

グラフィックス技術の医療への応用 (手術シミュレーションについて)

古旗 賢太郎、周藤 安造*

東芝メディカルエンジニアリング(株)
*(株)東芝 医用機器事業部

本論文は、医用CT画像データに対して三次元グラフィックス技術を応用した、外科手術におけるシミュレーションシステムについて報告する。

近年、コンピュータグラフィックス、CAD/CAM技術の著しい進歩に伴い、医用の分野においても三次元画像表示法の応用が本格的に検討されるようになってきた。現在我々が開発中のシステムは、従来の表示技術を改良したもので、データ圧縮、投影処理などの工夫により、リアルタイムに近い処理速度を実現している。また、ホストコンピュータにパソコンを使用することにより、コンパクトで扱い易いシステムとなっている。

A p p l i c a t i o n o f G r a p h i c s T e c h n o l o g y
t o M e d i c a l F i e l d - s u r g i c a l s i m u l a t i o n

Kentaro Furuhata, Yasuzo Suto*

Toshiba Medical engineering Co., Ltd.
* Medical System Division, Toshiba Corp.

TOHKE BLDG, 3-1, HIGASHI-SHINAGAWA 4-CHOME, SHINAGAWA-KU,
TOKYO, 140, JAPAN

In this report, we describe a simulation system in which three-dimensional graphics technology has been applied to CT image data. Practical three-dimensional image processing system in the medical field has been made possible by rapid technological advances in computer graphics and CAD/CAM technology. The system which we develop at present is obtained by improving conventional display technology and then processing speed approximating to real time is provided by device of data compression and projection processing. Furthermore, compact size and easy operability are provided, because a personal computer is used as a host computer.

〔 1 〕 はじめに

コンピュータグラフィックス、CAD/CAM技術の著しい進歩に伴い、医用の分野においても三次元表示法的应用が本格的に検討されるようになって来た。医用における三次元画像処理技術の応用分野はいろいろあるが、代表的な分野のひとつに手術計画への応用がある¹⁻⁵⁾。

我々は、外科領域における手術計画立案の補助を目的に、三次元画像処理技術を応用した手術シミュレーションシステムを開発中である。

一般に、このような手術シミュレーションシステムにはいろいろな機能が要求されるが、このうち我々は構成された三次元画像の画質と、手術シミュレーションでの操作性について考慮した。まず、画質の点では、距離画像の概念を導入することにより、スライス間の補間法を改良し、再現性の高い三次元画像の構成を可能にした⁶⁾。また、操作性の面では、処理の高速化とマンマシンインターフェースについて留意した。

処理の高速化においては、ボクセル構造のデータをラン座標点列に変換することにより大幅なデータ圧縮を行い、これにもとづく三次元アフィン変換(行列演算)などの処理効率を高めた。

また、マンマシンインターフェースについては、キーボード操作をなくし、マウスと三次元ダイヤルのみの簡易なシステムを実現した。

すなわち

- ① 再現性の高いデータを得るために、三次元データの補間に距離画像の概念を導入した。
- ② データ量を少なくするために、ボクセルデータのラン座標圧縮を行った。
- ③ 物体の高速投影を目的に、ラン座標データからの三次元ラインによる投影法を開発した。
- ④ 切削切断などのデータ処理に、ラン座標データを使用した。
- ⑤ 操作性を向上させるために、キーボード操作を排除した。

