コンピュータビジョン 10－2
(1981. 1. 22)

頭部CT像の3次元表示

葛　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

CT装置により人体の横断断層像を高分解能で得ることができるようになった。これらのCT画像により従来では観察が不可能であった病巣などの確認が可能となった。これらの個々の断層像における2次元的な情報に対して、位置を連続的に変えて撮影された多断面CT像は3次元的な情報を有し、計算機による処理で立体像を構成することが可能である。このように3次元的情報を保持して構成された画像は、対象とする領域の空間的な形状，あるいは位置などの視覚的認識をより容易にすると考えられ、医師らの診断，治療にとっても有用となる[6]。ところで最近各種の方式によりこの試みがなされており、スプライン曲線を用いて構成した例[3],[4]、画素で構成される小立方体の集合体によりモデル化し陰影表示を行った例[5]等が報告されている。これらは原画像より特定の領域を抽出し、その表面情報を立体構成した例であるが、原画像の有する濃度情報をそのまま用いて多方向の断層像により3次元表示を行った例も報告されている。[5] 本報告では、筆者らが先に報告した[1]立体表示データ構造を基本として用いることにより、頭骨像が良く表現され、更に血腫像等を合わせて表示することが可能であることを示す。また陰影表示を用いることにより、リアルな表現が得られ、原断層像及び計算により構成した任意の断面の濃淡画像を空間的に組み合わせることにより仮想切断像が得られることを示す。これらの表示は医師らによる判読の際に空間的構造を把握する有効な手段を与えると考えられる。

2. 輪郭線データによる立体構成

2.1 輪郭線データの作製

多断面のCT画像の情報は、3次元的に分布した濃度値(CT値)の集合として与えられることになるが、立体像として構成するために対象とする成分(頭骨像，血腫像等)の輪郭線を、まず求める。

各断面ごとに閾値処理を基本として対象成分を抽出し、これらに対して8連結の境界線追跡アルゴリズムにより直角座標値のリストとして輪郭線データを作製する(名大，鳥脇らによる 文献(2))。

原画像は128×128に圧縮されたデータを使用した。図1に作製例を示す。

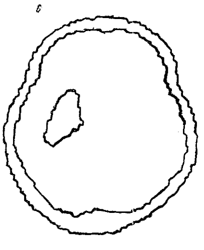


図 1　輪郭線作製例

2.2 円柱座標系によるモデル化

各断面ごとに抽出された対象領域の輪郭線を、図2(a)のように空間上に配置し円柱座標系2変数関数の形でモデル化する[1]。即ち各輪郭線ごとに輪郭線内部に設定した中心から一定角度ごとのサンプル角度θ_iに対するr_iを計測する(図2(b))。

以上の操作により、2.1で作製された輪郭線上のサンプル点は、高さをz_jと表わすことにすれば i,j をインデックスとした2次元配列の要素r_{ij}として記録されそのθ座標値，z座標値はそれぞれi,jにより表現できるので、

3次元空間内の点の記述方式として有用なものの1つである。このデータ構造はZ,θに対して1価関数としてrを決定しなければならないという制限があるが、解剖学的にはかなり多くの臓器に対して適用が可能であると考えられる。

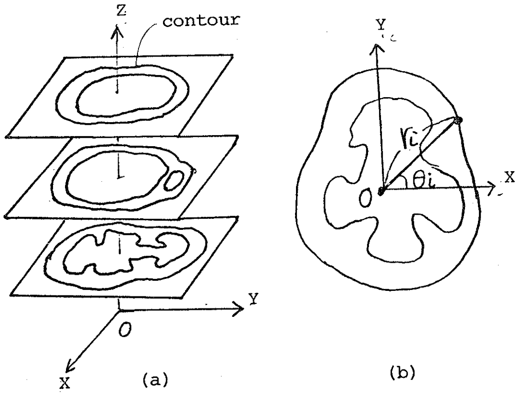


図2　輪郭線の座標系

2.3　線画立体構成

上記手法により構成されたサンプル点群に対し、θ一定方向及び、Z一定方向に線分で結合すれば線枠構造により対象領域の表面が構成される。本データ構造では隣接する断面輪郭線は、θ座標値がそれぞれ等しい点ごとに結合されるので表面形状をより容易に把握できる。

