

研究論文

境界形状の特徴抽出および 動径基底関数による形状再構成に基づく X線CT像における肝臓領域の自動抽出と形状モデリング

増谷佳孝 木村文彦[†] 佐久間一郎^{††}

要旨: 単相の造影 X 線 CT 像における肝臓の領域抽出、形状モデリングにおいて、抽出対象の境界抽出および動径基底関数 (Radial Basis Function: RBF) による形状再構成に基づく手法を開発した。本手法では、しきい値処理などで得られた初期形状の表面ボクセルを抽出後、そのボクセルの位置における元画像の信号値や曲率などの特徴量を利用して肝表面のボクセルのみを選択し、そのボクセルの位置および法線方向を中間データとする。最後に中間データを RBF により多値ボリュームデータに変換して肝形状を再構成する方法である。本稿では、臨床データ数例を用いた評価実験によって、領域抽出に関する特性や性能を評価した結果を示す。

Keywords: 3D medical images, radial basis functions, liver segmentation, and shape features

1. まえがき

臨床における患者データを用いたコンピュータ診断支援や手術支援、例えば肝癌の自動検出や手術シミュレーションおよびナビゲーションなどでは、しばしば臓器の領域抽出および形状モデリングが要求される。また、多くの場合、対話的操作を減らし、客観性の向上や自動化が重要視される。

肝臓に関しても、ヘリカルCTによる、ほぼ等方的な空間解像度の画像データが得られる以前から自動抽出の試み[Bae93] [Gao96]はされており、特に近年、本学会によるコンテスト[清水 02]を契機に、多くの手法に関する報告がなされている(例えば、[一杉 02] [梶本 02] [横山 02] [渡辺 02] [中川 03]など)。

我々は、これらの手術および診断の支援を目的として、これまでに臓器形状および形状変形パターンに関するモデリングに関する研究を行っており、その一環として抽出対象の境界抽出および動径基底関数 (Radial Basis Function: 以下 RBF) による形状再構成に基づく臓器領域の自動抽出手法の可能性や有効性について検証してきた[増谷 01] [増谷 02]。本手法の利点は、可変形モデルを用いた領域抽出法と同様に、形状の境界の一部が欠けていても、表面形状の滑らかさを前駆知識として、形状の推定、再構成ができる点である。

本稿では、その基本原理、および X 線 CT 像における肝臓の自動領域抽出を例として、その手法の詳細を述べる。

2. 方法

RBF を使用した形状再構成手法に基づく本領域抽出手法における処理手順は、ヒストグラムを取得するなど、前処理の後には、概ね以下の 4 つのステップに分けられる。

- 1) 周辺領域の除去
- 2) 初期形状の取得
- 3) 肝表面ボクセルの抽出
- 4) RBF による肝形状再構成

最初に、肺領域など、比較的抽出の容易な周辺臓器の抽出を行い、第 2 ステップの初期形状取得時の過抽出を抑制する。次の初期形状の取得では、周辺臓器部分を消去したデータにおいて、単純しきい値処理、接続要素解析 (ラベリング)、モルフォロジ処理による形状平滑化などにより行い、大まかな肝形状の取得を行なう。次に、初期形状の表面のボクセルのみを抽出した後、肝表面をいくつかの部分に分解したモデルとの特徴量の一致度により、肝表面ボクセルのみを選択する。最後に、肝表面ボクセルの位置と法線方向を用いて、RBF により肝形状を多値ボリュームデータとして再構成するが、計算の高速化のため、すべての肝表面ボクセルではなく、間引きを行い、その一部を利

東京大学大学院医学系研究科 [〒113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1]

[†] 東京大学工学系研究科

^{††} 東京大学新領域創成科学研究科

投稿受付: 2004 年 6 月 3 日

最終稿受付: 2004 年 7 月 23 日

採用決定日: 2004 年 8 月 9 日

用する。

本手法の対象となるデータは、単純 X 線 CT 像を含む造影 X 線 CT 像の単相データである。

本節の以下の部分では、肝形状の再構成に加えて、周辺臓器形状のマスク形状の作成に使用される RBF による形状再構成法について述べ、2. 2 節より肝形状抽出アルゴリズムの詳細を述べる。

