研究

MRI 断層像を用いた高速血管モデリングに関する研究

増谷 佳孝* 鈴木 真* 太田 裕治*
堀内 孝* 土肥 健純*

Study on high speed vessel model reconstruction from MRI

Yoshitaka MASUTANI, Makoto SUZUKI, Yuji OHTA

Takashi HORIUCHI and Takeyoshi DOHI

Department of Precision Machinery, Faculty of Engineering, The University of Tokyo

ABSTRACT

A lot of data are required to reconstruct 3D vessel model for therapeutic and diagnostic purposes such as surgery simulation, surgical planning and computer aided surgery system. In this study, new methods for reconstruction were developed to reduce data volume and cumbersome procedure. Concerning the vessel model reconstruction, the positions and the radii of vascular sections are extracted on MR-Images, and relations of connection between the sections were generated. A vessel model was represented by spheres and truncated cones. Feasibility study were carried out using MR-Images derived from two phantoms and four human volunteers.

Key Words

MRI, 3D reconstruction of organs, vessel model, data extraction, Computer Aided Surgery

要 旨

臓器モデルを計算機上で再構成・表示し、診断あるいは手術支援への応用が最初に試みられてから既に久しいが、現在においても未だ問題となるのは、その再構成に必要なデータ量の多さである。特に血管などの管腔臓器は複雑な分枝構造をとるため、より有用な情報を得ようとすればするほど抽出するデータの量は増加し、作業者の判断・手入力に依存しては莫大な時間と手間を要する。

そこで本研究では、MRI 断層像からの血管モデルの再構成における作業者の負担を軽減すべ

く、作業自体の高速化、効率化を図ることを目的とする。具体的には、血管を単純な形状の構造物を用いて近似的に表現する方法と、デジタル画像処理などの技術によりその血管データをより高速に抽出する手法を検討するものである。

はじめに

コンピュータグラフィックスにより血管を表現する方法で主に用いられているものは、大別してサーフェスモデルによる方法とボクセルモデルによる方法の2つが挙げられる。いずれも血管の断面の形状をそのまま、あるいは輪郭を形成する点列を血管の断面データとするため、デ

* 正会員 東京大学工学部精密機械工学科
〒113 東京都文京区本郷7-3-1

ータ量が多く高速化を妨げる最も大きな要因となっている。また、これらは断層像のスライス間隔が小さい場合は、より実物に近い自然な表示となるが、現在のところスライス1枚あたりの撮像時間が長いので、患者への負担を考慮すると十分なスライス間隔が得られるとは限らない。そこで本稿ではこれらの問題を解決するべく、血管の断面を楕円近似し、血管断面の位置には球を、それらを接続する部分には円錐台を用いて血管を表現する方法、並びにその血管データを対話的、効率的に抽出する方法を開発したのでここに報告する。

方 法

血管の表現方法と血管データ

抽出する血管データの具体例を図1に示す。このように、抽出するデータは各断層像上における血管断面の情報（楕円近似された時の中心位置、短軸方向半径）と、その血管断面間を接続する接続情報で構成される。これらのデータ群が与えられたならば、血管断面の位置に球を表示し、2つの血管断面の間には接続データの存在する場合のみ、2つの球に外接する円錐台を表示する。この方法は本研究室（東京大学工学部精密機械工学科土肥・堀内研究室）での計算機援用手術支援システム（Computer Aided Surgery システム、以下CASシステム）においても血管再構成表現の標準法⁶⁾として採用⁵⁾している。

データ抽出法

血管断面抽出

MRI断層像では、比較的鮮明に血管断面像が撮像されるため、デジタル画像処理により、

図1 血管データ

血管断面データ			
血管断面1	(X1, Y1, Z1)	r1	
血管断面2	(X2, Y2, Z2)	r2	
血管断面3	(X3, Y3, Z3)	r3	
血管断面4	(X4, Y4, Z4)	r4	
接続データ			
	2-3		
	2-4		
	1-2		

