

# 外力に対する立位姿勢制御時の頭部運動に関する検討

## An examination of head movement during postural control in response to an external force while standing

藤澤和大\*, 石田水里\*\*, 佐川貢一\*

Kazuhiro FUJISAWA\*, Mizuri ISHIDA\*\*, Koichi SAGAWA\*

\*弘前大学, \*\*鳴海病院

\*Hirosaki University, \*\*Narumi Hospital

キーワード: 立位(standing position), 安定性(stability), パラメータ推定(parameter estimation), 運動方程式(equation of motion), 外力(external force)

連絡先: 〒036-8560 青森県弘前市文京町1番地 弘前大学 理工学研究科  
藤澤和大, Tel.:0172-39-3691, E-mail:h05gs522@stu.hirosaki-u.ac.jp

### 1. 緒言

理学療法の臨床場面で行われる姿勢制御の評価に、立位となっている患者に対して検者が徒手によって肩や腰などの身体部分を押す検査法がある。この方法は特殊な器具を使用することなく簡便に施行できるが、評価の解釈が主観的な判断となりやすく、定量的に姿勢制御能力を評価する指標が確立していない。人の立位姿勢制御能力を力学的な観点から定量的に解釈するために、関節運動を剛体リンクと仮定してモデル化し、粘弾性係数を推定して姿勢制御能力を評価することを考える。モデル化にあたって、矢状面方向での立位姿勢制御に特に重要なのは股関節、足関節による制御と言われており、これまでは股関節(体幹~頭部)と足関節の2つの関節を持つ倒立二重振り子モデルとしていた[1]。

そこで本報告ではこれまでの倒立二重振り子モデルの他に頭部と体幹を別リンクに分け、頭部と

股関節、足関節の3つの関節を持つ倒立三重振り子モデルを作成し、モデルの運動方程式を基に立位となった人に外力を与えたときの各関節の粘弾性係数を求める。そして、2つのモデルを比較することにより、頭部の影響について検討する。

### 2. 原理

人体をモデル化するために剛体リンクモデルを構築する。モデルは股関節と足関節2つの関節を持つもの(2リンク)と、頭部と股関節、足関節の3つの関節を持つもの(3リンク)の2種類の二次元倒立振り子構造とした。各関節の支点部分には関節角度に比例したトルクを発生するバネと関節角速度に比例したトルクを発生する粘性減衰性ダンパを持ち、与えられた外力に対して姿勢を倒立状態に保持するように作用する(Fig.1, Fig.2)。2リンクモデルの運動方程式は以下のようになる。

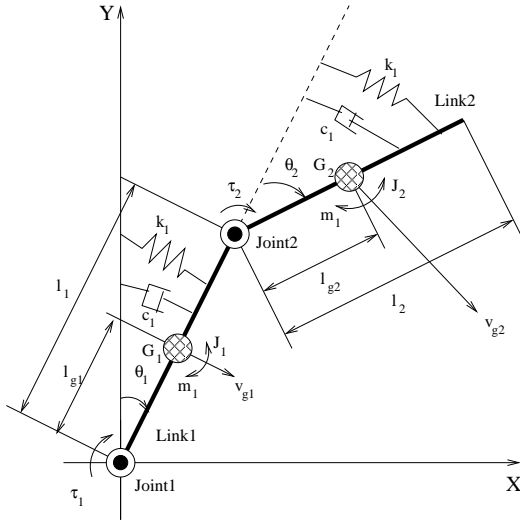


Fig. 1 倒立二重振り子モデル.  $\theta_i$ : 関節*i*の角度,  $m_i$ : リンク*i*の質量,  $l_i$ : リンク*i*の長さ,  $l_{gi}$ : 関節*i*から質量中心*G<sub>i</sub>*までの長さ,  $J_i$ : 関節*i*の慣性モーメント,  $k_i$ : バネ定数,  $c_i$ : 粘性減衰係数 ( $i = 1, 2$ )