2. 1. RBF による形状再構成法

RBF は形状 (信号の濃度パターン) のみならず、変形などのベクトル場など、多次元データの補間および補外などによく用いられる。Carr ら [Carr01] は、レンジセンサなどの 3 次元形状測定装置から得られる計測点群よりボリュームデータを RBF により再構成する方法、およびその高速化について報告を行なっている。本研究も、必要とする表面形状の点群およびその法線ベクトルを利用してボリュームデータを再構成する点で類似している。以下に RBF による形状再構成について述べる。

再構成対象となる 3 次元空間 ($\mathbf{x} \in \mathbf{R}^3$) における陰関数 $s(\mathbf{x})$ は、以下のように示される。

$$s(\mathbf{x}) = p(\mathbf{x}) + \sum_{i=1}^N \lambda_i \phi(|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i|)$$

ここで $p(\mathbf{x})$ は $p(\mathbf{x}) = c_1 + c_2x + c_3y + c_4z$ で表される一次多項式、 $\mathbf{x}_i = (x_i, y_i, z_i)^T$ が制御点座標、 $||$ は 3 次元空間におけるユークリッド距離、 N が制御点の数、 λ_i が制御点に対する重み付け係数、 $\phi(r)$ が基底関数である。基底関数はスプライン関数の中から選ばれるが、本研究では以下に示す biharmonic スプライン関数を使用した。

$$\phi(r) = r$$

これらを用いて重み付け係数および一次多項式における定数 $c_1 \sim c_4$ を決定し形状を表現する陰関数を構成する。ここで、上記の式では自由度が多いため以下の拘束条件を追加して連立一次方程式を解く。

$$\sum_{i=1}^N \lambda_i = \sum_{i=1}^N \lambda_i x_i = \sum_{i=1}^N \lambda_i y_i = \sum_{i=1}^N \lambda_i z_i = 0$$

本研究では、1 つの境界点に対して 3 つの制御点を生成した。すなわち、境界上の点に加えて、法線方向およびその逆方向の形状内外の点となる 2 つの点を追加し、境界点近傍に法線方向に並ぶ

3 つの制御点を生成した。また、構成した陰関数において、境界内の領域で関数値が高くなるように、制御点の信号値が形状の内側では 1、境界で 0、外側では -1 とし (図 1)、2 値形状の抽出は境界の値である 0 でしきい値処理することにより得る [Masutani02]。

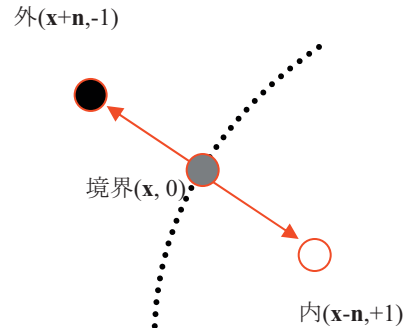


図 1 境界点から生成される 3 つの制御点

RBF による形状再構成は、次節に示すように、肝臓のみならず前処理において除去の対象となる周辺領域の抽出にも用いられる。

2. 2. 周辺領域の除去

本研究で処理画像からの除去の対象として抽出されるのは、肺、心臓、肋骨を含む腹腔外領域、血管と腎臓である。但し、造影相に応じて使い分けることにより、処理の高速化を図る。例えば、肝臓に対して十分なコントラストがあるような造影相では、使用しない。

まず、最初の処理として、ヒストグラムを肝臓領域付近において取得し、そのモード値を肝臓レベル L_L と定義し、後のしきい値決定に用いる。

① 肺領域の抽出による肺・心臓領域の除去

ここでは、肺領域の抽出および、抽出した肺の形状を利用して、肝臓と接している心臓領域を含めて抽出し、肝臓に接している上部の領域をすべて除去するようなマスクを生成する。

