力学モデルを用いた 3 次元モデルマッチング手法による
宙返り運動の復元*菊池 秀悦^{*1}, 斎藤 英雄^{*2}, 中澤 和夫^{*3}Reconstruction of Somersaults Using Dynamical Model
Based on Three Dimensional Model Matching MethodShuetsu KIKUCHI^{*4}, Hideo SAITO and Kazuo NAKAZAWA^{**} Graduate School of Science and Technology, Keio University,
3-14-1 Hiyoshi, Kohoku-ku, Yokohama-shi, Kanagawa, 223-8522 Japan

This study presents details of the project that would estimate joint angles of human from captured images by using model matching method. While human subjects perform on a trampoline, the researcher converts the movement into information with a human inertia model. Performance is photographed by four high speed cameras. The posture of human subjects was determined by using model matching method. However, three dimensional model matching method has some weak points such that search range becomes huge. Accordingly, by solving an equation of free-flying system, the joint value of the following body movement is presumed using that of the present body movement. Finally, one forward somersault with half twist at layout position was reconstructed.

Key Words: Measurement, Image Processing, Bio-Motion, Model Matching, Silhouette Image, Somersaults

1. 緒 言

空中で回転や捻りを行うような 3 次元運動は角運動量保存の運動学的拘束を受ける非線形システムである。浮遊系の運動として、人体宙返り運動を対象にした人体運動解析の研究や、宇宙ロボットやスポーツロボットの非線形制御の研究など、幅広い分野において様々な報告がされている。人体運動の計測と解析に着目すると、過去多くの研究が行われている。宙返り運動では Blajer らがトランポリン器具を用いた宙返り運動を計測し、抽出された関節角データより力学シミュレーションを行っている⁽¹⁾。しかし、運動は 2 次元平面に限定されており、捻りを伴うような 3 次元運動の推定には到っていない。したがってトランポリン器具を用いた宙返り捻り運動を考えると 3 次元運動の復元は重要である。剛体の 3 次元運動を推定する手法とし

て複数の標点を用いた光学式モーションキャプチャが主流である。しかし複数台のカメラを設置した専用の計測スタジオを必要とするなど汎用性に乏しい。また、トランポリン器具を用いた宙返り演技は運動が広範囲であるため、スタジオ内での計測は困難である。さらにそのような激しい運動を行う際の被験者に対する負担を考えると、標点の着用は好ましくない。標点を用いない方法として輝度情報と力学情報を用いる手法⁽²⁾や CG モデルを用いる手法⁽³⁾などがある。そこで我々は 3 次元モデルマッチング手法を用いて宙返り運動の復元を行った⁽⁴⁾。モデルマッチング手法とはあらかじめ生成された仮想的な人体 CG モデルと実画像のシルエット領域をマッチングすることにより姿勢を推定する手法である⁽⁵⁾。利点としてカメラ台数が 1 台でも姿勢推定が可能であること、標点が必要であるため被験者に対する負担がないことなどが挙げられる。その反面、静止画像 1 枚の推定処理に時間がかかることや、探索角度を小さくすると探索時間が指数的に増大することなど、動画像に適用するには致命的な欠点が存在する。したがって本論文では新たに運動推定を

* 原稿受付 2006 年 9 月 12 日。

^{*1} 正員, 慶應義塾大学大学院理工学研究科 (〒223-8522 横浜
市港北区日吉 3-14-1)。^{*2} 慶應義塾大学理工学部。^{*3} 正員, 慶應義塾大学理工学部。

E-mail: kikuchi@k-mail.sd.keio.ac.jp

行い、従来のモデルマッチング手法の問題点を改善し、動画データへの適用を行う。

本論文の目的はモデルマッチング手法に独自の運動推定法を適用し、人体浮遊時の運動を復元することである。モデルマッチング手法の有する探索量が膨大になるという欠点を、力学を考慮した運動推定を行うことにより解消する。本論文では実際に計測を行った運動に対して提案手法を適用し、復元した運動の関節データを示し、最後に提案手法の有効性を考察する。

2. 計測環境と画像データ

2・1 計測環境 計測対象はトランポリン器具を用いた宙返り運動であり、被験者は競技暦13年の女子選手である。被験者は地上から約6m付近で宙返り運動を行う。撮影環境を図1に示す。High-Speed-Camera 4台を200fpsに設定し、同期信号発生器を経由してPCに接続した。4方向からトランポリン器具の中心にカメラが向くように設置して撮影を行った。