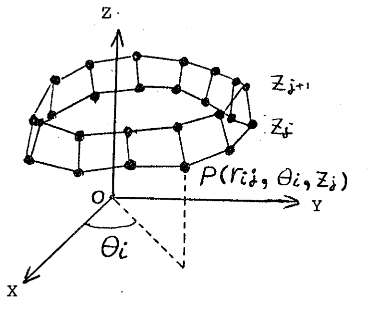


図3　サンプル点の結合

実際に線分で結合する際は見えない部分を描かないようにするが、この判定は文献(1)のアルゴリズムを使用し、投影面を視線に垂直に設定した平行投影(直投影)により作画する。

図5に頭骨像の表面を立体構成した例を示す。これらは5mmスライスで撮影された18枚のデータによるものであり、各断面輪郭線は100個のサンプル点により表現されている。

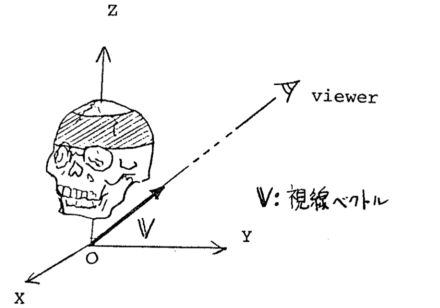


図4　観測者座標系と立体構成部分

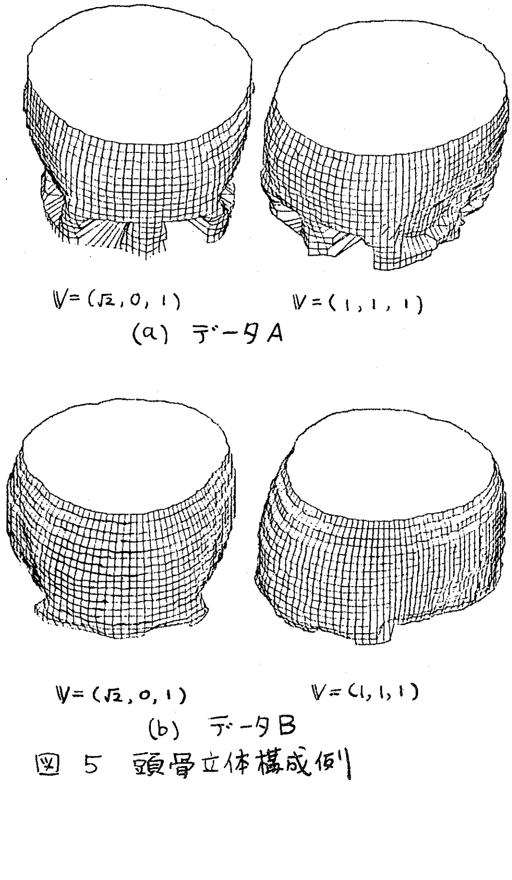


図5　頭骨立体構成例

2.4 2成分の合成による立体構成

前節までは、原画像より抽出された成分のうち単一の成分のみを対象とした立体構成について述べたが、この応用として、2成分を組み合わせた表示を行う。

今、対象とする成分をS_1, S_2とし、それぞれの断面輪郭線をC_1, C_2 また円柱座標系データに構成する際の中心をCENT(C_1), CENT(C_2)とし、それぞれについて次の条件が成立しているものとする。

S_1, S_2が存在する断面について

(i) CENT(C_1) = CENT(C_2) = O' (一定位置)

(ii) C_2はC_1の内部に存在

(注) 各成分の中心 CENT(C) の選択は、この中心から輪郭線Cを見たとき一価になる必要があるが、この条件の成り立つ(あるいは近似的に成り立つ)範囲は比較的広い。従って2つの成分に対して(i)が成り立つ位置は通常存在すると考えられる。

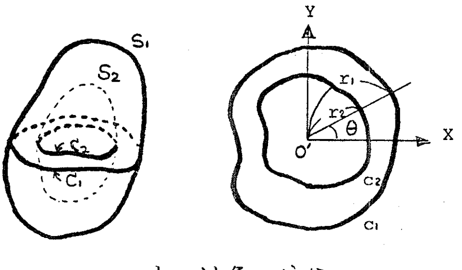


図6. 表示対象2成分

更にC_1, C_2を記述する関数としてそれぞれ

$$\left.\begin{aligned} r_1 &= f_1(z,\theta) \\ r_2 &= f_2(z,\theta) \end{aligned}\right\} \quad ①$$

