した。

2.3 極配置を利用した安定性判別

姿勢制御系を伝達関数で表すことで、極配置を利用した制御工学的な安定性判別が可能である。入力为目标角度 θ_d 、出力を身体角度 θ とした姿勢制御系の伝達関数は、初期値を $\theta_d(0) = 0$ 、 $\theta(0) = 0$ 、として(3)式をLaplace変換すると

$$\frac{\theta}{\theta_d} = \frac{\frac{K_D}{J}s + \frac{K_P}{J}}{s^2 + \frac{K_D}{J}s + \frac{K_P}{J}} \quad (13)$$

$$= \frac{A\omega^2}{s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2} \quad (14)$$

$$A = \frac{K_D}{K_P}s + 1, \quad \omega = \sqrt{\frac{K_P}{J}}, \quad \zeta = \frac{K_D}{2\sqrt{JK_P}}$$

で表される。また、本報告で考える姿勢制御系のブロック線図をFig.2に示す。この系の特性方程式

$$s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2 = 0 \quad (15)$$

の根 s は

$$s = -\omega(\zeta \mp \sqrt{\zeta^2 - 1}) \quad (16)$$

となる。実根の値は系の収束性を表しており、極が虚軸の左側にある場合は系の減衰を示し、右側にある場合は発散を示すことから、複素平面上の極配置の時間変化が姿勢制御系の安定性の時間変化を表していると考えられる。

3. 安定性の異なる条件での傾斜運動実験

3.1 実験方法

実験環境をFig.3に示す。被験者は健常男性4名(23.8 ± 0.8 歳, 172.4 ± 5.4 [cm], 61.6 ± 7.0 [kg])である。被験者身体左側の外果と頭頂に取り付けた光学式マーカーの三次元座標を光学式モーションキャプチャ(VICON 460, VICON MOTION SYSTEMS)を使用して120[Hz]で計測した。被験者は股関節を曲げずに常に足裏を接地させた状態で、直立静止姿勢から前方にできるだけ傾斜した後、直立静止

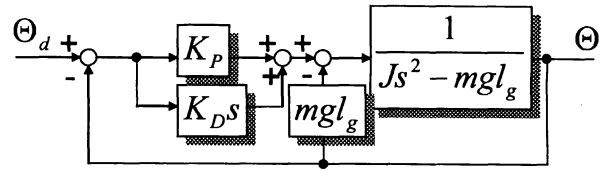


Fig. 2 Block diagram of human postural control

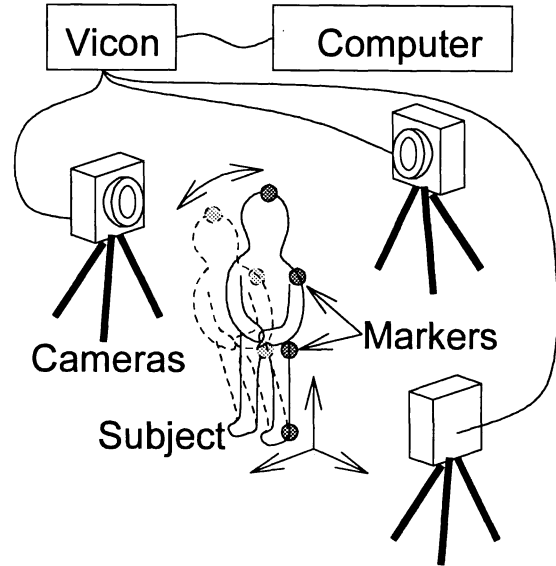


Fig. 3 Measurement setup

姿勢に戻るという動作を、約10[s]の直立静止状態をはさんでできるだけ素早く10回連続して行った。また、立位状態の不安定性を模擬するために以下の3つの実験条件を設定した。

条件1 両脚・開眼: 健常な状態

条件2 両脚・閉眼: 視力低下を模擬

条件3 片脚・開眼: 下肢筋力低下を模擬

条件1と条件3では、目線を目の高さに保つように約3[m]前方に目印を設置した。全条件で股関節に角度変化が起こらないように固定した。

3.2 解析方法

記録したマーカーの3次元座標データから、矢状面内での身体角度変化を求め、さらに角度データを数値微分して、角速度と角加速度を求めた。これらの身体運動データと(12)式から、(4)~(11)式の固定トレースアルゴリズムを使用して制御パラメータの時間変化を推定した。行列ゲイン対角値