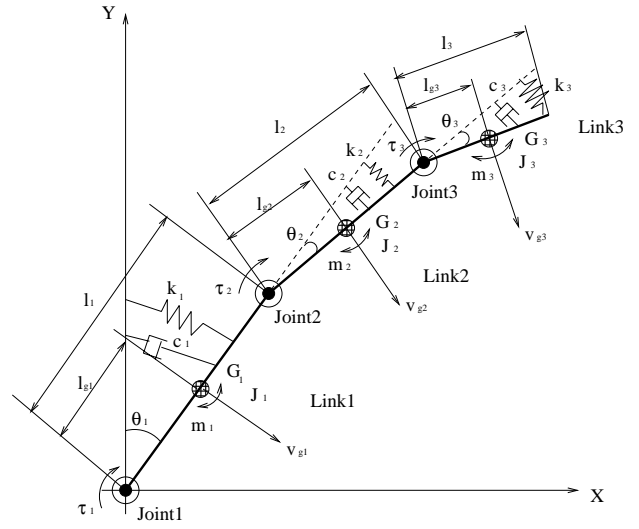


Fig. 2 倒立三重振り子モデル.  $\theta_i$ : 関節*i*の角度,  $m_i$ : リンク*i*の質量,  $l_i$ : リンク*i*の長さ,  $l_{gi}$ : 関節*i*から質量中心*G<sub>i</sub>*までの長さ,  $J_i$ : 関節*i*の慣性モーメント,  $k_i$ : バネ定数,  $c_i$ : 粘性減衰係数 ( $i = 1, 2, 3$ )

$$\begin{aligned} \tau_1 = & [m_1 l_{g1}^2 + J_1 + m_2(l_1^2 + 2l_1 l_{g2} \cos \theta_2 \\ & + l_{g2}^2) + J_2] \ddot{\theta}_1 + [m_2(l_1 l_{g2} \cos \theta_2 \\ & + l_{g2}^2) + J_2] \ddot{\theta}_2 - m_2 l_1 l_{g2} (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ & + \dot{\theta}_2^2) \sin \theta_2 - m_1 \hat{g} l_{g1} \sin \theta_1 \\ & - m_2 \hat{g} [l_1 \sin \theta_1 + l_{g2} \sin(\theta_1 + \theta_2)] \\ & + k_1 \theta_1 + c_1 \dot{\theta}_1 \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \tau_2 = & [m_2(l_1 l_{g2} \cos \theta_2 + l_{g2}^2 + J_2)] \ddot{\theta}_1 \\ & + (m_2 l_{g2}^2 + J_2) \ddot{\theta}_2 \\ & + m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 \\ & - m_2 \hat{g} l_{g2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ & + k_2 \theta_2 + c_2 \dot{\theta}_2 \end{aligned} \quad (2)$$

また, 3リンクモデルの運動方程式は以下のようになる.