肺領域の抽出は、単純しきい値処理 (~ -150 HU)、26 近傍の接続要素解析、その後の最大体積要素の抽出により行なわれる。抽出された肺形状の表面ボクセルのうち、法線ベクトルが下方に向いているもののみを抽出し、再び 26 近傍の接続要素解析を行い、最大および 2 番目の体積の大きさを持つ要素を抽出する。これらの要素に含まれるボクセルの位置を境界点として制御点を生成し、RBF による再構成およびしきい値処理で、肺領域と心臓領域を含む肝臓上部のためのマスク形状を生成する。図 2 に示すように、肺の下部を滑らかに繋いだような曲面を生成することにより、肝臓上部に接し、信号値の似た心臓領域の過抽出を防止する。

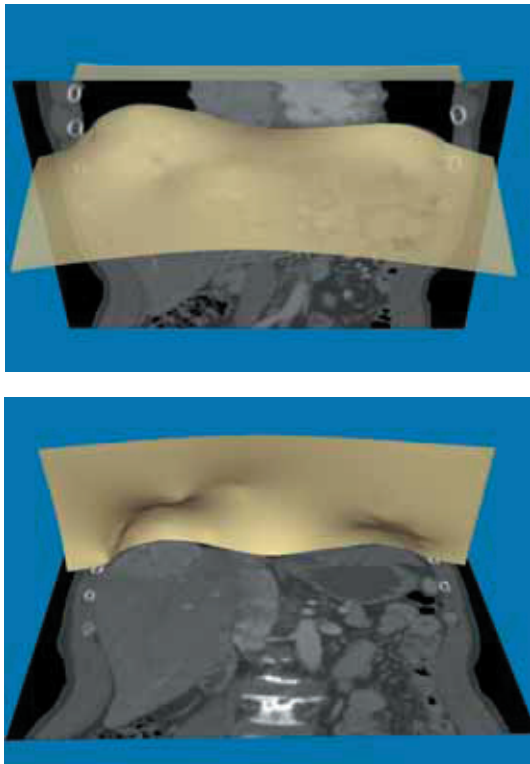


図2 肺領域と心臓領域のマスク（等値面）：
Coronal 断面との3次元同時表示
上部より観察（上：半透明）、
下部より観察（下）

② 腹腔外領域除去

腹腔外の領域の除去は、単純相データにおいて、肝臓と肋間などの周辺領域のコントラストが得られない場合に用いる。この領域に対しては、肋骨および脊椎領域の抽出によりマスク形状を生成する。骨組織を単純しきい値処理（150 HU～）および 26 近傍の接続要素解析による最大体積要素の抽出を行い、表面ボクセルを抽出する。その後、各ボクセルにおいて、その位置の体軸まわりの角度を計算し、体表を円筒表面で近似した場合のその角度における法線ベクトルと角度の内積が 0.9 以上となるボクセルのみを抽出して境界点とし、法線ベクトル情報とともに RBF 再構成を行なう。これで得たボリュームデータをしきい値処理することによりマスク形状を再構成する（図3）。

③血管・腎臓領域の除去

血管領域が肝臓領域より高信号を呈する、門脈相、および造影後期のデータの場合、血管表面に肝臓領域と類似したボクセルが存在するため、単純しきい値処理（ $L_L + 20$ HU～）、および最大体積の接続要素の抽出後、3 voxel 分の 2 値モルフォロジーの膨張処理により得た形状をマスク形状として使用する。