を用いるとき、これら2つの関数により新たに輪郭線C ($r=f(z,\theta)$)を、次式により定義する。

$$C:\quad \begin{aligned} f(z,\theta) &= r_2 \text{ --- } \begin{cases} z_1 \le z \le z_2 \text{ の時} \\ \theta_1 \le \theta \le \theta_2 \text{ の時} \end{cases} \\ f(z,\theta) &= r_1 \text{ ---- 上記以外} \end{aligned}$$

この輪郭線Cにより形成される曲面Sは、$\theta_1 \le \theta \le \theta_2$, $z_1 \le z \le z_2$の範囲においてS_1の表面とS_2の表面にはさまれる部分を取り去った物体の表面を表すこととなる。

以上の手法を頭骨輪郭線及び血腫輪郭線に適用した例を示す。すなわちS_1により頭骨表面が表現され、S_2により血腫の境界面が示される。この場合O'は血腫領域の内部に選ぶ必要がある。

図7は視点を固定しS_1を切断する角度を変化させた例であり 図8は血腫像が存在する断面においてはすべてのサンプル角度について血腫(S_2)を表現し視点を変化させた例である。

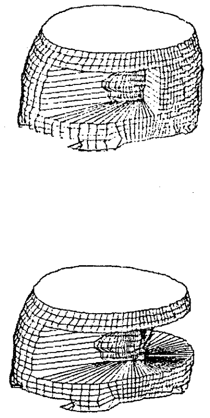


図7 頭骨像及び血腫像(1)

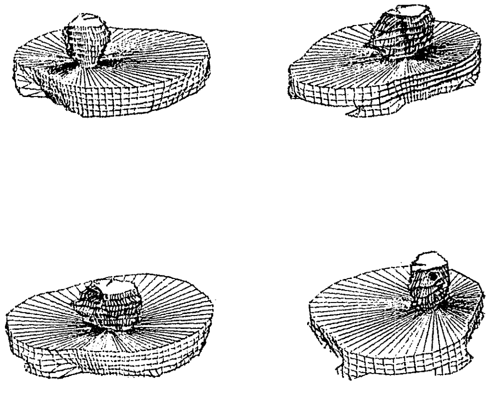


図8 頭骨像及び血腫像(2)

3. 陰影表示による立体構成

3次元像を構成する方法としては、前章までに述べた線画により対象領域の表面を形成する方式のほかに対象とする表面に陰影処理を行って表示する方式があるが前者は表面情報を線枠構造によりモデル化するのに対し、後者はそれを面として扱うので立体感のあるより現実的な表示像を得ることが可能となる(文献(7)参照)。陰影処理の手順の概略は次のようになる。

(i) 表示対象とする領域を、その表面情報に基づいて微小な面素に分割する。

(ii) 面素それぞれについて可視であるか否かの判定を行う。

可視となるものについては

(iii) 輝度(明るさ)を計算する。

(iv) 投影面に面素を投影し計算された輝度でぬりつぶす。

以上の手順により陰影表示による立体構成を行うことができる。

3.1 面素の構成

表面情報として線画表示と同様のデータ構造(2.2参照)を用いる。このデータ構造において隣接した4点により面素Sを構成する(図9)。

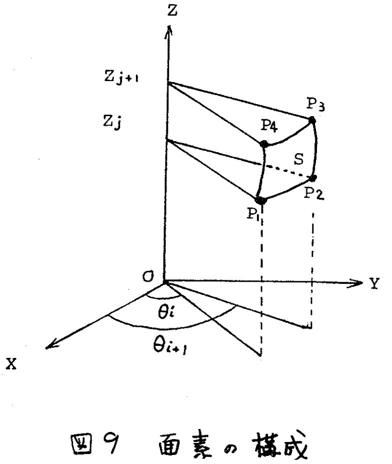


図9　面素の構成

3.2 輝度の計算

前節の手法により構成される面素Sに対し法線ベクトル$\mathbb{N}$をまず求める。一般には面素Sは平面内には存在しないので厳密にはSを2個の三角形に分割して処理すべきであるが、ここでは簡単のため図10(a)に示したベクトルa_θ, a_zを用いて次式により$\mathbb{N}$を近似する。

