

頭部 CT 画像の三次元再構成と光造形へのデータ加工

青木 由直 大塚 晃央 佐藤 智之
北海道大学工学部情報工学科

あらすじ

二次元データである CT 画像から三次元画像を再構成し、表示する技術については、様々な方法が提案されている。これらの技術は、紫外線硬化樹脂を用いた光造形法による三次元モデルの形成法にも応用可能である。

本稿では、垂直方向にずらしながらサンプリングされた二次元 CT 画像より三次元画像を構成する方法と、三次元補間法について議論する。さらに、光造形法によるモデル用データ作成時間の短縮に及び、膨大な三次元 CT データの圧縮法についても提案する。

Rebuilding of 3-D CT Images of Human Head and Data Processing for Laser Lithography to Construct a 3-D Model of Skull

Yoshinao Aoki Akio Otsuka Tomoyuki Sato

Department of Information Engineering
Faculty of Engineering, Hokkaido University

Kita 13 Nishi 8, Kita-Ku, Sapporo 060, Japan

abstract

A technique of rebuilding 3-D(three-dimensional) images of a human skull from 2-D(two-dimensional) CT images is discussed. This technique is applied for constructing a 3-D model of skull by laser lithography, where an ultraviolet laser beam scans liquid resin to be hardened.

Since 2-D CT data is sampled along the direction perpendicular to the sliced CT image, it is necessary to interpolate data between 2-D CT images and an interpolation technique is discussed. A technique to reduce the construction time of the laser lithography is discussed. Since the volume data of 3-D CT image to be stored are large, a data-reduction technique is proposed.

1 まえがき

近年、光造形法(レーザーソグラフィ法)と呼ばれる、紫外線硬化樹脂を用いた立体モデル形成法を種々の分野へ応用する研究が盛んに行われている。この樹脂による立体モデルは、今までのNC機械では作成が難しかった中空な部分、複雑な形状でも比較的作成が容易である。これらの応用の一つとして、医療 X 線 CT 画像を基に人間の内部を立体モデルとして形成する研究が行われ、将来、より正確な診断や手術への援用として期待されている。[1][2]

しかし、CT 画像の分解能はモデル作成装置の分解能に比べデータが粗く、そのままモデルを作成してもボクセルが大きく目立つ。そこで、多数枚の二次元 CT 画像を補間し三次元画像を構成する必要がある。本稿ではこのような技術の開発のためのデータ加工と実際に光造形法による立体モデル形成実験について述べる。

2 CT 画像の三次元再構成

一般的な医療 X 線 CT 画像では人体を輪切り状に画像化して表示する。従って、医師等が画像を見る場合においては、何枚もの断層画像を見比べることになり、垂直方向の画像のつながりを認識することは難しく、物体の三次元構造の理解は困難であった。

CT により測定する位置を少しずつずらすことにより、垂直方向に一定間隔ごとの多数枚の二次元画像を得ることができる。この多数枚の画像データはそれぞれがピクセルで構成されていると考えられ、これらをボクセル空間に対応したメモリに蓄積することによって、三次元画像として扱うことができる。つまり、図 1 に示すように、メモリ中に CT 画像が三次元画像として再構成される。

メモリ上に再構築された三次元画像を用いることによって、従来の CT 画像のような水平断面だけでなく、垂直、もしくは斜めのような自由な角度の断面を得ることができる。[3] この例として、2 枚の画像例を図 2(a)、(b) に示す。図 2(a) は水平断面画像であり、(b) は垂直断面画像である。[4]

本実験においては、元の CT 画像は一画面につき $340 \times 340 \times 12\text{bit}$ で、2mm ピッチでサンプリン

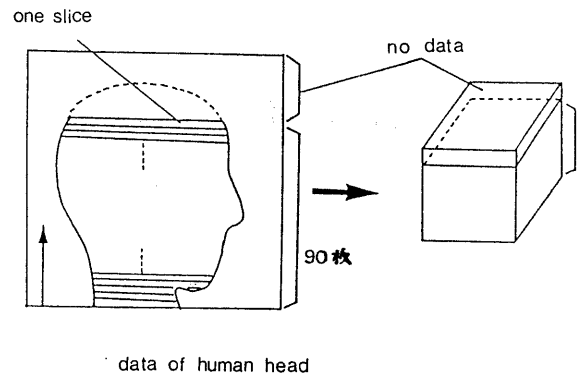


図 1: CT データ収集法

グした 90 枚の画像データである。これから画像の中心部の 256×256 画素分を取り出し、これを $1/2$ に圧縮して、 128×128 の画素としている。グレイレベルは上位 8bit を使い、断層画面の不足分にダミーデータを挿入して、 $128 \times 128 \times 128$ のボクセル空間にデータを格納した。

