

論文

X線規格画像を用いた3次元頭部物理モデルの構築とその臨床応用

青木 義満 寺嶋 雅彦 中島 昭彦 橋本 周司

Physics-based 3D Head Model Reconstruction From Cephalograms for Medical Application

Yoshimitsu AOKI, Masahiko TERAJIMA, Akihiko NAKASIMA, and Shuji HASHIMOTO

あらまし 医療分野では、コンピュータグラフィックスを用いてCTやMRIなどの人体計測データを可視化したり、計算機シミュレーションによって手術の結果を予測するなど、工学技術が積極的に活用されている。

本稿では、解剖学的知見に基づいた頭部の物理モデルを構築し、顔面外科手術、特に顎顔面矯正手術後における顔貌の3次元的な形状変化を予測するシステムについて述べる。提案するモデルは骨格・筋肉・皮膚の階層構造を持ったものであり、筋肉と骨格の運動に伴う顔表面の変形過程を物理計算によって動的に生成することが可能である。これを標準モデルとし、顔表面及び骨格形状を正貌・側貌2枚のX線規格画像から得られる計測点の3次元座標データを用いて変形させ、個人の頭部モデルを構築する。そして、実際の術式にそって骨格を移動させた際の顔表面の形状変化を3次元的に予測する。予測実験においては、実際の患者の術前X線規格画像から頭部モデルを構築し、手術シミュレーションを行った。得られた予測結果を実際の症例と比較・評価することで、本手法の有効性を示す。

キーワード コンピュータグラフィックス, 手術シミュレーション, X線規格画像, 顔の物理モデル, 顎顔面外科手術

1. まえがき

計算機のグラフィックス性能の飛躍的向上を背景として、コンピュータグラフィックスの技術は大きく発展し、バーチャルリアリティや映画などのエンターテインメント分野において必須の要素技術となっている。また、計算速度の向上によって、詳細な物理現象のモデル化とより精度の高い計算機シミュレーションが可能となってきている。

一方、医療分野では、CTやMRIなどの医用3次元計測機器の発達によって、高精度な人体形状データの取得が可能となった。これらの3次元形状情報を効果的に可視化する手段として、コンピュータグラフィックスの技術が多いに役立てられている。また、視覚情報はもとより、聴覚や触覚なども利用したVR技術の導入により、Image Guided Surgeryや治療シミュレーション[1]など、医師を支援するシステムが開発されて

いる。このような工学技術の医療応用は今後更に活発になることと思われる。

人体の中でも、特に顔形状のモデリング及び表情合成方法については、これまで様々な研究が行われている。画像情報通信における知的符号化実現のために顔のワイヤーフレームモデルとFACSに基づく表情合成方法が提案されたのを始めとして[2]、顔面筋や皮膚を弾性体(パネ)によって再現した物理的な顔モデル[3][4][5]など、主にリアルな顔画像の合成を目的とした研究が進められてきた。

また最近では、前述したような状況のもと、CTやMRIなどから得られたデータを利用して骨格形状も考慮した解剖学的なモデルを構築し、医学的なシミュレーションに応用するといった試みもなされている。具体的には、X線写真やCT、MRI等の人体計測機器から取得した形状データから術前の患者の頭部モデルを構築し、それを顔面外科手術における術前のプランニング(Surgery Planning)や術後の容貌変化の予測に適用するといったものである。例えば、三谷らは3次元CTデータから患者の頭部3次元画像を生成し、顔面神経麻痺のシミュレーションを行っている[6]。また、MRIから患者の頭部モデルを構築し、有限要素法を用いて歯科矯正手術後の顔貌変化の予測をする試作的なシステム

早稲田大学理工学部応用物理学科, 新宿区

〒162-8601 東京都新宿区早稲田4-1-8 早稲田大学理工学部応用物理学科

〒810-0195 福岡県福岡市東区早稲田4-1-8 九州大学歯学部歯科矯正学講座

九州大学歯学部歯科矯正学講座, 福岡市

〒810-0195 福岡県福岡市東区早稲田4-1-8 九州大学歯学部

〒810-0195 福岡県福岡市東区早稲田4-1-8

も提案されている[7]。

しかし、これらの手法のように、モデリングにCTやMRIのデータを用いるとモデル構築時のデータ処理のコストが高くなることに加え、3次元CTの利用には放射線の被曝量が多くなるという倫理的な問題もある。また、実際の患者のデータを用いたシミュレーション実験や評価は十分に行われていないのが現状である。

本論文では、正面・側面より撮影した頭部X線規格画像を用いて個人の3次元頭部物理モデルを構築する手法と、それを用いた顔面外科手術シミュレーションシステムについて述べる。ここでは、顔面外科手術の中でも顎矯正手術に焦点を当て、下顎骨の切除や移動に伴う顔容変化の3次元的な予測を行うことを目的とする。

手術の対象部位が「顔」であるため、患者は術後の顔貌に多大な関心があり、インフォームドコンセントの観点からも、治療開始前に術後の顔貌を3次元的に予測して提示することには大きな意義がある。また、医師が診断・治療を行う過程において、通常取得するX線写真のみを利用して術前の患者の頭蓋骨及び顔貌を立体的に可視化することができれば、治療計画立案の際に非常に有効であり、CTを使用する場合と比べX線の被曝量も最小限に抑えることができる。

