

# 軌跡を考慮した3次元メッシュモーフィングによる ヒト胎児の成長表現

水田 忍<sup>†</sup> 安中 英邦<sup>††</sup> 船富 卓哉<sup>†††</sup> 美濃 導彦<sup>††††</sup>

<sup>†</sup> 京都大学大学院 情報学研究科

<sup>††</sup> (株) リコー

<sup>†††</sup> 京都大学工学部

<sup>††††</sup> 京都大学総合情報メディアセンター

E-mail: <sup>†</sup>smizuta@i.kyoto-u.ac.jp

あらまし 医学教育を目的として、ヒト胎児の成長を表現するCGアニメーションを、3次元メッシュモデル間のモーフィングにより構築している。モーフィングを医学的に妥当なものにするには、モデル間の対応関係だけでなく変形の軌跡も考慮する必要がある。本稿ではまず、ポリゴンメッシュの辺長変化の単調性を導入し、医師の監修による3次元モデル系列を用いてこれが軌跡の妥当性評価基準として利用可能であることを検証する。次に、この基準を満たす単純な変形を用い、これを組み合わせることでモーフィングを実現する手法を提案し、実験により有効性を示す。

## Growth Representation of Human Embryos by 3 Dimensional Mesh Morphing Considering Trajectories

Shinobu MIZUTA<sup>†</sup>, Hidekuni ANNAKA<sup>††</sup>, Takuya FUNATOMI<sup>†††</sup>, and Michihiko MINOH<sup>††††</sup>

<sup>†</sup> Graduate School for Informatics, Kyoto University

<sup>††</sup> Ricoh Company Ltd.

<sup>†††</sup> Faculty of Engineering, Kyoto University

<sup>††††</sup> Center for Information and Multimedia Studies, Kyoto University

E-mail: <sup>†</sup>smizuta@i.kyoto-u.ac.jp

**Abstract** CG animation to represent the growth of human embryo for medical education is under construction, using the technique of 3D mesh morphing. In order to realize the validness of morphing in medical manner, it is necessary to consider not only the correspondence among the models but also the trajectory. In this paper, firstly we introduced the monotonousness of line length on mesh surface, as a quantitative criterion to estimate that a morphing trajectory is medically valid. Next, we proposed a method to describe the complicated deformation by the combination of the simple deformations which follow the proposed criterion of medical validness. Finally, we evaluated the usefulness of our method by experiments using 3D model sequence of human embryos.

## 1. はじめに

医学部における学習項目の一つに、ヒトの受精から出生に至る過程を学習する発生学がある。この際、学習者は成長に伴う胎児の変形過程を理解する必要があるが、胎児は複雑で劇的な変形を遂げるので、その過程を文字による説明や2次元的な図から把握するのは容易ではない。我々は現在、発生学の講義等において成長に伴うヒト胎児の複雑な変形過程をわかりやすく教えるための、マルチメディア教材の開発を進めており、教材の一環としてヒト胎児外表の成長による変形を表現するCGアニメーションを構築中である。

上記アニメーションは、3次元モデル系列を用いた3次元メッシュモーフィングにより実現する。得られるアニメーションが医学教材としての利用に耐えるためには、系列を構成する個々のモデルだけでなく、モーフィングにより表現される変形が医学的に妥当なものである必要がある。モデル間の変形の記述は両者の対応関係とともに、中間形状の推移ないし軌跡についても考慮する必要がある[1]、本研究ではこの点に着目する。

2つの3次元メッシュモデル間のモーフィングに関し、対応関係の導出については、2つのモデルに少数の対応位置を指定後、ポリゴン間の位相構造を保存する様に全体の対応関係を決定する方法が一般的であり、これまでに多数の手法が提案されている[1][2][3]。これに対し、軌跡についてはモデル間の対応関係が得られた後にモデル頂点間を線形補間することにより求める方法が一般に用いられ、多くの場合得られた軌跡の妥当性について十分な考慮がなされていないのが現状である。

これまでに、線形補間による見かけ上の不自然さを除く目的で、同一頂点数の2つの多角形の間で、辺長と内角が一樣に変化する様に変形の軌跡を求める手法[4]、図形から骨格情報を抽出し骨格間の変形軌跡を求めることにより図形の変形を記述する手法[5]、2つの多角形を予め対応付けられた同数の三角形に分解し、各三角形の間の変形を極分解され