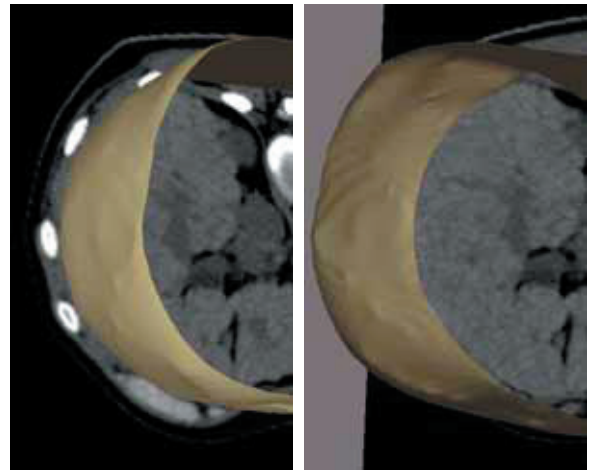


図3 腹腔外領域のマスク（等値面）：
Axial 断面との3次元同時表示
外部より観察（左）、内部より観察（右）

以上で得られた肝臓外領域のマスク形状部分において、元データの信号値を-1000HU とし、肝臓の初期形状抽出に利用する。

2. 3. 初期形状の取得

前節で前処理されたデータにおいて、肝臓領域付近において取得されたヒストグラムのモード値を肝臓レベル L_L とし、 L_L を基準としたしきい値決定を行い、単純しきい値処理を行なう（表1を参照）。次に、接続要素解析による最大体積要素の抽出で初期形状を得る。半径 3 voxel の構造要素を用いた 2 値モルフォロジーの Closing 処理、および空洞除去処理を行なう。

この初期形状の段階では、マスキングを行なった部分を除き、肝臓下部などで過抽出が行なわれていることが多いが、次の処理で肝表面ボクセルのみを抽出する。

2. 4. 肝表面ボクセルの抽出

初期形状の表面ボクセルのうち、その法線方向に基づいて、4つの連結したグループを生成する。法線方向により連結した滑らかな形状を呈する表面ボクセルが抽出される。

周辺臓器と接している場合など、元データの勾配を用いると正しい法線方向を推定することはできないため、初期抽出 2 値形状を平滑化したボリュームデータから勾配を取得し、その逆方向を法線方向とした。

以下に4つのグループの抽出条件を示す。使用される条件は、モデルとなる法線ベクトル \mathbf{n}_m 、また法線方向の \mathbf{n}_m に対する許容角度 θ_t 、曲率の条件（平均曲率 H を用いて分類）、および抽出される接続要素の条件である。

- ① 肝上面
 $\mathbf{n}_m = (0, 0, -1)^T$, $\theta_t = 80(\text{deg})$
 曲率: $H < 0$, 対象: 最大体積の連結成分
- ② 肝右面
 $\mathbf{n}_m = (-1, 0, 0)^T$, $\theta_t = 80(\text{deg})$
 曲率: $H < 0$, 対象: 最大体積の連結成分
- ③ 肝前面
 $\mathbf{n}_m = (0, -1, 0)^T$, $\theta_t = 80(\text{deg})$
 曲率: $H < 0$, 対象: 最大体積の連結成分
- ④ 肝下面
 $\mathbf{n}_m = (-1, -1, -1)^T$, $\theta_t = 60(\text{deg})$
 曲率: (制限なし),
 対象: 最大体積の連結成分
 +2 番目に大きい体積の連結成分
 (体積最大の成分が全体の 65% 以下の場合)

肝下面では、胆嚢付近や血管の導入部で複雑な曲面を呈することが多いため、曲率に関する制限は使用しない。また、複雑な形状のため、いくつかの要素に分割されることが初期実験で明らかになった。この実験結果による分割された体積比を元に、最大体積の連結成分がモデルに適合したボクセル全体のうち、5%以下なら、2 番目を追加する。

ここまでの処理で、肝表面の大部分の形状が分割されて抽出されることになる(図5)。各グループ間に重複する部分もあるが、表面の細かな凹凸などの細部を除いて肝表面形状のみが抽出されていることがわかる。

最終的に、これらのボクセルグループの 2 値ボリュームデータとしての和の集合をとり、肝表面ボクセルとする。

2. 5. RBF による肝形状再構成

最後に、肝表面ボクセルとして決定されたボクセルおよびその位置の法線方向により、RBF を用いてボリュームデータの再構成を行なう。法線方向は、肝表面のボクセルの抽出時と同様、初期形状より決定する。この際、表面ボクセルの数が多い場合、間引いて再構成を行なうことで高速化を図る。表面ボクセル位置の XYZ 各要素に関してステップ幅を 3 としてサンプリングを行なった。

