

ラスター型グラフィックディスプレイによる頭部CT像の3次元表示の一方法

萬 淳一 横井茂樹 鶴岡信治 三宅康二
(三重大学 工学部)

1. まえがき

近年CT技術においてはX線による従来の手法に加え、RI,超音波,NMR等の新しい方式によるCTの発展研究が盛んに進められている。これらに伴い、3次元表示技術の発展に対する要求もさらに高まってきている。また、これらの画像は3次元デジタル画像データの形で与えられ計算処理等を容易に行えることから種々の方式による3次元構成表示の可能性を有する。

ところで最近表示装置としてラスター型カラーグラフィックディスプレイ装置(以後GDと略記)が広く普及しつつあるが、これはカラー濃淡画像を自由に生成できるので空間内の曲面を陰影表示等の技術によりリアルに再現することができ、またCT像のもつ濃淡情報も直接的に表示することが可能となる。

筆者らは先にエヌプロッター、ラインプリンタを使用した頭部CT像の3次元表示法を報告したが⁽¹⁾、本稿ではこれらにラスター型GDを用いることにより上記の利点等によってより精度の高い表示像を得ることが可能となったのでその手法及び表示例について報告する。なお、従来のCT像の3次元表示は頭骨像と抽出した成分四角の立体表示⁽²⁾⁽³⁾、断面像(垂直方向も含めて)のみの合成⁽⁴⁾、及び仮想的に切断した場合のX線透過量の表示⁽¹⁾等が行われているが本文で示すように頭骨像と断面像を合成した表示は試みられていない。抽出処理は、血腫、腫瘍等は抽出しにくくこれらの抽出は通常人間による修正が必要であるのに対し、本文の手法では安定して自動抽出が行える頭骨像のみに限定しているため、全体の処理を、

自動的に行える。また断面像との合成表示によって血腫等の3次元的位置関係の把握は容易になると考えられる。

2. 本3次元表示の基本的手法

本手法では基本的には頭骨陰影表示像に対し切断処理を施し、その切断面をCT値の濃淡で表現するという手法を用いるが図1に処理フローを示す。

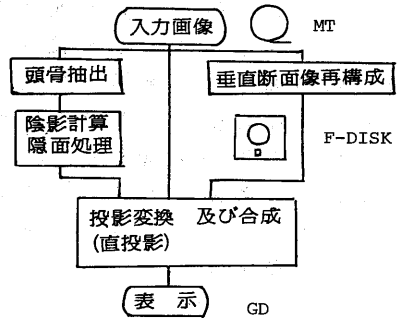


図1 処理フロー

入力画像は128×128画素の18スライスの画像であり、これをもとに(i)頭骨抽出処理、(ii)垂直断面再構成が行われる。(前回の報告では垂直断面として矢状断及び冠状断しか扱わなかったが今回は任意方向の画像を再構成可能とした。)次にこれらの画像を合成しGDに濃淡画として表示する。この結果、切断面(再構成像)の位置関係は頭骨像の表示によってより把握が容易になると考えられる。なお使用したGDはフレームバッファを持つラスター型GDであり各ドットごとにR,G,B各5bitのカラー階調表示が行え分解能は512×320ドット(最大)である。

3. 任意方向垂直断面像再構成

CT画像は通常体軸直交方向の一連の断層像として得られるがこれらより再構成された垂直方向の断層像は有用な診断補助情報を与えるといわれ、従来より冠状断、矢状断等がよく用いられているが、ここでは任意方向の垂直断面像の再構成法を以下に述べる。

3.1 再構成面の指定

まず多断面の原断層像を図2(a)のように配置し空間座標系を設定する。次にxy平面に垂直な平面(再構成面と呼ぶ)を設定しこの平面上で断面像を再構成するものとする。ここで再構成像のpixel(標本点)間隔は原断層像のそれと等しくした。再構成面の指定は中心線 l とxy平面の交点 O' [座標値を (C_x, C_y) とする]、及びx軸からの角度 θ で行う[図2(b)]。

