

CT 画像に基づく 3 次元樹脂モデルの作成†

中 井 孝^{††} 丸 谷 洋 二^{††}

最近、コンピュータグラフィックスを用いて、CT 装置の出力画像から 3 次元像を表示し、外科手術計画の支援に利用する研究が盛んに行われている。しかし 3 次元像を直接手に取って見たいという要望も多い。我々は先に、集束されたレーザービームと感光性樹脂を用いた非接触加工型の 3 次元モデル製作システムを開発した。このシステムは、CT スキャナまたは CAD システムからの出力データから、直接実体モデルを工具なしで作成することができる。本論文では、粗いピッチで撮った CT 画像から滑らかで自然な 3 次元立体物を作成する方法について述べる。3 次元像の表面記述方式は、3 角パッチ方式であり、CT スキャナによるスライス間隔が大きくなると 3 次元像の滑らかさが損なわれてくる。そこで抽出された輪郭データからなる隣接する原スライス像の補間は、円筒座標系と直交座標系でそれぞれ 3 次スプライン曲線近似を用いて行った。CT 画像からのモデル作成技術は、医療診断、人工器官デザインや外科手術計画に大きな役割を果たすことができる。

1. ま え が き

コンピュータ技術の発展に伴い、コンピュータの処理速度が速くなり、透視投影変換、明暗付け (Shading) などの処理が高速に行えるようになった。そこで最近、コンピュータグラフィックスを用いて、CT 装置の出力画像から 3 次元像を表示し、外科手術計画の支援に利用する研究が盛んに行われている^{1)~5)}。

しかしながら透視投影変換によって、いかに 3 次元的に表示できても、ディスプレイは 2 次元であり、実物としての存在感は得ることはできない。また市販されている CT 装置の 3 次元像の表面記述方式は、3 角パッチ方式である。したがって CT スキャナによるスライス間隔が大きくなると、モデルの滑らかさが損なわれてくるという問題点がある。

我々は先に、コンピュータ制御によりレーザー光を移動させながら感光性樹脂に照射し、薄板状の硬化層を積み重ねて立体モデルを作成する新しい方式 (光造形方式と仮称する) を開発した⁶⁾。ここでは、光造形方式の応用事例として、粗いピッチからなる CT 輪郭データを用いて、滑らかな 3 次元立体モデルを構築する方法について報告する。

CT 輪郭データの補間は、円筒座標系で行った。補間ソフトウェアの構成は、主に次の 3 つの機能からなる。

① それぞれの原スライス面上で、輪郭代表点から近似される曲線と全周 360° を一定間隔 $\Delta\theta$ で分割す

る放射状半直線との交点を求める。

② ①で求めた交点を用いて、一定間隔 $\Delta\theta$ で分割する各切断面上で曲線近似を行う。さらに求めた近似曲線に対し、Z 方向 (CT 画像積層方向) に Δz (1 層厚み⁶⁾) で細分スライスを行う。ここで切断面とは、Z 軸を含む面である。

③ 細分スライス点群から同じ z 値を持つデータをすべて抽出し、同じ水平面上で連続した細分スライス点列を求め、新たなスライス像を作成する。

以下、本文では上記 3 つの諸機能の詳細を述べ、最後に光造形方式による立体物の作成装置および評価について述べる。

2. CT 画像からモデル作成用データまで

この章では、濃淡画像である CT 画像からの輪郭抽出、補間座標系を円筒座標系にした理由、および立体モデル形成用データについて述べる。

2.1 CT 画像からの輪郭抽出

まず CT 画像から輪郭抽出により作成したい特定部分の輪郭曲線を抽出する。この抽出には、CT 装置に接続される画像処理装置からの自動抽出法とデジタイザなどからの人手による抽出法が考えられる。画像処理装置を用いた場合、輪郭曲線は画素間の線形補間⁷⁾で十分表現できるが、デジタイザ入力力でデータ間が離れている場合は、入力された輪郭代表点間を滑らかに補間して表現する必要がある。本報で取り扱うデータは後者で、スプライン補間により、代表点間を補間した。

2.2 輪郭データファイル

輪郭データは、前節で抽出した輪郭曲線を代表する点で構成される。輪郭代表点列は、各 CT 画像面内で終点の座標値が始点の座標値で終わるように、フェイ

† Fabrication of a 3-Dimensional Plastic Model with Photopolymer from CT Images by TAKASHI NAKAI and YOJI MARUTANI (Department of Electronics, Osaka Prefectural Industrial Research Institute).

