

円柱座標系データ構造による頭部 CT 像の 3 次元表示†

萬 淳 一†† 横 井 茂 樹††
鶴 岡 信 治†† 三 宅 康 二††

円柱座標系データ構造を用いた CT 像の 3 次元表示の一方式について述べる。本データ構造は 3 次元物体が 2 変数 1 価関数という簡単な形で表現でき、表示、データ変換等が容易であるという利点をもつ。本文では、このデータ構造を用い、主として頭部 CT 像から抽出された頭骨表面像の表示を行い、さらに、これに関連して、切断表示図、展開表示図、2 成分表示図等の表示方法についても試みる。まず、原画像から抽出された輪郭線データからの円柱座標系データ構造への変換方法を示す。これは元のデータが直交座標データとして与えられているので、工夫を要する。すなわち、特定のサンプル角度に対応するデータが多価になる場合、あるいは存在しない場合等いくつかの問題点が生じ、その対策の詳細について説明する。次に、2 成分をこのデータ構造を用いて同時に表示する方法について述べる。これは、両成分を円柱座標系データに変換し、これらを適当な範囲で選択して新しいデータを作成する方法である。これらを隠れ線消去して表示するためのアルゴリズムについて述べる。最後に、上で述べたような各種の表示方式を実際のデータに適用した例を示す。この結果、円柱座標系データ構造が、計算機で扱いやすいデータ構造であり、頭部 CT 像の 3 次元表示に関し、有効な方法であることが知られた。

1. ま え が き

最近、CT、超音波等の方法により、3 次元的に分布した情報を入力することが可能となってきた。これらの 3 次元情報は 2 次元的なものとは異なり、人間に判別しやすくする表示技術の開発も一つの重要な問題となる。この問題に対して種々の試みがなされているが^{1)~8)}、本文では線画による 3 次元表示を試みる。線画による 3 次元物体表示法には、直交座標系を用いるもの⁶⁾、曲面のパラメータ表現によるもの⁷⁾等、種々の方法が考えられている。一方、円柱座標系データ構造は 3 次元物体の形状記述の一つの有効な方法と考えられるが、これを CT 像の 3 次元表示に積極的に利用した報告はまだない。

本研究ではこの円柱座標系データ構造を用いて、頭部 CT 像の 3 次元表示を試みた。その結果、このデータ構造は取扱いが容易であるとともに、頭部 CT 像から抽出された頭骨像、血腫像等の表現に適していることが知られた。また、このデータ構造を応用することによりいくつかの新しい表示方式が容易に導かれた。以下では、そのデータ表現と表示法の詳細を述べ、いくつかの表示例を示す。

2. 円柱座標系データ構造

図 1 のような直交座標空間中で、 z 軸を中心軸としてとり、 z 軸上に一定間隔 Δz のサンプル点 $z_i (i=1, 2, \dots, M)$ をとる。ここで、各 z_i に対して、 z 軸に垂直な平面を考え、この上で一定間隔 $\Delta \theta$ のサンプル角度 $\theta_j (j=1, 2, \dots, N)$ を考える。 (z_i, θ_j) で定まる半直線上において、 z 軸から物体表面までの距離を r とすると、物体表面は、円柱座標系の 2 変数関数 $r = f(z_i, \theta_j)$ により表現される。

3. CT 原データから円柱座標系データへの変換

入力データは、 $x-y$ 方向サンプル間隔 2 mm、断面間隔 5 mm の 18 枚の断層像データであり、これを各断面ごとに、平滑化としきい値処理を用いた画像処理により⁹⁾、頭骨の部分と血腫の部分が抽出され、この輪郭線が直交座標のリストとして与えられている。この結果、各断面の輪郭線の長さ(リストの長さ)は約 300~600 になっている(図 7 参照)。

このデータから円柱座標系データへの変換方法について述べる。最初に原点を各断面の頭骨のほぼ中心にくるように設定する(すべての断面では同じ位置とする)。次に輪郭線上の各点を極座標 (r, θ) に変換する。この求められた (r, θ) に対し最も近いサンプル角度 θ_j の点にこの r 座標を代入する。この操作を輪郭線上の各点に施してゆく。このとき、もしすでに求められた

† 3-Dimensional Display of CT Images of Human Brain Using Cylindrical Coordinate System by JUN-ICHI YOROZU, SHIGEKI YOKOI, SHINJI TSURUOKA and YASUJI MIYAKE (Department of Electronics Engineering, Faculty of Engineering, Mie University).