2・2 計測画像と画像処理法 計測で得られた画像は256階調のグレースケール画像であり、解像度

Fig. 1 A plan view of the camera locations

Fig. 2 Sample of the image applied background subtraction method

は480×640pixelである。モデルマッチング手法⁹⁾では人体のシルエット領域が必要であるため2値化処理を施す必要がある。今回は簡単のため背景差分法⁹⁾を適用した。背景画像はメジアンを用いた推定法⁹⁾により作成し、差分時の閾値は任意の値を用いた。図2に計測画像と2値化画像を示す。(a)は実際の画像であり、(b)は閾値 λ を8に設定した2値化画像である。ノイズと背景画像への溶け込みは手動で補正した。

2・3 カメラキャリブレーション モデルマッチング手法で用いるCGモデルはOpenGLで描画しているため、通常のカメラキャリブレーションに加えて、画像データをOpenGL空間と一致させる校正が必要である。カメラキャリブレーションの流れを以下に示す。最初に収差も含めた内部変数を簡易的な校正アルゴリズム⁶⁾を用いて推定した。次に2m立方の校正器具を利用して強キャリブレーションを行い、外部変数を推定した。最後にOpenGL空間と実際の画像の間に生じる誤差を修正するパラメータをLevenberg-Marquardt法⁷⁾を用いて求め、OpenGL空間に一致する画像変換を施した。

3. 人体のモデリング

3・1 人体の座標系 人体の座標系を解剖学に準じて図3のように定義した。姿勢表記法としてroll-pitch-yaw角を採用する。 x 軸がyaw軸、 y 軸がpitch軸、 z 軸がroll軸に対応している。人体モデルは15の体節と14の関節から構成され、基準リンクの浮遊時の6自由度対偶を含めると合計23自由度となる。本論文では基準リンクを腰部に設定する。

3・2 浮遊系の速度拘束条件式 本論文で適用する運動推定法は浮遊系の運動方程式を解く必要があるため、方程式を以下のとおり導出する⁽⁸⁾⁽⁹⁾。浮遊系

Fig. 3 Expression and segmentation of the body

Fig. 4 Coordinate system of the free-flying system

の座標系を図4に示す。ここで世界座標系を Σ_w 、質量中心座標系を Σ_U 、基準リンク座標系を Σ_0 で表す。質量中心座標系 Σ_U はシステムの質量中心に原点を固定し、座標軸方向を世界座標系 Σ_w に一致させた座標系である。 Σ_U から Σ_0 へのベクトルを $x \in \mathbb{R}^3$ とし、基準リンクの絶対姿勢角を $\theta \in \mathbb{R}^3$ 、リンク系の関節角度を $\phi = (\phi_1 \ \phi_2 \ \dots \ \phi_{N_j})^T \in \mathbb{R}^{N_j}$ で定義する。ここで N_j は基準リンク以外の関節変数の総数である。これらの一般化座標 x 、 θ 、 ϕ より Σ_U からみたリンク i の質量中心の位置ベクトル ${}^U s_i$ 、速度ベクトル ${}^U \dot{s}_i$ 、リンク i の角速度ベクトル ${}^U \omega_i$ 、慣性テンソル ${}^U I_i$ が求められる。また m_i はリンク i の質量である。

質量中心座標系 Σ_U において運動量保存則と角運動量保存則が成立するため、それぞれ運動量は 0 に保存され、角運動量は初期状態における角運動量 L_0 に保存される。よって座標系 Σ_U におけるシステム全体の運動量 P と角運動量 L は

$$P = \sum_{i=1}^{N_L-1} m_i {}^U \dot{s}_i = 0 \quad (1)$$

$$L = \sum_{i=0}^{N_L-1} ({}^U I_i {}^U \omega_i + {}^U s_i \times m_i {}^U \dot{s}_i) = L_0 \quad (2)$$