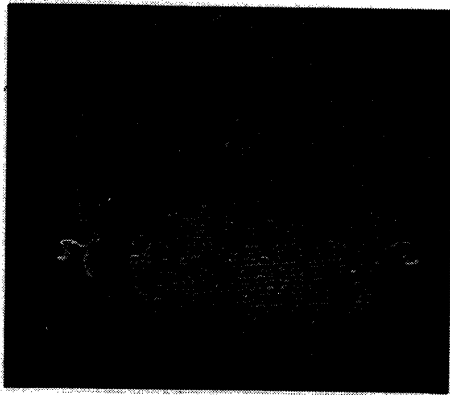
さらに、ボクセルのデータの探索に際して、しきい値を設定することにより軟組織、骨等の、抽出が可能である。これを図 3 に示す視線探索法を用い、二次元のスクリーンに投影する事により任意の方向から見た抽出した組織の立体画像を表示することができる。

3 光造形法による CT 画像の立体モデル作成

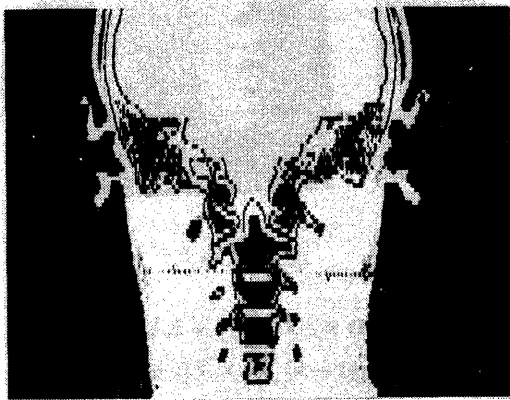
光造形法に用いる紫外線硬化樹脂は紫外線照射により液状の樹脂が固体化するものである。この樹脂を用いることによって、紫外線ビームの照射パターンどおりの自由な形の三次元形状を形成することができる。この樹脂には、既に硬化した樹脂に新たに硬化させた樹脂を接着させる働きをさせるための添加材なども含んでいる。

立体モデルの形成の原理は図 4 に示すように

- (1) 計算機上のモデルは幾層もの薄い断面図にスライスされ、輪郭線データが生成される。一断層面の硬化させたい部分をボクセルデータから採り出すこととなる。



(a)



(b)

図 2: 異なる視線での CT 画像

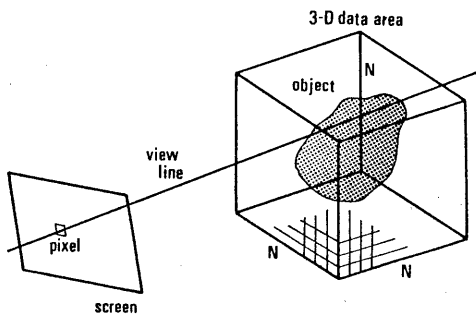


図 3: 視線探索法

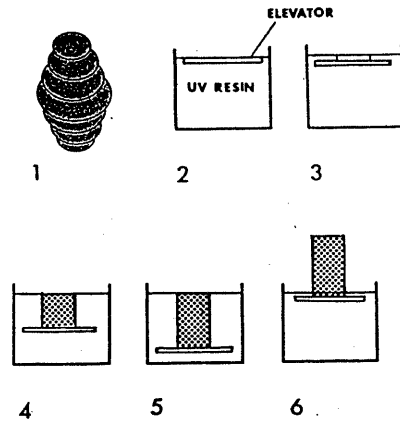


図 4: 光造形の原理

- (2) このモデルデータに基づき、紫外線レーザーがプール内に溜めた液状樹脂の表面をラスタ走査し、断面形状を描く。レーザーが当たった部分は液状樹脂が硬化する。ラスタ走査だけでは縁がそろわないため、硬化領域の縁を再度レーザービームで縁取り照射し、一層の形成処理を終える。
- (3)(4) 一層分が終わるごとにエレベータを下降させ、次の断面を作成し、硬化部分を積み重ねる。
- (5) この繰り返しによりモデルが完成する。
- (6) 最後に硬化した部分のついたエレベータを引き上げ、研磨、塗装といった後処理が施される。