†† 大阪府立産業技術総合研究所電子部

ルに格納される。したがって、ファイルから読み込んだとき、座標値が始点のそれと一致すれば、始点からの点列は1つの輪郭とみなすことができる。

また取り扱う輪郭データは、外部形状を形成する外郭データまたは内部形状を形成する内郭データで、輪郭データどうしが交差するようなデータは含まれない。ファイル化は、輪郭代表点列の抽出順であり、上述の輪郭データの分別はしない。

2.3 補間座標系の決定

対象を粗くスライスしたCT輪郭データを補間して連続した3次元像を構成する手法として、XZ平面およびYZ平面にそれぞれ平行に等間隔の切断面を入れ、その面上での点列を曲線近似し、表示を行うという方法⁹⁾がある。しかし立体物を作る際には、次のような補完処理をする必要がある。例えば、図1のようにX方向に2層の突出した輪郭データが存在すると、 $X_{i+1}Z$ 平面での近似曲線は、図に示すようになり、実際の形状を反映しない。したがってこの領域の補間結果は、各 Y_iZ 平面で近似した補間結果を用いる。

これに対し原点をそれぞれの輪郭データの内側に決め、円筒座標系を採用すれば、補間結果の入れ替えなしに全層にわたる曲線近似が行え、補間像は実際の形状に近くなる。

2.4 立体モデル形成用データ

立体モデルとして、中実モデルと中空モデルが考えられ、それに応じてレーザ走査法は異なる⁶⁾。

本報で述べる立体物は、手術支援のため手術部位が外から視認できるようになっている必要がある。そのため立体物は、中空モデル作成法であるベクタ走査法で作成した。この方法は、外壁のみを造形するため、最終補間出力となる細分スライス像は、一筆書きできるようにになっている必要がある。

3. 等間隔放射分割

垂直断面像の再構成を行う前処理として、垂直断面像を構成する点を各層ごとに求める。

3.1 放射分割点の作成

各輪郭データの内側にZ軸を決め、図2のように、直交座標系 $O-xyz$ を設定し、一層ずつ原スライス間隔 Δz ごとに各輪郭データを並置する。最下層から第1層、第2層と順番を付け、最上層を最終層と呼ぶ。

座標系 $O-xy$ を原点の回りに、角度 θ だけ回転した新しい座標系を $O-XY$ とする。2つの座標系での同一点間には次のような関係がある。ここで x, y

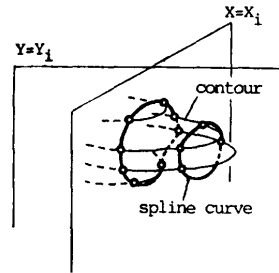


図1 突出した層の曲線近似
Fig. 1 Spline curve between projecting layers.

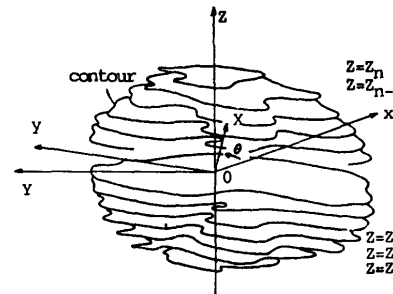


図2 原CT輪郭データ
Fig. 2 Original CT image sequence.

は、パラメータ t の関数とする。 t の変動範囲は、0から輪郭代表点間の距離までとする。

$$X = x(t)\cos\theta + y(t)\sin\theta \quad (1)$$

$$Y = -x(t)\sin\theta + y(t)\cos\theta \quad (2)$$

また、使用する補間は、周期的境界条件を課した3次式スプライン曲線近似⁹⁾である。輪郭代表点間を表す3次式スプライン曲線セグメントは、次式によって表される。

$$x(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 \quad (3)$$

$$y(t) = b_0 + b_1t + b_2t^2 + b_3t^3 \quad (4)$$

ここで、 a_i, b_i はセグメント両端における位置、接線、曲率の連続性から求まる係数である。

図3のようにまずセグメント両端の輪郭代表点の原線(x 軸)からの傾角 θ_1, θ_2 を求める。次に一定間隔 $\Delta\theta$ (放射分割角度)の整数倍でなおかつそれら2つの傾角の中間値に近い θ_m を求める。 θ_m から両端の輪郭代表点に向かって、反時計回りに、また時計回りにそれぞれ一定間隔 $\Delta\theta$ ずつ増減しながら、曲線セグメントと角度 θ だけ回転したときの X 軸で示される放射分割線との交点計算を行い、根がなくなれば、そのセグメント内での交点計算を終える。交点計算は式(3)、(4)を式(2)に代入し、 $Y=0$ のときの t の値を求め、それを式(1)に代入して行われる。このとき、傾角 θ における交点 X_j ($j=0, 1, 2$)が最高3点求まり、それ

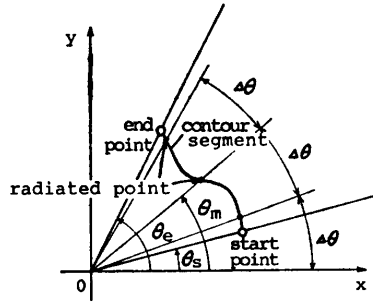


図3 1セグメント上での放射分割点計算

Fig. 3 Calculation of intersection points between half-straight-lines radiated from an origin and a contour segment.