$$\begin{aligned} \tau_1 = & [m_1 l_{g1}^2 + J_1 + m_2 \{l_1^2 + l_{g2}^2 + 2l_1 l_{g2} \cos \theta_2\} \\ & + J_2 + m_3 \{l_1^2 + l_2^2 + l_{g3}^2 + 2l_1 l_2 \cos \theta_2 \\ & + 2l_1 l_{g3} \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2l_2 l_{g3} \cos \theta_3\} \\ & + J_3] \ddot{\theta}_1 + [m_2 \{l_{g2}^2 + l_1 l_{g2} \cos \theta_2\} \\ & + J_2 + m_3 \{l_2^2 + l_{g3}^2 + l_1 l_2 \cos \theta_2 \\ & + l_1 l_{g3} \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2l_2 l_{g3} \cos \theta_3\} + J_3] \ddot{\theta}_2 \\ & + [m_3 \{l_{g3}^2 + l_1 l_{g3} \cos(\theta_2 + \theta_3) + l_2 l_{g3} \cos \theta_3\} \\ & + J_3] \ddot{\theta}_3 - \{m_2 l_1 l_{g2} (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) \\ & + m_3 l_1 l_2 (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2)\} \sin \theta_2 \\ & - m_3 l_1 l_{g3} (\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ & + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + 2\dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3) \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ & - m_3 l_2 l_{g3} (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + 2\dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_3^2) \sin \theta_3 \\ & - m_1 \hat{g} l_{g1} \sin \theta_1 - m_2 \hat{g} \{l_1 \sin \theta_1 \\ & + l_{g2} \sin(\theta_1 + \theta_2)\} - m_3 \hat{g} \{l_1 \sin \theta_1 \\ & + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_{g3} \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)\} \\ & + k_1 \theta_1 + c_1 \dot{\theta}_1 \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned}
\tau_2 = & [m_2\{l_{g2}^2 + l_1l_{g2} \cos \theta_2\} + J_2 + m_3\{l_2^2 \\
& + l_{g3}^2 + l_1l_2 \cos \theta_2 + l_1l_{g3} \cos(\theta_2 + \theta_3) \\
& + 2l_2l_{g3} \cos \theta_3\} + J_3]\ddot{\theta}_1 + [m_2l_{g2}^2 + J_2 \\
& + m_3\{l_2^2 + l_{g3}^2 + 2l_2l_{g3} \cos \theta_3\} + J_3]\ddot{\theta}_2 \\
& + [m_3\{l_{g3}^2 + l_2l_{g3} \cos \theta_3\} + J_3]\ddot{\theta}_3 \\
& - \{m_2l_1l_{g2}\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + m_3l_1l_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2\} \sin \theta_2 \\
& - m_3l_1l_{g3}(\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_3) \sin(\theta_2 + \theta_3) \\
& - m_3l_2l_{g3}(2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + 2\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_3^2) \sin \theta_3 \\
& + m_2l_1l_{g2}(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2) \sin \theta_2 \\
& + m_3l_1l_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2) \sin \theta_2 \\
& + m_3l_1l_{g3}(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_3) \sin(\theta_2 + \theta_3) \\
& - m_2\hat{g}l_{g2} \sin(\theta_1 + \theta_2) - m_3\hat{g}\{l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\
& + l_{g3} \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)\} + k_2\theta_2 + c_2\dot{\theta}_2 \quad (4)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\tau_3 = & [m_3\{l_{g3}^2 + l_1l_{g3} \cos(\theta_2 + \theta_3) + l_2l_{g3} \cos \theta_3\} \\
& + J_3]\ddot{\theta}_1 + [m_3\{l_{g3}^2 + l_2l_{g3} \cos \theta_3\} + J_3]\ddot{\theta}_2 \\
& + [m_3l_{g3}^2 + J_3]\ddot{\theta}_3 - m_3l_1l_{g3}(\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \\
& + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_3) \sin(\theta_2 + \theta_3) - m_3l_2l_{g3}(\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 \\
& + \dot{\theta}_2\dot{\theta}_3) \sin \theta_3 + m_3l_1l_{g3}(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \\
& + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_3) \sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_2l_{g3}(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2^2 \\
& + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2\dot{\theta}_3) \sin \theta_3 \\
& - m_3\hat{g}l_{g3} \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\
& + k_3\theta_3 + c_3\dot{\theta}_3 \quad (5)
\end{aligned}$$

粘弾性係数は以下のようにして求める．実際に人に外力を与える実験を行って関節角度を求め，さらに数値微分によって角速度および角加速度を求める．そしてこれらの値を運動方程式に適用し，さらに被検者の身体特性に応じたリンクパラメータを求めて代入し，2リンクと3リンクの2種類のモデルについて粘弾性係数（バネ定数，粘性減衰係数）を最小二乗法によって求める．

