

3次元任意形状の骨切断・移動操作が可能な 頭蓋形成手術計画支援システム NUCSS-V2†

安田孝美†† 横井茂樹†† 鳥脇純一郎††

本論文は現在行われている複雑な術式を含んだ頭蓋形成手術の計画を、医師が術前にあらかじめ立案するための会話型システム NUCSS-V2 について述べたものである。これは、頭蓋3次元像をコンピュータ・グラフィックスの手法を用いてディスプレイに表示し、医師がその上で最適な手術計画を会話的に立案し、手術の効果を評価することを可能にしたものである。筆者らは従来より形成外科医や放射線科医の協力を得て、実用化を目指したシステムの開発を進めており、そのプロトタイプとしての機能は既に開発している。しかし、これは比較的簡単な手術に対しては有効であるが、最近開発された複雑な手術に対しては新たな高度機能が要求されていた。本論文では、これら複雑な手術も含めた頭蓋形成手術一般に適用可能な計算機シミュレーション・システムについて、必要となる機能とその処理方法を述べた。具体的には、(1)ディスプレイからの3次元任意形状の切断・移動機能、(2)計画により再建された頭蓋形状から自然な術後顔面および頭部形状を予想・生成する機能、さらに(3)計画時における応答時間を短くするために新たに開発した諸機能について述べる。

1. はじめに

先天的、あるいは事故などの後天的な理由による頭蓋形状の異常を修復・再建する手術を頭蓋形成手術という¹⁾。異常形状の頭蓋は単に外観上の問題のみではなく、脳内圧力の増加のため正常な脳の発育を阻止するものであり、生命に関わる危険な問題である。実際の手術では頭蓋を小さなブロックに切断し、全体が正常な形状になるようにそれらを加工した後、再結合することにより行われる。この種の手術では、術前に理想的な頭蓋切断方法あるいは再建方法を決定しておく手術計画が、手術の成功と安全の確保のためには重要である。従来、この手術計画は外科医がスケッチした頭蓋側面像上で行っているが、それは2次元的なものであり、かつ手術の細部については外科医の経験に頼っていた(図1)。そこで、われわれは3次元的に計画の立案・検証の可能な、CT画像を用いた頭蓋形成手術計画システム NUCSS (Nagoya University Craniofacial Surgical-planning System) の開発を進めており、そのプロトタイプについては既に報告している²⁾。これは以下の点、すなわち、

- (1) 紙の上で立案されていたこれまでの手術計画を計算機上で実現することにより、計画を数値データとして扱い、グラフィック・ディスプレイ(GD) 端末から会話的に計画を立案することが

可能なこと、また、立案段階での修正、再検討などは極めて容易であること、

- (2) 術後の顔や頭の形状をこれらの数値データから計算機によりある程度予想して自動生成することが可能なこと、
- (3) 手術の各ステップや術後の状態を3次元的に任意の視点から観察できること、

により医師側からも高く評価され、この種のシステムの原理的な意義と将来の可能性は広く認められたと思われる。しかしながら、そこで実現された具体的な機能は著しく限定されていたため直ちに実用化するには多くの問題点が指摘されていた。例えば、上述の機能は非常に簡単な手術に対しては有効であるが、最近開発された複雑な手術方法には対応が難しいこと、術後頭部・顔面形状の予想機能も、より自然な形状の生成が望まれること、よりきめ細かい操作性の向上、などである。そこで、前システムの経験を生かして、これらの要求を満たす実用的なシステム(NUCSS-V2)を開発した。特に今回の実用化のために開発した新たな機能は次のとおりである。

(1) 任意方向からの計画

一般に、頭蓋骨は多くの方向から切断することにより複雑な形状に加工され、任意の位置へ移動される。本システムでは骨への操作はGDから会話的に行うので、2次元平面からの操作を複数組み合わせることにより3次元的に任意の操作を可能にする機能を実現した。

(2) 術後顔面予想機能の改良

計画した頭蓋形状から、術後の頭部外観を表現する

† A Craniofacial Surgical Planning System NUCSS-V2 Containing a Function to Cut or Move Arbitrary Shape of Bony Blocks by TAKAMI YASUDA, SHIGEKI YOKOI and JUN-ICHIRO TORIWAKI (Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Nagoya University).

†† 名古屋大学工学部情報工学科

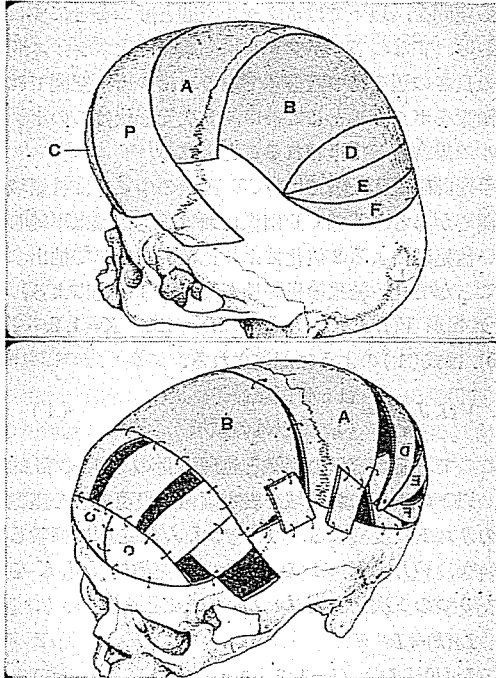


図1 スケッチによる手術計画
 (写真提供: 慶応大学医学部形成外科中嶋英雄助教授)
 Fig. 1 Surgical plan on a sketch.
 (Photographs courtesy of Hideo Nakajima, M. D.,
 Keio University Hospital)

機能は既に開発しているが²⁾, CT 画像が頭頂部まで得られていない場合, 頭頂部において不自然な穴を生成する欠点があった. この欠点を克服し, より自然な頭部の形状を表現する方法を開発した.