顎矯正手術による顔貌の術後予測については、医師が自ら経験に基づきX線画像のトレースを用いて術後の顔輪郭を描画する(Paper Surgery) 或いは画像レタッチソフトを用いて顔画像を擬似的に変形させるなどの方法によって行われている。これらの方法では、2次元平面内での形状予測しかできず、その結果は判断する医師の主観・経験的観点に大きく依存してしまうため、客観的かつ定量的な予測は不可能である。

本手法では、医師が行う手術計画に沿って顎矯正手術を実施した際の顔面の変形過程を、頭部の解剖学的構造をモデル化した系の運動方程式を解いて求め、3次元画像として生成することにより、客観的かつ正確な顔容変化の予測を実現する。

本論文ではまず、シミュレーションに用いる頭部物理モデルの概要について述べる。次に、X線画像を用いた頭部モデルのフィッティング手法について述べ、手術シミュレーションシステムの概要を示す。更に実際の患者のデータを用いたシミュレーション実験を行った結果を示し、結果に関する検討を行う。

2. 3次元頭部物理モデルの概要

2.1 階層構造モデルの構成

2.1.1 顔表層モデル

顔表層モデルは、頭部3次元CTデータから得た点列群をもとに三角形パッチを構成していくことで作成した(図1(a))。CT撮影にはCT-W3000(日立メディコ)を用い、CTデータから点列データへの変換にはMimics((株)シーディアイ)を使用した。パッチを構成する各辺は全て非線型バネの性質を有しており、弾性係数を変化させることで皮膚の弾性を再現することが可能である。また、本モデルでは顔の部位毎に皮膚の張力特性を変化させている[5]。モデルを構成する点は751個、ポリゴン数は1288である。

2.1.2 筋肉モデル

実際の顔面筋は骨格から起始し、皮膚に付着するといった形態をとっており、これらの収縮運動によって顔表面に複雑かつ微妙な表情を生み出している。本モデルでは、表情表出に関わっている顔面筋を非線型バネとして表し、その弾性係数によって筋肉の強度を再現している。顔面筋は大きく放射状筋と輪状筋に分類できるが、放射状筋は骨格と皮膚を結び直線状のバネで、輪状筋の場合はバネを輪状に結合することでその形態を再現する。現在のところ、放射状筋としては前頭筋・頬筋群など12種類を、輪状筋としては眼輪筋・口輪筋の2種類をシミュレートしている(図1(b))。各筋肉の強度を表す弾性係数については、表情生成実験を通して得られた経験的な値を用いている。また、筋肉の走向については解剖学に基づき、標準的な位置に配置した。

2.1.3 骨格モデル

骨格形状モデルは市販のポリゴンモデル(米ViewPoint社製, 5072点, 7757ポリゴン)を元に、これを顔表層モデルの構築に用いたのと同じ被験者の3次元CTデータを用い、各断面画像上で特徴点のフィッティングを行うことで構築した。特徴点のフィッティング処理には図2のようなソフトウェアを用い、CTデータより得られた断面画像の輪郭形状にモデルの特徴点を合わせた。このモデルは頭蓋、上下歯列、下顎の4つの部分から構成されており、下顎部は各軸周りの回転運動、平行移動など、自由度の高い顎運動の再現が可能である。