以上が領域抽出の個々の手順であるが、入力するデータの造影相によって、使用するしきい値などのパラメータ、およびマスキングに使用する領域などが、若干異なる。表 1、および図 6 に、各相に対するしきい値、および処理手順をまとめる。表中の I~IV は、造影相を表しており、I が単純相(造影効果なし)、II が早期相、IV が晩期相である。

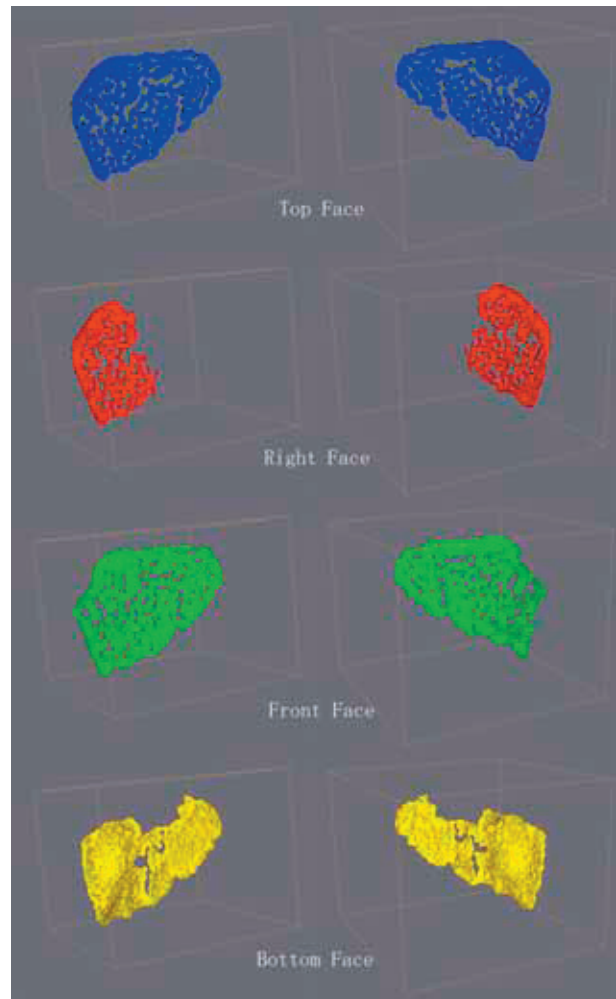


図5 肝表面ボクセル抽出
 左: 前方からの観察、右: 後方からの観察
 上より、上面、右面、前面、下面

表 1 使用するしきい値 (単位: HU)

	最小値			最大値		
	I	II	IV	I	II	IV
肺	(-)	(-)	(-)	-150	-150	-150
肋骨・脊椎	150	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
血管・腎	(-)	20	20	(-)	(-)	(-)
肝初期形状	L_L	L_L	L_L+2	75	L_L+15	L_L+20

(-) は不使用

3. 結果

臨床データ 17 例において、領域抽出実験を行なった。使用したデータは CADM 学会より配布されているデータベース(コンテスト[清水 02])に使用されたものを含む)のものである。表 2 に使用したデータおよびその結果に対する 3 段階 (A~C)

の定性的評価を示す。A評価は、僅かな過抽出／抽出不足（目測で体積が5%以下程度）、Bは比較的大きな過抽出／抽出不足（5%～15%程度）、C評価はB以上の重大な過抽出／抽出不足が含まれていることを示す。また、ボリュームデータとして正解データが与えられている DB01～DB04 では、定量的な評価として正解データとの一致度（%）を示す。

各相に共通の傾向として、非常に大きな病変を含む例、例えば大きな嚢胞が肝臓領域の大部分を占める C2-04 では、どの相における抽出も失敗している。これは、正常肝の信号値レベルで初期形状を抽出して表面抽出を行っており、表面の多くが欠落してしまっただけであると考えられる。すなわち、この例では本手法の必要とする最低限の表面抽出が行われなかったことを示している。

単純相データにおける肝領域抽出は、大きな欠落が生じるような例を除けば、腹腔の右面で接する筋肉組織や横隔膜などの比較的近い信号値を持つ領域を除外できれば、比較的容易であると考えられる。この点で、肋骨を利用した腹腔領域外のマスキングが有効であると考えられる。一方、早期相・晚期相データにおける結果は、信号値が似通っている脾臓などの形状をいかに分離するかが成否を決定していると考えられる。