たアフィン変換[6]のパラメータ補間に基づいて実現する手法[7]などが提案されている。これらの手法の一部は、3次元モデルにも拡張可能である。これらの従来手法において、性能を評価する基準は見かけ上の自然さであり、現実に生じる変形との対応は考慮していない。

本研究ではこれらの問題を解決する、発生学教育に利用可能な3次元メッシュモーフィングの実現を研究の目的とする。ここではまず、胎児の変形に関する定量的な基準としてポリゴンメッシュの辺長変化の単調性を導入し、医師の監修の基に作成された3次元モデル系列から基準の医学的な妥当性を検証する。次に、適切な範囲で所望のモデル変形を実現するために、上記の基準を満たす単純な変形を用意し、これを組み合わせることにより変形を行う手法について検討する。

## 2. ヒト胎児の成長における変形軌跡の特徴

### 2.1 ヒト胎児の成長における特性

発生学においては、ヒト胎児の発達段階を特徴的な形状をとる時期により分類して扱うことが一般に行われ、分類された各発達段階をCarnegie Stage（以後ステージと略す）と呼ぶ[8]。胎児の成長は、通常ステージ間の形状の推移として表現される。外表の変形記述が求められるのは主として受精後約4～8週間（ステージ13から23）であり、本研究ではこの間の変形について検討する。

上記期間において胎児の外表は大まかには球面と同位相とし、変形の過程で位相の変化は生じないとしてよい。胎児の成長に伴う変形は、細胞の増減や内腔の容積変化など複雑な要因により生じるので、例えば粘土の変形における体積一定基準のような、物理的に自明な基準を導入することが困難である。

### 2.2 胎児モデル系列に基づく変形基準の医学的妥当性検証

前節に述べた種々の変形を記述するにあたり、変形の医学的な妥当性を評価するために、定量的な評価基準を導入することを考える。

ここでは、医師の監修に基づいて作成された3次元メッシュモデル系列を用い、ここで観察される特徴について検討する。モデル系列はステージ13から23まで各1体ずつの計11体からなる。図1にその一部を示す。実際の胎児はこの期間に体長約5 mmから3 cmまで成長するが、モデル系列は上下肢の付け根位置を基準に大きさを正規化している。

観察する変形の特徴として、ここではモデル表面上に設定された特徴点間距離の変化を用いる。ここで述べる距離とは、表面に沿った2点間の測地線の長さを指すものとする。変形に関する他の特徴としては、局所的な体積変化や面積変化等が考えられるが、これらは相互に関連していると考えられるので、ここでは最も計測の容易な表面上の距離変化について検討する。

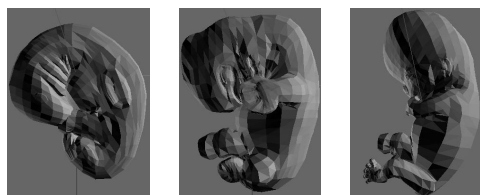
観察箇所はステージ間で対応関係を特定する事が可能な部位である必要がある。ここでは、手掌部・腕部および尾部を観察箇所とする。この際、特徴点は指先・手首・肩および尾部の先端と付け根に設定する。腕部については、肘が形成されるステージ18以降については肘にも特徴点を設定し、前腕部と上腕部を観察箇所とする。またこの間、腕部の長さは上腕部と前腕部の長さの和とする。

ステージ13から23までの観察の結果を図2に示す。図において、各部位の伸縮の程度は時期により異なるが、距離変化は概ね単調に推移しており、これを変形の基準として利用することは可能と考えられる。

尾部については、退化が完了するステージ19までを観察の対象としているが、この部位は伸長が進んだステージ17以降、短縮に転じている。これは、形成 - 退化の異なる成長過程として捕えると、それぞれの過程で成長による距離変化は単調であると言える。

ところで、3次元メッシュモデルが十分密なポリゴンからなるとすると、特徴点間の測地線に沿った距離の単調な増減は、測地線を含むポリゴンの辺長が単調に増減し、それらがすべて増加か減少の一方である場合に実現されると考えられる。ポリゴンの辺長変化の