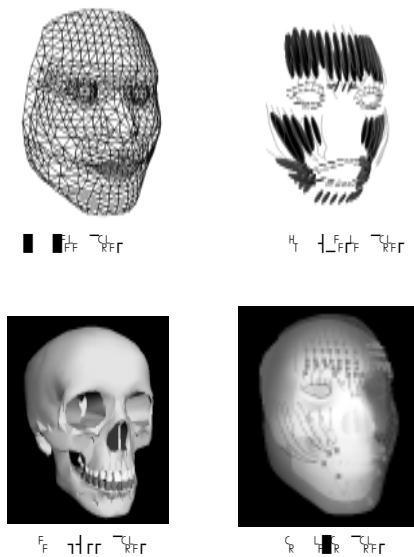


図1. 3次元頭部モデルの構成

2.1.4 軟組織モデル

筋肉以外に、骨格から顔表面へ向かう法線方向にもバネを配置し、軟組織層を構成する。今回は特に顎部の皮膚・骨格間に多くのバネを配置し、滑らかな変形を実現する。

2.1.4 統合頭部モデル

上述の骨格モデル、顔表層モデルを重ね合わせ、両者の間に筋肉、軟組織層を挿入することで解剖学的構造を考慮した、階層構造をもった3次元頭部モデルを構築した。

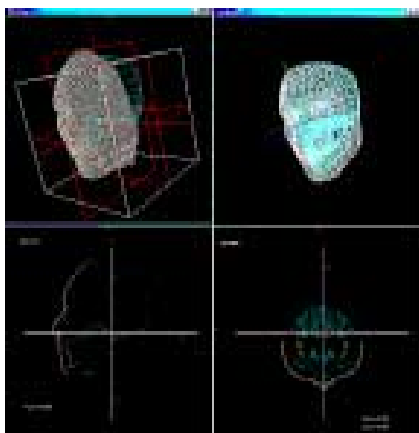


図2. CTデータを用いた顔表層・骨格モデルの位置合わせ

2.2 表情生成機構

本モデルでは、顔面筋の収縮運動と骨格運動の2つの物理的要因によって表情を生成する。顔面筋の収縮による表情生成では、各筋肉の収縮程度をパラメータ化した筋肉収縮率を与え、それに伴う顔面の変形過程を式(1)の運動方程式を解くことで算出する。筋肉収縮率 C_r は、筋肉が最も縮んだ状態を100%と定義した際の筋肉の収縮程度であり、顔面にマーカを貼付して各筋肉の最大収縮時の長さを求め、収縮率決定時の基準とした[8]。また、骨格運動による顔面変形は、各軸まわりの下顎骨の回転角、及び各軸に沿った平行移動量をパラメータとして与え、同じく式(1)の運動方程式を解くことで実現する。

$$m_i \frac{dr_i}{dt^2} = - \sum_{ij} k_{ij}(c_r)(r_i - r_j) + m_i g - R \frac{dr_i}{dt}$$

ここで、 r_i, r_j はそれぞれ皮膚モデル上の特徴点 i とそれとバネでつながった特徴点 j の位置ベクトル、(1)式の右辺の第1項は弾性力、第2項は重力を、そして第3項は粘性項を表している。なお、 R は粘性定数である。弾性係数 k_{ij} の値は筋肉収縮率 C_r によって2段階に変化させ、皮膚及び筋肉の非線形性を近似している[5]。

2.3 表情生成例

図3(b)に、本モデルを用いて生成した表情画像の例を示す。この表情は、前頭筋群の収縮と下顎の回転運動(図3(a))によって生成されたものである。このように、本手法では筋肉の収縮程度と骨格の運動をパラメータとして与え、物理計算によって顔特徴点群の座標値を時系列で求めることで、動的な表情生成過程を再現することができる。手術シミュレーションを行う際には、この頭部形状モデルを標準モデルとして用いる。



図3. 表情生成の例

3. X線規格画像を用いた頭部モデルのフィッティング

本手法では、前述のモデルを標準頭部モデルとし、正面・側面2方向より撮影した患者の頭部X線規格画像(セファログラム:以下、セファロ)から得られる計測点の3次元座標値を用いて変形を施し、個々人の頭部モデルを構築する。以下、手法の詳細について述べる。

3.1 正・側貌セファロからの解剖学的計測点の抽出

3.1.1 解剖学的計測点の設定

通常の診断過程においては、骨格及び顔の形態を調べるために、正貌・側貌セファロの骨格、顔輪郭線をトレースしたものが用いられる。図4にスキャナで取り込んだX線画像と、そのトレース画像の例を示す。

外科的矯正治療で用いる頭部X線規格写真は、X線源と被写体(ear rod中心)の距離を150cm、被写体とフィルム面間の距離を15cmにして撮影するもので、レントゲン写真上に現れた像は被写体上のある点の接線効果によって生じるものである。また、通常、側面頭部X線規格写真を撮影する際には、フィルム面に左側が近くなるように被写体を設定し、正面頭部X線規格写真を撮影する際には前頭部をフィルム面に近くなるように設定するため、線源に近い計測点は実際よりも過大に拡大されて写り、この事も被写体上の各部位で、それぞれの撮影において違った拡大率の影響を受ける原因となる。以上のことより、被写体上のある矯正学的計測点は、正面、側面頭部X線規格写真を撮影する際のセッティングで正、側面で被写体上の同じ計測点でもフィルムまでの距離が違うため違った位置に投影されることになる。例えば、側面頭部X線規格写真の骨格外形線上に設定したGoという計測点が、正面側面頭部X線規格写真上では骨格外形線上には存在せず、内下方に位置したりすることが生じる。

したがって、正面、側面頭部X線規格写真の各計測点から3次元座標算出を行う場合、単純に計測点のペアを組むことができないため、正面像では側面像における計測点の二次元座標値を用いて幾何学的な計算を行ったあとその座標値を推定する必要がある。

正貌・側貌セファロからの計測点の3次元座標値推定手法は、セファログラム3次元計測法として既に報告されている[10][11][12]。本手法では、セファロ画像上にプロットして得られる各計測点の3次元座標を

この計測法により取得し、骨格と顔形状のフィッティングを行う。計測点は骨格輪郭線上に21点(うち解剖学的計測点13点)顔輪郭線上に21点(うち解剖学的計測点10点)それぞれ選定し、これらに対応する特徴点を骨格、顔モデル上から選択した。以下に解剖学上名称をもつ計測点を示す。

・骨格上計測点名称:

N, Po, Or, ANS, A, D, Pog, Gon, Me, Go(左右), 上顎中切歯切端, 下顎中切歯切端

・顔表面上計測点名称:

S-Glabella, S-Nasion, St, Li, Pn, ILS, Sn, s-Pog, Ls, s-Me

図5,6にセファロ上の計測点と、モデル上のそれらに対応する計測点を示す。

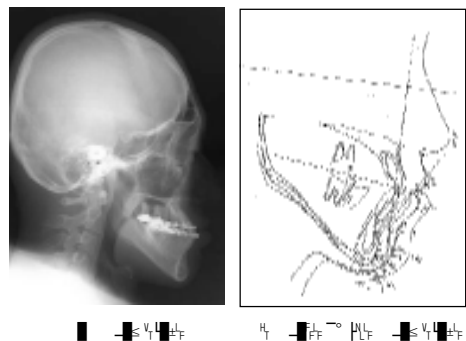


図4. 頭部側面X線画像とそのトレース画像

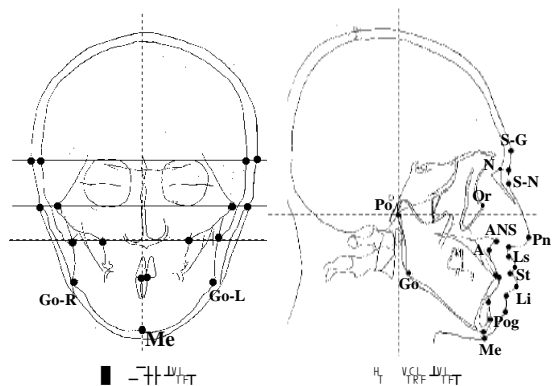


図5. 正貌・側貌セファロ上に設定した解剖学的計測点

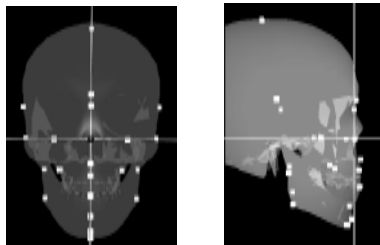


図6. モデル上に設定した解剖学的計測点

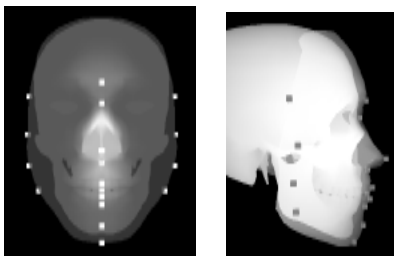


図7. 側貌セファログラム撮影時における画像の拡大

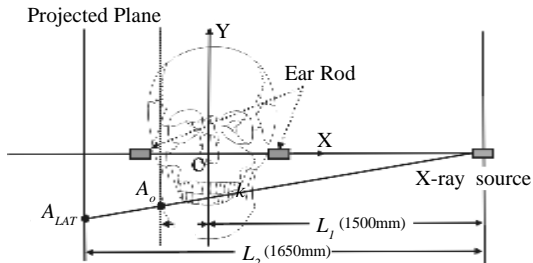


図7. 側貌セファログラム撮影時における画像の拡大

表1. 代表的な計測点におけるkの値

Measurement Points	k (mm)
Po	±60
Or	±40
Go	±50
N, ANS, A, B, Pog, Me	0

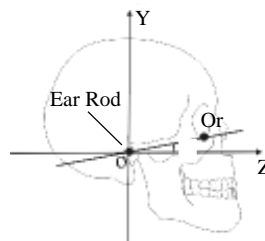


図8. 正貌セファログラム撮影時における頭部の回転

3.1.2 計測点の3次元座標の取得

・拡大率の修正

セファログラムは図7に示すようにイヤーロッドによって頭部を固定し、X線源、被写体、撮像面間の距離を一定に固定した状態で撮影される。被写体上の計測点A₀はセファロ画像上では拡大された像として投影される(図7中A_{LAT})。したがって、被写体正面における中心線からの距離kにより、側貌セファロへの拡大率が変化する。求めるべき被写体上の計測点の3次元座標を(x₀, y₀, z₀)とし、側貌セファロ上での座標を(y_{LAT}, z_{LAT})とすると、拡大補正式は以下ようになる。

$$y_0 = y_{LAT} \times \frac{L_1 + k}{L_2}$$

$$z_0 = z_{LAT} \times \frac{L_1 + k}{L_2}$$

kは各計測点によって決まる値で、Y軸上における計測点ではk=0である。それ以外の点におけるkの値については、山崎らの人類学的計測に基づく日本人の平均値を参照した[10](表1)。ここで、k値のずれを±10mmとして考えても、その誤差は20/1,650 1.2%となり、無視できる範囲であることが報告されている[10]。

・正貌セファロ撮影時の回転補正

正貌セファロ撮影時には、頭部をイヤーロッドで固定してはいるものの、図8のようにX軸まわりの回転が生じる可能性があり、これを補正する必要がある。セファロ画像水平軸(Z軸)とイヤーロッドと眼下下縁点(Or)を結ぶ線分のなす角度をθとし、正貌セファロ上での座標を(x_{PA}, y_{PA})とするとy_{PA}は次式より求められる。

$$y_{PA} = \frac{L_2(L_1 + k)(z_{LAT}\sin\theta + y_{LAT}\cos\theta)}{L_1L_2 + (L_1 + k)(z_{LAT}\cos\theta - y_{LAT}\sin\theta)}$$