Fig. 4 Tiltable step used in condition 3

γ は試行錯誤的に決定した。さらに、推定した制御パラメータを(16)式に代入して極配置の時間変化を求めた。

実施した3つの条件間で制御則の違いを調査するため、制御パラメータの時間変化と極配置の時間変化で、条件間に差があると予想した値について、母集団分布が正規性を有すると仮定して、Tukey-Kramer法⁸⁾を使用して多重比較検定を行った。有意水準は5%とした。なお、多重比較検定にはMATLABのStatistics Toolboxを使用した。

4. 結果・考察

4.1 姿勢制御パラメータ推定結果と考察

Fig.5は、被験者1名の条件1, 2, 3で行った実験データによって得られた θ , K_P , K_D , θ_d の平均波形である。被験者は、時刻約3.5[s]に傾斜を開始し、時刻5[s]で最大傾斜角に達し、その後直立姿勢に戻っている。 K_P は傾斜運動を加速する区間で減少し、最大傾斜直前の減速する区間で増加している。後方への加速区間では K_P は若干減少し、直立静止姿勢に戻るときに上昇し、運動後は運動前の値よりも高い値を示している。一方 K_D は前方への傾斜時に減少して負の値となり、最大傾斜後はほぼ0付近の値をとり、運動後は運動前の値よりも増

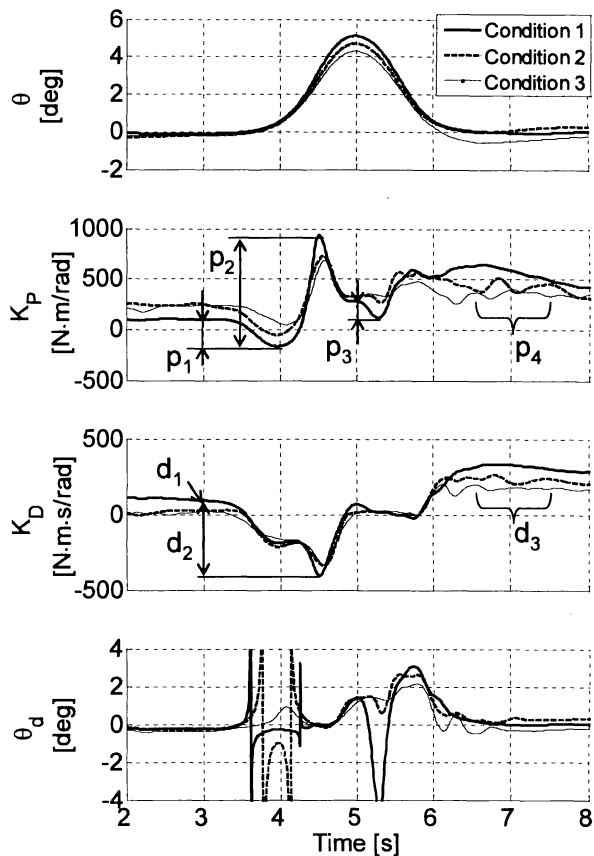


Fig. 5 Examples of temporal parameters in three experimental conditions. θ was differentiated after approximation by cubic curve using 49 data points. $\gamma = 500$.

加している。 θ_d は、前方への運動時に発散し、約4.5[s]で収束した後、最大傾斜付近で増加し、最大傾斜角直後に減少した後、後方運動の減速時には θ よりも大きい値となっている。

足部の構造上、被験者は前方への足関節トルクを自発的に発生することが困難であり、前方運動時は身体に作用する重力を積極的に利用して身体角度を加速していると考えられる。そのため前方運動時の負の K_P と K_D は、運動が不安定になるような値であると考えられる。 θ_d は、 K_P が0近傍の値となった場合に発散する。最大傾斜角後に直立静止で停止するときは、 θ_d は θ よりも大きくなり、かつ足関節の粘性を表す K_D の値が増加しているため、なめらかに直立静止するような制御であると考えられる。運動後、運動前よりも K_P と K_D の