$$\mathbb{N} = a_\theta \times a_z \quad \text{-------- ②}$$

Sの可視判定は$\mathbb{N}$が視点の方を向いている時(front faceの時)Sを可視とした。

$$\begin{cases} \mathbb{V}\cdot\mathbb{N} > 0 & \text{---- front face} \\ \mathbb{V}\cdot\mathbb{N} < 0 & \text{---- back face} \end{cases}$$

次に光源の方向ベクトルを$\mathbb{L}$とした時、可視であるSの輝度Iは次式により算出される(図10(b))。

$$I = I_0 + k\bar{\mathbb{N}}\cdot\bar{\mathbb{L}}$$
$$= I_0 + k\cos\theta \quad \text{----- ③}$$

ここに　$\bar{\mathbb{N}} = \mathbb{N}/\|\mathbb{N}\|$, $\bar{\mathbb{L}} = \mathbb{L}/\|\mathbb{L}\|$

I_0 ： 輝度の最小値

k ： 反射係数

(輝度の最大値は$I_0 + k$となる)

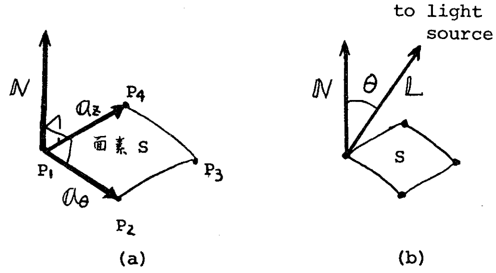


図10　法線ベクトル及び輝度計算

3.3 表示

投影面は視線方向に垂直に設定され75×120ドットで構成されている。可視となるSの投影された領域内のドットに輝度Iを代入してゆくことにより画面が作製され、これをラインプリンタにより濃淡表示する。濃淡レベル数は16(最高3回重打ち)とした。

4. 仮想切断表示

これまでに述べた立体構成は3次元的に分布した濃度情報によるデータより対象とする領域の表面情報のみを抽出し表示したものであるがCT画像では原データの濃度情報はCT像判読の際に有用な情報を提供すると考えられ、これらを同時に表示することは非常に重要と考えられる。本章では前述の手法により陰影表示した頭骨表面像と原断層像，冠状断像及び矢状断像を合成し仮想的に頭骨を切断した表示画像の構成について述べる。

4.1 基本方針

2変数関数 $r=f(z,\theta)$ によるデータ構造を用いた表示では表示対象領域(頭骨)の側面のみが構成される。そこで立体構成に用いた断面群のうち最も視点に近い断面に相当する位置に原断層像の濃度値情報を濃淡画像として表示することができる。この合成画像は頭骨を体軸に直交した平面で切断した表示像となる。　この処理は原画像の各画素における濃度値(CT値) f_i を図12に示すような方法で f_i' にレベル変換をし投影面上の対応する画素(格子点)にこの f_i' を与えることにより行われる。

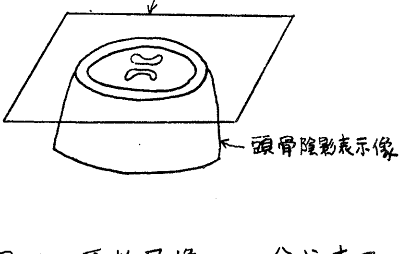
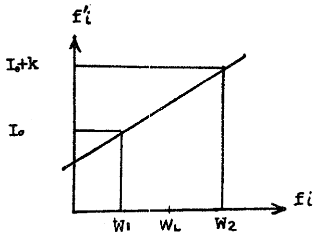


図11　原断層像との合成表示



$$W_1 = W_L - \frac{W_w}{2}$$

$$W_2 = W_L + \frac{W_w}{2}$$

W_L --- ウィンド レベル
W_w --- ウィンド 幅
I_0 --- 陰影表示の輝度の最小値
I_0+k --- 同　最大値

図12　濃度値変換

4.2　矢状断，冠状断を用いた表示

一連の体軸横断像より再構成された縦方向の矢状断像，冠状断像は実際の診断等にも非常に有用であり、これを前節で述べた切断表示に用いると3方向からの切断面の表示が可能となる。