次にリンクパラメータおよび推定した粘弾性係

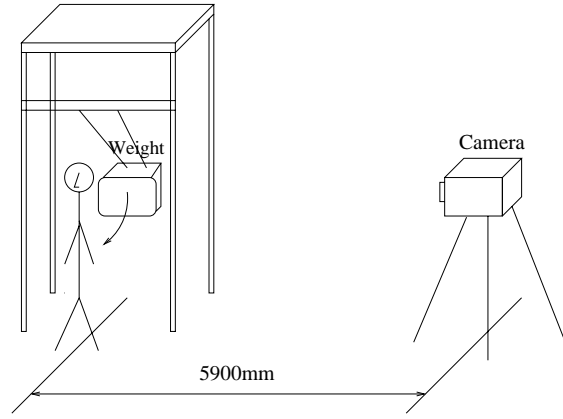


Fig. 3 実験装置

数を倒立二重振り子と倒立三重振り子モデルの運動方程式に代入して，外力作用時の立位姿勢の関節運動シミュレーションを行う．シミュレーションにはRunge-Kutta法を使用して常微分方程式の数値解を求めた．モデルは初期条件 $t = 0$ において，初期関節角度 $\theta(0) = [0, 0, 0]^T$ ，関節角速度 $\dot{\theta} = [0, 0, 0]^T$ とする静止立位姿勢を保持している状態で，外力 $\tau$ を与えられることによって姿勢変化を生じさせる．そして2リンクモデルと3リンクモデルの応答から頭部運動の影響を考察する．

### 3. 実験方法

実際の人に対して外力を与える実験を行う．対象は健常成人1名（年齢22歳）である．被検者には立位をとってもらい，頭頂部，下顎，肩峰，大転子，外果に反射マーカを貼り付けた．外力は被検者の背後から重り（5 [kg]）を衝突させることで加える．被検者の腰部（左右腸骨稜の間）に対して，検者が予告せずに任意のタイミングで重りを衝突させ，被検者には外力を与られてもできるだけ姿勢を保持してもらった．外力を与えたときの矢状面方向の運動をハイスピードカメラ（ナックイメージテクノロジー HOTSHOT1280）で撮影し，画像から各マーカの二次元位置を1秒500コマで記録した．Fig.3に実験装置の概略を示す．

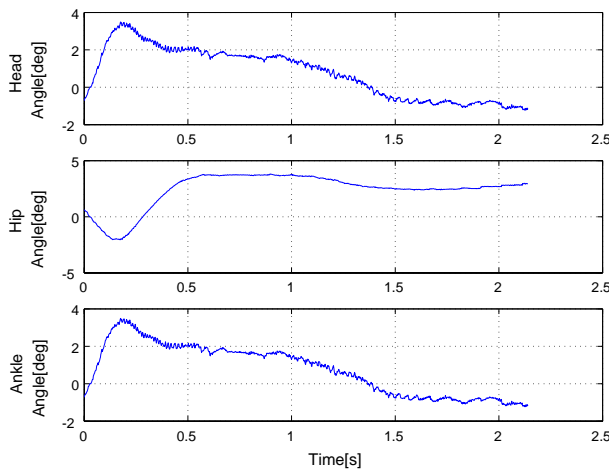


Fig. 4 実測関節角度

次に記録したマーカの二次元位置から頭部角度，股関節角度，足関節角度を求める．ここで，頭部角度は頭頂部と下顎，股関節角度は肩峰と大転子，足関節角度は大転子と外果の位置データを基準にして重りの衝突直後から約3秒後までのデータを求めた．

#### 4. 実験結果

Fig.4は，マーカの二次元位置より求めた関節角度である．時刻0が外力作用の瞬間である．頭部角度は外力作用後から0.2秒付近まで前に倒れ，その後0.5～1秒間ではあまり角度が変化せず，1秒を過ぎてから元に戻っている．股関節角度は外力作用後から0.2秒付近まで後ろに反り，0.5秒まで前に倒れ，1秒過ぎからわずかに直立姿勢に戻っている．足関節角度は外力作用後から0.2秒まで前に倒れ，その後徐々に後ろに戻っている．

次に得られた実験結果を利用して粘弾性係数を求めて2リンクおよび3リンクの運動方程式に適用し，外力を加えた時の応答をシミュレーションによって求める．Table.1, Table.2は2リンクおよび3リンクモデルに代入する人体のリンクパラメータである(2)．Fig.5, Fig.6はFig.4の全てのデータから求めたパラメータを利用した場合の関節角

度の推定結果である．2リンクと3リンクのどちらについても発散していた．この原因は，人間は立位保持のため数種類の制御則を利用しているためであると考えられる．そこでパラメータを推定する際に用いるデータの範囲をいくつかの条件について分割し，シミュレーションを行った．Fig.7, Fig.8は，Fig.4の実験結果の0～0.2秒までの範囲と，それ以降の2つに分けてパラメータを求めた場合のシミュレーション結果である．2リンクの場合は0.2秒付近までは測定データと近い波形だが，その後発散する結果となった．一方3リンクの場合は，比較的測定データに近い波形が得られた．