それ傾角 θ における動径 r_i とする。この (r_i, θ) で決まる点を放射分割点と呼ぶ。360°全周にわたってセグメントを順次入れ替えながら、交点計算した順に θ_i ($i=0, 1, 2, \dots$) と決め、それぞれ θ_i に対応する放射分割点 r_{ij} を求める。なお、図4のように放射分割点が接点となっている場合は、そこに放射分割点が2つあるとした。

上記の処理を第1層から最終層まですべての輪郭代表点について行う。なおここでの処理は、外郭データ、内郭データ関係なしに行うので、 θ_i に対する r_{ij} は、外郭データ、内郭データで求めたそれぞれの放射分割点数の和になる。

3.2 放射分割点列ファイル

補間計算はパソコン上で行ったが、処理データをメモリに常駐させることができないので、まえがきで述べた3つの機能ごとに、結果をその都度ファイル化している。

次章での曲線近似を行うため、放射分割点の座標系を円筒座標系 ($0^\circ \leq \theta < 360^\circ$, $0 \leq r$) から $0^\circ \leq \theta < 180^\circ$, $-\infty < r < \infty$ の変則円筒座標系に変換する必要がある。したがって、次章での座標変換をしやすくするため、次の並び替えを行う。

(1) 前節で、 $\Delta\theta$ ずつ増減しながら交点計算を行ったため、放射分割点群を θ について昇順に並び替える。

(2) 例えば円筒座標系 $\theta=0^\circ$ における交点を $r_{0,0}, r_{0,1}, r_{0,2}$ ($r_{0,0} \leq r_{0,1} \leq r_{0,2}$)、 $\theta=180^\circ$ における交点を $r_{180,0}, r_{180,1}, r_{180,2}$ ($r_{180,0} \leq r_{180,1} \leq r_{180,2}$) とする。これら6点から、変則円筒座標系 $\theta=0^\circ$ の切断面を考えた場合、 $-r_{180,2} \leq -r_{180,1} \leq -r_{180,0} \leq r_{0,0} \leq r_{0,1} \leq r_{0,2}$ とする必要がある。したがって θ 値が同じものについては、次の条件によって並び替えを変える。

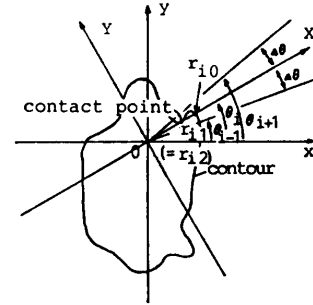


図4 円筒座標系への変換

Fig. 4 Transformation to contour data on cylindrical coordinate system.

(i) θ 値が 0° から 180° 未満までは、 r について昇順に並び替える。

(ii) θ 値が 180° から 360° 未満までは、 r について降順に並び替える。

放射分割点列ファイルは、次の2つで構成される。1つは点列の座標値を格納するためのファイルであり、もう1つは座標値を格納してあるファイルを管理するファイルである。座標値格納ファイルには、1層目から層順に上記の設定で座標値が格納される。管理ファイルには、 θ の値が 0° と 180° となる座標値格納ファイル中の位置を示すファイルポイントが層順に格納される。これは、変則円筒座標系 $\theta=0^\circ$ の切断面を構成する際は、円筒座標系 $\theta=180^\circ$ 、 $\theta=0^\circ$ のデータを読み、変則円筒座標系 $\theta=10^\circ$ の切断面を構成する際は、円筒座標系 $\theta=190^\circ$ 、 $\theta=10^\circ$ のデータを読みというふうに、座標値格納ファイルを負のデータと正のデータに分ける必要があるからである。

4. 垂直断面像の再構成

Z方向に放射分割点を用いてスプライン補間し、垂直断面像を求める。

4.1 CT 画像撮像範囲外への外挿

全層にわたる垂直方向への曲線近似を行った場合、回転体でない限り、全角度におけるスプライン補間の条件は、一致しない。そのため一般には、第1層（最終層においても同様）外において、近似曲線群は頂上部で互いに交差しない。すなわち第1層外の領域が特定できないことになる。撮像範囲外の領域に対する補間は、Z軸上に新たな制御点を設けることで対応した（図5、6参照）。

まず第1原スライス面上（最終原スライス面上）で、全周 360° を一定間隔 $\Delta\theta$ で分割する放射状直線を決める。そしてその直線と輪郭曲線とで形成される交点

間の長さが一番長いときの、基準切断面からの角度 ϕ を求める。ここで原線 ($\theta=0^\circ$) を通る切断面を基準切断面と呼ぶ。次に放射分割点列ファイルから角度 ϕ を持つデータをすべて抽出し (4.2節)、角度 ϕ の切断面上でこれら点列を用い接続順序決定後 (4.3節)、曲線近似する。そしてその曲線が第1層外側 (最終層外側) でZ軸と交わったときの z 値を制御点にする。つまり、任意の角度を持つ切断面上の近似曲線が、必ずその制御点を通過するようにした。なお一般に第1層と最終層の輪郭曲線は異なるため、それぞれの角度 ϕ は同じにならない。