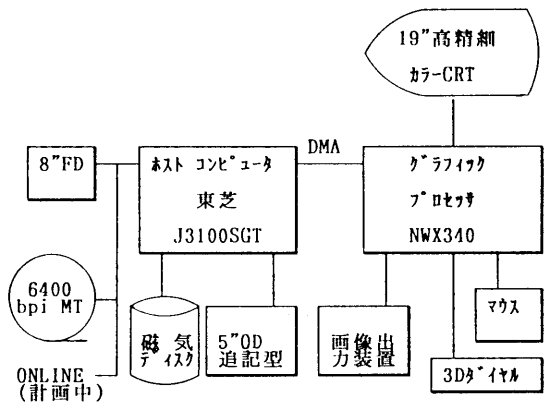
以下において、システムの構成および開発手順、ラ

ン座標データによる三次元画像の構成法などを明らかにしたのち、システムのシミュレーション機能およびその応用例について述べる。

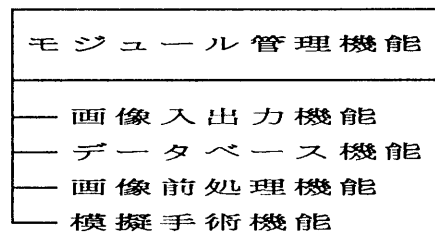
〔 2 〕 システムの構成

本システムのハードウェア構成を第1図に示す。また、ソフトウェア機能の構成を第2図に示す。

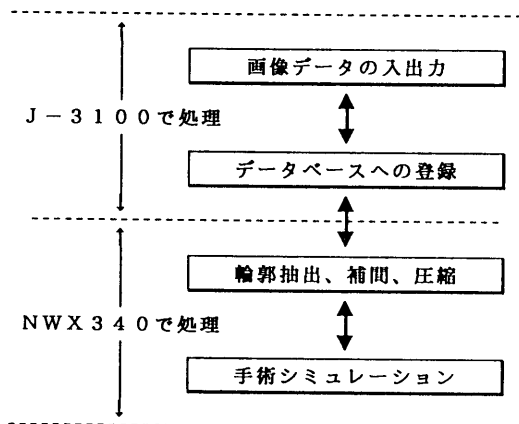
このうち、画像データの入出力および管理を、ホストコンピュータ「J-3100SGT」で行い、前処理およびシミュレーションなどの部分を、三次元グラフィックプロセッサ「NWX340」でそれぞれ処理する。なお、プロセッサの機能は、ホストコンピュータのC言語を使用して自由にプログラミングできる。



第1図 ハードウェア構成



第2図 ソフトウェア構成



第3図 システムの処理手順

以下に、本システムの特徴を述べる。

- ① モジュール管理機能を用いて、独自のシステムが構築可能。また、簡単な操作でユーザー独自のプログラムがシステムに組み込み可能。
- ② 2048×1024 の大画面を用いて、32スライス同時表示による前処理が可能。また、関心領域の三次元的な指定が可能。
- ③ C言語を使用したプログラム開発が可能。
- ④ C言語のライブラリーを用いて、ハードウェアの制御が可能。
- ⑤ 市販のJ-3100用ソフトウェアを使用可能。

なお、現在のところ原画像データの入力を、磁気テープおよびフロッピーディスク経由で行っているが、CTまたはMRI装置から直接オンラインで取り込む方法も検討中である。

[3] 三次元画像の構成

3.1 原画像データの圧縮

第4図に三次元データの構成を示す。一般的に3次元画像の表示に用いられるデータはCT、MRI等で撮影された原画像を2値化したもので、通常100枚

程度となる。そのため、オリジナルの2値画像をそのまま三次元データとして使用した場合、そのデータ量は膨大なものとなる。また、これらのデータを格納するためには膨大なメモリー容量が必要となる。しかし、2値画像はON/OFFだけの図形データと同じ性質をもつため、画像の輪郭部分だけを座標化(ラン座標化)する方法を用いれば、データを大幅に圧縮することが可能となる。

すなわち第4図に示すように、2値化された骨の輪郭部分のみをラスタスキャンし、スキャンラインごとに物体始点・終点それぞれ (x_{ij}, y_i) 、 (x_{ij+1}, y_i) を抽出し座標化する。ラン座標は、始点・終点が対をなしており、端点の場合始点と終点の座標は等しくなる。なお、ラン座標データのファイルフォーマットは、スライス単位の変長データとなっている。また、スライス当りのラン座標データは一般に m 個の線分の始点終点座標からなり、3ライン目のラン座標データを例にとると、全部で6組の座標データ (x_{31}, y_3) 、 (x_{32}, y_3) 、 $\dots$ 、 (x_{36}, y_3) で、 L によりその組数が与えられる。各スライスの区切りには"0"または"-1"のフラグを設け、"0"でスライス間の区切り"-1"で全てのスライスデータの終了を示す。