単調性は特徴点の位置に依存しないので、より一般的に利用可能な変形の評価基準としてこれを用いるものとする。



(a) Stage13 (b) Stage18 (c) Stage23

図1 胎児モデル

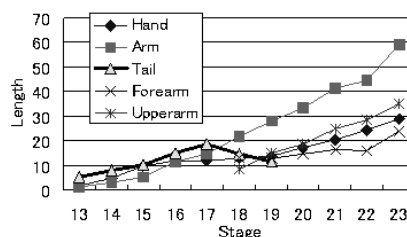


図2 特徴点間距離の推移

### 3. 基本変形の組み合わせによる変形の記述

#### 3.1 処理の流れ

前章で述べた胎児の成長を記述する3次元メッシュモデル系列について、隣接するモデル間の補間により変形の軌跡を記述することを考える。処理の対象となる2つのモデルをそれぞれソース $V$ とターゲット $V'$ とし、 $V$ を $V'$ に移すような変形 $W$ を求める。その変形 $W$ に対し、 $W(0)V = V, W(1)V = V'$ となるような、補間パラメータ $t = [0, 1]$ を導入した変形 $W(t)$ を考えると、 $W(t)V$ によりソースとターゲットを補間する中間モデルを得ることが出来る。

本研究において $W$ を求める手法は以下の通りである。

(1) ソースとターゲットとなるモデルの対 $V, V'$ を、変形が一様と思われるパーティションの対に分割する。

(2) 各パーティション対の内部に、医学

的な知識に基づいて対応点を指定した後、 $V$ の対応点が $V'$ の対応点に出来る限り近づく様変形 $W$ の推定値 $W'$ を求め、 $W'$ に従って $V$ のパーティションを変形させる。

(3)  $W'$ により変形された $V$ の各パーティションを、調和写像を用いて対応する $V'$ のパーティション上にフィッティングさせる[3]。ここでの変形を $H$ とし、 $H$ による変形の軌跡を線形補間として、 $W(t) = H(t) \circ W'(t)$ とする。 $\circ$ は変形の合成を示す。

(4) (3)により得られた各パーティションの変形に対し、パーティションの接続部について頂点座標の平均化を行なう。

本報告では、上記のうち(2)について検討する。ここで、推定により得られる変形 $W'$ は、前章における変形基準を満たす単純な変形を組み合わせることにより求める。この単純な変形を基本変形と呼び、ここではアフィン変換の極分解・ねじれ・曲げの3種を用いるものとする。変形の合成はこれらの変形を順に加えることにより実現する。変形の合成は結果が処理順序に依存するので、3種の順列による計6通りについて処理を行い、推定された $W'$ によるソースモデルの変形により、対応点の移動結果が最もターゲットに近くなる順序を選択する。

### 3.2 線形補間による変形の問題点

図3.2に、線形補間による変形の例を示す。図に示すソースとターゲットの長方形は同じ大きさであり、剛体変換として扱うのが適当であるが、ここでは線形補間により辺長変化が短縮・伸長と推移しており、得られた変形は不自然な印象を与える。この事は、前章に提案した評価基準により定量的に示される。

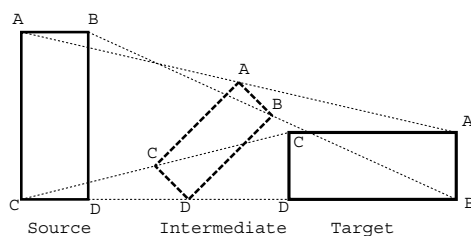


図3 線形補間による変形の軌跡

### 3.3 基本変形の定式化

ここでは、提案手法において導入するアフィン変換の極分解・ねじれ・曲げの3種の基本変形について定式化を行う。経験的には、これらの変形は線形補間の際に生じる問題を回避し自然な変形を実現している。これらを用いた提案手法による変形が辺長変化の単調性についての評価基準を満たすことについては、次章で実験的に評価する。

#### 3.3.1 アフィン変換の極分解

3次元空間中のアフィン変換は $c+L$ と置くことが出来る。ここで、 $c$ は $3 \times 1$ のベクトル、 $L$ は $3 \times 3$ の行列で、それぞれ並進成分とそれ以外の変形を示す。 $L$ は極分解により $L = QS$ と置くことが出来る[6]。 $Q, S$ はともに $3 \times 3$ の行列で、それぞれ回転と剪断変形を示す。

$c, Q, S$ にそれぞれ補間パラメータ $t = [0, 1]$ を導入して変形の軌跡を記述することを考える。 $S$ を $t$ の関数として書き直すと、 $S(t) = (1-t)I + tS$ と置ける。ここで、 $I$ は恒等変換である。 $S$ は剪断変形であり辺長変化に関与するが、 $c$ と $Q$ は剛体変換の一部をなし、 $t$ により辺長変化は生じない。

アフィン変換の自由度は12であり、極分解の場合 $c$ の自由度3、 $Q$ の自由度3、 $S$ の自由度6に対してパラメータを指定することで変形を決定することが出来る。