容易に抽出が可能である⁴⁾。特に、脳、肝臓などのように画像上で均一な濃度分布を示す臓器内の黒く撮像される血管断面の抽出に際しては、以下の自動スレッショルド決定法を用いた2値化処理が有効である。

$$T = m_2 + C \times (M - m_1) \dots\dots\dots (1) \text{ 式}$$

T: 最適なスレッショルド

C: 定数 (0.5~0.6)

M: 血管断面周辺における臓器濃度のモード値

m1: 血管断面周辺における最小濃度

m2: 血管断面周辺における最大濃度

ファントムの画像に対してはRobらにより、Mの代わりにm2を用いた方法が報告されているが、実際の臨床の画像ではm2の値はほぼ検出の最大濃度となるため、有効ではなかった³⁾。これは臓器内の脂肪成分などが高レベルで撮像される特性を持つためである²⁾。

M, m1の値を得るには、抽出しようとしている血管断面を含む処理領域（ウィンドウ）を設定し、そのウィンドウ内のヒストグラム（図2）をとらなければならない（図3）。本研究ではマ

図2 血管周辺領域内ヒストグラム

図3 ウィンドウの設定

ウスを用いて、血管像上の一点を直接位置を指定し、その位置を中心とする固定サイズの矩形領域をウィンドウとした。

2 値化処理により血管断面と周辺領域(臓器)が分離されれば血管断面の形状を測定し、以下のパラメータを抽出する(図4)。このうち重心位置を血管断面中心とし、楕円の短軸 ($2S/\pi L$) を血管径と近似する。

接続データの生成

2つの隣り合う断層像上に位置する血管断面間の接続を考えた場合、撮像限界や血管の分枝により、一対一の接続はむしろまれで、接続相手のない血管断面や、複数の血管断面と接続関係が認められる血管断面が存在する。このような可変長のデータ群は計算機上の処理には適していないため、木構造である血管を末端から捉え、「分枝」ではなく「合流」と考える(図5)。この概念に従えば、ある血管断面はそれぞれの合流先の血管断面を、常にただ一つ選択すればよいことになる。唯一の接続先を選定する

図4 抽出する血管断面に関する情報

図5 分枝と合流

には、2つの血管断面の位置、幾何、濃度などの情報をパラメータとする評価関数を設定し、その血管断面を含む断層像に隣接する上下2つの断層像の中から、評価関数を最大とするものを選択すればよい(〈2〉式)。

血管は一般的には、抹消部に近づくに従って径が細くなるような様な構造をとるが、基幹の血管の近傍や臓器の入口付近では¹⁾、その一様性が保たれていない。つまり血管構造は、一様な分枝を示す部分とそれぞれの臓器・血管系に固有な構造を持つ部分から成る場合が多い。このように構造的に異なる部分を持つ1つの血管系の接続データを生成する場合は、ただ一つの評価関数で対処しようとするとは複雑なものとなるため、設定が困難である。本研究では、再構成対象の血管系を、臓器に固有の構造を主構造、それ以外のどの血管系にも共通に見られるような構造の部分の小構造とし、それぞれの評価関数を設定する方法をとった。

結 果

血管再構成・表示システム

実験に用いたシステムを図6に示す。データは撮像装置から直接得られたオンラインデータであり、フィルムのスキャンで得たデータのよな歪みは皆無である。

$$X_i = \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ \theta_i \\ L_i \\ S_i \end{pmatrix} : \text{血管断面データ}$$

Y_i : X_i の接続対象

E_Z : 断層像番号 $Z-1$ 又は $Z+1$ にある節点の集合

f : 評価関数 として

$$Y_i = X_j \text{ 但し } f(X_i, X_j) \geq f(X_i, X_k) \\ \text{かつ } X_j, X_k \in E_{Z_i} \\ \rightarrow \text{接続データ } j - i$$