(3) 計画時における操作性の向上

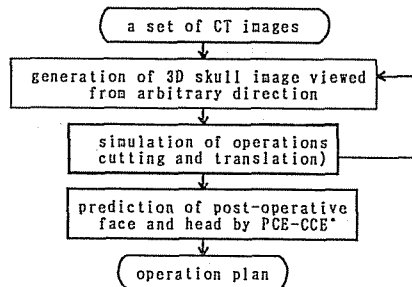
機能(1)により, 医師は計画を複数の方向から何度も修正を繰り返すことにより, 最適な計画を決定していく. そこで, できるだけ簡単な操作で, できるだけ早く骨片操作の結果を表示することが望まれる. ここでは, ある投影画面上での骨片移動の際, 3次元的操作を施す前に, ディスプレイ上でのみ操作結果を表示し, その移動の評価を行うようにした.

これらの新たな高度機能の開発により, 現在行われているほとんどの頭蓋形成手術に適用可能であるとの評価を医師より得ている. また, GD 上から骨切断の操作を行おうとする研究は著者らのほかにも Fellingham らによって報告されているが³⁾, その機能は非常に限られたものであり, 臨床応用できるまでには至っていない.

2. 処理手順の概要

本システムは頭部 X 線 CT 像の系列を入力画像とし, 計算機上で生成された 3次元頭蓋像をグラフィック・ターミナルに表示し, 外科医がその上で会話的に手術計画を立案するものである. その機能としては, (1)頭蓋 3次元像生成, (2)スクリーンからの会話的手法による骨片操作, (3)計画による術後の頭部・顔面形状の予想, がある. このうち, 頭蓋 3次元像の生成機能, 一方向からのみによる骨片の切断・移動操作機能, および基本的な術後頭部・顔面形状の予想機能については既に開発している²⁾. しかし, 既に述べたようにこれらの機能だけでは現在の複雑な手術全般に対処することは難しく, 新たなより高度な機能, すなわち(1)3次元的に自由な骨片操作機能, (2)それに伴う操作性の向上, (3)より自然な術後頭部・顔面形状の予想機能, の開発が必要である. それらの概略について以下に述べる.

NUCSS-V2 における処理手順の概要を図 2 に示す. まず, 3次元的に任意形状の切断・移動の操作を実現するために, 任意方向からの骨操作をいくつも組み合わせる会話的操作機能を開発した. これはある方向から切断や移動の操作が加えられた骨に対して, 再び異なる方向から続けて操作を加えることを可能にし, これを何度も繰り返すことによって, 結果的に任意の意図する 3次元的操作が行えるようにしたものである. また, 医師が計画を立案する場合, 何度も異なる方向から試行錯誤的に操作を行うので, システム全体としてできるだけ操作性の良いものが望まれる. ここでは観察方向を指定する方法を簡潔にし, 表示物体の拡大・縮小を容易に行うことができる機能を開発した.



* PCE: Polar Coordinate Expression
 CCE: Cylindrical Coordinate Expression

図 2 NUCSS-V2 の処理手順
 Fig. 2 Processing flow of NUCSS-V2.

計画が決定されると、その計画にしたがった手術を実際に行ったとき、予想される手術後の顔面および頭部の形状を計算機内で生成することが望まれる。われわれは既に円柱座標系表現 (Cylindrical Coordinate Expression or CCE) により予想形状を生成する機能を開発しているが²⁾、前章(2)で述べた欠点があった。そこで、新たに極座標系表現 (Polar Coordinate Expression or PCE) と CCE とを組み合わせた方法により、頭部および顔面のより自然な形状を表現する方法を開発した。

これらの機能により最終的に決定された手術計画は、骨片の3次元的な切断および移動のパラメータとしてシステム内に記憶され、以後、計画像を任意の位置から観察した像を生成したり、計画の再検討をしたりすることが可能である。

以下、第3章では3次元的に自由な骨片操作を行うためのいくつかの処理手法について述べ、第4章では計画後のより自然な術後頭部・顔面形状の予想手法について述べる。また、第5章では NUCSS-V2 を用いて外科医が実際に立案した手術計画例を示し、本システムの有用性を明らかにする。

3. 多方向からの手術計画機能

ここでは任意方向からの手術計画を組み合わせる機能について述べる。3.1節では必要な前処理、および3次元的な操作を可能にするための本システム独自の形状データ表現法について、3.2節では3次元表示の際の簡易投影方法について、そして、3.3節では多方向からの手術計画機能の処理手順について詳しく述べる。