†† 三重大学工学部電子工学科

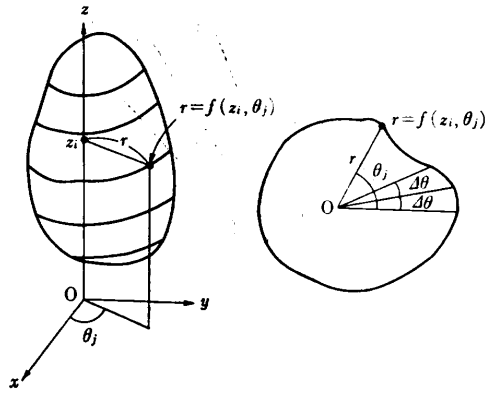


図 1 円柱座標系データ構造

Fig. 1 Data structure using cylindrical coordinate system.

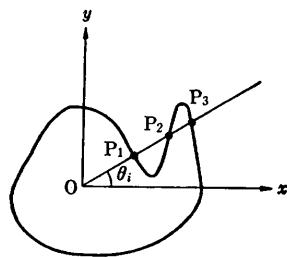


図 2 r 方向に多価となる輪郭線

Fig. 2 A border line which is multivalued in the r -direction.

サンプル角度に対し r 座標値が代入されていれば、この座標値との大小比較を行い、大きいほうの r 座標値を代入する。この操作により r 方向に多価な輪郭線部分については最も外部にある点が選ばれることになる(図 2)。

輪郭線構成点すべてについて上記の操作を行った後にも、 r 座標値が与えられていないサンプル角度が存在する場合がある。たとえば図 3 において $\theta_2 \sim \theta_3$ では、この角度に対応する輪郭線が存在しないため r が計測不可能となる。また、入力データに用いた輪郭線構成点の数に比べサンプル角度を細かくとったときも r が与えられていないサンプル角度が存在する可能性が高くなる。このような場合は、最近接の計測された二つのサンプル角度の点 P_1, P_4 を結ぶ線分上の値をその点の r 値として用いる。

これらの処理を施すことにより原点 O を適切に設定すればどのような閉曲線からも本方式のデータ形式に変換できる。頭骨輪郭線の構成点を入力とし、上記方法により、頭骨の表面が円柱座標系データ構造として記述される(図 4)。

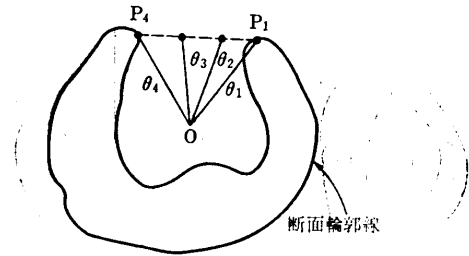
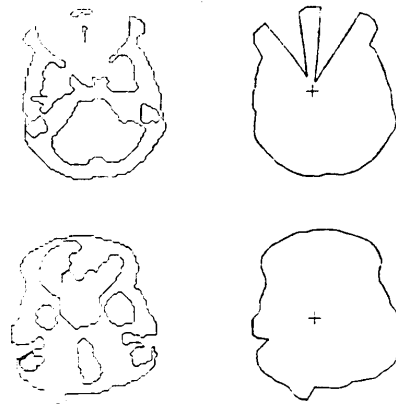


図 3 計測不可能点

Fig. 3 Points of which the functional values can not be measured.



(a) 入力輪郭線 (b) 立体構成輪郭線

図 4 入力輪郭線と立体構成輪郭線

Fig. 4 An input border line and its transformed form for 3-D reconstruction.