本研究で利用した光造形装置は既に商品化の行われているものであり、分解能は水平方向に 0.15mm、垂直方向に 0.1mm である。

実際に CT 画像を用いてこの装置でモデル形成を行っている様子の写真を図 5 に示す。実際に図 1 に示した CT 画像データから形成した立体モデルの写真を図 6 に示す。元々ボクセル空間に格納されたデータが光造形装置の分解能と比較して、粗いデータであるため、モデル形成に際してデータの補間を行う必要がある。その一方でデータ補間に必要とされる時間が膨大になるという問題がある。次に補間時間の短縮法について述べる。

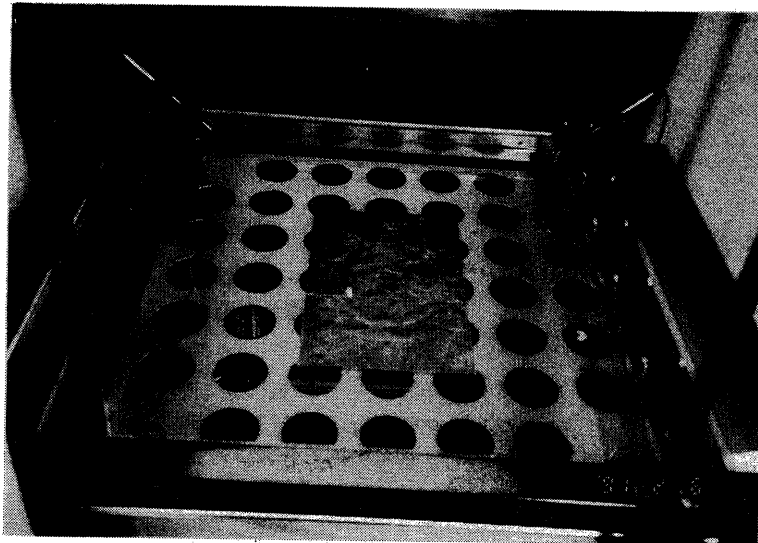


図 5: 光造形装置



図 6: 立体モデル

4 光造形法のための CT 画像データ加工

4.1 補間法

今回使用した三次元 CT 画像の分解能は、水平方向に約 0.75mm、垂直方向に約 2mm である。このデータは、モデル作成システムの分解能に比べて、特に垂直方向のデータ間隔が粗く、データ補間が必要となる。

離散値を補間する方法はスプライン補間、ラグランジュ補間など数多く知られているが、CT 画像データは量が多いため、膨大な時間が必要とされる。従って、計算の簡単な直線補間を採用するのが適当である。

ある位置におけるボクセル値 $V[i+a, j+b, k+c]$ ($0 \leq a, b, c \leq 1$) は、それを囲む 8 つの観測データによって決まり、

$$V[i+a, j+b, k+c] = a \times b \times c \times V[i, j, k] + (1-a) \times b \times c \times V[i+1, j, k] +$$

$$a \times (1-b) \times c \times V[i, j+1, k] + (1-a) \times (1-b) \times c \times V[i+1, j+1, k] + a \times b \times (1-c) \times V[i, j, k+1] + (1-a) \times b \times (1-c) \times V[i+1, j, k+1] + a \times (1-b) \times (1-c) \times V[i, j+1, k+1] + (1-a) \times (1-b) \times (1-c) \times V[i+1, j+1, k+1]$$

—(1)

によって計算される。

4.2 高速化

ボクセル空間に蓄えられた三次元 CT 画像データは補間前でも $256 \times 256 \times 90 \times 8 \text{bit} = 6 \text{Mbyte}$ と膨大である。このデータ量を考慮し、さらに補間時間短縮するために以下の方法を採用している。ボクセル空間での補間はボクセルの分割と同等である。分割数を 2 の倍数とすることにより、補間される

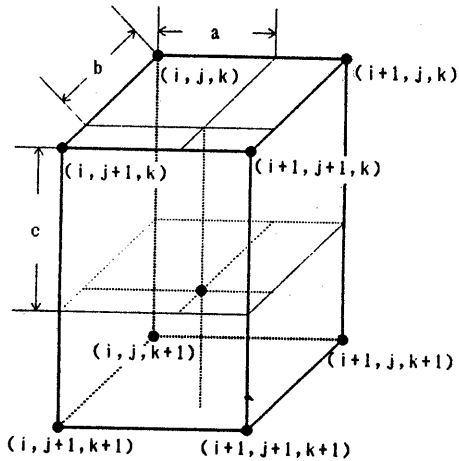


図 7: 直線補間に必要なボクセル値

データは加算とシフトのみで計算され、高速化が期待できる。

ある断層平面と隣接する次の断層平面の差分値を取り、分割数で割った値を持つテーブルを用意する。つまり、隣接する測定値の差を取り、分割数で割っておく。

例えば分割数を 8 とした場合、上の測定値を $V[i, j, 8k]$ 、下の測定値を $V[i, j, 8(k+1)]$ とするとき、差分値テーブル $Sub[i, j]$ は、

$$Sub[i, j] = (V[i, j, 8(k+1)] - V[i, j, 8k]) / 8$$

(ただし 8 は平面間の分割数)