3.1 CT 画像の圧縮と表現法

本システムで用いる入力画像は、体軸に垂直に等間隔で撮られた X 線 CT 画像 (スライス) 約 100 スライスの系列である。各スライスの解像度は 256×256 画素で画素間隔は約 0.7 mm、スライス間隔は 2 mm である。この原画像にそのまま 3 次元表示のための処理を行うことは記憶容量、処理速度の両面で大きな負担となり、会話型利用に際しての応答時間が問題となる。そこで、画質を若干犠牲にし、スライスの解像度を 128×128 画素に圧縮したものをを用いることにする。また、水平方向と垂直方向の解像度を近づけるため、各スライス間に 1 枚のスライスを線形補間により自動生成し、内挿している。結局、画素間隔 1.4 mm、スライス間隔 1 mm の CT 画像 200 枚の系列を原画像として用いることになる。この原画像によって構成さ

れる空間を、以下ではボクセル空間と呼ぶことにする (図 3)。すなわち、ボクセルは画素間隔とスライス間隔の長さの辺を持つ直方体であり、ボクセル空間では各画素をボクセルとして扱い、3次元形状はこのボクセルの集合として扱われることになる。

手術計画立案段階では、CT 画像の中で特に骨領域に関心がある。X 線 CT 画像における骨領域は単純しきい値処理による 2 値化により比較的安定して抽出することができ、結果の信頼性も高い。2 値化により、ボクセル $V(I, J, K)$ ($I, J=1, 2, \dots, 128, K=1, 2, \dots, 200$) は式(1)のように記述される。

$$V(I, J, K) = \begin{cases} 1: \text{骨領域} \\ 0: \text{骨以外の領域} \end{cases} \quad (1)$$

ここで、記憶容量の削減と処理時間の短縮の目的で、以下のように骨領域を表す画像の表現方法を座標値のリストに変換する。つまり、 I, J, K を順に探索していき、 $V(I, J, K)=1$ のボクセルの座標値 I, J, K を各々 3 つの 1 次元配列 L_i, L_j, L_k に記憶していく。

$$\begin{aligned} L_i(k) &= I \\ L_j(k) &= J \quad (k=1, 2, \dots, n) \\ L_k(k) &= K \end{aligned} \quad (2)$$

ただし、 n は値 1 を持つボクセルの総数である。

始めの入力画像は 256×256 画素で各画素 2 バイトであり、そのうち骨領域を表す画素は数 % であるので、 128×128 画素に圧縮した画像に必要な記憶容量は、式(2)の表記法により始めの入力画像の数 % に抑えられることになる。以上の処理は計画立案に入るに先立ち、前処理として行っておく。

3.2 投影変換

本来、ボクセルは直方体であるから、その 6 つの面のうち可視である 3 つの面をスクリーンに投影することにより 3 次元像が生成できる⁴⁾。しかしながら、多くのボクセル面を各々投影していたのではやはり処理

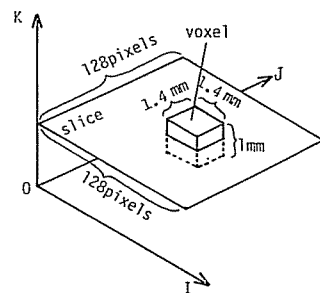


図 3 システムで用いるボクセル空間
Fig. 3 Voxel space used in the system.

時間が問題となる。そこで、われわれのシステムではボクセルの中心点を投影し、投影点の周りの4点を同時に表示する簡易表示法により計算量を減らしていた⁵⁾。

しかるに、今回用いた画像(スライス)は解像度が128×128画素と低いため、この手法をそのまま用いて同じ大きさの投影像を得るためにはボクセル1つに対して投影面上の16点を同時に表示しなくてはならず、そのため生じる画質の低下が無視できない。そこで、ボクセルの形状を球とみなし、以下に示す方法により簡易的な投影変換を行った。

まず、球の中心点から球の表面までの投影座標系での相対距離を求める。球の半径 R は表示の際の拡大・縮小の処理により画質が低下しないように、CT画像での画素間隔と等しくする。いま、図4に示すように $(I, J, K) = (0, 0, 0)$ に中心を持つ半径 R の球をスクリーン上に投影したとき、複数の点が球の投影像を表現することになる。この点の座標値を3つの1次元配列 $X_s(k), Y_s(k), Z_s(k)$ ($k=1, \dots, n$, n は点の数) として記憶する。ここで、 $X_s(k), Y_s(k)$ は投影された球を表す点の投影面上での座標値であり、 $Z_s(k)$ は視点から各点までの距離を表している。

次に、ボクセル $V(I, J, K)$ の投影を考える。ボクセルの中心点 (I, J, K) がスクリーン上 (X_v, Y_v) に投影され、そのときスクリーンとそのボクセルとの距離が Z_v であったとする。このとき、3つの1次元配列 X_s, Y_s, Z_s に記憶している値を用いて球表面を投影する。すなわち、 $k=1, \dots, n$ に対してスクリーン上 $(X_v + X_s(k), Y_v + Y_s(k))$ の画素点に各々 $Z_v + Z_s(k)$ を代入する。この処理により、中心 (I, J, K) 、半径 R の球が投影されたことになる。