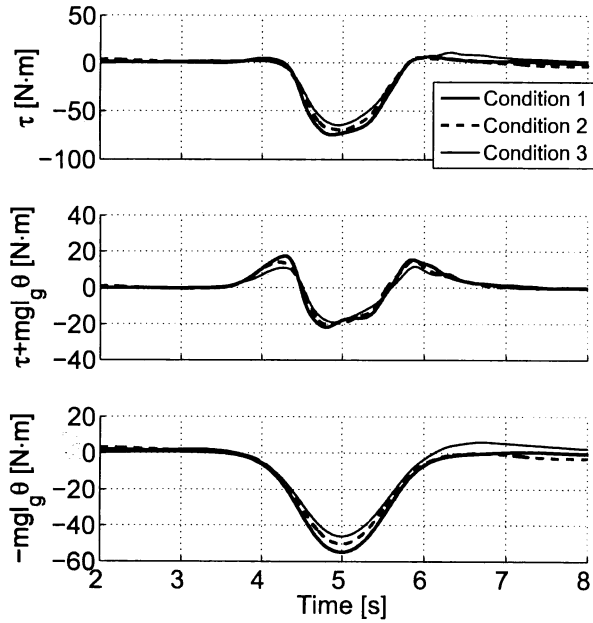


Fig. 6 Example of each torques in three experimental conditions

値は高く、直立静止を維持するために足関節を固める制御が表れていると考えられる。

Fig.6は上から、(2)式で与えられる全足関節トルク τ 、PD制御による足関節トルク $\tau + mgl_g\theta$ 、傾斜状態を保持するための重力に対抗する足関節トルク $-mgl_g\theta$ の各条件の平均波形であり、正は前方に発生する足関節トルク、負は後方のトルクである。 τ の波形は、身体角度が増すにつれて後方の足関節トルクが発生していることを示している。 $\tau + mgl_g\theta$ は重力によるトルク以外の、身体角度を変化させる足関節トルクであり、 $-mgl_g\theta$ は重力に対して立位を保持するために必要なトルクである。 $\tau + mgl_g\theta$ の波形から、前方運動の加速時には前方の足関節トルクを発生し、その後、強く後方のトルクを発生して最大傾斜角で停止している。そして最大傾斜後、後方運動の加速時では発生する後方の足関節トルクはわずかに減少しており、後方運動の減速時は直立静止するために前方のトルクを発生している。