従って $\theta = 0^\circ$ のとき矢状断、 $\theta = 90^\circ$ のとき冠状断に相当する。

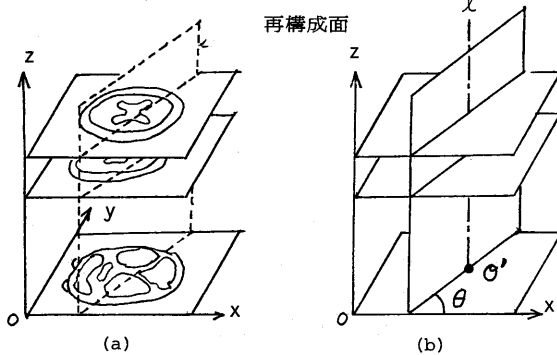


図2 再構成面

次に各断面ごとに再構成面と交わるpixel (voxel)を次の手法で抽出してゆく。

まず再構成像の一行分のpixel数を n とした時の原断層像との交差部分を考えた時(図3) i 番目のpixelの原断層像上の対応位置 (X_i, Y_i) は

$$\begin{cases} X_i = (i - \frac{n}{2}) \cos \theta + C_x \\ Y_i = (i - \frac{n}{2}) \sin \theta + C_y \end{cases} \quad (1)$$

で表わされ横断面(原断層像)上、この座標に最も近いpixelの濃度値を記録する。

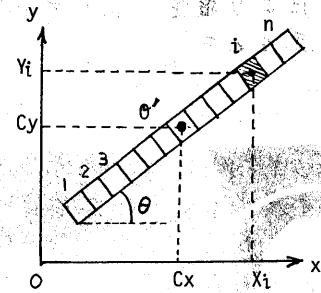


図3 再構成像 pixel の位置

原断層像で構成されるpixelのz方向の間隔はスライス幅に等しくxy方向の間隔より通常大きい。従って再構成像においてz方向の分解能を水平方向の分解能と等しくするためにz方向にpixelの内挿を行う。

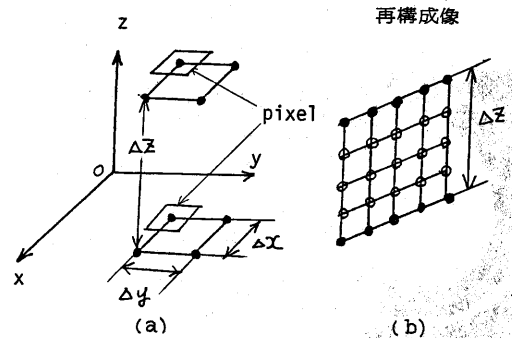


図4 pixel 間隔及び内挿

これらのpixelの濃度値はそれぞれ隣接した原断層像の抽出pixelの濃度値から線形補間で求める(図5)。

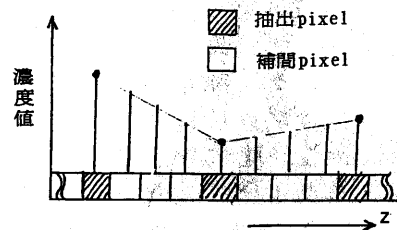
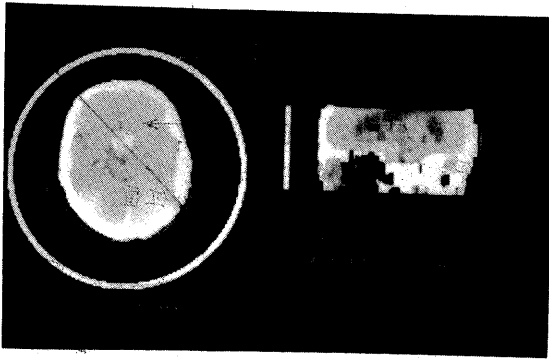


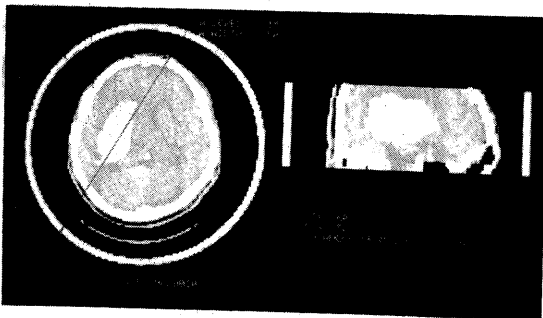
図5 濃度値補間

図6に再構成像の例を示すが、左側にモニターで元の原断層像が表示され、カーソルにより指定された再構成像が右側に表示される。

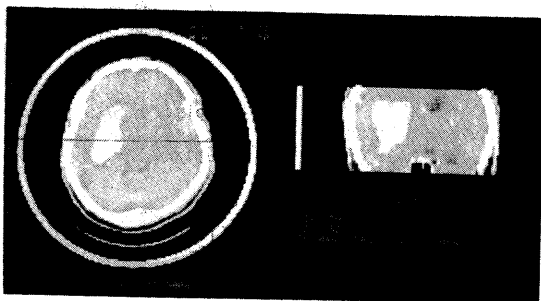


(a) 下垂体線腫患者

(図左の横断面像に示す直線が再構成面を表わす)