ここでFig.4に注目すると，0～0.2秒までは人間の外部刺激に対する応答の遅れによる角度変化となっていると考えられる．また股関節については0.2～0.5秒は前屈みの体勢に移行，その後0.5～1.0秒まではほぼ静止した状態となり，1.0秒以降は徐々にもとに戻るという変化が見られる．そこで，データ範囲を0～0.2秒，0.2～0.5秒，それ以降は0.5秒ごとに区切りパラメータを推定し，シミュレーションを行った．結果をFig.9, Fig.10に示す．2リンクの場合，足関節角度が大きく前方に傾くという結果となった．一方3リンクの場合，頭部および足関節角度は実測値と近い値となったが，腰部角度については後方に傾くという結果となった．この原因を考える．Fig.11, Fig.12には，Fig.9, Fig.10のシミュレーションを行う際使用した粘弾性係数の変化を示したものである．特にFig.11より腰のバネ定数 $k_2$ は区間0.5～1秒以降首のバネ定数 $k_3$ よりも小さな値となっている．しかし，腰よりも首の方が強いとは考えにくい．この原因として，外力作用前の姿勢と，外力作用後最終的に静止した姿勢が異なっていることが考えられる．姿勢が異っても立位姿勢が保たれるのは，モデルの構成が変化したためであると考えられる．この問題を解決するためには，粘弾性係数の与え方を見直す必要があると考えられる．

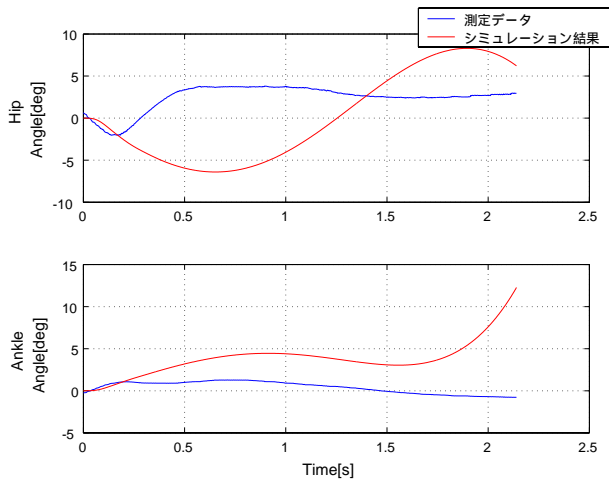


Fig. 5 シミュレーション結果 ( 2リンク )(使用データ範囲 : 全部)

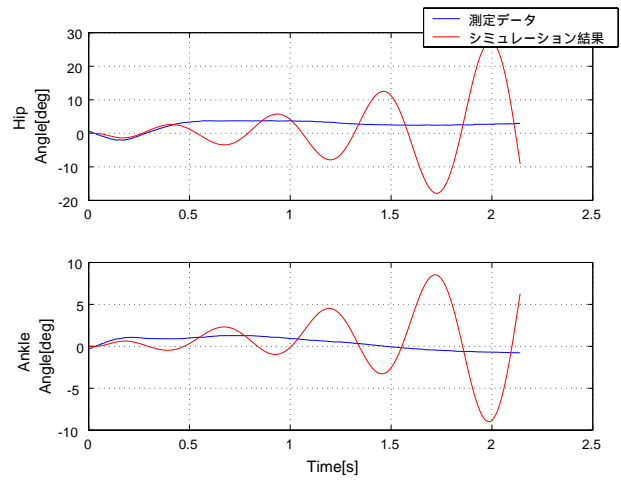


Fig. 7 シミュレーション結果 ( 2リンク )(使用データ範囲 : 0~0.2 , 0.2~最後)