・正貌セファロからのx_{PA}値の取得

Y=y_{PA}の直線を正貌セファロ上に表示し、その直線と骨格・顔表面輪郭線との交点をプロットすることで、各計測点のx_{PA}値を得る。最後に、x_{PA}を式(6)に代入することで、最終的な計測点の3次元座標(x₀, y₀, z₀)を求める。

$$x_0 = x_{PA} \times \frac{L_1 + z_0}{L_2}$$

3.2 フィッティング手法

3.2.1 幅のフィッティング

セファログラムから抽出した計測点の3次元座標データを利用し、標準頭部モデルを患者の頭部形状にフィッティングさせる手法について説明する。

まず、頭部の幅のフィッティングを行う。図9中の x_1 、 x_2 はそれぞれ骨格輪郭上の計測点、における骨格の幅を示している。この2つの線分の長さとして標準モデル上の対応する部分の長さ ($x_{1(std)}$ 、 $x_{2(std)}$) の比を各計測点において求め (x_{r1} 、 x_{r2})、と の間に位置するモデルの特徴点における変換倍率 x_{ri} を次式の線形補間によって求め、特徴点を移動する。 s_n は補間のステップ数を表しており、現在のところ 100 に設定している。

$$x_{ri} = \frac{i x_{r2} + (s_n - i) x_{r1}}{s_n}$$

3.2.2 高さ・奥行きのフィッティング

次に、頭部の高さ及び奥行きのフィッティングを行う。図10に示すように、頭部を3つの部分(下顎前部、後部、上顎以上前部)に分け、それぞれの部分において変形を行う。2点の計測点における変位量 p_1 、 p_2 を用い、次式の線形補間によってモデルの各特徴点における移動ベクトル r_i を求め、モデルを変形する。

$$\Delta r_i = \frac{i p_2 + (s_n - i) p_1}{s_n}$$

3.2.3 顔構成部位のフィッティング

セファログラムからは顔の輪郭形状の情報しか得られないため、目や鼻、口など顔構成部位についてはテクスチャとモデルを重ね合わせた上で、自作のツールによりパーツの拡大縮小、及び位置合わせを行う。

3.3 フィッティング結果

本手法によって患者のセファログラム画像から計測点データを抽出・補正し、頭部形状のフィッティングを行った結果を図11に示す。

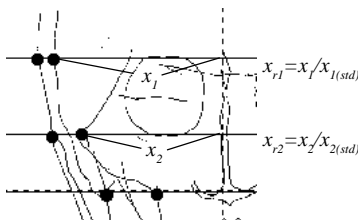


図9. 頭部の幅のフィッティング

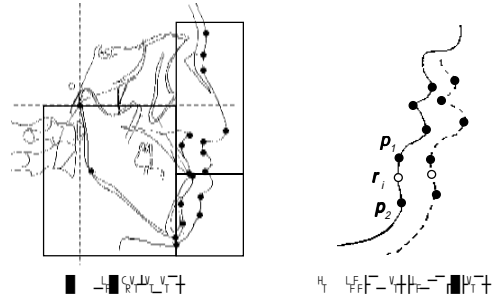


図10. 頭部の高さ・奥行き方向のフィッティング

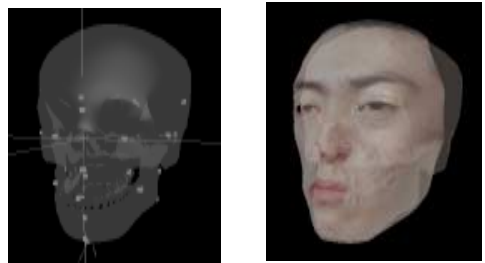


図11. フィッティングの結果

4. 骨格の移動に対する顔表面の移動量

顎の後退量 (z_s) に対する顔表面組織上の代表的な計測点における水平方向後退量 (z_i) との相関については、直線回帰を用いた統計的な検討が行われている。式(9)はその回帰直線の方程式である。本研究では、この相関関係をもとに、顎骨から皮膚へ法線方向に結ぶバネの弾性係数を設定している。具体的には、顎の後退によってバネにかかる一定の弾性力に対し、式(9)に従って計算される変位を生じるように弾性係数を定める。ここでは、図12に示すような4点の計測点に関する回帰係数として、土屋ら[13]の解析結果を用いている(表2)。

$$z_i = a_i z_s + b_i$$

表2. 各計測点における回帰係数

Point	a_i	b_i
1	0.14	0.63
2	0.55	-0.66
3	0.62	-2.97
4	0.93	-0.20

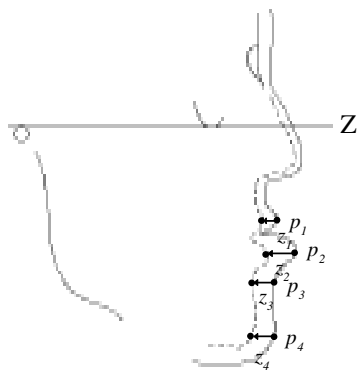


図 12. 下顎の後退に対する顔輪郭線上の各計測点の変位(Z軸)

5. システム概要

図 13 に手術シミュレーションシステムの概観を示す。矯正手術の際に必要な下顎骨の切除位置、移動量、回転角度などのパラメータをコントロールパネルに入力し、骨格モデルを移動させる。それに伴う顔表面の変形過程を計算によって求め、リアルタイムで表示するようになっている。また、このシステムでは、表情生成に必要な各筋肉の収縮パラメータ及び骨格の運動パラメータ、皮膚・筋肉を表すパネの弾性定数等をインタラクティブに設定し、それによる表情変化過程をシミュレートすることが可能である。これによって、手術前後の顔を用いて表情生成を行えば、手術前後での表情表出の相違までもシミュレートすることができる。