(b) 血腫患者



(c) 同患者 (冠状断相当)

図6. 再構成像表示例

4. 合成表示

GD上に3次元像として表示する際は図1で示したように(i)頭骨像, (ii)再構成像, (iii)原断層像が合成されるが以下にその手法を示す。

(頭骨の陰影表示法については文献(1)参照)

4.1 各画像のclipping

それぞれの画像は空間内で交差する位置関係にあり、それぞれ他の画像による切断処理(clipping)を行って合成するがこれらの関係を表1に示す。

表1. クリッピング関係

表示画像	切断画像
頭骨像	再構成像, 原断層像
再構成像	原断層像
原断層像	再構成像

(表示画像欄の画像が切断画像欄の画像により切断されることを示す)

頭骨像は面素(三角形タイル), 原断層像及び再構成像はpixelを構成単位とし順次表示してゆくが、この空間座標値を求め、それが切断画像を定義する平面に関して視点と同じ側にあると判断された時、投影画面(表示面)上に投影しないようにしてclipping処理を行う。

原断層像によるclippingはZ座標値の比較のみで簡単に行えるので再構成像によるclipping法について以下に示す。

今、再構成面がパラメータ(C_x, C_y)及び θ で指定されているとする時(3.1参照)再構成面の方程式は

$$-\tan\theta \cdot x + y + C_x \cdot \tan\theta - C_y = 0 \quad (2)$$

で表わされ任意の点P(x', y', z')に対し次の判別式

$$D(x', y', z') = -\tan\theta \cdot x' + y' + C_x \cdot \tan\theta - C_y \quad (3)$$

の符号によってPが再構成面のどちら側に存在するか判定できるので座標が(x, y, z)で与えられる表示画像の面素あるいはpixelの判別式D(x, y, z)が視点E(e_x, e_y, e_z)による判別式D(e_x, e_y, e_z)と同符号となった時表示を行わない。

(*実際には直投影を用いるので視線の方向ベクトルL=(l_x, l_y, l_z)のみが与えられるので、ここでは視点を十分遠方の点E=kL(kは十分に大きい値)として与えた。)

4.2 画像の投影

再構成像、原断層像ともに3次元空間内で定義されるので、これらの画像を投影面に表示する際、直投影を行う。(以後再構成像、原断層像を投影画像と呼ぶ)

一般に投影面(GD画面)のdotの分解能が高い場合には投影画像の1pixelを投影面の1dotに対応させた場合、隣接したpixelが投影面上では分離し空隙を生じ表示される可能性があるので投影画像の1pixelに対し投影面上の長方形領域(Δx×Δy)内のdotを対応させ、この内部をぬりつぶすようにした(図7)。

これらのΔx, Δyの値は投影画像の隣接3pixel P₁(i, j), P₂(i+1, j), P₃(i, j+1)で作られる3角形を表示面上へ投影した場合これに外接する長方形の2辺の長さをそれぞれΔx, Δyとした(図8)。

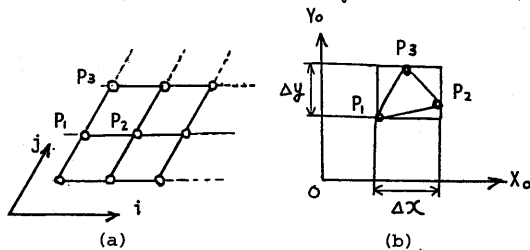


図8. ぬりつぶし領域の決定

この手法により投影面上の各dotが、すき間なしに任意の視線方向による投影像を表示することが可能となる。

原断層像、再構成像は頭骨表面像と合成され表示されるので、これらの画像において頭骨外部に相当するpixelは表示せず内部に相当するpixelのみを選択的に表示するがこれは具体的に次のように行う。