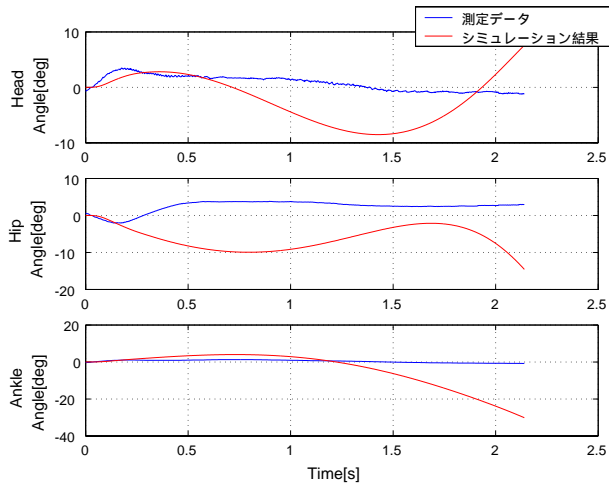


Fig. 6 シミュレーション結果 ( 3リンク )(使用データ範囲 : 全部)

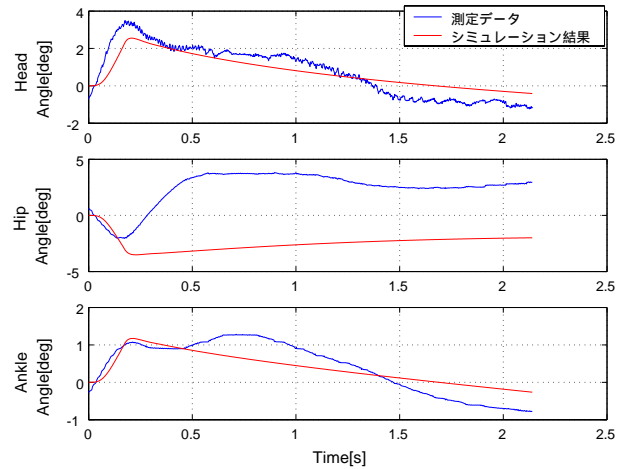


Fig. 8 シミュレーション結果 ( 3リンク )(使用データ範囲 : 0~0.2 , 0.2~最後)

## 5. 結言

本報告では立位となったひとに外力を加えたときの各関節の粘弾性係数を倒立二重振り子モデル

と倒立三重振り子モデルについて求めた。また、パラメータを推定する際に、用いるデータ範囲をいくつかの条件について分割してシミュレーションを行った。これにより、パラメータを推定する

Table 1 リンクパラメータ ( 2リンク )

変数[単位]	リンク 1	リンク 2
$m_i [kg]$	19.642	40.016
$l_i [m]$	0.78	0.89
$l_{gi} [m]$	0.4844	3759
$J_i [kgm^2]$	6.7207	11.9981

Table 2 リンクパラメータ ( 3リンク )

変数[単位]	リンク 1	リンク 2	リンク 3
$m_i [kg]$	19.642	35.807	4.209
$l_i [m]$	0.78	0.63	0.26
$l_{gi} [m]$	0.4844	0.321	0.2135
$J_i [kgm^2]$	6.7207	8.018	1.575

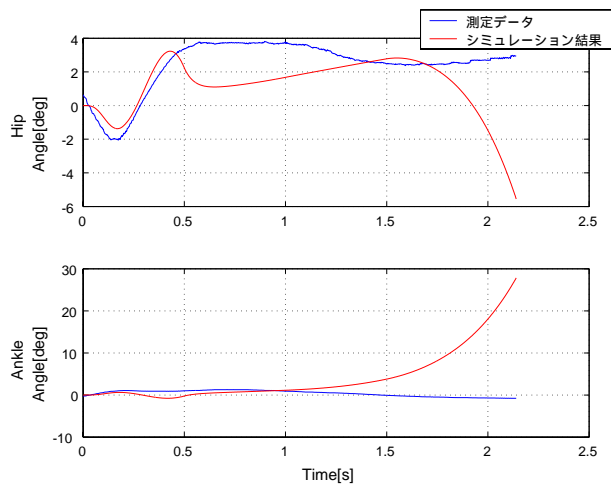


Fig. 9 シミュレーション結果 ( 2リンク )(使用データ範囲: 0~0.2, 0.2~0.5, 0.5~1.0, 1.0~1.5, 1.5~最後)