〈2〉 式 接続対象

図6 システム構成

血管断面抽出スレッシュホールドの信頼性評価

実際の4人分の臨床用画像(腹部肝臓)を用いて、血管断面抽出の見かけの成功率を求めた(実験1-a)。見かけとは実物の寸法を計測が不可能なため、画像上で作業者が判断して、成功、不成功を決定したことを意味する。次に見かけの抽出成功時において、それが実際の寸法と比較してどれだけ誤差を持つかを評価した(実験1-b)。ここでは寸法が既知である下大動脈のファントム(図7中分枝のない血管ファントム、発泡スチロール製)を実際にMRI撮像装置で撮影し、〈1〉式で定義したスレッシュホールドを用いて画像から測定した値を実際値と比較した。ファントムを水を張った水槽の中に沈め、MRI撮像装置で撮影を行なった像はファントム部分が黒く、周辺(水)がグレイに撮像されるため、実際の臓器内の血管像に酷似している。これらの実験の測定条件を表1に、実験結果を表2、表3に示す。

接続データ生成の信頼性評価

ここでは、接続生成データの信頼性を評価す

図7 血管ファントム

表1 実験条件等

撮影	撮像装置 日立MRH-500 撮像条件 Short SE 断層像スライス間隔 10.0mm
被撮像物	血管ファントム 広角分枝、狭角分枝の2種 肝臓被撮像者 下表

再構成対象	年齢	性別	身長(cm)	体重(kg)
A0	22	男	163	59
A1	23	男	177	77
A2	24	男	161	51
A3	23	男	163	55

表2 見かけの抽出成功率

再構成対象 項目	A0	A1	A2	A3	平均
総節点数	135	129	139	161	141.0
総修正節点数	29(21.5)	37(28.7)	44(31.7)	47(29.2)	39.3(27.8)
抽出不能節点数	12(41.4)	15(40.5)	17(38.6)	29(51.7)	18.3(46.5)
中心位置修正	18(62.1)	36(97.3)	29(65.9)	16(34.0)	24.8(65.6)
径修正	28(96.6)	37(100.0)	43(97.7)	43(91.5)	37.8(96.1)
長軸方向修正	15(51.7)	16(43.2)	10(22.7)	6(12.8)	11.8(29.6)

()内の値は 総修正節点数 : 総修正節点数の全節点数に対する比率(%)
抽出不能節点数、中心位置修正、径修正、長軸方向修正 : それぞれの修正節点数の全修正節点数に対する比率(%)

見かけの成功率(平均、一部分)より 72.2%

$$f_i(X_i, X_j) = \begin{cases} 1 - C \cdot t & (t < \frac{1}{C}) \\ 0 & (t \geq \frac{1}{C}) \end{cases}$$

$$t = \frac{\sqrt{(X_i - X_j)^2 + (Y_i - Y_j)^2}}{R_i} + D \cdot \frac{|R_i - R_j|}{R_i}$$

$$R_i = \sqrt{\frac{S_i}{\pi}} \quad C, D \text{は正の定数} \quad (\text{本研究では、} C=0.1 \quad D=2.0)$$

〈3〉 式 主構造接続評価関数

る実験を構造が既知である肝臓脈管系ファントム(図7)を用いて行なった(実験2)。肝臓周辺血管系を図8のように分割した。主構造、小構造それぞれの接続のための評価関数を〈3〉、〈4〉式に、実験結果を表4に示す。再試行による成功とは合流先血管断面の選定を一つ一つチェックしていき、選定を誤った場合、評価関数が2番目に大きかった血管断面を表示させ、