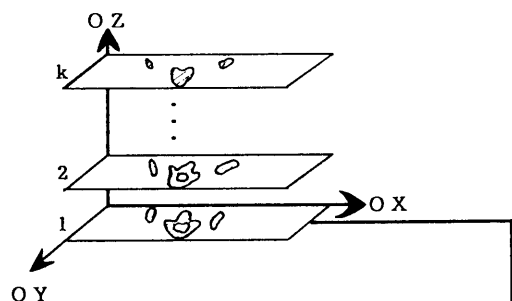
したがって、このフラグを順次カウントすることによりスライス数すなわちオブジェクト座標系でのZ座標値が求まる。

このような方法で2値画像データを圧縮すると、例えば $256 \times 256 \times 8\text{bit}$ の画像152枚(約10Mbyte)で約3.6倍の圧縮率が得られる。このためメモリー容量が少なくすみ、処理時間が向上する。

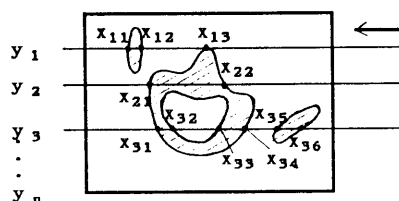
3.2 深さ画像の構成

我々はある視点から深さ画像を構成する場合、ラン座標に対し三次元アフィン変換を行い、始点、終点の座標間を三次元線分で線形補間しZ値を発生させる方法を採用しており、Z座標値が視点からの深さを与える。このように深さ画像の構成は、オブジェクト座標をZバッファ座標系に投影変換することによって行うが、これには、NW340のバッファメモリを用いている。

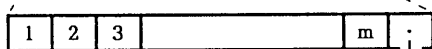
オブジェクト座標系



1スライス目の画像



1スライス目のラン座標データ

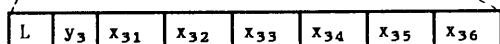


フラグ (EOF)

0 = スライスの区切り

-1 = スライスの終わり

y3ライン目のラン座標列

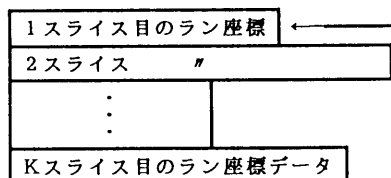


L : y3ライン目のX座標の個数

y3 : ランY座標値

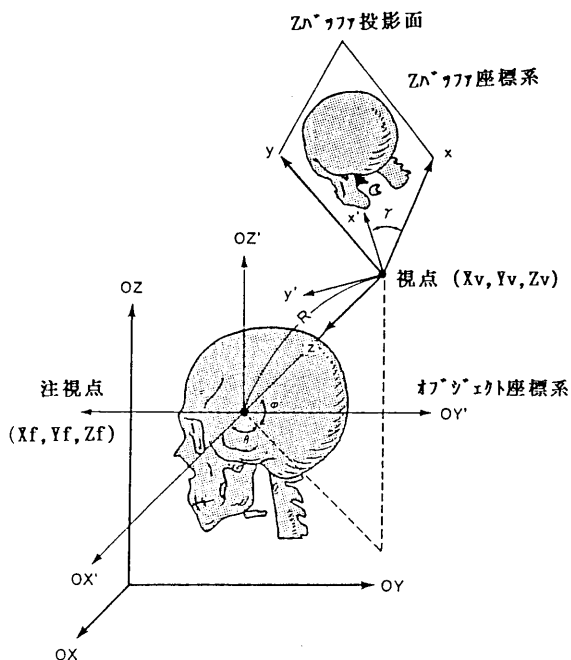
X_{mn} : ランX座標値

ラン座標ファイルの基本構成



第4図 三次元データの構成

ここでZバッファ座標系とは第5図に示すように視点を頂点に構成された二次元投影面で各座標値は、その投影面からオブジェクト座標系の対象物までの深さ(到達距離)を与える。なお、Zバッファ座標系は左手系である。



第5図 オブジェクト座標系とZバッファ座標系の関係

投影方式は平行投影であるが、それは透視投影のように視点の位置によって対象物の形に歪みが生じないようにするためである。

さて、第5図のオブジェクト座標系における注視点の位置ベクトル、 $\vec{r}_{xyz} = (Xf, Yf, Zf)$ を原点とし、視点Vxyzの座標値 (Xv, Yv, Zv) を極座標 (R, Ψ, θ) で表すと、

$$\begin{aligned} Xv &= -R \cos \theta \cdot \cos \Psi + Xf \\ Yv &= -R \sin \theta \cdot \cos \Psi + Yf \\ Zv &= -R \sin \Psi + Zf \end{aligned} \quad (1)$$