となる。次に式(1)、(2)を一般化座標 x 、 θ 、 ϕ の速度成分でまとめると、

$$P = A_p \dot{x} + B_p \dot{\theta} + C_p \dot{\phi} = 0 \quad (3)$$

$$L = A_L \dot{x} + B_L \dot{\theta} + C_L \dot{\phi} = L_0 \quad (4)$$

ここで A 、 B 、 C は係数行列である。 A_p は正則より式(3)を $\dot{x}$ について解くと、

$$\dot{x} = -A_p^{-1} (B_p \dot{\theta} + C_p \dot{\phi}) \quad (5)$$

さらに式(5)を式(4)に代入して、

$$\dot{\theta} = D_B^{-1} (L_0 - D_J \dot{\phi}) \quad (6)$$

ただし

$$D_B = B_L - A_L A_p^{-1} B_p \quad (7)$$

$$D_J = C_L - A_L A_p^{-1} C_p \quad (8)$$

以上より式(6)が浮遊系の速度拘束条件式となる。

4. 3次元モデルマッチング

4・1 モデルマッチング 本論文では姿勢推定法として3次元モデルマッチング手法¹⁾を用いている。モデルマッチング手法の概要を以下に述べる。今、システムの絶対位置及び絶対姿勢角も含めた全関節数を N_{all} 、全ての関節値を $q = (x \ \theta \ \phi)^T \in \mathbb{R}^{N_{all}}$ とする。計測により得られた画像の人体シルエット領域を S とし、人体モデル全体のCG画像の面積を $P_{CG}(q)$ とする。ここで $F(\cdot)$ を画像領域の面積を求める関数とすると、マッチング処理は評価関数

$$J(q) = F(P_{CG}(q) \oplus S) \quad (9)$$

を最小にする問題に帰着することができる。ここで $\oplus$ は排他的論理和を示す記号である。

4・2 人体CG慣性モデルの作成 3次元モデルマッチング手法を適用する際に人体CGモデルが必要である。本論文ではさらに運動推定を用いているため、CGモデルから身体パラメータを直接計算することが望ましい。そこで複雑な人体形状を簡易的に再現する人体CG慣性モデルを構築した(図5)。簡易的に再現するために以下のような形状の特徴を考慮した。図5の身体姿勢は解剖学的体位(anatomical position)と呼ばれ、直立姿勢で顔は前方を向き、両腕は体側に沿ってさがり、手掌とつま先が前を向いている状態である。解剖学的体位において x - y 平面を矢状断面(sagittal plane)、 x - z 平面を前頭断面(frontal plane)、 y - z 平面を水平断面(transverse plane)と呼ぶ。身体形状の特徴として矢状断面を境に左右対称、前頭断面を境に前後非対称となる。さらに簡単化するために各リンク形状も左右対称性と前後非対称性を有すると仮定すると、ローカル座標系の x - y 平面を境に左右対称、 x - z 平面を境に前後非対称の形状を再現すれば良いことになる。そこで微小高さの楕円筒を用いることにより人体形状を再現した。

Fig. 5 The Inertial CG Model

Fig. 6 Expression of the link shape

各リンクの形状は図6(a)のように微小高さの楕円筒の集合で近似的に再現される。楕円筒は水平断面上に配置され、長軸半径を表すベクトル $\mathbf{a} \in \mathbf{R}^3$ 、短軸半径を表すベクトル $\mathbf{b} \in \mathbf{R}^3$ 、楕円筒中心を表す x 軸に垂直なベクトル $\mathbf{e} \in \mathbf{R}^3$ によって形状が決定される。本論文では形状変化を3次のBezier - Hermite曲線で表した。図6(b)はリンク i におけるベクトル $\mathbf{e}$ の変化を曲線 P_{ei} で表したものである。曲線 P_{ei} は、

$$P_{ei}(t) = (B_0^3(t) + B_1^3(t))Q_{i0}^e + (B_2^3(t) + B_3^3(t))Q_{i1}^e + \frac{1}{3}B_1^3(t)d_{i0}^e - \frac{1}{3}B_2^3(t)d_{i1}^e \quad (0 \leq t \leq 1) \quad (10)$$

で表される。ここで Q は曲線の通過点、 d は接線ベクトルである。また係数 B は

$$B_j^{n_b} = C_j t^j (1-t)^{n_b-j} \quad (j=0,1,\dots,n_b) \quad (11)$$

となる。ただし n_b は曲線の次数、すなわち3である。ベクトル $\mathbf{a}$ 、 $\mathbf{b}$ についても同様に曲線が求められ、それぞれ曲線 P_{ai} 、 P_{bi} とする。またリンク i の長さを l_i 、分割数を n_{di} とし、楕円筒の微小高さを $\Delta l_i = l_i/n_{di}$ とする。