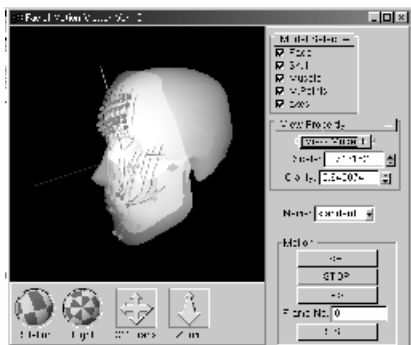


図 13. シミュレーションシステムの概観

6. シミュレーション実験

6.1 実験概要

本手法により、**3名**の下顎前突症患者の術前セファロ画像から3次元頭部モデルを構築し、外科的顎矯正手術のシミュレーションを行った。今回のシミュレーションでは、外科顎矯正治療において最も広く行われている術式である下顎枝矢状分割法を適用した。図 14 に下顎枝矢状分割法の概要を示す。図のような線に沿って骨切りを行い、その後前突した下顎前部を後退・回転させ、良好な噛み合わせを得るような術式となっている。手術シミュレーション時に必要とされる下顎の後退量・回転角度などのパラメータは、医師がPaper Surgeryによって決定した値を入力した。

6.2 手術シミュレーション結果

図 15 に患者の術前、術後の側面X線画像を、図 16 に骨格モデルで手術シミュレーションを行った結果を示す。このケースでは、下顎骨を左に4mm、上に2mm、後方に7mm移動させ、更に水平軸に対して下方への回転3.5度を与えた。図 17 にはそれに伴う顔表面の変形を予測した結果をそれぞれ示す。

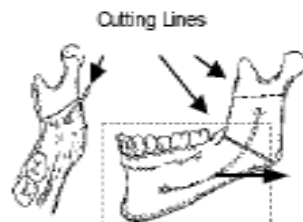


図 14. 下顎枝矢状分割法



図 15. 術前・術後の側面X線画像

図 16. 骨格モデルを用いた手術シミュレーションの結果

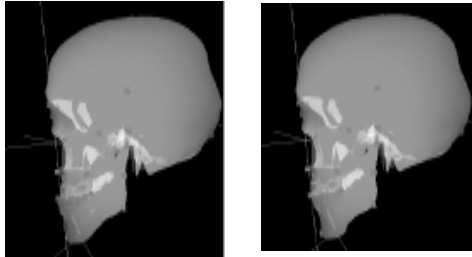


図16. 骨格モデルシミュレーション結果

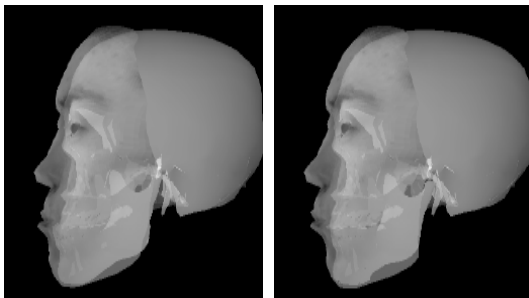


図17. 手術による顔面変形の予測結果

6.3 評価

シミュレーションを行った3ケースについて、医師が予測した Paper Surgery の結果及び本手法によるシミュレーション結果と、実際の術後結果との一致度を定量的に調べた。図18(a)に術後側貌輪郭とPaper Surgeryによる予測結果を、(b)に術後側貌輪郭と本手法による予測結果を、それぞれ術後側貌輪郭を黒い実線、予測された輪郭を灰色の実線で示した。また、予測結果の2次元的な定量評価を行うため、上唇・下唇・顎部に5つの解剖学的計測点を設け、術後の計測点と、それに対応する予測された計測点間の距離をセファロ上で計測した。その結果、3ケース(5計測点/人)の平均で、術後側貌とPaper Surgeryによる予測では約3.1mmの誤差、術後側貌と本手法による予測結果においては2.1mmの誤差となり、約1mm程度の予測精度の改善が確認できた。

7. 考察

本手法による予測結果は、若干の誤差を含んではいるものの、実際の術後顔輪郭と比べて比較的良好な結果が得られている。手術計画の立案と術後の予測については、従来は医師が正貌・側貌セファロから顔輪郭形状の平面的な予測を行ったり、経験に基づいて骨格