図7に領域抽出結果の例を示す。良好な結果を得た DB-01 の結果（評価A）、および若干の筋組織が過抽出された DB-13 の結果（評価B）である。また、領域抽出に要した時間は、CPU として Pentium Xeon 2.2 GHz、および2 GB の RAM メモリを搭載したPCワークステーションで3～4分程度であった。

表2 抽出結果の評価

NCCHE DB ID	単純相 (一致度:%)	早期相	晚期相
DB-01	A (95.8)	A	C
DB-02	A (95.4)	A	B
DB-03	A (96.1)	A	B
DB-04	A (95.5)	B	A
DB-11	C	C	B
DB-12	A	A	B
DB-13	B	A	B
DB-14	A	A	C
DB-15	A	C	A
DB-16	C	B	B
DB-24	A	C	A
DB-25	C	C	A
DB-28	C	C	B
C2-01	B	A	A
C2-02	A	A	A
C2-03	A	A	A
C2-04	C	C	C

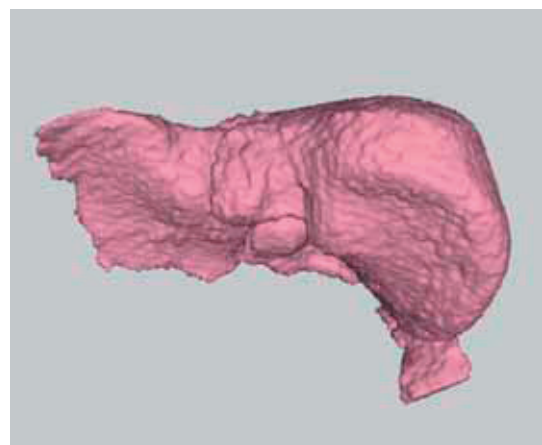
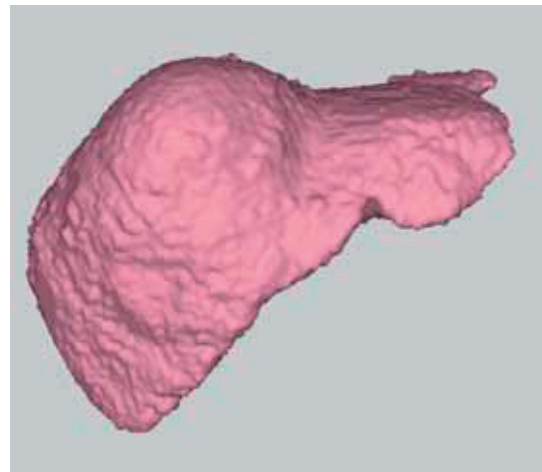


図7 領域抽出結果例
上：DB-02（評価A）
下：DB-13（評価B）

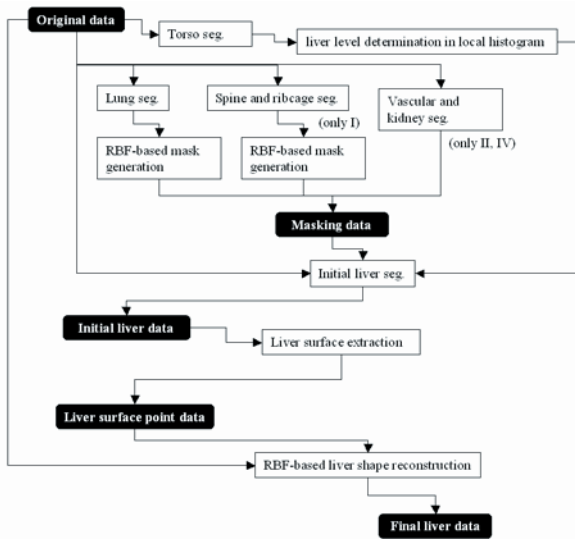


図6 処理のフローチャート

4. 考察

本手法の特徴は、部分的な表面形状のみから全体形状をRBFにより再構成することであり、初期形状で得られる欠損部分の大きさがどの程度であるかによって、結果が大きく異なることが示された。また、肝形状の特徴的な部分に病変があり、初期抽出形状で欠落した場合も、その特徴形状が再現されず、滑らかな形状が得られた場合があった。これらの結果から、初期形状を抽出する時点で、これらの欠落をいかに少なくするかが課題であるといえる。