リンク形状は通過点 Q 及び接線ベクトル d により決定される。ここで Q はリンクの始点と終点を表すベクトルであるため身体の測定値をそのまま用いることにすると、リンク形状は接線ベクトル d にのみ依存する。また $\mathbf{a}$ 、 $\mathbf{b}$ 、 $\mathbf{e}$ はそれぞれ x - z 平面、 x - y 平面、 x - y 平面に拘束されるため、接線ベクトル d は2次元極座標で表すことができる。そこで極座標で表したベクトルを新たに $d' = (r \ \theta)^T$ と定義する。さらに始点と終点の接線ベクトルを成分とする変数 $\alpha = (d_0' \ d_1')^T$ を用いて、曲線 P_{ai} 、 P_{bi} 、 P_{ei} を一意に決定するリンク形状パラメータを $E_i = (\alpha_i^a \ \alpha_i^b \ \alpha_i^e)^T$ と定義する。リンク形状パラメータ E_i の各成分の値を求めることによりリンク形状が決定されることになる。実際のリンク形状は以下の工程により決定した。

- ・身体形状寸法の測定
- ・任意姿勢で複数枚の静止画像を撮影
- ・モデルマッチング手法を適用してリンク形状パラメータ E_i の決定

まず身体形状の寸法を測定する。ここではリンク長、及びリンクの始点・終点周りの寸法を測定する。測定された寸法より円筒で再現した人体モデルを構築する。次に2台のカメラを用いて任意の姿勢で複数枚の静止画像を撮影してシルエット画像を得る。シルエット画像と人体モデルを用いてモデルマッチング手法を適用し、リンク形状パラメータ E_i を決定する。パラメータを全探索することは困難であるため、 α_i^a 、 α_i^b 、 α_i^e の順に任意回数、局所的探索を行った。

次に慣性モーメントの計算を行う。微小高さ楕円筒を用いているため、平行軸の定理より計算される。

$$I_i = \sum_{k=1}^{n_{di}} (\tilde{I}_k + m_k \|\mathbf{e}_k - \mathbf{s}_i\|^2) \quad (12)$$

ここで I_i はリンク i の慣性モーメント、 $\tilde{I}_k$ は分割された楕円筒の慣性モーメント、 m_k は楕円筒の質量、 $\mathbf{e}_k$ は楕円筒の中心までのベクトル、 $\mathbf{s}_i$ はリンク i の質量中心までのベクトルである。リンクの質量は日本人アスリートの統計データより得られた推定法⁽¹⁰⁾を適用して計算した。最終的に計算された身体パラメータを表1に示す。

Table 1 Parameters of the body segments

Segment	Mass [kg]	Length [m]	Moment of Inertia		
			Ix	Iy	Iz
Body	25.0	0.51	0.1745	0.5976	0.5262
Neck	0.59	0.05	0.0008	0.0005	0.0005
Head	4.20	0.22	0.0146	0.0191	0.0215
Upper arm	1.46	0.20	0.0015	0.0056	0.0056
Forearm	0.84	0.25	0.0006	0.0042	0.0043
Thigh	6.89	0.40	0.0255	0.0941	0.0982
Leg	2.97	0.37	0.0059	0.0286	0.0284
Hand	0.34	0.16	0.0001	0.0006	0.0007
Foot	0.62	0.19	0.0006	0.0017	0.0018

4・3 モデルマッチング手法の問題点

モデルマッチング手法は関節変数を一定のサンプリング値で任意の探索範囲内を全探索する必要があるため、サンプリング値を小さくすると探索量が指数的に増大する。実際にサンプリング角度を20 [deg] としたとき、最悪の場合 5.7×10^8 回の探索する必要があるとの報告⁽³⁾もされている。また従来手法⁽³⁾⁽¹¹⁾では静止画像を対象としているため、動画像への適用が必要である。よって本論文では運動推定を用いることにより、毎フレームの探索範囲を計算し、探索量を低減することを考えた。