本手法を実際のデータに適用した結果、 r 値が多価になるのは眼球の含まれる断面のみであり、多価データを一価にすることにより消失する情報は軽微であった。また、計測不可能点が生じるのも同じ部分であり、とくに眼球の存在位置においてしばしば生じたが、本文の手法を適用した結果の図形は眼球の位置は十分把握できるため頭骨表面の形状表現にとってとくに大きな問題とはならなかった。なお、この部分は頭骨が本質的に複雑な形状をしており、連結していないところも存在することから、他の論文^{5), 12)}で用いられているスプライン技法を用いた表面線分(面分)の構成法を用いてもうまく働かないと考えられる。

4. 2 成分の合成による立体構成

前章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方法について述べる。

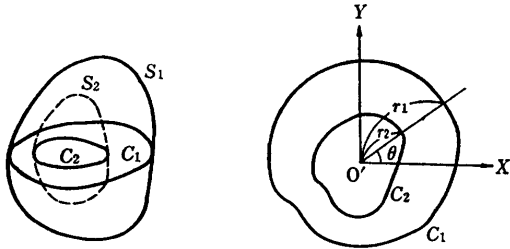


図 5 表示対象 2成分

Fig. 5 Two components to be displayed.

いま、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を構成する際の中心軸を $CENT(C_1), CENT(C_2)$ 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*。

- (条件) 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。

さらに C_1, C_2 おおのが次の円柱座標データで表されるものとする、

$$\begin{aligned} r &= f_1(z_i, \theta_j) \quad (C_1) \\ r &= f_2(z_i, \theta_j) \quad (C_2) \end{aligned} \quad (1)$$

これら二つのデータを用いて、新たに輪郭線 $C(r = f(z_i, \theta_j))$ を次式により定義する。

$$f(z_i, \theta_j) = \begin{cases} f_2(z_i, \theta_j): z_A \leq z_i \leq z_B \text{ かつ} \\ \quad \theta_A \leq \theta_j \leq \theta_B \text{ のとき} \\ f_1(z_i, \theta_j): \text{上記以外} \end{cases} \quad (2)$$

この輪郭線 C により形成される曲面 S は、 $\theta_A \leq \theta_i \leq \theta_B, z_A \leq z_i \leq z_B$ 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。したがって、 S_1 と S_2 が合成された図形が得られ、双方の位置関係を表すことが可能となる(図 5)。

5. 表示アルゴリズム

3章の手法で作成したデータの各サンプル点の座標値 $(z_i, \theta_j, r) (r = f(z_i, \theta_j))$ を直交座標に変換し、次の式(3)を用いた直投影により投影面上の座標に変換する(文献 10)参照。

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -l_2/l' & l_1/l' & 0 \\ -l_2l_3/l' & -l_1l_3/l' & l' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}, \quad (3)$$

* 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 1 値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。したがって二つの成分に対して条件が成り立つ位置は通常存在すると考えられる。

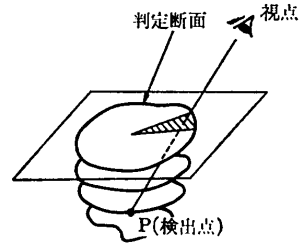


図 6 隠点検出

Fig. 6 Detection of hidden points.