となる。

ここでRは注視点から見たオブジェクト座標系における最大深さ値であり

$$R = \sqrt{(0'x - \bar{x}_f)^2 + (0'y - \bar{y}_f)^2 + (0'z - \bar{z}_f)^2} \quad (2)$$

で与えられる。

(0'x, 0'y, 0'z) はオブジェクト座標系における最大座標値で、このうち注視点は通常オブジェクト座標系の中心に設定する。たとえば256×256×256のオブジェクト座標系では $\bar{f}_{xyz} = (128, 128, 128)$ となり、(2)式により $R = 221.7$ となる。

注視点 $\bar{f}_{xyz}$ を回転の原点として、オブジェクト座標系からZバッファ座標系への投影変換は

$$\bar{Z}_{xyz} = A (\bar{O}_{xyz} - \bar{f}_{xyz}) \quad (3)$$

で行われる。

ここで、

$\bar{O}_{xyz}$: オブジェクト座標系における位置ベクトル (O_x, O_y, O_z) で第5図のラン座標ファイルから求まる。

$\bar{Z}_{xyz}$: Zバッファ座標系における位置ベクトル (x, y, z)

である。

また、Aは4×4の投影変換行列で

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} \cdot S_{xy} & a_{12} \cdot S_{xy} & a_{13} \cdot S_z & b_x \\ a_{21} \cdot S_{xy} & a_{22} \cdot S_{xy} & a_{23} \cdot S_z & b_y \\ a_{31} \cdot S_{xy} & a_{32} \cdot S_{xy} & a_{33} \cdot S_z & b_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

である。 a_{nn} は回転係数で $0 \leq \theta \leq 90^\circ$ の場合

$$a_{nn} = \begin{bmatrix} -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ -\cos \theta \cdot \sin \Psi & -\sin \theta \cdot \sin \Psi & \cos \Psi \\ -\cos \theta \cdot \sin \Psi & -\sin \theta \cdot \cos \Psi & -\sin \Psi \end{bmatrix}$$

なお、 S_{xy} : X-Y方向のスケーリングファクター、 S_z : Z方向(深さ方向)のスケーリングファクターであるが、 b_x, b_y, b_z は平行移動量で次式で与えられる。

$$\begin{aligned} b_x &= X_f + C_x \\ b_y &= Y_f + C_y \\ b_z &= R \\ C_x, C_y &: \text{CRT上の表示原点} \end{aligned} \quad (5)$$

さらに、Z軸上での座標変換を考慮すると、(3)の式は次のように表せる。

$$\bar{Z}'_{xyz} = B \bar{Z}_{xyz} \quad (6)$$

ここで、Bは4×4の投影変換行列で

$$B = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

として与えられ、 γ はZ軸上での物体の回転角度である。

したがって、(3)式と結合すると、最終的にZバッファ座標系の画像は

$$\bar{Z}'_{xyz} = A \cdot B (\bar{O}_{xyz} - \bar{f}_{xyz}) \quad (8)$$

として求まる。

なお、(4)式において、X-Y方向のスケーリングファクターを我々は現在0.9としている。これは、1.0(等倍)にした場合、投影角度によっては計算誤差のためボクセル間にすき間が生じたりするのを防ぐためである。

またZ方向のスケーリングファクターは投影された表示対象物に対する陰影感を与える効果があり、我々はこれを1.0～1.5で与えている。

3. 3 陰影処理

光源からの直接光に対する反射は、拡散反射成分と鏡面反射成分からなる。また、光源の直接光以外に周辺環境から環境光成分がある。

我々は、光源を視点方向の無限遠点に存在する平行光線と仮定し、骨などのような物体において、直接光はすべての方向に一樣な強さで反射する完全拡散面であるという条件下で輝度の計算を行っている。