4.2 切断面上での直交座標系

全周 360° を一定間隔 $\Delta\theta$ で分割する各切断面上 ($0^\circ \leq \theta_i < 180^\circ$, $-\infty < r_{ij} < \infty$) で、放射分割点列を用いた曲線近似を行う。

まず、円筒座標系で構成される放射分割点を変則円筒座標系に変換する。例えばある角度 θ ($0^\circ \leq \theta < 180^\circ$) の切断面上における変換は、3.2節で作成された座標値格納ファイルを用いて次のように行う。

(i) まず第1層目の角度 $\theta+180^\circ$ を持つ放射分割点を順にすべて読み出し、 r 値を負にする。

(ii) 次に同じ第1層目の角度 θ を持つ放射分割点を順にすべて読み出し、 r 値を正にする。

変換された放射分割点は、順に接続表 (表1) に書き込まれる。この処理を最終層まで繰り返す。また前節で求めた制御点2つは、それぞれ点が2つあるとして、接続表の始めと終わりに書き込まれる。なお3.2節の管理ファイルは、 θ と $\theta+180^\circ$ を持つ放射分割点を層順に交互に読み出すために利用される。

表1 直交座標系における接続表

Table 1 Connection table for points of intersection on orthogonal coordinate system.

入力番号	r (mm)	z (mm)	接続番号	接続数
0	0	-71	1	2
1	0	-71	3	2
2	-57	-50	0	2
3	67	-50	7	2
4	-81	-30	2	2
5	-8	-30	0	0
6	9	-30	0	0
7	110	-30	11	2
8	-96	-10	4	1
9	-28	-10	0	0
10	28	-10	0	0
11	117	-10	0	1
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

入力番号 0, 1 は、制御点である。

4.3 放射分割点列の接続順序決定

前節での座標変換によって、 θ と $\theta+180^\circ$ で構成される切断面上での1層当りの放射分割点数は、必ず偶数個存在する。この命題を用い、以下の処理を行う。また以下の本文中での切断輪郭点は、切断面上の放射分割点群より構成されるとする。

4.3.1 線素と接続表

図5は、表1に対応するデータ列を直交座標系 $O-rz$ に展開したものである。この接続表から2点ずつ対で決定される線素群を作る。命題より、これら線素群は、2層にまたがって作られることはない。線素は、データが接続表に入力されたときの順位である入力番号で表される。すなわち、図5の第2線素は、2-3となる。また図中の第1線素 0-1, 第13線素 24-25は、新たな制御点を表す。

接続順序は、外郭データにおいては反時計回りに、内郭データにおいては時計回りに、線素を表す入力番号を使って決められる。例えば反時計回りの接続順序の決め方は、まず現在処理中のデータ P_0 に対し時計回りの向きに最も近い切断輪郭点を捜し出す。そして捜し出したデータ P_1 の接続番号欄に処理中の入力番号16を記入する (図5)。これを切断輪郭点全体に行う。処理後、入力番号0から接続番号をたどると、反時計回りに切断輪郭点により構成される輪郭データの接続順序が決定される。外郭データと内郭データの区別は、内部の形状を支えるための支持枠を作成する際に必要となる。

また未処理データから線素群を作り、次の処理に移るが、処理済かどうかの判断は接続数欄によって決定される。接続数とは、切断輪郭点と接続している数を示す。例えば0-2-4と入力番号を使って、接続順序が

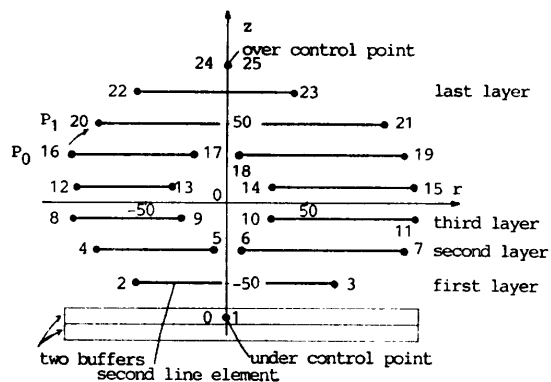


図5 直交座標系での線素群の例
Fig. 5 Example of line elements on orthogonal coordinate system.