表3 抽出径寸法誤差

計測位置(断層像番号)	画像上の計測半径 (単位 0.625mm)	実際値換算直径(mm)	計測位置	計測直径(mm)
0	18.927	23.66	#0	22.50
1	17.755	22.19	#1	20.50
2	17.414	21.77	#2	21.10
3	17.240	21.55	#3	21.05
4	17.356	21.70	#4	20.40
5	17.528	21.57	#5	21.00
6	16.643	20.55	#6	20.75
7	16.446	20.56	#7	21.10
8	16.506	20.63	#8	20.55
9	18.553	23.19	#9	21.85
10	17.007	21.26	#10	20.75
11	16.507	20.63	#11	21.30
12	16.800	21.00	#12	21.25
13	17.088	21.36	#13	21.30
14	17.262	21.58	#14	21.45
15	17.392	21.74	#15	20.40
16	17.246	21.56	#16	20.95
17	17.923	22.40	#17	20.80
18	17.000	21.25	#18	21.30
			平均	21.07

直接測定値に対し 誤差絶対値平均 +0.60mm (+2.8%)

※直接測定値はノギスによる

それが正しい接続先であった場合を差す。

表現方法の評価

図9に実験1で得た血管データを用いて再構成を行なった肝臓付近の血管系(下大動脈, 下大静脈, 門脈)のサーフェスモデル表示を示す。

考 察

表現方法について

球と円錐台を用いた表現法は、実際に管腔状である血管を再構成するのに適しており、医師からも、構造が把握しやすく極めて自然な表示であるとの見解を得た。また、CASシステムでは肝臓のレーザ穿刺手術シミュレーションを行っており、この表現方法を用いることにより血管を避けてカテーテルを刺す最適な穿刺方向を決定するアルゴリズムにおいて計算時間を大幅に短縮することが可能である。

血管断面の抽出について

〈1〉式のスレッシュホールド自動決定法を用いた2値化による血管断面の抽出は簡便で、走行方向によって画像上の濃度が一定でない血管断面に対して非常に有効である。今回の実験ではC=0.5に固定して実験を行なったが、数多くの画像に対して実験を行ない最適なCを求める必要があると考えられる。また、従来の手入力

表4 接続データ生成の成功率

ファントム 項目	広角分枝	狭角分枝
総節点数	95	103
総修正節点数	21(22.1)	24(23.3)
接続不能節点数	1(小構造)	0
主構造節点数	47	66
(接続修正)	0	0
静脈分枝点検出	成功	成功
小構造節点数	48	57
(接続成功)	27(56.3)	33(57.9)
(再試行成功)	14(86.4)	22(96.5)

再試行成功とは、評価関数が2番目に大きい節点を表示させ、それが正しい接続先であった場合をさす

()内の値は 総修正節点数 : 総修正節点数の全節点数に対する比率(%)
 小構造(接続成功) : 小構造接続成功節点数の全小構造節点数に対する比率(%)
 小構造接続(再試行成功) : 再試行成功を含めた小構造接続成功節点数の全節点数に対する比率(%)

接続成功率(平均) 主構造 100%
 小構造 57.1%

$$f_2(X_i, X_j) = \begin{cases} 1 - \frac{t - C'}{D' - C'} & (t \leq D' \text{ かつ } \frac{r_j}{r_i} \geq 1) \\ 0 & (t > D' \text{ または } \frac{r_j}{r_i} < 1) \end{cases}$$

$$t = \frac{d_{i-j}}{r_i + r_j} \quad d_{i-j} : X_i \text{ に応じて歪められた距離空間における 2 節点間距離 (長軸方向換算距離)} \quad r_i = \frac{S_i}{\pi \cdot \frac{L_i}{2}}$$

$$d_{i-j} = \frac{\sqrt{(X_i - X_j)^2 + (Y_i - Y_j)^2}}{e_i} \cdot \sqrt{1 - (1 - e_i^2) \cdot \cos^2 \Phi_{i-j}}$$

$$e_i = \frac{r_i}{\frac{L_i}{2}} \quad \Phi_{i-j} : \text{右の通り}$$

歪められた距離空間 →

C', D' とも正の定数、但し $C' < D'$ かつ $D' > 1$

(本研究では、 $C'=1.0$ $D'=10.0$)