したがって、ある面における輝度は拡散反射光成分と環境光成分から与えられる。拡散反射光成分の計算にはGordonらの方法⁷⁾を用いて輝度*i*を

$$i = \frac{D - d}{D} (i_{max} - i_e) (\cos \theta)^P + i_e \quad (9)$$

で求めている。ここで

i_{max} : 最大輝度

D : 光源(視点)からの最大深さ値 ($D = 2R$)

d : 光源(視点)からある面までの深さ値

θ : ある面での光源(視点)方向と法線方向のなす角度

P : 拡散反射光の割合 (0.0 ~ 1.0)

i_e : 環境光成分

で与えられる。

(9)式における法線ベクトルの算出は、Zバッファメモリ(深さ画像)上のX-Y方向の近傍点の接ベクトルを求める方法を用いているが、これを深さ画像全体にほどこすとなんかの計算量になる。

そこで、我々は陰影処理を高速化する目的でZバッファメモリを第6図のように構成し、背景部分と表示領域部分を識別し、後者についてのみ輝度を求めるという方法をとっている。具体的には識別コードに

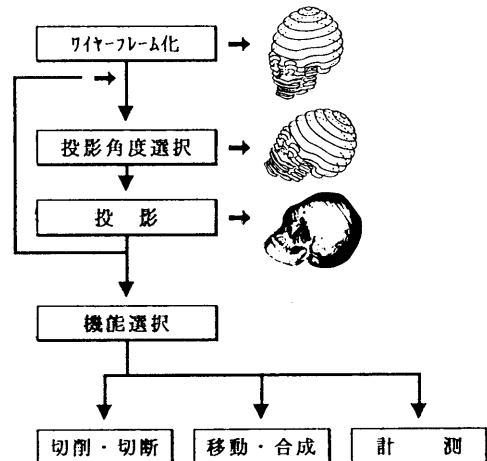
8bit	8bit	16bit
識別コード	輝度	Z値

第6図 Zバッファメモリのデータ構成

よって表示領域部分のみを抽出し、これについてZ値すなわち深さ値から法線ベクトルを算出し、さらに(9)式により輝度を求めている。

[4] 投影処理の手順

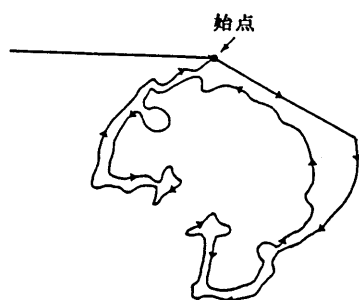
本システムのシミュレーション手順を第7図に示す。ここで、ラン座標データから構成されたボクセル表現の三次元像は、表示精度は高いが、これを三次元的に高速回転移動するには情報量が多く不向きである。また、一般的に物体を任意の角度で投影する場合、その投影角度を端末から数値入力するか、マウスまたはトラックボールなどで投影角度を選択するようなシステムが多く、興味の対象となる投影角度を選択することが困難であった。



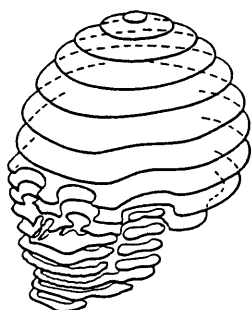
第7図 シミュレーション手順

そこで我々は、投影される物体の角度を直感的かつ高速に指定できるようにするため、処理の対象となる物体についてのみ、情報量の少ないワイヤフレームに変換した。その方式は比較的簡単で、第8図に示すように物体を構成する二値画像についてラスタースキャンを行い、最初にスキャンされる点を始点として、再び始点にたどりつくまでトラッキング(輪郭追跡)する。これにより、輪郭部分の座標点列が求まり、全

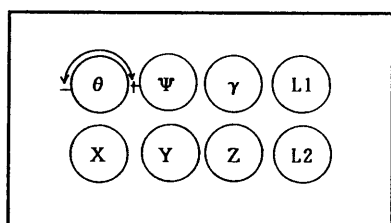
スライスに対してこの処理を行うと第9図に示すようなワイヤーフレーム像が構築される。なお、トラッキングには8近傍を使用した。



第8図 物体のワイヤーフレーム化



第9図 物体のワイヤーフレーム像



θ : X軸回りの回転 X : X方向の平行移動
 Ψ : Y軸回りの回転 Y : Y方向の平行移動
 γ : Z軸回りの回転 Z : Z方向の平行移動
 L1 : 一回の操作における物体の回転量
 L2 : 一回の操作における物体の移動量