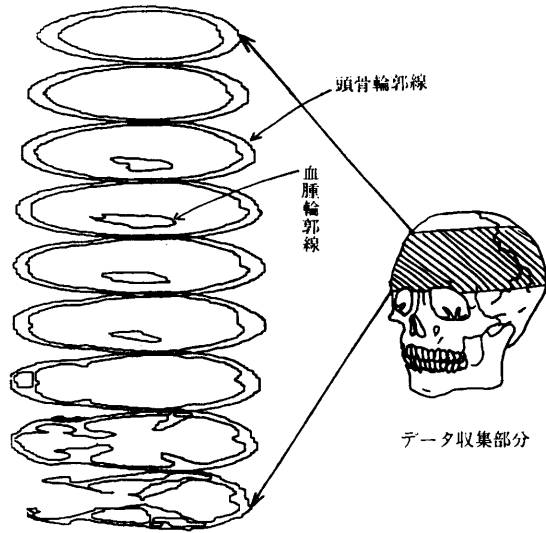


図 7 原画像から抽出された輪郭線データ

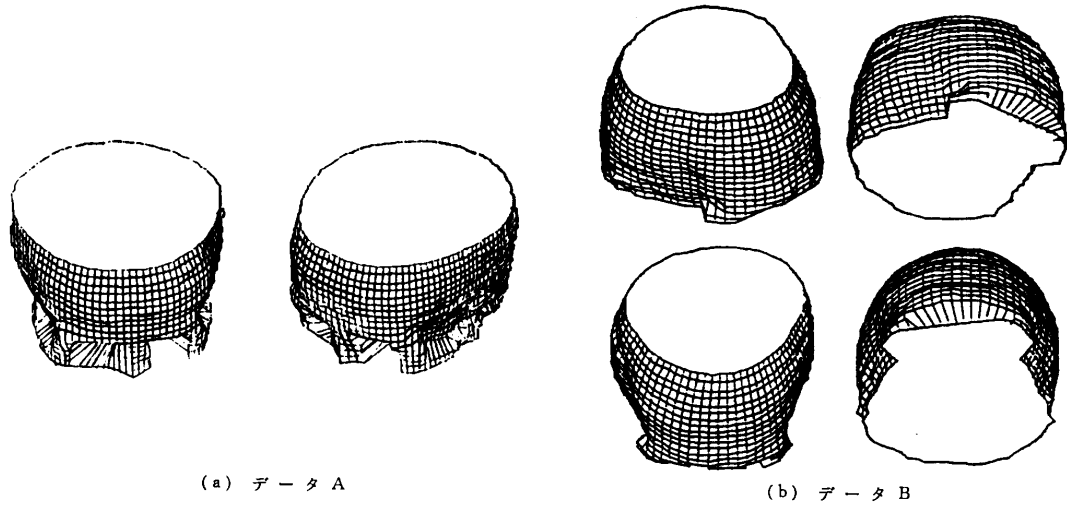
Fig. 7 Border lines extracted from the original images.

ただし、 $l' = \sqrt{l_1^2 + l_2^2}$, (l_1, l_2, l_3) は視線(投影線)ベクトル。

これらの点を高さ(z 座標)一定方向ならびに角度(θ 座標)一定方向に結んでいくことにより線画表示を行う、隠線消去は次の方法で行う。

まず、隠点検出は、投影線と断面との交差の有無を調べることにより行う。任意の高さの断面の立体構成輪郭線は一頂点を z 軸上にもつ三角形の集合により構成されているから、投影線と断面の交差判定は次の幾何学的判定によって簡単に行うことができる(図 6)。

物体上の点 P と視点を結ぶ投影線と、一つの断面との交点は簡単に計算ができ、これを極座標に変換すれば、どのサンプル角度間 (θ_i, θ_{i+1}) に入るか求められる。ここで、この交点が、 z 軸とサンプル角度 θ_i, θ_{i+1} に対するサンプル点によってできる 3 角形の内部にあるとき、点 P は断面によって隠される。この判定を P より視点側にあるすべての断面について行って、隠さ



(a) データ A

(b) データ B

図 8 頭骨表面立体構成図

Fig. 8 3-D display of outer surfaces of skulls.

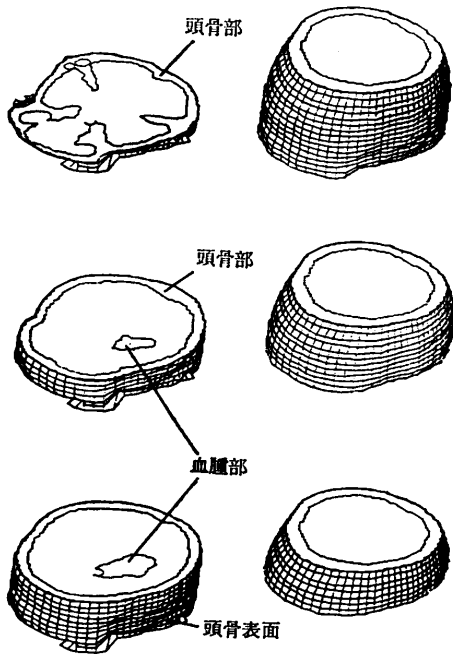


図 9 切断面表示図

Fig. 9 3-D display of a skull with cutting sections.