スクリーン上の輝度計算は、スクリーンから物体表面までの距離 (Z 値) を表す2次元配列 (Z -バッファ) に可変重みフィルタ⁵⁾ による平滑化を施した後、gradient shading法⁴⁾ により行う。

3.3 手術計画機能

本節では、頭蓋3次元像を任意の形状に切断し、切断された骨片を3次元空間内において任意方向へ移動させ、さらに任意軸回りに回転させる機能について述べる。骨領域は3.1節で述べたように、3つの1次元配列 L_i, L_j, L_k に骨領域を構成するボクセルの座標値として表現されている。ここで、切断・

加工された骨片を各々個別に管理するため、各ボクセルにその属する骨片を示すラベルを持たせる。したがって、切断によって新たな骨片が生成されるごとに、新しいラベルが生成され、対応するボクセル集合にこの新しいラベルが割り当てられることになる。また、GD上に投影像を表示するための輝度値用2次元配列Aと共に、GD上での切断・移動の操作をラベルで管理するためのラベル用2次元配列B(投影面上の座標 (X, Y) の画素が画面に表示されている骨片に属するとき、その画素のラベルを X 行 Y 列要素に入れる)を用意する。本機能の階層的コマンド群を図5(a)に示す。これらのコマンドはGD下部に表示されたメニューから選択される(図5(b))。以下では、表示、切断、移動の各機能について述べる。

3.3.1 表示

計画にしたがった3次元像を指定された視点方向および倍率で生成する。これは、各ボクセルに対して計画時に指定された移動・回転の変換を行った後、GD上に投影変換することにより行われる。

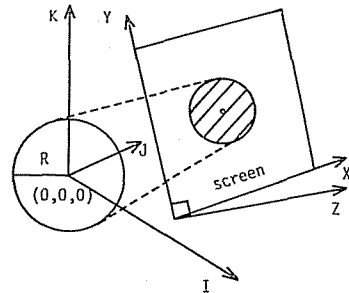
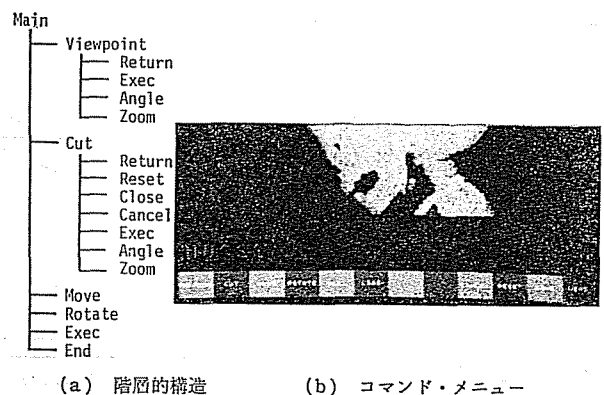


図4 球表面近似による簡易投影法
Fig. 4 Simplified projection by using sphere surface.



(a) 階層的構造 (b) コマンド・メニュー

図5 手術計画のためのコマンド群
Fig. 5 Commands for planning surgical operations.

いま、 k 番目のボクセル $V_k(I=L_i(k), J=L_j(k), K=L_k(k))$ の投影を考える。まず、このボクセルに現段階で付いているラベル L_k を各ボクセルに対してその属する骨片のラベルを記憶する配列 $L_i(k)$ から求め、このラベルに対応する移動・回転による座標値の変換を行う。同一のラベルを持つボクセル集合は切断された1つの骨片を表すが、これは画像上で指示された移動・回転の操作を受けている。この操作を受けるごとにそのラベルに対応する移動・回転を行う変換行列の係数が更新されている。そこで、ラベル L_k の骨片に対する変換係数 $a_{PQ}=a_{PQ}(L_k)$, $b_P=b_P(L_k)$ を式(3)に代入することにより、ボクセル V_k の変換後の座標値 (I', J', K') を求める。

$$\begin{pmatrix} I' \\ J' \\ K' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I \\ J \\ K \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix} \quad (3)$$

次に、変換された座標値 (I', J', K') を投影変換して座標系 (X, Y, Z) による座標値を求め、2次元配列 A (Z バッファ) の要素 (X, Y) に Z 値を記憶する。計算時間の短縮のため、実際の計算では上述の2つの変換を合成した変換係数を求め、 (I, J, K) から直接に (X, Y, Z) を求めている。投影の際、2次元配列 A の (X, Y) の要素に既に値が記入されていれば、視点に近いほうの Z 値を記憶し (Z -バッファ法⁴⁾)、同時にラベル画像の2次元配列 B の要素 (X, Y) にラベル L_k を代入する。同様にしてすべてのボクセルを投影し、頭蓋3次元像が生成されたとき、2次元配列 B は GD 上に表示されている3次元像に対応するラベルを表す画像となっている。このラベル画像は移動・回転における骨片の選択に用いるほか、切断された骨片が重なって表示される場合、その境界線を求めて表示することにより、異なる骨片であることを明確にするためにも用いられる。

3.3.2 切断

GD 画面上に表示されている同一ラベルを持つ画素集合を各々別のラベルを持つ2つの画素集合に分けることにより、 GD 画面に垂直な平面による切断を実行する。以下に具体的な処理手順を述べる。