5. 速度拘束条件式を用いた運動推定法

亀田らの手法⁽⁹⁾では静止状態の姿勢推定において、関節角の探索範囲を関節可動範囲に設定している。本研究は一連の運動を扱うため、初期フレーム以外のフレームでは探索範囲の推定が可能であると考え、またフレーム間の関節値の変化を推定するためには、探索時のサンプリング値を小さくする必要がある。探索範囲を小さく限定することができれば、探索量を増やすことなくサンプリング値を小さくすることができる。よって本論文では浮遊系の速度拘束条件式(6)を解くことにより、フレーム毎で探索範囲の推定を行う。浮遊系は初期角運動量が保存される運動であるため、適切な初期角運動量を求める必要があるが、計算量の都合上、厳密性は問わないものとする。探索範囲は現在のフレームまでの角度変化より次のフレームの角速度の推定値を定め、それを基準として求めることになる。探索するフレームの関節角度はそれ以前の数フレーム間において角速度変化がないものと仮定し、関節角度変化を任意フレーム区間内で最小二乗近似して1次式で表現する。さらに1次式より得られた関節角速度を積分して姿勢角度を得る。上述の考えは基準リンクの並進位置に対しても同様であるため、以

Fig. 7 Motion reconstruction procedure

Fig. 8 Joint angle estimation

降、関節角度のみを論ずる。運動推定を用いた復元処理の流れを図7に示す。次節より図7の復元処理の流れに沿って詳細を述べる。

5・1 初期処理 初期処理では速度計算を行うためのフレーム数の設定、初期速度計算、初期角運動量計算を行う(図7工程1)。初期状態では関節速度が未知であるため、設定されたフレームの数だけ任意の探索範囲内で探索を行う。関節角度が探索で求めたら、関節角速度を計算して初期速度及び初期角運動量計算を行う。後述するが再推定処理を行う必要がある場合、指定されたフレームより本処理を再度行う。その際の探索範囲は任意で設定する。本論文において速度計算を行うためのフレーム数を3と設定した。

5・2 モデルマッチング 運動推定により得られた探索範囲内で3次元モデルマッチング手法を適用し、姿勢を得る(図7工程2)。誤差率を計算し、許容範囲を超えている場合は再推定処理へ移る。許容範囲内で未処理のフレームがある場合は次処理へ移り、ない場合は処理を終了する。

5・3 関節角度の推定 現在のフレームの番号を f とし、そのときの時刻を t_f とする。フレーム f を含む数フレームより推定される次のフレームの関節角度推定値 ϕ_{f+1}^E を得る (図7工程3)。ここで次のフレーム $f+1$ の時刻を推定時刻 t_{f+1} と定義する。関節角度推定値 ϕ_{f+1}^E は数フレームの角度変位を最小二乗近似して求まる1次式より計算される (図8)。

5・4 姿勢角度の計算 前節で最小二乗近似により求めた1次式より、任意区間内において関節角速度の推定値 $\dot{\phi}_{f+1}^E$ も計算される。任意区間で角速度変化はないものと仮定しているため $\dot{\phi}_{f+1}^E = \text{const}$ となる。そこで式(6)に角速度として角速度推定値 $\dot{\phi}_{f+1}^E$ を代入して、 $t_f - t_{f+1}$ 間で積分した姿勢角度推定値 θ_{f+1}^E を以下の式により計算する (図7工程4)。

$$\theta_{f+1}^E = \int_{t_f}^{t_{f+1}} \dot{\theta}(\dot{\phi}_{f+1}^E, L_0) dt \quad (13)$$

5・5 探索範囲の計算 推定時刻 t_{f+1} の関節値が得られたので、探索範囲を計算する (図7工程5)。

探索範囲を計算する際に以下の考察を行った。

- ・ 角度変化の上限と下限の割合を適切な値に設定し、探索範囲を可能な限り小さくする
- ・ サンプリング角度を 5deg、探索数を 7 とし、探索範囲が 30deg になるような範囲を求める
- ・ 画像誤差の影響を考え、角度変化とは逆の方向にも探索範囲を設定する

以上の条件を満たす探索範囲推定法を考える。フレーム f の関節角度 ϕ_f と関節角度推定値 ϕ_{f+1}^E が図9のように表されるとする。ここで ξ は任意のスカラ定数である。探索範囲は ϕ_f と ϕ_{f+1}^E の変化の割合により設定されるが、モデルマッチングでは微小区間において離散的に大きな角度変化が生じる可能性があるため、適切