また、本研究で述べた手法は、SNAKES[Kass87]やLevel-Set[Sethian99][一杉 03]などの可変形モデルに基づく手法に対して、一般にデータ駆動型と呼ばれる処理手法の組み合わせに基づいている点に特徴がある。前駆知識として規定された肝表面の向いている方向ベクトルなど、一部にごく単純なモデルを導入しているが、くり返しの改善による変形を行なうのではなく、許容範囲の規定のみで対象を抽出しているため、データ駆動のための補助情報に過ぎない。このようなアプローチとしての利点は、くり返し改善の過程を含めないため、処理が高速であることが挙げられ、本研究では、3分程度で処理が完了することが示された。これは臨床応用時に重要な要素である。但し、今後の手法の改善とともに処理時間は長くなると考えられるが、要求される処理結果と処理時間のトレードオフで、決定すべき事項であると考えられる。

本手法では、単相のデータを対象としたが、既に報告されている複数相データを使用する方法[榎本 01]と同様、多相データを使用することにより、より正確な抽出結果が得られると期待される。但し、臨床データでは、すべての相のデータに関して位置がずれていない保証はなく、非剛体の位置合わせを行なう必要があるが、本方法では、元画像を非剛体の位置合わせする方法の他に、初期形状から得られる、肝表面の中間データ、すなわち、表面上の点の位置と法線方向の組み合わせのデータを位置合わせする方法が考えられる。すなわち、FFDにより非剛体のICPアルゴリズムを適用する方法[Masutani01]を用いて、複数相の表面の点データから、欠損を補ったり、過抽出部分を削除したりできると期待される。

5. むすび

単相の造影X線CT像における肝臓の領域抽出、形状モデリング法において、表面形状抽出、および動径基底関数(Radial Basis Function: RBF)による形状の再構成に基づく手法を提案し、臨床画像で評価を行なった。大きな病変を有する肝臓のデータへの対処が課題として残されているが、

多くの場合で良好な結果を得た。今後は、病変の領域の検出を含めた手法の改善を行なう予定である。

謝辞

CADM データベースとして貴重な臨床データを提供していただいた国立がんセンター東病院 縄野繁先生、ならびにデータベースの整備および配布に尽力されている東京農工大 清水昭伸先生に感謝します。

また日頃より臨床面での議論や知識の提供、および処理結果の評価に関して、東大病院放射線科の先生方に感謝します。

本研究は日本学術振興会未来開拓プロジェクト(外科手術ロボットの開発)の一部である。

参考文献

- [Carr01] Carr JC, Beatson RK, Cherrie JB, et al. : Reconstruction and Representation of 3D Objects with Radial Basis Functions, ACM SIGGRAPH2001: 67-76, 2001
- [Bae93] Bae KT, Giger ML, Chen CT, et al. : Automatic segmentation of liver structure in CT images, Medical Physics 20(1): 71-78, 1993
- [Gao96] Gao L, Heath DG, Kuszyk BS, et al. : Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data, Radiology : 201(2) 359-364, 1996
- [Kass87] Kass, M., Witkin, A., and Terzopoulos, D : Snakes: Active contour models. International Journal of Computer Vision: 1(4) 321-331, 1987
- [Masutani01] Masutani Y, Kimura F, and Sakuma I : A New modal representation of liver deformation for non-rigid registration in image-guided surgery, Proc. of CARS 2001 : 19-24, 2001
- [Masutani02] Masutani Y : RBF-based Representation of Volumetric Data: Application in Visualization and Segmentation, Proc. of MICCAI 2002, 300-307, 2002
- [Sethian99] J.A. Sethian, Level Set Methods and Fast Marching Methods Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science, Cambridge University Press, 1999
- [清水 02] 清水昭伸 : 3次元 CT 像からの肝臓領域抽出コンテスト, <http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/index.html>
- [中川 03] 中川潤哉, 清水昭伸, 一杉剛, 他 : 3次元腹部 CT 画像からの肝腫瘍影