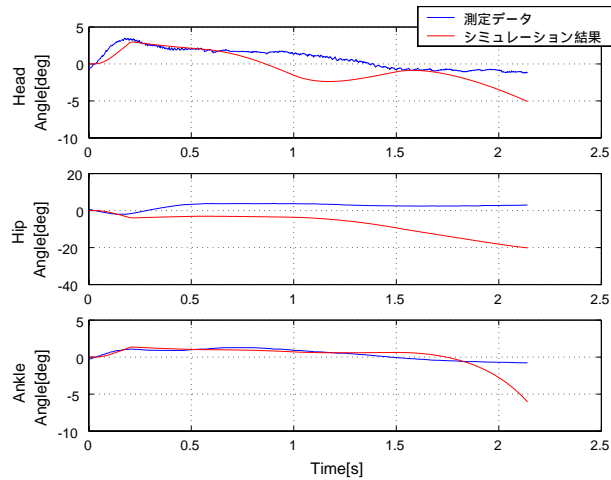


Fig. 10 シミュレーション結果 ( 3リンク )(使用データ範囲: 0~0.2, 0.2~0.5, 0.5~1.0, 1.0~1.5, 1.5~最後)

際には頭部と体幹を別リンクに分けたモデルのほうがより実際の関節運動に近い結果が得られることが確認できた。さらに、パラメータを推定するデータ範囲を分割したほうが結果がよくなったことから、人間の立位制御は時間によって変化している可能性があることが確認された。

今後の課題は立位保持のためのパラメータの推移について検討する予定である。

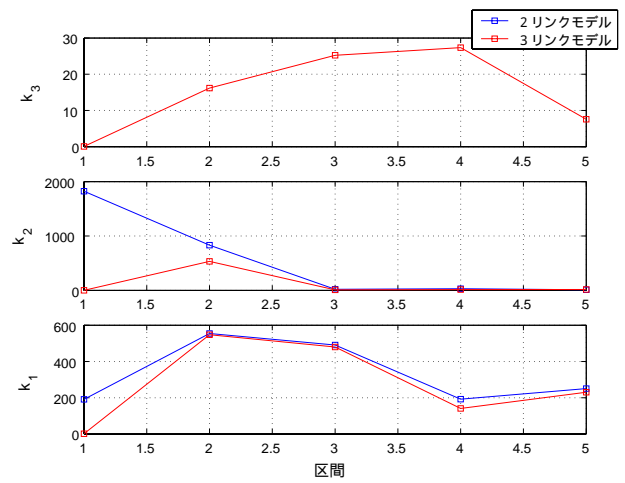


Fig. 11 バネ定数の推移 ( 区間: 1 : 0~0.2[s], 2 : 0.2~0.5[s], 3 : 0.5~1.0[s], 4 : 1.0~1.5[s], 5 : 1.5~2.0[s] )

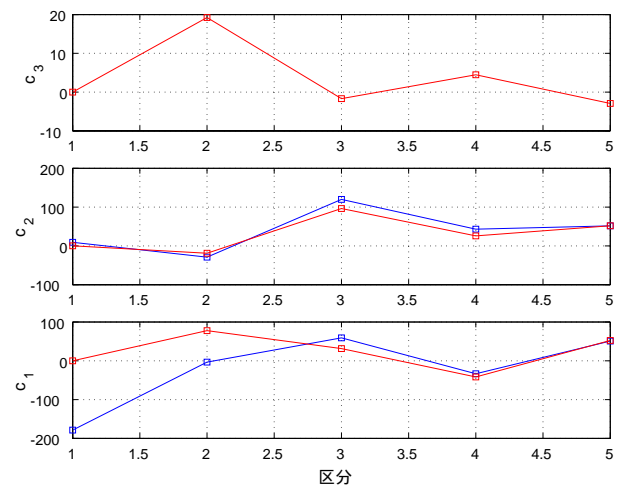


Fig. 12 粘性減衰係数の推移 ( 区間: 1 : 0~0.2[s], 2 : 0.2~0.5[s], 3 : 0.5~1.0[s], 4 : 1.0~1.5[s], 5 : 1.5~2.0[s] )

## 参考文献

- 1) 石田水里他, 外力に対する人の立位姿勢制御能力の推定に関する検討日本機械学会2005年度年次大会講演論文集(5), pp.289-290, 2005
- 2) 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, 17(4), 241-249, 1993