決まっているとき、入力番号 2 にとっては接続数 2、入力番号 0 と 4 にとっては接続数 1 となる。接続数 2 のとき処理済と判断する。

4.3.2 接続順序決定の手順

前項で作られる線素群を用い、接続順序を導き出す。まず、上下段からなる 2 つのバッファ領域を設け、隣接する 2 層分の線素群を接続表からそのバッファへ送り込む。そして上下段で接続状態を調べ、接続関係が最大となるように線素どうしを統合する。接続順序は、統合された線素の両端の入力番号でもって決められる。これを最終層まで繰り返す。

詳細の手順を以下に示す。

(1) 接続表から 2 層分のデータを上下段に分けて入力する。ただし始めと終わりは、1 層分のデータのみでそれぞれ下段と上段には何も入力されない。これは、途中で層データがなくなっても同様である。

(2) 上下段で 1 番小さい r 値を持つデータに対し、そのグループ番号を 0 と決める。そしてデータ相互に r 値を照会しながら接続状態を調べ、接続状態が切れると、グループ番号を 1 つ増やし、グループ番号 (0, 1, 2, ...) を伝播しながら、グループ分けを行う。接続状態を調べるための条件式は、上段の線素の左端点、右端点をそれぞれ U_l, U_r 、下段の線素の左端点、右端点をそれぞれ D_l, D_r とすると、次のようになる。

$$D_l \leq U_r \text{ かつ } D_r \geq U_l$$

この条件式を満たすとき、上下段の線素間が接続しているとする。

(3) 同一バッファ内でグループ番号にしたがって、線素の統合を行う。例えば図 5 では、統合によって、第 5 線素 8-9 と第 6 線素 10-11 が統合されて線素 8-11 となる。この処理は、入力番号 9, 10 といった内部データを無視することに相当する。したがって接続数は 0 のままである (表 1)。

(4) 統合された線素を表す入力番号で、上下段の右端点どうし、左端点どうしを結び付ける。このとき、接続表の接続番号欄と接続数欄とが更新される。接続順序は次の 3 つの条件にしたがって決定する。ただし下記の例は、反時計回りについてである。

(i) 接続する上段の線素がない場合、現線素の右端点の接続番号欄に左端点の入力番号を記入する。

(ii) 接続する下段の線素がない場合、現線素の左端点の接続番号欄に右端点の入力番号を記入する。

(iii) 線素どうしが接続する場合、上段の線素の左

端点の接続番号欄に、下段の線素の左端点の入力番号を記入する。また、下段の線素の右端点の接続番号欄には、上段の線素の右端点の入力番号を記入する。

例えば図 5 において、上段に線素 0-1、下段に線素がない場合、入力番号 0 の接続番号欄に 1 が記入され、同時に接続数は、それぞれ 1 となる。次に、次の (5) の手順で上段に線素 2-3、下段に線素 0-1 が入った場合、入力番号 2 の接続番号欄に 0 が記入され、入力番号 1 の接続番号欄に 3 が記入される。入力番号 0, 1, 2, 3 のそれぞれの接続数は、2, 2, 1, 1 となる。

(5) (2) 以降の処理が終わると上の段の情報が下の段に複写され、上の段に次の層の新しい情報が入る。

(6) (2) から (5) までの処理を接続表内のすべてのデータについて行う。

(7) 接続表の連結数が 2 以外の切断輪郭点を接続表から読み出し、(2) から (6) までの処理を行う。この処理によって、内郭データも接続順序決定できるようになる。上述の処理は、接続数がすべて 2 になるまで行われる。

表 1 は、上記の処理が進み、上段に線素 8-11、下段に線素 4-7 が入ったときの処理途中を示したものである。入力番号 5, 6, 9, 10 の接続数が 0 となっているのは、統合の結果まだ処理されていないことを意味する。

なお原スライス間隔が大きいと真の輪郭からかけ離れる場合がある。この場合は、CT 画像を細かいピッチで撮る必要がある。

4.4 等間隔スライス

前節で決定された接続順序をもとに、座標系 $O-rz$ 上で曲線近似を行い (図 6)、 Z 方向に Δz (1 層厚み)

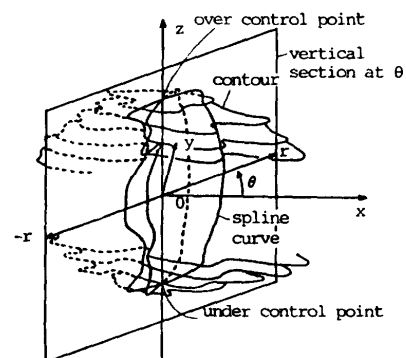


図 6 角度 θ 切断面での曲線近似

Fig. 6 Spline curve on the vertical section at θ .