—(2)

となる。8 で割るのは 3 回右にシフトする事と同等である。

一枚の平面の処理を終えると、

$$V[i, j, 8k+1] = V[i, j, 8k] + Sub[i, j]$$

—(3)

を計算すると次の平面が求められ、これを次々と分割数回繰り返す。1 度差分を取れば元の平面は計算に必要がなく、そこを新たな平面の計算領域として使用し、メモリ量も節約できる。

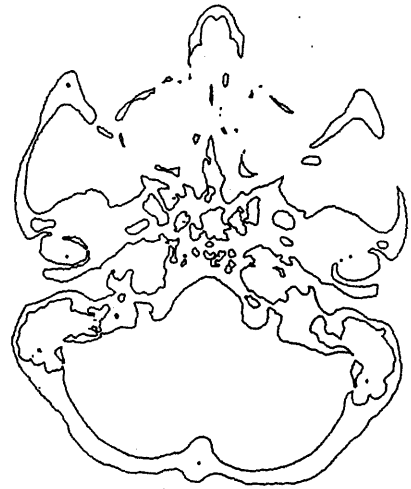


図 8: 輪郭線の抽出された画像

4.3 データ圧縮

三次元補間後、二値化されたボクセル空間で、再び水平断面を考える。この平面上で、二次元の輪郭線追跡を行う。図 8 は、CT データから輪郭線の抽出された画像である。この輪郭線追跡は、鉛直方向でモデルをスライスし、その輪郭線にそって樹脂を固めていくモデルの作成方法に適したデータを生成する。

輪郭線追跡によって得られたデータは、チェインコードで表現され保存される。輪郭線画素列を $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ とすると、 a_0 を図の中心の位置に置いたとき、次の a_1 へ方向を図 9 に従って、符号化する。つまり、最初の a_0 の位置と n 個の符号列によりこの画素列全体が表される。また同じコードが続く場合、その方向コード、連続数を記録することにより、ランレングス圧縮によってさらにデータの圧縮保存ができる。

この形式は、よほど複雑な形でない限り、元のデータをそのまま保存しておくよりも記憶容量が小さくてすみ、また、XY 座標を座標列 $\{(X_i, Y_i), i = 1, \dots, n\}$ で直接保存しておくよりもデータ量が少ない。また、実際にモデル形成システムが受け取る HP-GL フォーマットに簡単に変換できる。

d	c	b
e	現 在 地	a
f	g	h

図 9: チェインコード

5 まとめ

本稿では CT 画像から光造形法により立体モデルを形成するためのデータの補間法、高速化、データ圧縮などのデータ加工法に関して検討を行った。これらの検討では、より品質が高く、高速に補間できる方法を提案している。さらにデータ保存に際してチェインコードを用いたデータの圧縮についても提案を行っている。これらの提案方法を用いて実験を行い、有効性を確かめた。今後、さらに多くの光造形による立体モデル形成の実験を行い、先の実験結果と比較検討を行う計画である。

その際、例えば、補間法等については、形成された立体モデルを実際に利用する医師などの評価も重要となり、この点については今後の課題としたい。

謝辞

本研究の光造形法による立体モデル形成に際しては、日本合成ゴム株式会社の永田正樹氏、株式会社ディーメックの伊藤忠夫氏に御協力いただいたことに感謝する。また、本研究の一部は財団法人札幌エレクトロニクスセンターの開発研究の支援を受けており、同財団に感謝する。

参考文献

1. 木本勝敏、田中文基、岸浪健史: 「生体内部形状模型作成システム」、第 4 回札幌国際コンピュータグラフィックスシンポジウム論文集、pp.153-157 (Nov. 27-28, 1990)

2. 佐藤智之、三橋龍一、青木由直: 「ソリッドクリエイターによる X-RAY CT 画像からの樹脂立体モデル作成」、同上、pp.158-163
3. 英保茂、関口博之: 「3次元画像メモリを用いた実体断面・3次元表示システム」、電子情報通信学会論文誌、'89/4 Vol.J72-D-II No.4
4. S. Zhang, P. Zheng, T. Sato and Y. Aoki: "3-D MEMORY AND SIGNAL PROCESSING SYSTEM FOR RECONSTRUCTING 3-D CT IMAGES", Proc. ICSP '90 Vol. 1, pp.1055-1058