Fig.7は、(16)式より得られた極配置の時間変化の被験者1名での各条件の平均である。○が運動

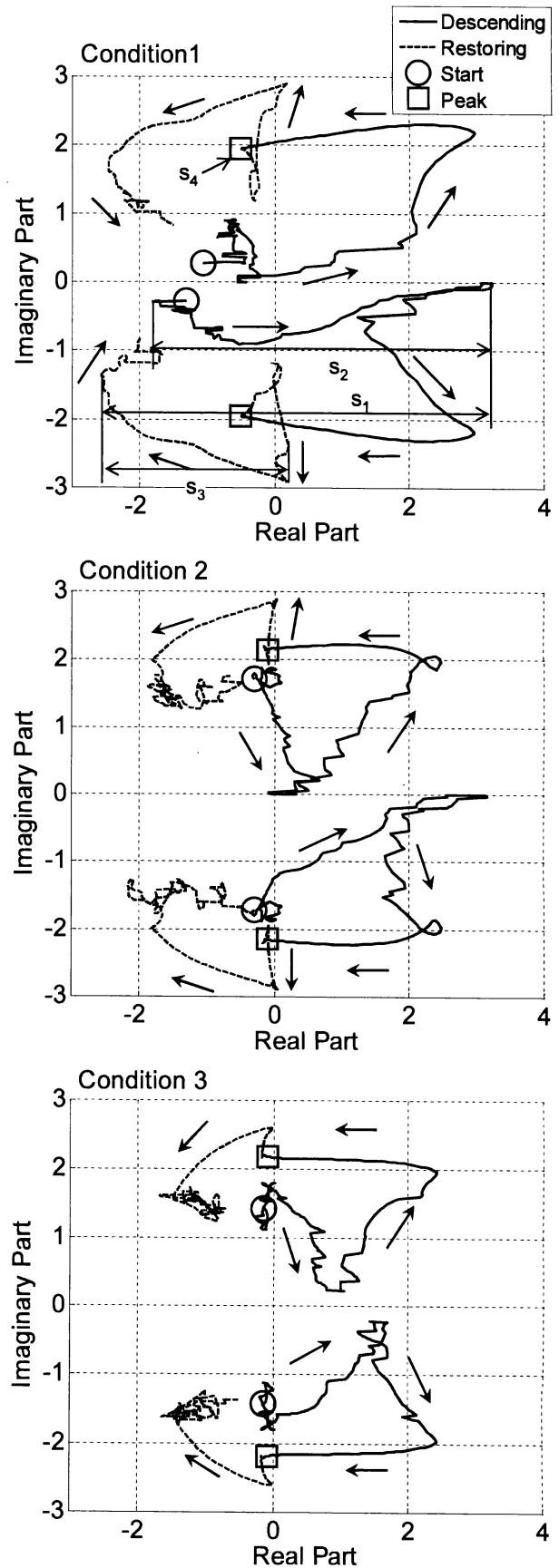


Fig. 7 Examples of pole assignment of the control system in three experimental conditions

開始前の直立静止時の極配置であり、□が最大傾斜時である。運動開始後、虚軸の左側にあった極実部は右側へ推移し、最大傾斜角で虚軸付近の値となり、直立静止姿勢に戻るときに左側へ推移している。一方極の虚部の値は、運動開始後に実軸へ近づいた後、徐々に実軸から離れ、最大傾斜角後にさらに実軸から離れた後、直立静止姿勢に戻るときは再び実軸に近づいている。

前方運動時に実部は虚軸の右側へ推移することから、制御工学的観点から系は不安定である。これは被験者が前方運動を積極的に重力を利用して加速しており、姿勢制御を行わないためであると考えることができる。そして最大傾斜から直立へ回復するときには、実部は主に虚軸の左側を推移しており、直立姿勢へ戻る制御によって運動が安定化され、系が安定となるものと考えることができる。また虚部の正負で極配置の形が異なることについては調査中である。

4.2 特徴点の多重比較検定結果と考察

Fig.5中とFig.7中に示すように、複数被験者の各条件間に差があると予想した値を以下のように定義する。

- p_1 : 運動前静止時(時刻3[s])からの K_P の減少幅
- p_2 : 前方運動時の K_P の変化幅
- p_3 : 最大傾斜後(時刻5~6[s])の K_P の変化幅
- p_4 : 運動後静止時(時刻6.5~7.5[s])の K_P の平均値
- d_1 : 運動前静止時(時刻3[s])の K_D の値
- d_2 : 前方運動時の K_D の変化幅
- d_3 : 運動後静止時(時刻6.5~7.5[s])の K_D の平均値
- s_1 : 運動全体の極実部の変化幅
- s_2 : 前方運動時の極実部の変化幅
- s_3 : 後方運動時の極実部の変化幅
- s_4 : 最大傾斜時の極実部の値

上記の特徴点の値について、多重比較検定を行った結果をTable.1に示す。検定の結果、

Table 1 Results of multiple comparison of candidates for quantitative evaluation of standing stability between standing condition and control parameters. (Tukey-Kramer, $p < 0.05$, NS: Not Significant)

		Subject number			
		A	B	C	D
K_P	p_1	NS	NS	NS	NS
	p_2	$1 > 3$	$1 > 3$	$1 > 2$ $1 > 3$	$1 > 3$
	p_3	$1 > 3$	NS	NS	$1 > 3$
	p_4	NS	NS	NS	NS
K_D	d_1	NS	NS	$1 > 2$ $1 > 3$	$1 > 2$
	d_2	$1 > 2$ $1 > 3$	$1 > 3$	$1 > 2$ $1 > 3$	NS
	d_3	$1 > 2$ $1 > 3$	NS	$1 > 2$ $1 > 3$	NS
Pole	s_1	NS	$1 > 3$	$1 > 3$ $2 > 3$	NS
	s_2	NS	NS	$1 > 2$ $1 > 3$ $2 > 3$	NS
	s_3	NS	NS	NS	NS
	s_4	NS	$1 < 3$	$1 < 2$ $1 < 3$	NS