れる面が存在しないときPは可視点と判定され、そうでないとき隠れ点と判定される。これらの判定をすべてのサンプル点について求め、両方とも可視となるサンプル点同士を線で結んでゆけばよい。また、隣接サンプル点が可視点と隠れ点の場合は2分法¹¹⁾を用いて可視が変化する点を求め、途中まで線を描く。

6. 表示例

(例1) (頭骨表面構成図) 上で述べたアルゴリズム

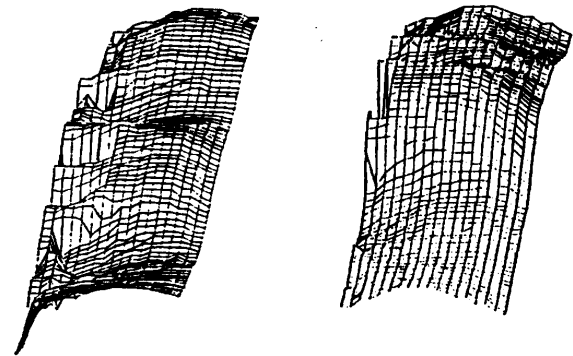


図 10 頭骨表面の展開表示図

Fig. 10 Display of the outer surfaces of skulls.

ムにより頭骨表面の立体構成を行ったのが図8で、サンプル角度は5度とし、視点を変えた表示例を示してある。

(例2) (切断面表示図) 立体構成した図形において任意の高度における切断面を表示したのが、図9である。この表示例では切断を行う断面を指定し、その断面より上にある部分については、立体表示する場合に投影面上での座標値をある一定値だけずらす。切断面は対応する断面の輪郭線データを投影変換を加えて切断面に適合させて表示する。

(例3) (展開表示図) 円柱座標系で作成したデータ $r=f(z_i, \theta_j)$ を、そのまま2変数 z, θ を X, Y に対応させた直交座標系2変数1価関数として表示する。このとき、頭骨表面を平面上に展開したと見なされる図形が得られる(図10)。

(例4) (2成分合成表示図) 4章で述べた手法を頭

骨輪郭線および血腫輪郭線に適用した例を示す。ここで、 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。このとき、中心軸は血腫輪郭線の内部にとる必要がある。

図 11 は視点を固定し、 S_1 表面をとり除く角度を変化させた例であり、図 12 に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 θ_j に対し、血腫像データを与え、これを視点を変えて表示した例である。

7. むすび

円柱座標系のデータ構造を用いて CT 2 次元データからの 3 次元構成の一方法を示し、表示例を与えた。

本文の方法以外に、抽出輪郭線の直交座標リストから直接上下断面像の輪郭線をスプライン技法を利用して接続して表面を記述する手法^{5), 12)}が報告されているが、各断面像の輪郭線は本質的に接続情報を有しておらず、場合によっては無理に接続することにより実際の形とはかなり異なった偽の表面を形成する可能性がある。また、著者の一部はこれを単純化した 2 変数 2 価関数による記述⁶⁾を試みたが、上下二つの関数面間の接合部分に問題を生じた。頭骨表面は円筒形に近い形をしているため、本文のようなデータ構造がよく適合すると考えられる。

なお、本文では頭部 CT 像のみについて立体表示を行ったが、他の部分（たとえば胸部、腹部等）にも本文のような手法は適用可能であると考えられる。一般的な 3 次元物体の記述・表示の方法としても本文で述べた方式は利用可能であろう。

謝辞 ご助言いただいた名古屋大学 福村晃夫教授、本多波雄教授（現豊橋技術科学大学）、長谷川純一氏、加藤正雄氏、豊橋技術科学大学 鳥脇純一郎教授ならびに研究室の諸氏に感謝する。また資料を提供いただいた名古屋保健衛生大学 片田和広博士に感謝する。