① ヘア・カーソルにより切断したい骨領域を選択する。この操作により、切断したい骨片のみが再表示され、切断処理が可能となる。この骨片を表す

ラベルを L_0 とする。

② 次に、切断線の点列を入力することにより切断が行われる。このとき2次元配列 B をあらかじめ初期化しておき、点列が入力されるごとに、点列間を連結する点集合 $\{(X_c, Y_c)\}$ を求め、すべての $\{(X_c, Y_c)\}$ に対する要素 $B(X_c, Y_c)$ に切断線を示すラベルを記入し、また GD 上に切断線を表示する。この切断線により画像を2つの領域に分割することになる。

③ 領域の分割後、関心のある領域内で1点を指定する。これにより、この点を含み切断線と境界線とで囲まれた閉領域の点集合 $\{(X_R, Y_R)\}$ を求め、2次元配列 B の対応する要素 $B(X_R, Y_R)$ にこの新たに生成された領域を示す新しいラベル L_1 を記入する。

④ 最後に、手順①で選択された骨片のラベル値 L_0 を持つすべてのボクセルを GD 画面上に再投影し、対応する2次元配列 B の要素に手順③で生成した関心領域を示すラベル L_1 が書き込まれていればそのボクセルのラベルを L_0 から L_1 に更新する (図6)。

3.3.3 移動および回転

骨片の平行・回転移動を行う。ここで平行移動の方向は GD 画面に対して平行であり、回転移動の回転軸は GD 画面に対して垂直である。処理手順の概略を以下に示す。

① まず、移動させたい骨片を指定する。いまヘア・カーソルにより (X_P, Y_P) が入力されたとすると、2次元配列 B からラベル $L_P=B(X_P, Y_P)$ を求める。この L_P をラベルとして持つすべてのボクセルがこの移動の対象となる。

② 従来の $NUCSS$ による入力方法と同様の方法で、指定した骨片の移動を行う⁶⁾。

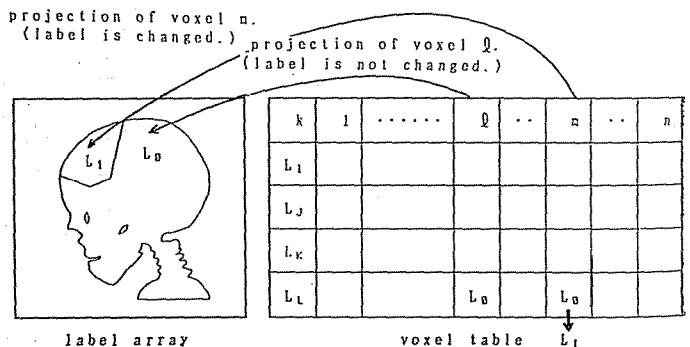


図6 切断操作によるボクセルのラベル更新
Fig. 6 Renewal of voxel labels due to cutting operation.

3.4 移動骨片の簡易表示

骨片の移動は3.3.3項の方法で行うが、手術計画においては一般に移動を何度も繰り返すことにより最適な移動量を決定するため、移動後の形状をできるだけ早く表示することが望まれる。そのためには個々の移動の指示があるごとにその骨片の3次元像を生成していたのでは応答時間が遅く、操作性が悪い。そこで、最適な移動量が決定するまでは、その骨片の輪郭線のみを移動表示させて検討を行うようにした。すなわち、いま、あるラベル L を持つ骨片を移動させたいとすると、まず L を持つすべてのボクセルをGD画面上に投影し、画面上でのその領域の輪郭点列を2次元配列 B から求める。最終的な移動量が決定するまではその骨片上の各ボクセルの投影変換は行わず、この輪郭点列を表示画面上で2次元アフィン変換することにより輪郭線のみで移動先を表示する。これによって応答時間を大幅に削減した。

4. 術後の頭部・顔面形状予想機能

決定された計画にしたがった手術が実行された場合、術後に予想される頭部・顔面形状は手術計画の評価に非常に重要である。しかしながら、計画された操作を適用した後の頭蓋像は複雑に切断、移動の操作が施されており、骨片間の隙間もかなり多く存在する。そこで、これらの隙間を補間しつつ軟部組織の厚みを考慮して頭部の外観形状を予想する機能を実現した。これは、骨領域を円柱座標系により表現し(Cylindrical Coordinate Expression or CCE), これらに軟部組織に対応する一定の厚みを加え、隣接する上下のスライスに対応する3つの輪郭点により作られる3角形面素を順次構成していくことにより表現するものである。この方法によれば、頭部の輪郭は図7における K 軸からの距離として以下のように記述される。

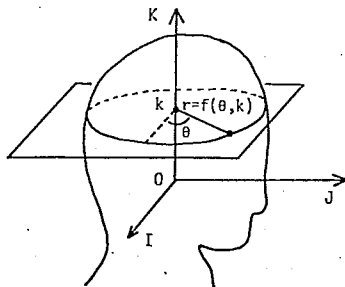


図7 頭部形状の円柱座標系表現
Fig. 7 Cylindrical coordinate expression for head shape.