に変化の割合を調整するために任意定数 ξ を用いている。ここで ϕ_f 、 ϕ_{f+1}^E の勾配 α を

$$\alpha = \frac{\phi_{f+1}^E - \phi_f}{\xi} \quad (14)$$

と定義し、 α の値により探索範囲を設定することを考える。 α の正負により探索範囲の上限値と下限値を設定すればよいが、モデルマッチング手法では画像誤差の影響を強く受ける可能性があるため、 α の値を中心として正負の割合を定め、正の値であっても負の方向に探索範囲を定めることができるようにする。そこで上限と下限の増加の割合を決定するために図9のように線分 $\phi_f - \phi_{f+1}^E$ に外接する円を仮に定め、接点 p と円の中心 o を分割する角度、 θ_{high} 、 θ_{low} を探索範囲の上限と下限の増加の割合とした。ここで θ_{high} 、 θ_{low} はそれぞれ、

$$\theta_{high} = \frac{\pi}{2} + \text{sgn}(\alpha) \tan^{-1} \alpha \quad (15)$$

$$\theta_{low} = \frac{\pi}{2} - \text{sgn}(\alpha) \tan^{-1} \alpha \quad (16)$$

である。 θ_{high} 、 θ_{low} を用いて探索範囲の上限と下限の増加量は、

$$\gamma_{high} = \frac{\lambda}{\pi} \theta_{high} \quad (17)$$

$$\gamma_{low} = \frac{\lambda}{\pi} \theta_{low} \quad (18)$$

で表される。ここで λ は探索範囲を定めるための重み係数であり、 $\lambda = 30$ とした。最終的に探索範囲は現在のフレームの関節値に増加分を加えて、

$$\mathbf{q}_{f+1}^{\text{range}} = (\phi_f + \gamma_{high} \quad \phi_f - \gamma_{low})^T \quad (19)$$

として決定される。ここで $\mathbf{q}_{f+1}^{\text{range}}$ は探索範囲の上限値と下限値を成分とするベクトルである。

5・6 再推定処理 探索範囲は現在時刻 t_f を含む数フレームから得られた関節角速度より求めているため、画像誤差やモデル誤差の影響を受けた場合、収束しない可能性がある。よってマッチングの割合を示す誤差率を以下の通り定義し、一定の誤差率以内であれば推定を継続することにする。誤差率は次式で表され、正規化された割合であるため画像面積によらずマッチングの度合いを知ることができる。

$$E_m = \frac{J(\mathbf{q})}{F(S)} \quad (20)$$

Fig. 9 Rate of estimated joint range

式(20)は人体領域の面積 $F(S)$ とCG領域のはみでている面積 $J(q)$ の割合で表され、シルエット領域とCG領域が重なっているほど小さい値になるものである。再推定処理が必要な場合の誤差率を50%に設定した。再推定処理が選択された場合、それ以前のフレームも間違った姿勢になっている恐れがある。したがって再推定処理の起きたフレームから数フレームまでさかのぼり、再度探索を行うことにした。本論文では5フレーム前までさかのぼることにした。

6. 復元結果と考察

6・1 復元結果 対象運動は前方1回宙返り半捻り伸び型である。200fpsで撮影を行ったが処理時間の都合上妥当であると考え50fpsに相当する画像を処理した。処理枚数は46フレームである。図10に基準リンク姿勢角の変位と探索範囲の結果を示す。これより多少の不安定さは見られるものの、探索範囲の推定が行われていることがわかり、運動推定の妥当性を示すことができた。しかし5, 11, 36フレーム目で再推定処理を行う必要があり、現在のところ完全な自動化には至っていない。図11に5フレーム目で処理が

中断した時の誤差率の変化を示す。破線が処理が中断した時の誤差率の変化を表し、実線が再推定処理により誤差率が適用範囲内に収まった場合の変化を表している。処理が中断した時の誤差率の変化をみると、誤差率が徐々に増加し、5フレームでは完全に50%を上回っていることがわかる。このように初期フレームで決定された姿勢が以降の姿勢決定に大きな影響を与えることがわかる。

次にマッチング精度の検討を行うため誤差率の計算

Fig. 12 Result of Error Rate

Fig. 10 Result of Estimated Posture Angle

Fig. 11 Change of error rate

Fig. 13 Animation of somersault movement

を行った。図12に全フレームの誤差率を示す。誤差率平均は24.3%であった。従来研究⁽³⁾⁽¹¹⁾⁾によると誤差率平均は22.3%であるため、本論文の結果は比較的高い数値ではあるが、シルエット領域の欠損など画像のノイズの影響を考慮すると妥当な数値であると判断した。図13に宙返り演技のアニメーション画像を示す。図13は各フレームにおいて復元された人体の姿勢及び関節角度を表しており、前方1回宙返り半捻りが復元されていることがわかる。このように3次元的な捻り運動を有する宙返りにおいて復元を可能とした。