の自動抽出手法の開発<第2報>,
信学技報:MI2002-95, 89-94, 2003

[一杉 02]

一杉剛志, 清水昭伸, 小畑秀文:Level
Set Method を用いた肝臓領域の自
動抽出手法の開発. 第12回 CADM
大会講演論文集:221-222, 2002

[一杉 03]

一杉剛志, 清水昭伸, 田村みさと,
他:Level set method を用いた肝臓領
域抽出手法の開発と評価", コンピ
ュータ支援画像診断学会論文誌:
7(4-2), 1-9, 2003

[増谷 01]

増谷佳孝, 木村文彦, 佐久間一郎:
三次元医用画像における形状特徴の
抽出とその肝臓形状モデリングへの
応用 <第一報>-既存手法の問題
点と領域抽出された肝形状における
形状特徴抽出-, 第11回 CADM 大
会講演論文集:201-202, 2001

[増谷 02]

増谷佳孝, 木村文彦, 佐久間一郎:
三次元医用画像における形状特徴の
抽出とその肝臓形状モデリングへの
応用 <第二報>-境界形状特徴点の
識別と Radial Basis Function による
形状再構成-, 第12回 CADM 大会
講演論文集:223-224, 2002

[榎本 01]

榎本潤, 堀雅敏, 佐藤 嘉伸, 他:マ
ルチスライス CT 画像からの肝臓領
域自動抽出. 電子情報通信学会論文
誌, J84-DII(9) 2150-2161, 2001

[榎本 02]

榎本潤, 佐藤 嘉伸, 堀雅敏, 他:異
なる時相の画像情報を用いた肝臓領
域自動抽出法. 第12回 CADM 大会
講演論文集:219-220, 2002

[横山 02]

横山耕一郎, 北坂孝幸, 森健策, 他:
CT 値の分布特徴に基づいた非造影
腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域の
抽出, 第12回 CADM 大会講演論
文集:217-218, 2002

[渡辺 02]

渡辺恵人, 野方円, 長谷川純一, 他:
腹部単純・造影 X 線 CT 像からの
肝臓領域全自動抽出法の開発. 第12
回 CADM 大会講演論文集:215-216,
2002

著者紹介



増谷 佳孝 (ますたに よしたか)

1997年 東大・院・工学系(精密)
博士課程修了, 工学博士. 現在,
同大学附属病院放射線科・同大学
院医学系研究科講師. 画像解析・
グラフィクス・ビジョンの診断・
治療への応用に関する研究に従事



木村 文彦 (きむら ふみひこ)

1974年 東大・院・工学系(航空)
博士課程修了, 工学博士. 現在,
同大学院工学系研究科教授. 生産
システム工学, CAD/CAM, ライ
フサイクル・エンジニアリング,
メンテナンス工学などに関する研
究に従事



佐久間 一郎 (さくま いちろう)

1985年 東大・院・工学系(精密)
博士課程中退, 工学博士(東京大学
1989年). 現在, 同大学院新領域創
成科学研究科教授. 医用生体計測,
医用画像・ロボティクスを利用した
手術支援に関する研究に従事

Automated liver segmentation in X-ray CT images and shape modeling
based on boundary shape feature extraction and shape reconstruction
by using radial basis function

Yoshitaka Masutani, Fumihiko Kimura⁺, and Ichiro Sakuma⁺⁺

Graduate School of Medicine, The University of Tokyo

⁺Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

⁺⁺Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

Abstract

We developed a new method for liver segmentation and modeling in single phase CT angiographic images, which employs boundary feature extraction and shape reconstruction based on radial basis function (RBF). In the method, segmentation is performed in several steps; initial shape definition, surface voxel extraction based on voxel features such as curvature, and shape reconstruction by RBF. In this paper, we describe our method and present our experimental results for validation of our method regarding segmentation performance by using several clinical data sets.