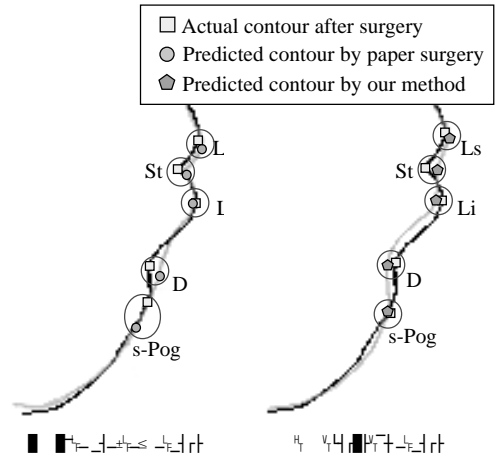


図18. 術後トレースと予測結果の重ね合わせと評価のための計測点設定

の立体像を予測するなど、主観的な判断によるところが大きかった。本手法は術後の顔の3次元的な変形を、頭部の解剖学的な構造を考慮に入れたモデリングを行った上で物理計算によって予測するものであり、任意視点からの頭部3次元画像の可視化が可能である。また、正面・側面のX線写真からの頭部立体モデルの構築手法は、精度の問題はあるものの、CTを利用する場合に比べて簡便かつ安全であり、幅広い臨床応用が期待できる。

なお、術後の顔貌変化予測時に数値計算を行う際の演算時間は、症例1ケースにつき約1分程度であり(Pentium600MHzのWindows PC使用)、計測点のプロット、モデルのフィッティングを含めた処理全体でも約5分程度で手術シミュレーションが可能である。また、定量評価の結果においてもPaper surgeryと比べて予測精度の向上が確認できた。通常のPaper surgeryの所要時間が約20分程度であることを考えると、本手法では比較的短時間の処理で精度良く術後結果の予測を行うことが可能である。

予測誤差の原因としては、X線写真を用いたフィッティングの過程で生じる、術前の頭部モデル形状の不整合が考えられる。本手法では、正面・側面2枚のX線写真から代表的な計測点を抽出してその座標値を頭部3次元形状のフィッティングに利用しているため、計測点周辺の形状は実際のものとはほぼ同じになるが、それ以外の部分は補間によって形状を変化させているため、

本来の形状とはずれが生じてしまう。今回のシミュレーションでは下顎部の骨、顔形状の精度が特に重要であるため、他の部分に比べて多数の計測点を設けることで対処しているが、下顎以外の部分についても、計測点数を増やすなどしてモデル構築の精度を上げる必要がある。また、更にフィッティングの精度を向上していくために、今後多数のCTデータより日本人の標準顔・骨格モデルを男女別々に作製し、シミュレーション時の標準モデルとして用いることを検討している。

また、下顎骨の後退量に対する顔表面の移動量は1対1でなく、その部位によって差異があることが統計的な調査によって確認されている。本システムでは、この統計データを一般的な予測の基準として、下顎骨とその近辺の皮膚を結んでいるバネの弾性係数を決定することで、より客観的な顔貌変化予測を実現している。しかし、この変形予測は水平軸(z軸)に沿った1次元のものであり、本来の3次元的な予測とはなっていないため、更に精度を向上するためには術前・術後の3次元CTデータからの統計的な解析に基づく一般的な変形予測を行う必要がある。また、症例によっては、この予測式に従わないものもあるため、個々人の皮膚や筋肉の張力特性などをモデルのパラメータに反映させることも重要である。個別に弾性パラメータのチューニングを行う方法として、術前に被験者の様々な表情を動画像として記録し、顔面運動とモデルによる表情表出結果を整合させるように弾性パラメータを決定するなどの方法を検討している。

8. おわりに

解剖学データに基づいて作成した標準頭部形状モデルと正面・側面X線写真を用い、患者の3次元頭部形状モデル構築する手法、及び物理計算によって顔面変形を予測することで顔面外科手術シミュレーションを行うシステムを提案した。今回は特に外科的顎矯正治療に焦点を当て、下顎前突症に対する手術シミュレーション実験を行い、その有効性を確認した。

現在、3次元CTや非接触3次元形状入力装置によって患者の術前後の骨格、顔形状の3次元形状データを取得し、モデルフィッティング結果、及び術後予測結果の3次元形状での定量評価を試みている。今後は、さらに多くの症例に対して本手法を適用し、モデルの改良を行う。また、本モデルを用い、術前・術後の顔における表情表出の差異をシミュレートすることも合わせて検討していく。