6・2 問題点と今後の課題 運動推定の際に瞬間的な速度を近似しているため、サンプリング角度を大きくすることができない。したがって探索範囲の減少は見られたものの探索時間に関しては従来と同程度であると考えられる。また初期角運動量及び運動量計算に関して、今回は簡単のため局所的な値を採用してしましたが、一連の運動のなかで最適な角運動量、運動量の計算は従来研究で行われているため、今後は適切な値の計算を行う必要がある。さらに今後の課題としては速度成分だけではなく、力成分を考慮した運動推定法の構築と、全ての工程を自動で行うシステムの構築が必要である。

7. 結 言

本論文ではHigh-Speed-Cameraを4台用いて、捻りを伴う3次元運動を復元した。姿勢推定法として3次元モデルマッチング手法を採用した。従来手法では探索範囲が一定であったため、動画像への適用が困難であった。そこで浮遊系の速度拘束条件式を解いて運動推定を行い、適切な探索範囲を設定することにより動画像への適用を可能とした。本論文では瞬間的な速度近似による推定法の妥当性を示したが、力成分を考慮した運動推定法への拡張や、初期フレームの姿勢誤差の影響を考慮した推定法等が今後の課題として挙げられる。厳しい計測環境下においても復元を可能とするモデルマッチング手法は大変意義があり、より良い範囲推定法の開発に期待される。

謝 辞 本研究の遂行において宙返り演技の撮影の際に、慶應義塾高等学校教諭 宮田幸典氏、及び慶應義塾体育会器械体操部 川尻名緒氏に御協力頂いた。ここに感謝の意を表する。

文 献

- (1) Blajer, W. and Czaplicki, A., Modeling and Inverse Simulation of Somersaults on the Trampoline, *Journal of Biomechanics*, Vol.34, No.12 (2001), pp.1619-1629.
- (2) Nakano, A. and Hoshino, J., Video Motion Capture Using Dynamic Human Model, *Transactions of the Virtual Reality Society of Japan*, Vol.7, No.4 (2002), pp.471-480.
- (3) Kameda, Y., Minoh, M. and Ikeda, K., A Pose Estimation Method for an Articulated Object from its Silhouette Image, *Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, D-2, Information and Systems 2*, Vol.J79-D-2, No. 1 (1996-1), pp.26-35.
- (4) Kikuchi, S. and Nakazawa, K., Motion Reconstruction of Somersaults Using Three Dimensional Model Matching Method from Its Silhouette Image, *proceedings of the 8th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, (2004), pp.671-676.
- (5) Shimai, H., Kurita, T., Umeyama, S., Tanaka, M. and Mishima, T., Adaptive Background Estimation by Robust Statistics, *Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, D-2, Information and Systems 2*, Vol.J86-D-2, No.6(2003-6), pp.796-806.
- (6) Zhang, Z., A Flexible New Technique for Camera Calibration, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol.22, No.11 (2000-11), pp.1330-1334.
- (7) Press, W.H., Teukolsky, S.A., Vetterling, W.T. and Flannery, B.P., *Numerical Recipes in C The Art of Scientific Computing*, (1992), pp.683-688, Cambridge University Press.
- (8) Kamon, M. and Yoshida, K., 3D Attitude Control Methods of Free-Flying Dynamic System with Initial Angular Momentum, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.16, No.2 (1998-3), pp.223-231.
- (9) Nakamura, Y. and Dasgupta, A., Generation of Physically Consistent Interpolant Motion from Key Frames for Human-like Multibody Systems in Flight, *Proceedings of the 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol.2, (1999), pp.1102-1107.
- (10) Ae, M., Tang, H-P. and Yokoi, T., Estimation of Inertia Properties of the Body Segments in Japanese Athletes, *Biomechanisms*, Vol.11, (1992-5), pp.23-33.
- (11) Minoh, M., Model Centered Framework for Three Dimensional Human Body Modeling, *Transactions of Information Processing Society of Japan, SIG*, Vol.43, No.SIG4 (CVIM4) (2002-6), pp.10-23.