$$r = f(\theta, k) \quad (4)$$

ただし、顔面領域はほとんど骨移動は行われないので、術前の形状をそのまま用いることにした。

ところで、頭部の形状は球に近いので、表現法として極座標系表現(Polar Coordinate Expression or PCE)を用いるほうが自然であると考えられる(図8)。この表現法によれば輪郭面(頭部表面)の原点からの距離 r は次のように書かれる。

$$r = f(\theta, \phi) \quad (5)$$

ただし、PCEではある ϕ で対応するスライスが存在しない場合には、隣接する輪郭点からの線形補間により内挿を行う。これにより頭頂部の表現が改善される。CCE, PCE各々の表現による K (体軸)方向の輪郭の分布を図9に示す。図より明らかなように、PCEでは ϕ が大きくなるにつれ輪郭点が多く分布することがわかる。しかし、PCEはすべてのスライスについて用いることができるわけではなく、例えば肩などの表現には適さない(図10)。したがって、両方法の長所を生かすため、頭部をPCEで顔より下部をCCEで表示することにより、かなり自然な顔面・頭部形状を表現することに成功した。図11, 12にCCE単独

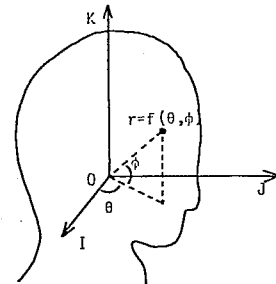


図8 頭部形状の極座標系表現
Fig. 8 Polar coordinate expression for head shape.

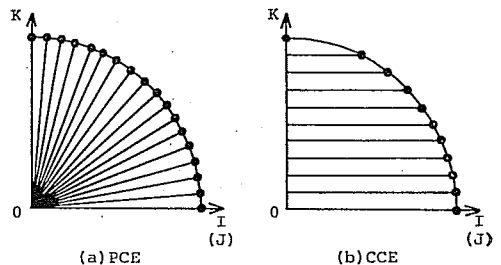


図9 CCEおよびPCEによる頭部・顔面の輪郭点の分布(●印)
Fig. 9 Contour distribution of head and face by CCE and PCE.

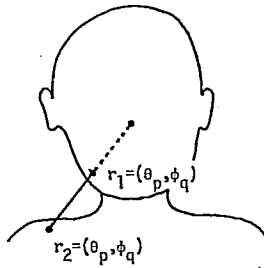


図 10 PCE による表現における欠点
(一方向に2つの輪郭点 r_1 , r_2 が存在する.)
Fig. 10 Defect of the PCE.
(Two contour points r_1 and r_2 exist
in one direction.)

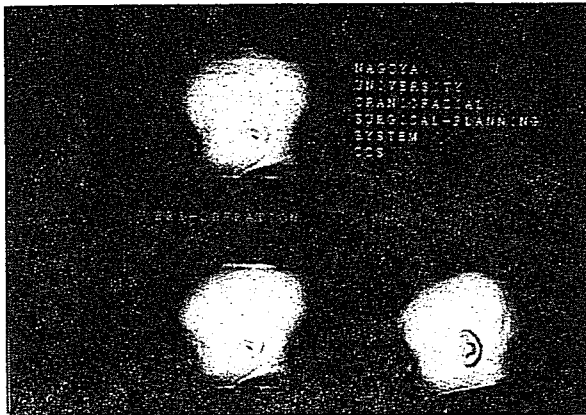


図 11 CCE によるデータから生成された顔面・頭部形状
Fig. 11 Face and head shape generated by the CCE.

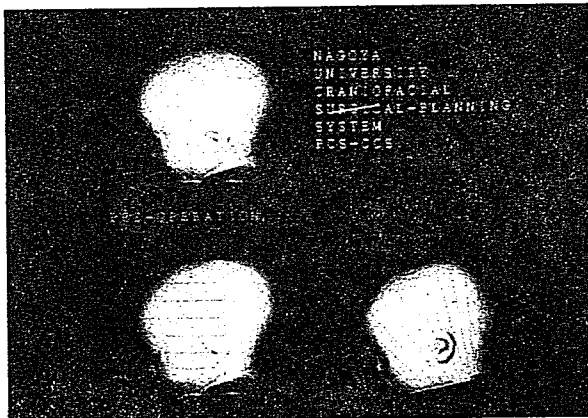


図 12 PCE-CCE によるデータから生成された顔面・頭部形状
Fig. 12 Face and head shape generated by the PCE-CCE.