で細分スライスする。

r, z を t の関数とすると、切断輪郭点間を表す 3 次式スプライン曲線セグメントは、式(3)、(4)と同様に、次式によって表される。

$$r(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 \quad (5)$$

$$z(t) = b_0 + b_1t + b_2t^2 + b_3t^3 \quad (6)$$

まず 3.1 節の交点計算と同様にセグメント両端の切断輪郭点の Z 方向の位置 z_1, z_2 を求める。次に一定間隔 Δz (細分スライス間隔) の整数倍でなおかつそれら 2 つの z 値の中間値に近い z_m を求める。 z_m から両端の切断輪郭点に向かって、正方向に、また負方向にそれぞれ一定間隔 Δz ずつ増減しながら、曲線セグメントを細分スライスする交点計算を行い、根がなくなれば、そのセグメント内での交点計算を終える。交点計算はある z 値を式(6)に与え、式が成立するときの t の値を求め、その値を式(5)に代入して行われる。このとき、与えた z 値に対する原点からの距離(細分スライス点) r_j ($j=0, 1, 2$) が最高 3 点求まる。曲線全周にわたってセグメントを順次入れ替えながら、交点計算した順に z_i ($i=0, 1, 2, \dots$) と決め、それぞれ z_i に対応する複数の細分スライス点 r_{ij} を求める。なお、 $z = z_i$ と式(6)とが接すれば、そこに細分スライス点が 2 つあるとした。またこの処理は、外郭データ、内郭データ関係なしに行われるが、これらの輪郭データが閉曲線となっているため、 z_i に対する r_{ij} は、必ず偶数個存在する。この命題より 4.3 節と同様線素群が決定でき、5.1 節の接続順序決定処理が可能となる。

4.5 スライス点列ファイル

本章の水平断面像の再構成のため、次の並び替えを行う。前節で Δz ずつ増減しながら、交点計算を行ったため、細分スライス点群を、 z について昇順に並び替える。また z 値が同じものについては、5.1 節の接続順序決定のため、 r について昇順に並び替える。

スライス点列ファイルは、次の 2 つで構成される。1 つは点列の座標値を格納するためのファイルであり、もう 1 つは座標値を格納してあるファイルを管理するファイルである。座標値格納ファイルには、細分スライス点の座標値が、上記の設定で格納される。管理ファイルには、座標値格納ファイル上の θ 値が変化する位置を示すファイルポイントと、細分スライス点の Z 方向における存在範囲を示す z 値の最小値・最大値情報が格納される。この z 値情報は、 θ における z 値が存在する範囲を示す。もしこの情報がなければ、

5.1 節で座標値格納ファイルのデータの z 値すべてを調べる必要がある。

ここで 4.2 節から上述までの処理は、角度 0° から放射分割角度 $\Delta\theta$ ずつ増やしなが、 $0^\circ \leq \theta < 180^\circ$ の範囲で行われる。

5. 水平断面像の再構成

前章までの処理ですべての補間データを求めたことになる。しかし光造形方式でベクタ走査を行うためには、それぞれの細分スライス像で細分スライス点列の接続順序を決める必要がある。

5.1 細分スライス点列の接続順序決定

まず、座標値格納ファイルからある z 値を持つデータをすべての θ_i について順に抽出し、接続表(表 2)に書き込む。図 7 は、表 2 に対応する細分スライス点列を $0^\circ \leq \theta < 180^\circ$, $-\infty < r < \infty$ の変則座標系 $O-\theta r$ に展開したものである。この図から放射状直線上で 2 点ずつ対で決定される線素群を作る。細分スライス点列の接続順序の決め方は、基本的には 4.3 節の決定法と同じ方法をとる。しかし、線素群が原点で交差する放射状直線上にあるため、次の 2 点に留意する必要がある。

(1) 第 1 角度と最終角度との接続状態を調べる際に、細分スライス点で構成される輪郭データの座標系が変則円筒座標系 $O-\theta r z$ であるため、第 1 角度と最終角度での細分スライス点の位置関係がほぼ同じであっても、 r 値の符号では正負逆になる。したがって、最終角度を持つ線素のみ r 値の符号を逆にして、さら

表 2 円筒座標系における接続表
Table 2 Connection table for points of intersection on cylindrical coordinate system.

入力番号	r (mm)	θ ($^\circ$)	接続番号	接続数
0	-23	0	2	2
1	29	0	3	2
2	-30	30	4	2
3	24	30	5	2
4	-30	60	6	2
5	25	60	7	2
6	-45	90	8	2
7	31	90	9	2
8	-30	120		1
9	28	120		1
10	-31	150	1	1
11	22	150	0	1
12	-22	150	0	2
13	31	150	1	2

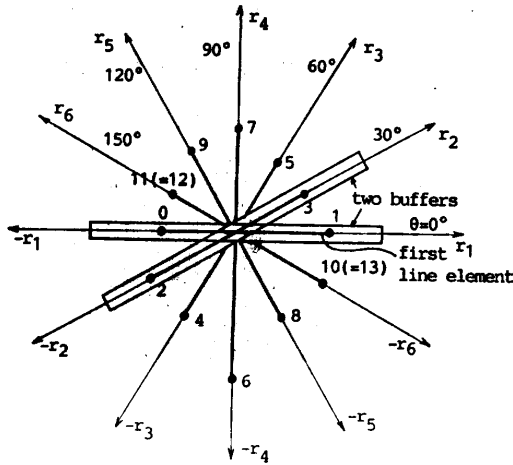


図7 変則円筒座標系での線素群の例
Fig. 7 Example of line elements on abnormal cylindrical coordinate system.