第10図 三次元ダイヤルの構成

また、「NW X 3 4 0」の三次元ダイヤルを使用することにより、物体の投影角度および移動距離を高速かつ正確に指定することができる。ここで、三次元ダイヤルは、第10図に示すように8個のダイヤルから構成され、上段の4つのダイヤルで物体の回転、下段の4つのダイヤルで移動を行っている。

ワイヤーフレーム像を使用して物体の投影角度または移動場所を選択すると、ラン座標データから構成されるボクセル構造の三次元像が表示され、これに対してシミュレーションを行う。なお、シミュレーション時における物体の回転移動も同じ手順で行われる。以下に、シミュレーション機能について述べる。

〔5〕シミュレーション

本システムには、次のようなシミュレーション機能がある。

① 穴あけ機能

本機能は、CRT上に表示された三次元像に対して穴あけを行うための機能で、穴あけ位置の指定を三次元像上で行い、深さの指定を二次元スライス上で行う。ここで、穴あけの進行状態は、ドリルに接した部分の二次元スライス上に、赤い一本の棒となって表示され、その深度が常時モニターリングできる。なお、現在ドリルは正方形のみであり、6種類のサイズが指定できる。

応用例を第12図に示す。

② 切削機能

本機能は、複数の臓器が合成された三次元像に対して切削を行うための機能で、マウスで指定された矩形領域内を切削する。ここで、切削深度の指定は、切削を行う三次元像の上面像（上から眺めた三次元像）を使用して行う。なお、指定される矩形領域の広さは任意である。

応用例を第13図に示す。

③ 切断機能1（領域の二次元的指定による切断）

本機能は、CRT上に表示された三次元像に対

して切断を行うための機能で、マウスで指定された切断線を境界に物体を2つに切断する。ここで、複数骨片への切断は、本機能を繰り返すことにより行う。

応用例を第14図に示す。

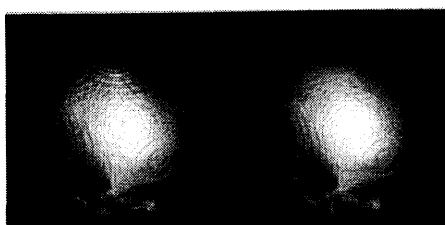
④ 切断機能2（領域の三次元的指定による切断）

本機能は、CRT上に表示された三次元像に対して三次元的なくり抜き切断を行うための機能で、くり抜き領域の指定を三次元像上で行い、深さの指定を二次元スライス上で行う。ここで、深さの指定は①の機能を使用して行っている。