(1) 表示濃度値範囲の指定

原断層像、再構成像のCT値範囲の上限W_Tと下限W_Bを指定する。

(2) 頭骨外領域の除去

各画像の頭骨外領域のpixelの濃度値を背景の値(<W_B)に置き換える。

(3) 投影(表示)

それぞれの画像のうちW_B以上の値を持つpixelのみをGDの表示レベルに変換する(W_TとGDの輝度の最大値I_{max}に、W_Bを最小値I_{min}に一致させ、さらに変換後I_{max}以上の値となったものはI_{max}に置き換える。そして前述の投影法により投影面上のdotをぬりつぶす。

5. 表示

実際の表示の際には次のパラメータをそれぞれ指示する

① 表示モード(M)

M=1 ---- 原断層像、再構成像、頭骨像の合成

M=2 ---- 原断層像、頭骨像のみの合成

② 視線方向(l_x, l_y, l_z)

視線方向ベクトル各成分

③ 表示濃度値範囲(W_T, W_B)

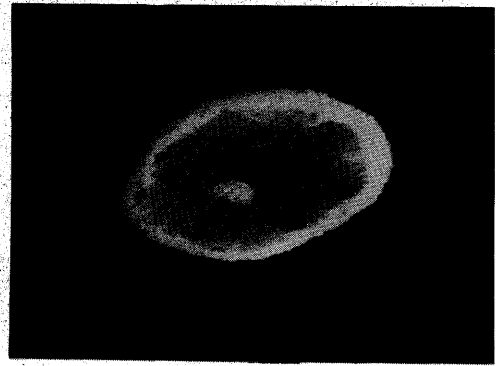
4.5 参照,

図9~11に濃淡階調レベル32, 分解能250×250dotによる表示例を示す。

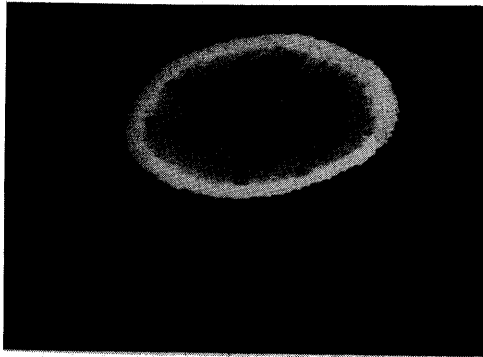
尚、頭骨の陰影表示の際の光源は視線と同方向に設定してある。



(a)



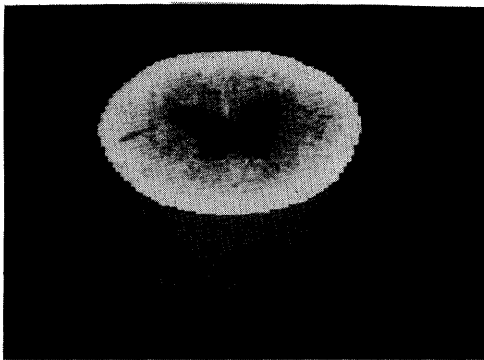
(b)



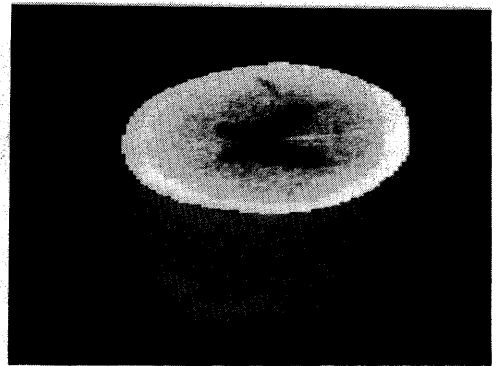
(c)

図9 原データの位置変化による
表示例 (下重体腫瘍)
<表示モード:M=2>

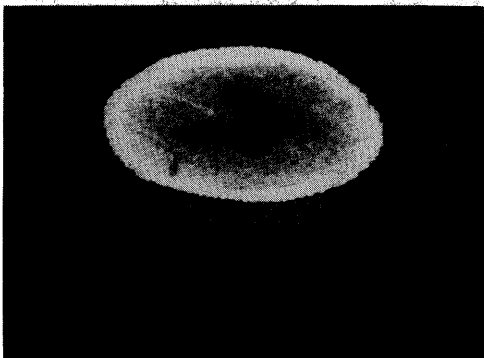
- (a) 眼球位置
- (b) 病巣位置 (腫瘍は内部の白い領域)
- (c) 側脳室位置 (黒い領域が脳室像)