#### 3.3.2 ねじれ

任意の軸についてのねじれ変形は、剛体変換 $R$ とある軸についてのねじれ変形 $A$ を用いて $(R^{-1} \circ A \circ R)$ と置くことが出来る。 $A$ を補間パラメータ $t$ を用いた、 $y$ 軸を中心としたねじれ変形として記述すると、点 $v = (x, y, z)$ を $v' = (x', y', z')$ に移す変形 $A$ は

$$\begin{cases} x' = x \cos y\theta t + z \sin y\theta t \\ y' = y \\ z' = z \cos y\theta t - x \sin y\theta t \end{cases}$$

と置ける。 $A$ は $t$ による辺長変化に関与するが、 $R$ は $t$ によらず一定であり、剛体変換なので辺長変化に関与しない。

変形 $A$ を規定するパラメータは $\theta$ であり、

$R$ の自由度は6であるので、計7自由度に対しパラメータを指定することで変形を決定することが出来る。

### 3.3.3 曲 げ

任意の軸についての曲げ変形は、剛体変換  $R$  とある軸についての曲げ変形  $B$  を用いて  $(R^{-1} \circ B \circ R)$  と置くことが出来る。 $B$  を補間パラメータ  $t$  を用いた、点  $(\frac{r}{t}, 0, 0)$  を通り  $z$  軸と平行な軸を中心とする円筒面に沿った曲げ変形として記述すると、点  $v = (x, y, z)$  を  $v' = (x', y', z')$  に移す変形  $B$  は

$$\begin{cases} x' = \frac{r}{t} + \left(x - \frac{r}{t}\right) \cos \frac{y}{r}t \\ y' = -\left(x - \frac{r}{t}\right) \sin \frac{y}{r}t \\ z' = z \end{cases}$$

と置ける。 $B$  は  $t$  による辺長変化に関与するが、 $R$  は  $t$  によらず一定であり、剛体変換なので辺長変化に関わらない。

変形  $B$  を規定するパラメータは  $r$  であり、 $R$  の自由度は6であるので、計7自由度に対しパラメータ値を指定することで曲げ変形を決定することが出来る。

## 4. 評価実験

手法の有効性を評価するために、ヒト胎児モデル系列のうちから選択された2つの3次元モデルをソース及びターゲットとして、提案手法によりモーフィングを行った。

実験は胎児の変形が特徴的に現れる上肢について、ステージ18と23のモデル間で行った。ここでは上肢全体を1つのパーティションとし、フィッティングのための対応点は、肩・肘・手首・指先に計18点指定している。

まず、モデル上の4ヶ所について変形に伴う辺長の変化を観察した。観察個所を図4(a)に示す。これらの観察個所について、モデル間の補間パラメータ  $t$  が0から1まで推移した時の、線形補間による従来法および提案手法による辺長変化率の推移を図4(b)(c)に示す。図に示す辺長変化率の符号の推移により、線形補間による辺長変化が非単調であるのに対し提案手法では単調となっていることが示

されている。

次に、従来法および提案手法による変形の推移を医師に提示し所見を得た。提示したモデル変形の推移を図5に示す。従来手法による変形で問題と指摘されたのは、前半は遅く、後半急に速くなる等、変形に伴う部位の伸長速度の不均一性が見られる点、本来回り込みながら伸長が進む場面で直線的に伸長が進む点などである。提案手法を用いた場合にはこれらの問題は解消され、より自然な印象を与えたとの意見を得た。

今回提案した手法を用い、胎児モデル全体を変形させた例を図6に示す。今回パーティションの分割および変形記述後のパーティション間の接続については特に検討を行っていないが、提案手法によりモデル全体の変形が実現できることが確認された。

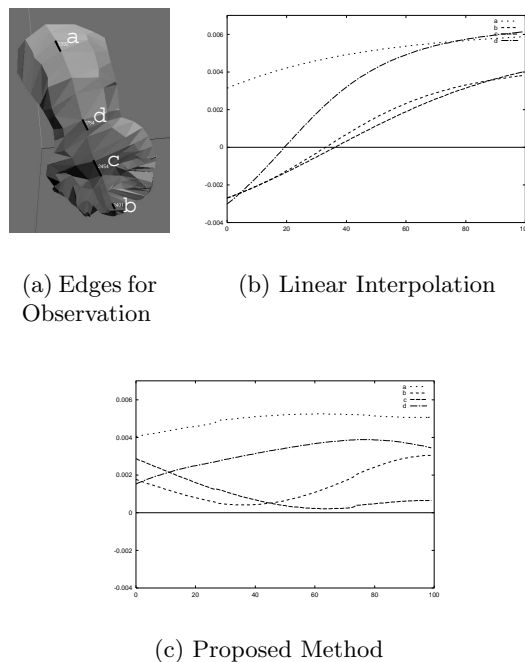
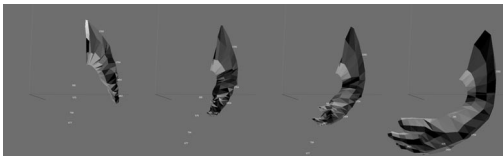