文 献

- [1] N.Suzuki, "Planning system and support system for surgery using virtual reality," Proceedings of the First International Symposium on Computer Aided Surgery, pp.20-21, 1994.
- [2] 崔 昌正, 原島 博, 武部 幹, "顔の3次元モデルに基づく表情の記述と合成," 信学論(A), vol.J73-A, no.7, pp.1270-1280, July 1990.
- [3] T.Ishikawa et al., "Face Image Reconstruction by Estimated Muscle Parameter," Proc. of the Third IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition '98, Nara, pp.342-347 April, 1998.
- [4] Y.Lee, D.Terzopoulos, and K.Waters, "Realistic Modeling for Facial Animation," In Computer Graphics(Proc. SIGGRAPH96), pp.55-62, 1996.
- [5] 青木義満, 橋本周司, "解剖学的知見に基づく顔の物理モデリングによる表情生成," 信学論(A), vol.J82-A, no.4, pp.573-582, April 1999.
- [6] 三谷ひかる, 今野立也, 田中一郎他, "顔面神経麻痺の外科的治療の支援計画システム," 日本コンピュータ支援外科学会誌, vol.4, no.1, pp.1-5, June. 1996.
- [7] R.M.Koch et al., "Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models," In Computer Graphics(Proc. SIGGRAPH96), pp.421-428, 1996.
- [8] 青木義満, 橋本周司, "顔の物理モデルと計測への応用," 第2回パターン計測シンポジウム, pp.31-36, Oct. 1997.
- [9] Y.Aoki and S.Hashimoto, "Physical Facial Model based on 3D-CT Data for Facial Image Analysis and Synthesis," Proc. of the Third IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition '98, Nara, pp.448-453, April, 1998.
- [10] 山崎俊恒, 岩澤忠正, "頭部における下顎の立体的位置および形態の研究," 日矯歯誌, vol.40, no.2, pp.20-227, 1981.
- [11] 宮島貴博, "口腔・顎・顔面における統合的3次元計測系開発のための基礎的研究," 阪大歯学雑誌, vol.41, no.1, pp.167-187, 1996.
- [12] B.Grayson et al., "The Three-dimensional Cephalogram: Theory, technique, and clinical application," Am J Orthod Dentofac Orthop, vol.94, no.4, pp.327-337, Oct. 1988.
- [13] 土屋雅文, 吉田建美, 足立 敏 他, "骨格性下顎前突症に対する外科的矯正治療前後の軟組織側貌変化について - 手術前後の変化を中心として - ," 日矯歯誌, vol.42, no.2, 1983.
- [14] Y.Aoki and S.Hashimoto, "Simulation of Postoperative 3D Facial Morphology using Physics-base Head Model," Proc. of Multi Media Modeling'99, Ottawa, pp.335-349, Oct. 1999.
- [15] T.Brown and A.H.Abbott, "Computer-assisted location of reference points in three dimensions for radiographic cephalometry," Am J Orthod Dentofac Orthop, vol.95, no.6, pp.490-498, June. 1989.

**青木 義満 (学生員)**

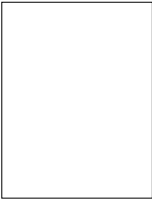
平8早稲田大・理工・応用物理卒。平10同大大学院修士課程(物理学及応用物理学)了。現在、同大理工学部応用物理学科助手。画像処理、特に顔画像の認識・合成に関する研究に従事。情報処理学会、画像電子学会、IEEE、日本顔学会各会員。

**寺嶋 雅彦 (非会員)**

1996 九州大学歯学部卒。九州大学歯学部矯正学講座、研修医を経て現在、研究生。顎矯正手術シミュレーションに関する研究に従事。日本矯正歯科学会、西日本矯正歯科学会、日本顎変形症学会各会員。

**中島 昭彦 (非会員)**

1969 九州歯科大学卒。九州大学歯学部助手、講師を経て1992に九州大学歯学部歯科矯正学講座教授。現在、同大学院歯学研究院。口腔保健推進学講座教授。歯博。顎顔面における機能と形態の関係、成長変化、遺伝学的解析などの研究に従事。日本矯正歯科学会、日本咀嚼学会、日本顎変形症学会、日本顎関節学会各会員。

**橋本 周司 (正員)**

1970 早大・理工・応用物理卒。東邦大学講師、助教授を経て、現在、早稲田大学理工学部教授。工博。確率過程の応用、画像処理、ヒューマンインタフェース、ロボティクス、音楽情報処理の研究に従事。画像電子学会、日本顔学会、日本ロボット学会、計測自動制御学会、ICMA 各会員。

図 1. 3次元頭部モデルの構成

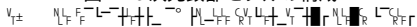


図 2. CT データを用いた顔表層・骨格モデルの位置合わせ

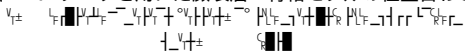


図 3. 表情生成の例

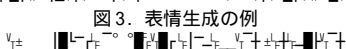


図 4. 頭部側面 X 線画像とそのトレース画像



図 5. 正貌・側貌セファログラフ上に設定した解剖学的計測点

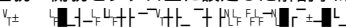


図 6. モデル上に設定した解剖学的計測点

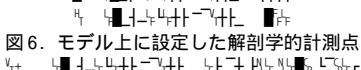


図 7. 側貌セファログラム撮影時における画像の拡大



表 1. 代表的な計測点における k の値

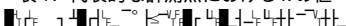


図 8. 正貌セファログラム撮影時における頭部の回転

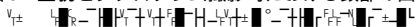


図 9. 頭部の幅のフィッティング

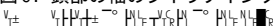


図 10. 頭部の高さ・奥行き方向のフィッティング

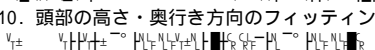


図 11. フィッティングの結果

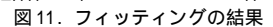


表 2. 各計測点における回帰係数

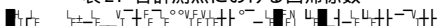


図 12. 下顎の後退に対する顔輪郭線上の各計測点の変位 (Z 軸)



図 13. シミュレーションシステムの概観

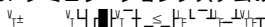


図 14. 下顎枝矢状分割法

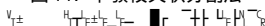


図 15. 術前・術後の側貌 X 線画像

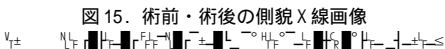


図 16. 骨格モデルシミュレーション結果

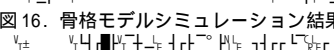


図 17. 手術による顔面変形の予測結果



図 18. 術後トレースと予測結果の重ね合わせと評価のための計測点設定