(a)



(b)

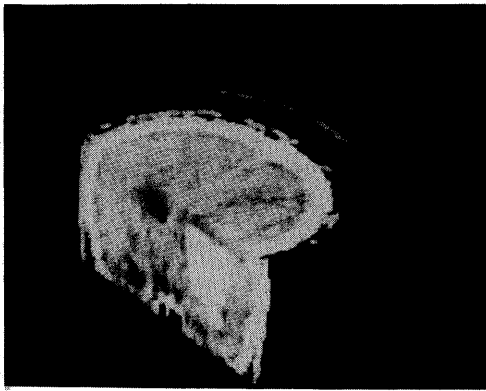


(c)

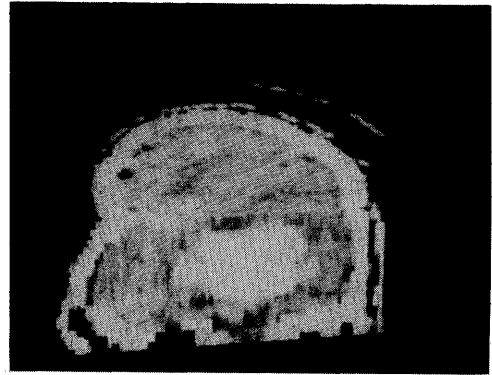
図10 表示方向(視線方向)変化による
表示例 <表示モード:M=2>

- (a) $\mathbb{L} = (-1, 0, 1)$
 - (b) $\mathbb{L} = (0, -1, 1)$
 - (c) $\mathbb{L} = (-1, 1, 1)$
- } 視線方向

注) 但し 図2 の座標系による



(a) 冠状断



(d)



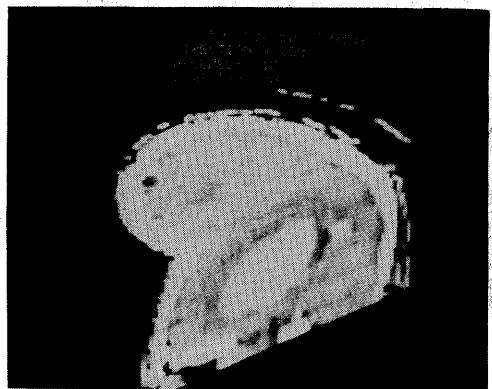
(b)



(e)



(c)



(f) 矢状断

図11. 再構成像を冠状断から <表示モード M=1>
矢状断へ変化した例 (a)~(f)
(血腫患者)

(注)・視線は(a)~(g)まで同一方向: $L=(-1,-1,1)$

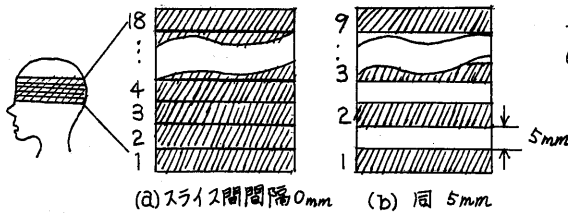
・(g)は頭骨像全体を示す (M=2)

(g)



6. 原データの枚数による表示精度の変化について

これまでの表示は撮影シフト幅 $5mm$ の18枚の横断面群による3次元再構成例である。これらの構成像はシフト幅を小さくし横断面の数を多くした方が当然表示精度は良くなるが、被曝線量等の問題より断面数をむやみに増加させることは好ましくない。本章では $5mm$ スライスのデータによる (a) スライス間隔 $0mm$ の18枚データと、これを半分に減らした (b) スライス間隔 $5mm$ の9枚のデータによる本手法の3次元構成例の比較検討を行う。尚、(b)のデータは原データを一枚おきにサンプルして得た。