で表現した顔面形状と PCE と CCE とを組み合わせ
て表現したものを各々示す。図中、左上、左下、右下
は、各々術前、計画による術後の予想、実際の術後の

顔面・頭部形状である。これより、後者が頭頂部をよ
り自然に生成していることがわかる。

5. 手術計画例

本システムを用いて、形成外科医が実際の手術方法
にしたがって計画立案した例を図 13 に示す。この症
例は頭蓋骨が前後方向に極端に長い長頭症の患者で、
幼児期にこの種の手術を施す。本例の手術計画は医学
者が実際に本システムを操作して作られた。本システ
ムはこれまでに、既に手術が行われた 5 症例に対して
の計画立案に試験的に用いられ、臨床応用が可能な段
階にあるとの評価を得ている。

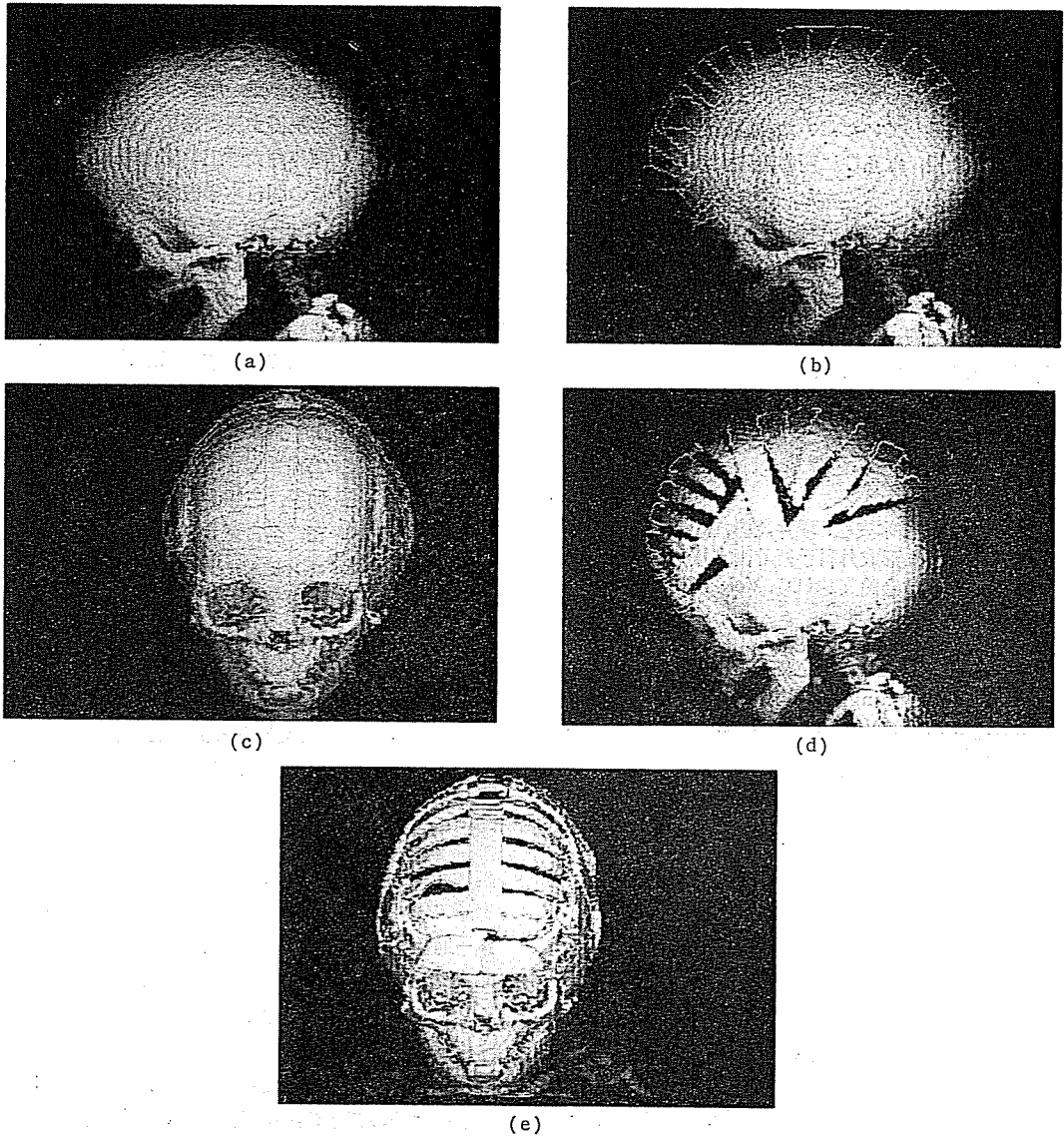
使用計算機は名古屋大学大型計算機センター
の FACOM M-780 でプログラムは FORTRAN
77 で書かれている。計算時間は図 13 の例で
頭蓋 3 次元像の生成に要する処理時間が約 15
秒、GD への表示時間が約 30 秒である。また、
計画立案時における骨片移動の際の輪郭線表示
に数秒から十数秒要している。なお、表示装置
は解像度 1,024×1,024 のグラフィック・ディ
スプレイ GRAPHICA M-1008 (R,G,B 各 8
ビット) を使用した。ただし、投影計算は 512
×512 画素で行い、表示の際に縦横各 2 倍拡大
を行った。

6. おわりに

本文では、現在実際に行われている頭蓋形成
手術の手術計画を、コンピュータ・グラフィッ
クスの手法を用いて計算機上で試行錯誤的に立
案して、各症例に対して術前に最適な計画を決
定するためのシステム NUCSS-V2 について述
べた。最近の頭蓋形成手術は複雑な骨片切除や
骨片移動を伴うものであり、本システムには医
学者からの助言を基にした実用的な機能の開
発が要求された。具体的には、(1)任意方向から
の操作の組合せによる複雑な手術計画の実現、
(2)PCE-CCE 法によるより自然な術後顔面予
想機能、および(3)計画時における操作性の向
上、の各機能を開発した。

形成外科医が上述の機能を利用して 5 例の症
例に対して実際の手術に即した計画を立案し、
その有効性を確認した。特に、骨片の操作機能につ
いてはほぼ満足との評価を外科医から得ている。

今後の課題としては、決定された計画の定量的評価



(a) Pre-operative skull image.
(b), (c) The skull is cut into 43 pieces.
(d), (e) Simulated skull images.