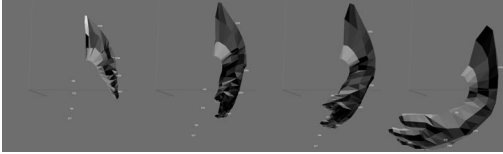
図4 変形に伴う辺長変化率の推移

## 5. おわりに

医学教育利用を目的としたヒト胎児の成長過程表現のための3次元メッシュモーフィングを実現するために、本研究ではまず、メッシュ上の特徴点間距離変化の単調性を、医師の監修によるヒト胎児の3次元モデル系列に



(a) Linear Interpolation



(b) Proposed Method

図 5 上肢の変形に関する従来法との比較  
( $t=0,0.4,0.6,1$ )



図 6 モデル全体の变形例 ( $t=0,0.4,1$ )

より示し、これと関連するポリゴンの辺長変化の単調性を、変形の医学的妥当性を評価する定量的基準として導入した。次に、この基準を満たす単純な変形を用い、これを組み合わせることでモーフィングを実現する手法を提案し、評価実験により有効性を示した。

今回提案した評価基準のもとで、基本変形の妥当性についてはこれらの組み合わせによる変形について実験的に評価したのみである。しかし、基本変形は定式化されているので、評価基準との関係の解析的な提示は可能と思われる。従って、現在この点について検討を進めている。

今後の課題としては、今回導入した以外の医学的妥当性評価基準、および基準を満たす他の基本変形について、モデル系列のより詳細な評価に基づいて検討する必要がある。また、今回は基本変形の組み合わせ方法について特に考慮しなかったが、この点についても考慮する必要がある。

今回パーティションの分割および接続につ

いて特に検討しなかったが、この点についても今後検討する必要がある。変形の単位となるパーティションの範囲は今回先験的に与えているが、適切な範囲は基本変形およびその組み合わせがもつ表現力に依存すると考えられるので、相互の関係を考慮し、何らかの基準のもとで最適なパーティション分割を求めることが必要と思われる。

変形の妥当性を評価する基準を導入し、これを満たす単純な変形の組み合わせにより軌跡を含む変形の記述を実現する手法は、今回対象とした胎児の成長だけでなく、他の対象にも応用が可能と考えられ、この点に関する検討も今後の課題である。

謝辞 胎児の成長に関する数多くの医学的な御意見を頂きました京都大学大学院医学研究科附属先天異常標本解析センター塩田浩平教授、中津智子助手に感謝致します。また、胎児モデルの作成と実験に御協力頂いた京都大学総合情報メディアセンター嶺倉豊氏に感謝致します。

## 文 献

- [1] Lazarus, Verroust: Three-dimensional Metamorphosis: a survey, *The Visual Computer*14, pp373-389 (1998)
- [2] Lee, Dobkin, Sweldens, Schröder: Multiresolution Mesh Morphing, *Proc. SIGGRAPH99*, pp343-350 (1999)
- [3] Kanai, Suzuki, Kimura: Metamorphosis of Arbitrary Triangular Meshes, *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp62-75 (March / April 2000)
- [4] Sederberg, Gao, Wang, Mu: An Intrinsic Solution to the Vertex Path Problem, *Proc. SIGGRAPH93*, pp15-18 (1993)
- [5] Shapira, Rappoport: Shape Blending Using the Star-Skeleton Representation, *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp44-50 (March 1995)
- [6] Shoemake, Duff: Matrix Animation and Polar Decomposition, *Proceedings of Graphics Interface'92*, pp.258-264 (1992)
- [7] Alexa, Cohen-Or, Levin: As-Rigid-As-Possible Shape Interpolation, *Proc. SIGGRAPH2000*, pp157-164 (2000)
- [8] Moore, Persaud: *The Developmental Human*, 6th Edition, W. B. Saunders Co., Philadelphia, PA, USA (1996)