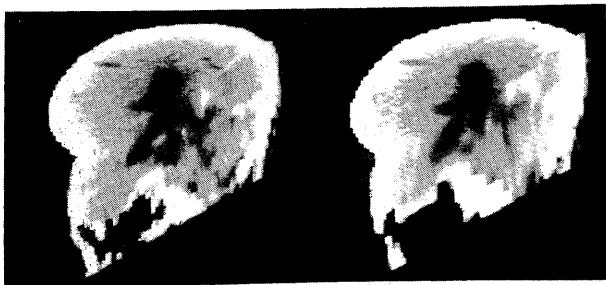


(a) スライス間隔 $0mm$ (b) 同 $5mm$
図12. 比較データ



(a) 18枚構成 (b) 9枚構成

図13. 頭骨表面比較表示例



(a) 18枚 (b) 9枚

図14. 矢状断同時表示例

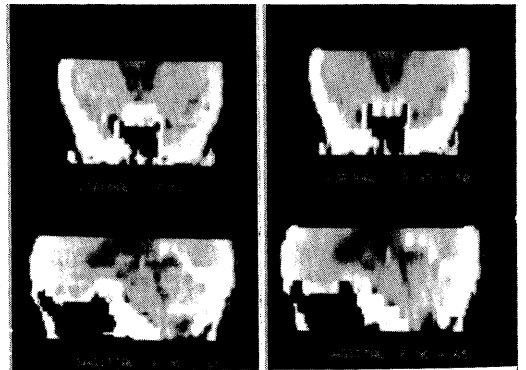
(i) 頭骨像の比較

頭骨表面像の比較を図13に示すが、(b)の表示例(9枚)は眼窩付近の高度部分表面形状の再現にやや単純化が見られるが全体の表現としては十分な結果を得ることができる。

(ii) 再構成断面像の比較

図14では矢状断を用いた3次元表示例、図15は再構成像(矢状断、冠状断)のみの比較表示例を示す。ここでは(b)の断面には、はっきりと画質の劣化が認められる。(特に斜方向の形状再現に歪形が認められる)

なおこれらの再構成像の画質が原データの枚数によって受ける影響は文献(9)に詳しい。



(a) 18枚 (b) 9枚

図15. 再構成像表示例

(上段…冠状断, 下段…矢状断)

7. あとがき

ラスタ型GDを使用した頭部CT像の3次元表示法について述べた。本方式では各横断面像(原データ)に対する成分抽出処理は安定して行える頭層のみに限定されていて腫瘍、血腫等の3次元構造は切断面におけるCT値の濃淡で表示できるという特長を持ち開頭のシミュレーションとして用いることが可能であると考えられる。

今後の課題としては今回の手法では切断面(平面)上のCT値の濃淡しか表示されないが、ある奥行きをもった空間内のCT値を透明表示の技術等により表示すること等があげられる。

終りに日ごろ御助言頂く名古屋大学の福村教授、長谷川助手、豊橋技術科学大学の鳥脚教授、ならびに研究室の諸氏に感謝いたします。

(文献)

- (1) 萬, 横井, 鶴岡, 三宅: "頭部CT像の3次元表示", 情報処理学会 コンピュータ・ビジョン研究 10-2 (1981).
- (2) 同: "多断面の頭部CT像からの立体表示", JJME 誌 第19巻特別号 P-111 (1981).
- (3) 藤井, 金田, 吉田, 牟, 松尾: "CT断層像の3次元構成表示と放射線治療計画シミュレータ"
信学技報 MBE 80-3 (1980).
- (4) 小川, 川本, 山口: "CT画像の3次元表示について", 臨床ME, Vol 4, No. 3 (1980).
- (5) Arczy, Liu, Frieder: "A SYSTEM FOR THREE-DIMENSIONAL DYNAMIC DISPLAY OF ORGANS FROM COMPUTED TOMOGRAPH", 6th Conf. Computer application in radiology a computer/aided analysis of radiological images, P 285 (1979).
- (6) L.D. Harris, R. A. Robb, E. L. Ritman: "VISUAL ENHANCEMENT AND DISPLAY OF THREE DIMENSIONAL RECONSTRUCTED ANATOMIC MORPHOLOGY", 6th Conf. Computer application in radiology a computer/aided analysis of radiological images, P 278 (1979).
- (7) C.H. Lee, P.C. Hsi, J. Mozley: "CURVELINEAR VIEW GENERATION FROM CAT SCANNED DATA", 6th Conf. Computer application in radiology a computer/aided analysis of radiological images, P 86 (1979).
- (8) A. Sunguroff, D. Greenberg: "COMPUTER GENERATED IMAGES FOR MEDICAL APPLICATION", Computer Graphics, ACM SIGGRAPH '78 Proceeding (1978).
- (9) 藤井, 古賀, 平野, 渋谷: "補間法による再構成画像の検討", 「画像診断」Vol 1, No. 2, P 42 誌上シンポジウム (1981).