ある特定の組織，病巣等を含む切断面を合成すればこれらの位置，範囲の認識をより容易にすることができる。

矢状断像，冠状断像は、基本としては連続した原断層像の3次元に配置されたpixelを垂直方向に抽出することにより行われるが横断面方向の分解能に比べ、各断層間の間隔が粗いため、垂直方向には線形補間により、垂直方向と横断面方向の分解能が等しくなるようにpixelを増加させて矢状断像，冠状断像を構成する(9)。

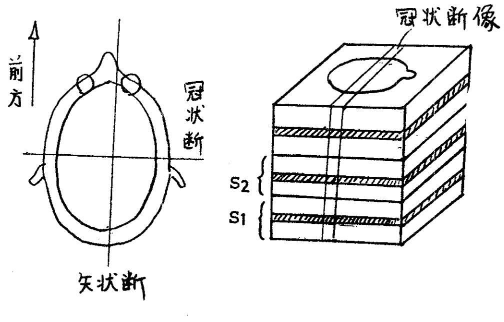


図13　矢状断像及び冠状断像の再構成

これらの3種類の断面像は、空間内で交差し互いに分割し合う。投影面に表示する際は、視点から遠い部分を残すように合成する。図14に矢状断像と原断層像による仮想切断表示画像の合成プロセスを示す。

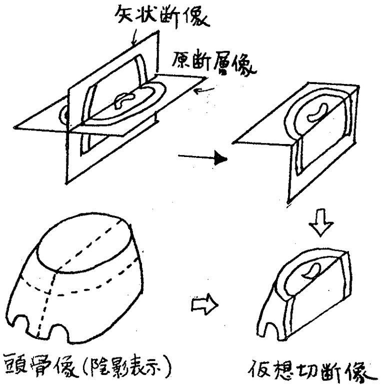


図14 仮想切断像の合成

以上の手法により構成した例を図15〜19に示すがこれは血腫がみられる同一患者によるものである。断面の濃淡は一般のCT表示装置のように高吸収が白く低吸収が黒く表示されている。従って血腫像は明るく,脳室像は暗く示される。

なお、本報告のアルゴリズムは、FORTRANで記述され計算には、OKITAC SYSTEM 50/40を使用した。

5. むすび

頭部CT画像の3次元表示の一方法として円柱座標系を基本とした線画,及び陰影表示について述べた。陰影表示の応用として行った仮想切断表示は、対象領域の表面情報と原画像の濃度値情報を共に表示するので臨床的にも有用であると思われるが、更に任意方向からの切断面表示、CRT等を用いた表示精度の改善,疑似カラー表示等を今後検討する予定である。

終りに御助言頂いた名古屋大学福村晃夫教授,本多波雄教授,長谷川純一氏,加藤正雄氏,豊橋技術科学大学,鳥脇純一郎教授並びに研究室の諸氏に感謝します。

〔参考文献〕

(1) 萬ほか：情報処理学会 コンピュータ・ビジョン研資 6-51 (1980).

(2) 鳥脇ほか："頭部CT像における成分図形の輪郭線抽出", 昭54 信学全大, 1375 (1979).

(3) 藤井ほか："CT断層像の3次元構成表示と放射線治療計画シュミレータ", 信学技報 MBE 80-3 (1980).

(4) Alexander Sunguroff and Donald Greenberg: "COMPUTER GENERATED IMAGES FOR MEDICAL APPLICATION", Computer Graphics, Vol 12 (1978).

(5) Herman, Liu: Three dimensional display of Human Organs ···", Computer Graphics and Image processing 9, 1-21 (1979).

(6) 田村,田中："断層像を用いた立体視", 情報処理, Vol 20, No12, P1066 (1979-12).

(7) 小川ほか："CT画像の3次元表示", 臨床ME, Vol 4, No3 (1980).