- ・ p_2 の条件1-3間
- ・ p_3 の条件1-3間
- ・ d_1 の条件1-2間
- ・ d_2 の条件1-2間および条件1-3間
- ・ d_3 の条件1-2間および条件1-3間
- ・ s_1 の条件1-3間
- ・ s_4 の条件1-3間

について、被験者4名中2名以上で有意差が認められた。

有意差が認められた特徴点と安定性との関係について考察する。視力が低下する課題を実施した条件2において、 K_D での d_1 、 d_3 の値が条件1よりも有意に減少しており、視覚情報の欠如により直立静止状態で身体角速度を抑制するための足関節ト

ルクが低下することを示している。これは前額面内PIDモデルを使用したKimuraら⁹⁾によって報告された、閉眼静止立位で微分ゲイン K_D が低下する傾向を支持する結果となった。また、下肢筋力が低下する課題を実施した条件3においても、 K_D の d_3 が有意に低下しており、下肢筋力の低下によって、直立姿勢を保つための素早い制御が困難になることが反映されている可能性がある。同じく条件3において、 K_P の p_2 の値が条件1よりも有意に減少しており、筋力の低下によって姿勢制御のための足関節トルクの変化幅が低下することを示している。これは、筋力低下の課題を実施した場合に、前方運動を加速する区間では安定性を失い過ぎないように健常時よりも消極的な姿勢制御を行い、また前方運動を減速する区間では足関節トルクを強く発生できないことを反映している。条件3において、 K_P の p_3 が条件1よりも有意に減少しているが、この解釈については不明である。条件3において、極実部の s_1 の有意な減少は、系の収束・発散の変化幅の減少を示している。これは、身体を安定化・不安定化する能力の低下を示していると考えることができ、被験者が能力の低下を予測して安定性を失いすぎないように、消極的な制御を行ったことを反映していると考えられる。条件3において、極実部の s_4 の有意な増加すなわち極が右側に推移したことは、一連の傾斜運動の中で最もトルクを発生している姿勢で、筋力の低下により系の安定性が失われたことを示している。

以上の結果から、制御パラメータの時間変化と極配置の時間変化が、立位安定性の定量評価に利用できる可能性が示唆された。

5. 結言

本報告では、人の立位姿勢制御が、時変パラメータによって決定される足関節トルクによって実現されると仮定し、傾斜動作時の足関節制御パラメータと制御系の極の時間変化を求めた。安定性の変化を模擬した実験を行った結果、 K_P と極実部の時間変化が筋力の影響を反映し、 K_D の値が視覚の影響を反映したことから、これらの指標が立位姿勢制御能力の定量的評価に有効である可能性が示唆された。今後は、被験者を増やして傾向を確認し、健常高齢者を対象とした実験を行い、理学療法での立位姿勢制御能力評価の実用化を試みる。

謝辞 本研究実施のため、実験装置の利用にご協力いただきました、福島大学 高橋隆行教授に深く感謝します。

参考文献

- 1) 佐川貢一, 藤澤和大, 石田水里: 立位安定性と足関節トルク制御則との関係, 日本機械学会2007年度年次大会公演論文集, 7-1, 45-46 (2007)
- 2) 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, 75-752, 1047-1055 (2009)
- 3) 谷口悟史, 野村泰伸: バランス課題の運動学習過程で獲得される低フィードバックゲインによる予測的立位安定化戦略, 電子情報通信学会技術研究報告. NC, ニューロコンピューティング, 105-659, 37-42 (2006)
- 4) 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, 11, 23-33 (1992)
- 5) 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, 17-4, 241-249 (1993)
- 6) 足立修一: 制御のためのシステム同定, 東京電機大学出版局 (2002)
- 7) 新中新二: 適応アルゴリズム - 離散と連続 真髄へのアプローチ -, 産業図書 (1990)
- 8) 対馬栄輝: SPSSで学ぶ医療系データ解析, 東京図書, (2007)
- 9) Kimura Hidenori, Yifa Jiang: A PID Model of human Balance Keeping, IEEE Control System Magazine, 26-6, 18-23 (2006)