に接続表の最後に付け加える。例えば表2の入力番号12, 13がそれである。

(2) 次の3つの位置関係で線素番号を接続させる向きが異なる(4.3.2項の手順(4)参照)。

(i) 統合された線素の両端のr値は、どちらも正である。

(ii) 統合された線素の両端のr値は、どちらも負である。

(iii) 統合された線素の両端のr値は、一方が正で他方が負である。

例えば図7において、順序決定を始める際、まず線素12-13と線素0-1との接続順序関係を見る。これは、(2)(iii)の位置関係に相当し、入力番号12の接続番号欄に0が記入され、入力番号13の接続番号欄に1が記入される。このデータを入力番号10, 11の接続番号欄に転写する。同時に入力番号12, 13, 10, 11のそれぞれの接続数を、2, 2, 1, 1とする。表2は、上記の処理が進み、1つのバッファに線素8-9、もう1つのバッファに線素6-7が入ったときの処理途中を示したものである。

なお放射分割角度が大きいと真の輪郭からかけ離れる場合がある。この場合は、放射分割角度を小さくすればよい。

5.2 モデル作成用データ点列ファイル

作成した光造形システムは直交座標系で駆動するため、求めた細分スライス点列の変則円筒座標系 $O-\theta rz$ を直交座標系 $O-xyz$ に変換する必要がある。この変換は、3.1節における θ 回転を逆に回転させてできる。すなわち、 θ の代わりに $-\theta$ を式(1), (2)に代入

し、 X と x , Y と y をそれぞれ入れ替えると、 $Y=0$, $X=r$ の関係から、次式で表される。

$$x = r \cos \theta \tag{7}$$

$$y = r \sin \theta \tag{8}$$

モデル作成用データ点列ファイルは、座標値格納ファイル1つで構成される。座標値格納ファイルには、外郭データと内郭データとの区別なしに、必ず始点と同じ座標値で終わるように、シーケンシャルに細分スライス点 (x, y, z) が格納される。

5.1節以降の処理を、初期値 z を Z 方向でのCT補間像全体の最小値とおき、 z 値を一定間隔 Δz ずつ増やしながら、補間像全体の最大値まで行く。CT補間像全体の Z 方向の最小値・最大値は、4.5節の管理ファイル中の z の最小値・最大値を用いて求める。

6. 立体モデル作成

ここでは、立体モデル作成装置および本報で述べた補間法による立体モデル作成について述べる。

6.1 作成装置およびデータ処理

光造形方式を具現化した立体モデル自動製作装置SOUPを用いて、頭蓋内板を試作した。この装置は、EWS(エンジニアワークステーション)とCNC(computer numerical control)を主体とする加工制御機構とで構成される。SOUPの加工制御機構の概略図を図8に、仕様を表3に示す。

CT輪郭データの細分スライスは、パソコン(PC-286 V, クロック10MHz, 数値演算プロセッサ付)上で行われた。細分スライス結果は、ファイルでSOUPに転送され、CNC側で立体物が作成された。パソコン上で使用した言語はCである。なおCT画像は、160×160のCT値のマトリックスの形で与えられる。

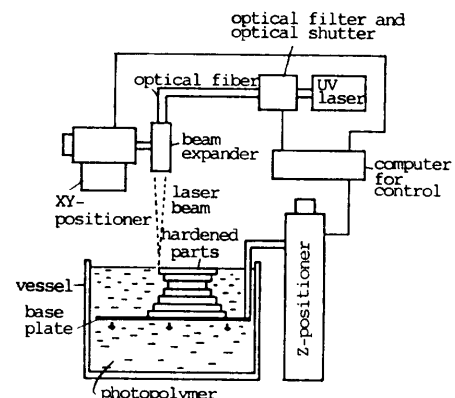


図8 SOUPシステムの加工制御機構
Fig. 8 Schematic of fabricating apparatus of the SOUP system.

表 3 SOUP システムの仕様
Table 3 Specification of the SOUP system.

(1) 加工制御機構			
Laser 走査部	X軸方向	移動ストローク 移動速度 1パルス移動量	600 mm 最大 100 mm/sec 0.001 mm
	Y軸方向	移動ストローク 移動速度 1パルス移動量	400 mm 最大 100 mm/sec 0.001 mm
Z方向 テーブル		移動ストローク 移動速度 1パルス移動量	400 mm 最大 25 mm/sec 0.001 mm
恒温樹脂 槽		最大加工サイズ	L600×W400×H400 (mm)
Laser		type 定格発振出力 発振波長	Helium Cadmium 40 mW 325 nm

(2) ワークステーション

CPU	3.0 Mips
主記憶容量	4~12 MB
Disk 容量	282 MB
O/S	UNIX (BSD 4.2+System V)