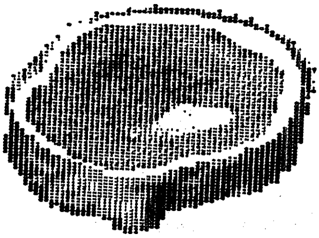
(8) Christiansen, Sederberg: "CONVERSION OF COMPLEX CONTOUR LINE DEFINITIONS INTO POLYGONAL SURFACE ELEMENT MOSAICS", Computer Graphics, ACM SIGGRAPH'78 Proceeding (1978).

(9) 岩井："CTスキャナ", コロナ社 電子工学進歩シリーズ 9 (1979)

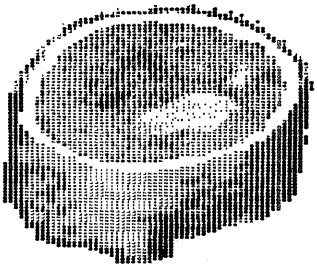
(10) J.G. Griffiths: "A surface display algorithm", CAD, Vol 10, No1 (1980)

No.2

No.8



No.12



No.18

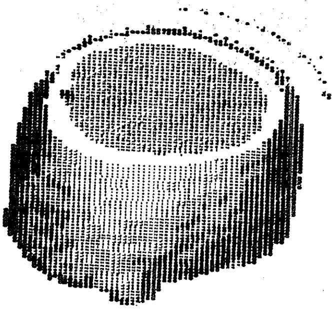
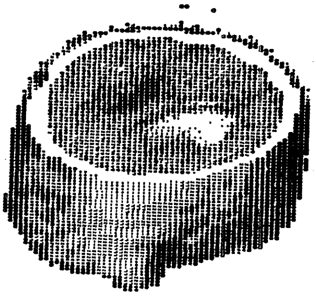
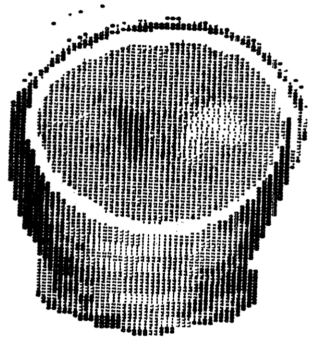


図15　頭骨陰影表示例
V = (1, 1, 1)

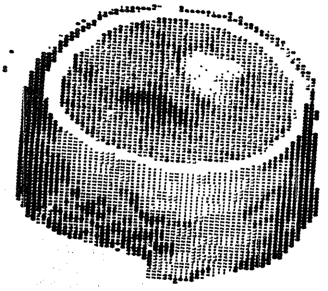
No.　：切断を行った断面番号



V = (1, 1, 1)



V = (1, 0, 1)

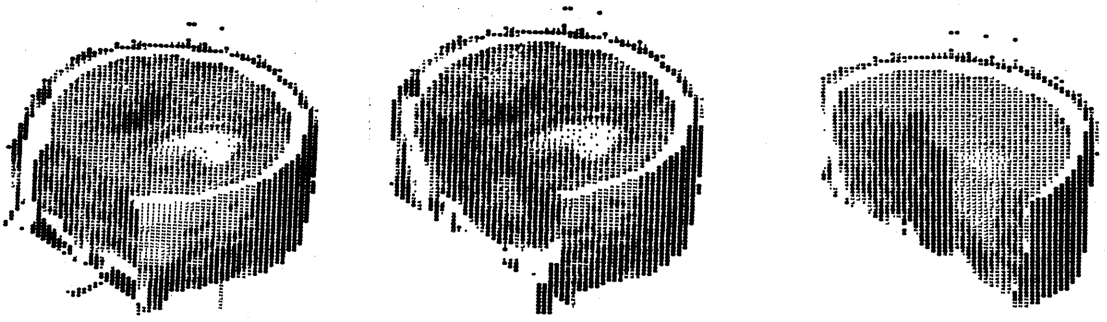


V = (1, -1, 1)
No.14

図16　同表示例

（断面の白い部分は血腫像
　〃　黒　　〃　脳室像）

V ：視線ベクトル（図5の座標系による）



(a) (b) (c)

図17 冠状断像による仮想切断表示 V=(1, 1, 1)
(断面ごとに濃度値を変化させ表示した)

(a) (b)

図18 矢状断像による同表示
V=(1, 1, 1)

(a) V=(1, -1, 1) (b) V=(1, 1, 1)

図19 冠状断像及び矢状断像による同表示