図 13 手術計画例

(計画立案は慶応大学中嶋英雄助教授による)

Fig. 13 An example of surgical planning by Hideo Nakajima, M. D., Keio University Hospital.

を行う機能を充実させていくことが挙げられる。また、実用化を進めるためにはワークステーションやパソコンでの効率のよい実現も望まれ、現在ワークステーションへの移植を進めている。

なお、本システムは頭蓋形成手術シミュレーションを対象として開発されているが、工学的観点から見ると3次元デジタル画像に対する複雑な操作（切断・

移動・回転）をコンピュータ・グラフィックスによる表示画面からの対話的指示で実行するための基本機能の実現である。したがって、本システムは今後他の部位の手術計画立案や3次元画像解析システムの骨格部分になりうると考えられる。実際、股関節部の手術のシミュレーション⁷⁾やミイラの解析⁸⁾への応用などの例がある。さらには3次元形状をボクセル型データで

表現して図形操作する CAD 等にも応用の可能性があると考えられる。

謝辞 医学面から有益なご助言を賜り、貴重な CT 画像データを提供していただいた独協医科大学放射線科藤岡睦久助教授、ならびに慶応義塾大学形成外科中嶋英雄助教授に深謝する。また、プログラム開発に努力していただいた橋本安弘君(現(株)ソニー)、後藤康則君(現(株)トヨタ自動車)を始めとする日頃ご討論をいただく研究室の方々に深謝する。なお、本研究の一部は文部省科研費(奨励研究(A)63750348、一般研究(C)No. 61550260)による。

参 考 文 献

- 1) 萩野洋一, 倉田喜一郎, 牧野惟男: 形成外科学入門, 南山堂 (1983).
- 2) 安田孝美, 橋本安弘, 横井茂樹, 鳥脇純一郎: CT 画像を用いた形成外科手術計画支援システム, 電子情報通信学会論文誌(D), Vol. J 70-D, No. 11, pp. 2134-2140 (1987).
- 3) Fellingham, L. L., Vogel, J., Lau, C. and Dev, P.: Interactive Graphics and 3-D Modelling for Surgical Planning and Prosthesis and Implant Design, *Proc. NCGA Computer Graphics*, pp. 132-142 (1986).
- 4) Herman, G. T. and Liu, K.: Three Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms, *CGIP*, Vol. 9, pp. 1-21 (1979).
- 5) Yokoi, S., Yasuda, T., Hashimoto, Y., Toriwaki, J., Fujioka, M. and Nakajima, H.: A Craniofacial Surgical Planning System, *Proc. NCGA Computer Graphics*, pp. 152-161 (1987).
- 6) 橋本安弘, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎: CT 画像を用いた頭蓋形成手術プランニングシステムの開発, 電子情報通信学会研究会資料, PRU 87-4 (1987).
- 7) 首山 豊, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎: 三次元画像を利用した股関節手術計画支援システム, 電子情報通信学会研究会資料, PRU 88-131 (1989).
- 8) 横井茂樹, 大下 弘, 安田孝美, 鳥脇純一郎: 古代エジプトミイラの3次元画像解析, 電子情報通信学会春期全国大会, SD-3-8 (1989)

(平成元年5月23日受付)

(平成2年4月17日採録)



安田 孝美 (正会員)

昭和57年三重大学工学部電気工学科卒業。昭和62年名古屋大学大学院博士課程修了(情報工学専攻), 同年同大学工学部情報工学科助手, この間日本学術振興会特別研究員(昭和61年)。コンピュータ・グラフィックス, 医用画像の3次元表示とその応用に興味をもつ。電子情報通信学会, 日本 ME 学会各会員。



横井 茂樹 (正会員)

昭和46年名古屋大学工学部電気工学科卒業。昭和52年同大学院博士課程修了。工学博士。名古屋大学助手, 三重大学助教授を経て, 現在, 名古屋大学工学部情報工学科助教授。画像処理, コンピュータ・グラフィックスの基本手法, およびその医学応用に関する研究に従事。電子情報通信学会, 日本 ME 学会, 日本形成外科学会各会員。



鳥脇純一郎 (正会員)

昭和14年7月20日生。37年名古屋大学工学部電子工学科卒業。42年同大学院博士課程修了。同年4月名古屋大学工学部助手。以後, 45年同助教授, 49年名古屋大学計算機センター助教授, 55年豊橋技術科学大学情報工学系教授, 58年名古屋大学工学部電子工学科教授を経て, 60年4月より同情報工学科教授。工学博士。パターン認識, 画像処理, グラフィックス, および, それらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理(I)(II)」(昭晃堂)。電子情報通信学会, 日本 ME 学会, 医療情報学会, 米国 IEEE 各会員。