参考文献

- 1) 田村, 田中: 断面像を用いた立体視, 情報処理, Vol. 20, No. 12, pp. 1066-1073 (1979).
- 2) Crow, F. C.: Shaded Computer Graphics in the Entertainment Industry, *Computer Graphics*, Vol. 11, No. 2, pp. 11-22 (1977).
- 3) 西田, 中前: 三次元物体のカラー陰影表示の一

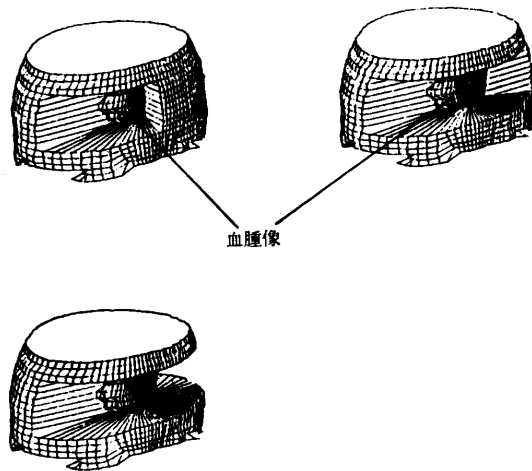


図 11 頭骨像および血腫像の表示 (1)

Fig. 11 Display of the outer surface of skull and the region of cerebral hemorrhage (1).

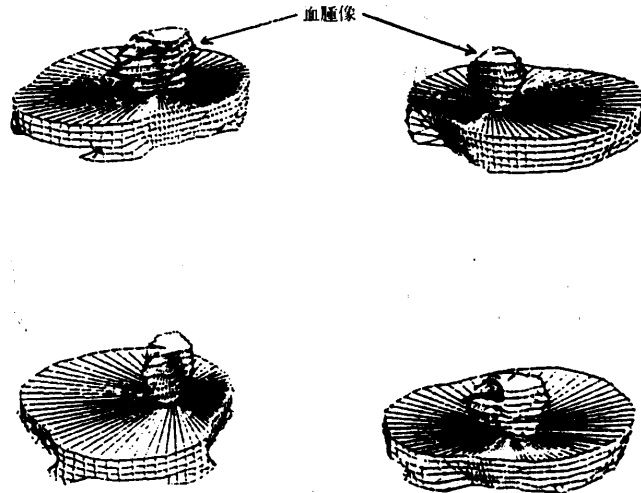


図 12 頭骨像および血腫像の表示 (2)

Fig. 12 Display of the outer surface of skull and the region of cerebral hemorrhage (2).

方法, 情報処理学会コンピュータビジョン研資, 4-1 (1980).

- 4) Herman, G. T. and Liu, H. K.: Three-Dimensional Display of Human Organs from Computer Tomogram, *Comput. Gr. Image Process.*, Vol. 9, No. 1, pp. 1-21 (1979).
- 5) 金田他: CT 像からの特定疾患部のパターン抽出とその三次元立体表示, 第 18 回日本 ME 学会大会, 1-C-24 (1979).
- 6) 那須他: メッシュデータ構造を用いた 3 次元物体の簡易表示法, 電子通信学会論文誌 (D), Vol. 64-D, No. 7, pp. 643-644 (1981).
- 7) Griffiths, J. G.: A Surface Display Algorithm, *Comput. Aided Des.*, Vol. 10, No. 1, pp. 65-73

- (1978).
- 8) 英保他: Biplane X 線像からの左心室の立体表示, 電子通信学会技術報告, MBE 79-42(1979).
- 9) 鳥脇他: 頭部 CT 像における成分図形の輪郭線抽出, 昭 54 電子通信学会全国大会, p. 1375 (1979).
- 10) 田嶋他: コンピュータ図学, コロナ社, 東京 (1972).
- 11) 森 正武: 曲線と曲面, 教育出版, 東京(1974).
- 12) Sunguroff, A. and Greenberg, D.: Computer Generated Images for Medical Application, *Computer Graphics, Proc. ACM SIGGRAPH '78*, pp. 196-202(1978).

(昭和 57 年 1 月 13 日受付)

(昭和 57 年 3 月 18 日採録)