応用例を第15図に示す。

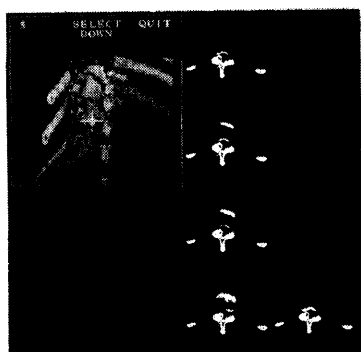
⑤ 計測機能

本機能は、シミュレーションの結果を定量的に評価するための機能で、空間距離、角度、ボリュームなどが計測できる。また、三次元像上に計測のための基準点を設定できる。

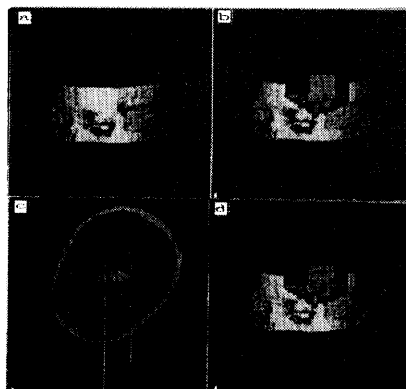


従来（従来の補間） 距離画像による補間

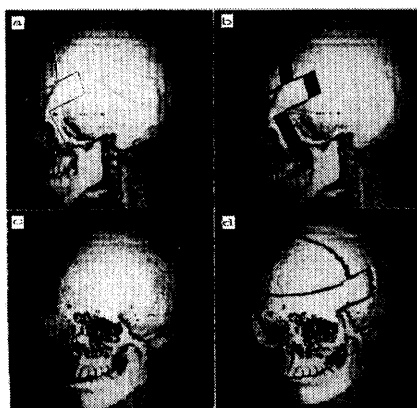
第11図 補間結果の比較



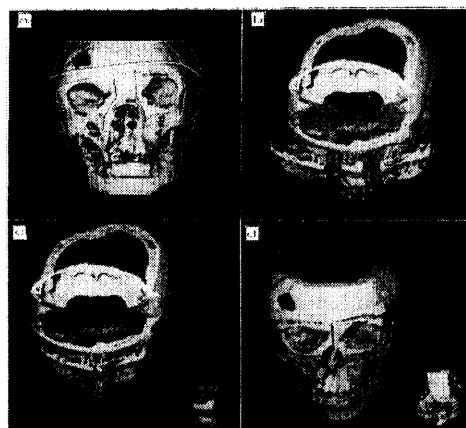
第12図 穴あけ機能の応用例



第13図 切削機能の応用例



第14図 切断機能1の応用例



第15図 切断機能2の応用例

[6] 考

察

通常のX線フィルムまたはX線CTから、体内の複雑で立体的な構造を正確に把握することは、慣れた臨床医でないときわめて困難であり、手術計画を立てるのも容易でない。そこで、組織の三次元像に対する手術のシミュレーションは、外科領域の手術計画においてきわめて重要となる。我々は、従来の三次元画像処理技術を応用することにより、高速で実用性の高いシミュレーションシステムを実現した。

すなわち

- ① 三次元データの補間に距離画像の概念を取り入れることにより、再現性の高いデータを得ることができた。
- ② 三次元データをラン座標圧縮することにより、原画像の約1/36のデータ量で三次元データを構築できた。
- ③ ラン座標データからの高速投影法を開発することにより、物体を高速に投影することができた。現在、 $256 \times 256 \times 147$ の三次元データを約5秒で表示可能。
- ④ 回転移動する物体をワイヤフレーム化することにより、リアルタイムに近いシミュレーション速度を実現した。
- ⑤ 切断などのデータ処理にラン座標データを使用することにより、高速処理を実現した。
- ⑥ ホストコンピュータにパソコンを使用することにより、コンパクトなシステムを実現した。
- ⑦ マウス・三次元ダイヤルなどのインターフェース機器を使用することにより、操作性の高いシステムを実現した。

[7] ま と め と 課 題

ラン座標データの特徴を生かした高速処理アルゴリズムを開発し、これを形成外科、整形外科、脳神経外科の手術計画に適用した。また、ホストコンピュータにパソコンを使用することによりコンパクトなシステムが構築できた。なお、今後も臨床医の先生方の協力

により、本システムの評価を続ける。

また、平行してシミュレーション機能の強化を進めて行く予定である。具体的には

- ① 顔面形成外科における術後皮膚の予想を行う。
- ② 骨領域の変形をシミュレートする。

[8] 謝

辞

本システムの開発にあたり、日頃ご指導を頂いている、東京大学医学部、東邦大学医学部、東芝中央病院の先生方に深謝申し上げる。

[9] 参 考 文 献

- 1) Brewster LJ, Trivedi SS, Tuy HK, Udupa JK. : Interactive surgical planning, IEEE Computer Graphics & Appl., 1984; CG & A-4:31/40.
- 2) Fukuda K, McEwan CN, Jackson. IT. : A Role of Mirror Imaging in Three-dimensional Analysis. J.Jpn.P.R.S. 1989; 9: 937/947.
- 3) 古旗賢太郎, 周藤安造: 三次元画像処理技術による手術シミュレーションシステム, 電子情報通信学会技術報告, 1989; IE89-6, 9/16.
- 4) 周藤安造, 古旗賢太郎, 小島龍也, 黒川高秀, 小林正之: 三次元表示技術による骨の掘削シミュレーション, 医用電子と生体工学, 1989; 27-2, 61/69.
- 5) 安田孝美, 橋本安弘, 横井茂樹, 烏脇純一郎: 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, 1987; D, J70-D-11, 2134/2140.
- 6) 周藤安造, 黄 徳文, 菊池きよみ, 内野正文: 三次元表示における画質改善の一方法, Med.Imag.Technol., 1988; 6-3, 49/55.
- 7) Gordon D. and Reynolds R.A. : Image Space Shading of 3-Dimensional objects, Computer Vision Graphics, and Processing, 1985; 29, 361/376.