E_i : X_i と相似かつ中心が同一で X_j の中心を通る楕円

〈4〉 式 小構造接続評価関数

図8 肝臓周辺血管系の構造分割

による方法は画像上で入力したとはいえ、ある程度の主観の混入は否めない。つまり、そのデータの定量性、客観性に欠けると考えられる。しかし、この画像処理に基づく方法は充分な定量性、客観性をもつと考えられる。

動脈ファントムによる抽出誤差の測定に関しては、作業者が判断するしか方法のない抽出の成功、不成功に対して、その抽出値に客観性を与える重要な実験であると考えられる。但し、画像が酷似しているとはいえ、実際の血管とファントムの撮像特性の差異は全くないとはい

きれないため、今後はその差異を補正が必要であると考えられる。

抽出失敗の要因としては、スレッシュホールド決定失敗と像自体の不鮮明さが挙げられる。前者はスレッシュホールドを決定するのに重要なMの値が臓器のレベルに一致しない場合で、臓器の境界付近でしばしば見られた。このような場合に対し、ウィンドウの設定法に改善が必要である。後者は撮像装置側の改善もしくは画像全体に対するノイズ消去処理などの前処理が考えられる。

図9.1 再構成表示結果 (AO)

図9.2 再構成表示結果 (広角分枝ファントム)

図10 接続エラー

接続データの生成について

合流の概念に基づく本方法は簡便で計算機による処理に適している。評価関数次第で成功率の向上は充分考えられる。今回は幾何形状と血管断面間の相対位置のみをパラメータとする関数を用いたが、合流先を選定せずに、自分を合流先とする血管断面（合流元）を接続先として選定してしまったエラーが多く、接続エラーの大半を占めた(図10)。これは、合流先と合流元を血管径のみで判別しているため、ほぼ一様な血管径の連続する部分ではその判別が十分ではないことを示しており、再試行による成功を含めた場合、成功率が飛躍的に向上することからも明らかである。

また、肝臓の主構造は断層像に対してほぼ垂直に走行し、血管合流方向が既知であるため、小構造構造に比べ容易に接続先が決定されることが確認された。つまり、接続のアルゴリズムをそれぞれの脈管系に固有な部分と一般的な部

分に分割する方法は、結果として接続先の選定候補を限定することになり、有効である。

結 言

MRI 断層像からの血管モデルの再構成を高速に行なうための血管の表現方法、データ抽出法を開発した。その結果として表現方法としては手術、診断の支援に耐えうる自然な表示が得られ、データ抽出に関しては肝臓周辺血管系の再構成において行なった実験で、血管断面の情報抽出について成功率約72パーセント、誤差2.8%、接続先選定については幾何学的な情報のみの単純な評価関数を用いて、血管系の基幹部分で100%、その他の部分では約57パーセントの成功率を得た。

参考文献

- 1) バイオメカニズム学会：「バイオメカニズム3」，東京大学出版会。
- 2) 永井 輝夫：「MRI 診断学」，朝倉書店。
- 3) Micael Block, Yun-He Liu, Lowell D Harris, Richard A. Robb and Erik L Ritman : Quantitative analysis of a vascular tree model with the dynamic spatial reconstructor : Journal of Computer Assisted Tomography 8(3) : 390-400, June 1984.
- 4) David N Kennedy, Pauline A Filipek and Verne S Caviness, jr : Anatomic segmentation and volumetric calculations in

nuclear magnetic resonance imaging :
IEEE Transactions on Medical Imaging
vol.8 No.1 : 1-7, March 1989.

- 5) 土肥, 鎮西, 都築, 橋本: 「手術支援を目的とした三次元コンピュータグラフィックスシステムの開発」. 昭和63年度精密工学会秋季大会学術講演会講演論文集.
- 6) T Dohi, M Suzuki, D Hashimoto, M

Tsuzuki, et al: Computer Aided Surgery (CAS): "Development of surgical simulation and planning system with three dimensional graphic reconstruction" Proc of 1st Conf on Visualization in Biomedical Computing, pp 458-462, 1990.