用いたデータは、原スライス間隔 10 mm、原スライス数 15 で構成される輪郭代表点からなる。データファイルの大きさは、実数型 8 k バイトであった。

6.2 立体モデル

SOUP 上で生成された立体物を図 9 に示す。パソコン上での計算は、放射分割角度を 10°、細分スライス間隔 0.1 mm に設定して行われた。処理時間は、簡単なグラフィック表示を行って 21 分で、最終補間出力ファイルの大きさは、実数型 480 k バイトであった。また立体物を作成するのに要した時間は、現寸大で 30 時間であった。そのときのレーザーパワーは 7.5 mW、レーザー走査速度は 10 mm/秒、使用した樹脂は、エポキシ系感光性樹脂アデカオプトマ KRX-660 (旭電化工業製) であった。なお放射分割角度が 10° であるのは、ファイル転送のためで、バイナリファイルをアスキーファイルに変換しなければならないからである。すなわち、変換に要する容量が現在使用中のディスク容量をオーバーするからである。この変換がなければ、現在のバージョンで放射分割角度 1° まで対応可能である。

7. む す び

本文では、光造形方式の応用事例として、粗いピッチで構成された CT 画像からの関心領域の立体像を実



図 9 頭蓋内板の立体物
Fig. 9 3-D object of skull.

体化する方法について述べた。人工骨とか歯科医が必要とする顎骨などの生体モデル作りには、要望も多く早期の実用化が期待できる。

現在のソフトウェアは、次の機能が備わっていない。

(1) 立体物の表面段差により半透明となるため、手術部位が重要となる外科手術計画を支援するにあたっては、内部に位置する立体物の形状を外から視認しにくいという欠点がある。そこで立体物を造形する前に、立体物の外郭部にデータ上で窓を設ける必要がある。

(2) 立体物が多重に存在する場合、内部の立体物は、何らかの方法で支持されねばならない。このような支持棒を自動的に発生させる必要がある。

(3) 立体物を作成する際に、上下に隣接する細分スライス形状がほぼ一致しないと、できあがった立体物に隙間ができる。そのため、隙間は、ラスタ走査法⁶⁾により塗りつぶす必要がある。

今後は、これらソフトの充実を検討する予定である。

謝辞 本研究に関してデータの提供および御討いいただいた神戸大学藤井進教授に感謝いたします。また機器使用の際に便宜を図っていただいた三菱商事(株)に感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 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. J70-D, No. 11, pp. 2134-2140 (1987).
- 2) 金子正秀, 尾上守夫, 藤井諄一, 相澤忠範, 加藤和三: 冠状動脈造影像からの冠状動脈の三次元再生および表示, 医用電子と生体工学, Vol. 21, No. 2, pp. 73-79 (1983).

- 3) 久野義徳, 尾上守夫, 藤井諄一, 澤田 準, 加藤和三: 超音波心断層像からの左室立体像の再構成と表示, 医用電子と生体工学, Vol. 23, No. 1, pp. 14-20 (1985).
- 4) 大下 弘, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 松尾導昌: 核磁気共鳴 CT 画像のマルチプレックス・ホログラムによる立体表示, 医用電子と生体工学, Vol. 25, No. 1, pp. 61-68 (1987).
- 5) 英保 茂: 医用3次元形状計測, 電子情報通信学会技術研究報告, IE 87-7, pp. 1-7 (1987).
- 6) 中井 孝, 丸谷洋二: レーザリソグラフィによる立体モデル創成, 電子情報通信学会論文誌 (D), Vol. J71-D, No. 2, pp. 416-422 (1988).
- 7) 萬 淳一, 横井茂樹, 鶴岡信治, 三宅康二: 頭部 CT 像の三次元表示の一方法, 医用電子と生体工学, Vol. 21, No. 6, pp. 439-444 (1983).
- 8) 金田悠紀夫, 藤井 進, 松尾導昌, 吉田 稔, 小走安則: 頭部連続 CT 像からのパターン抽出と三次元立体表示, 医用電子と生体工学, Vol. 19, No. 4, pp. 265-270 (1981).
- 9) Rogers, D.F. and Adams, J. A. (山口富士夫訳): コンピュータグラフィックス, p. 130, 日刊工業新聞社 (1982).

(平成元年2月27日受付)

(平成元年9月12日採録)



中井 孝 (正会員)

昭和31年生. 昭和54年大阪教育大学・特別教科理科課程卒業. 同年大阪エンジニアリング(株)入社. 昭和59年大阪府立産業技術総合研究所に入所し, 現在に至る. 画像処理の研究に従事. 電子情報通信学会, 日本 ME 学会各会員.



丸谷 洋二

昭和17年生. 昭和46年大阪市立大学大学院博士課程修了. 工学博士. 同年沖電気(株)情報機器研究所. 昭和48年大阪府立産業技術総合研究所. 現在, システム技術部主任研究員. 画像処理およびレーザー応用に関する研究開発に従事. OSA, レーザー学会, 電子情報通信学会, システム制御情報学会, 応用物理学会各会員.