

Title	らせん走査型CTデータからの臓器の三次元領域自動抽出に関する研究
Author(s)	南, 雅範
Citation	
Issue Date	1998-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/1143
Rights	
Description	Supervisor:阿部 亨, 情報科学研究科, 修士

修士論文

らせん走査型 CT データからの臓器の 三次元領域自動抽出に関する研究

指導教官 阿部 亨 助教授

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科情報システム学専攻

南 雅範

1998 年 2 月 13 日

目次

1	序論	1
1.1	背景と目的	1
1.2	本論文の構成	2
2	従来研究	3
2.1	はじめに	3
2.2	臓器領域抽出法	3
2.2.1	二次元抽出法	3
2.2.2	二次元抽出法の問題点	6
2.2.3	三次元抽出法	6
2.2.4	三次元抽出法の問題点	9
2.3	Deformable Model を用いた領域抽出法	10
2.3.1	エネルギー関数を最小化する手法	10
2.3.2	速度関数により速度を変化させる手法	12
2.3.3	Deformable Model を用いた領域抽出法の問題点	13
2.4	まとめ	13
3	臓器抽出法	15
3.1	はじめに	15
3.2	Level Set Method	15
3.2.1	発展方程式	16
3.2.2	速度関数	17
3.2.3	伝搬面の更新	18

3.2.4	Level Set Method の問題点	18
3.3	三次元構造を考慮した曲率導入法	19
3.3.1	各点での曲率の計算	19
3.3.2	各点での膨張量の計算	20
3.3.3	伝搬面の更新	21
3.4	初期伝搬面の設定位置による影響を軽減するための膨張処理	23
3.4.1	二段階の膨張処理	23
3.4.2	曲率係数の切り換え処理	23
3.4.3	抽出処理の流れ	24
3.4.4	曲率係数の切り換え条件	25
3.4.5	終了条件	25
3.5	まとめ	27
4	実験	28
4.1	はじめに	28
4.2	実験に使用した CT データ	28
4.3	抽出結果の評価法	28
4.4	領域抽出結果	30
4.4.1	初期伝搬面の設定位置による影響	30
4.4.2	二次元抽出法との比較	35
4.5	まとめ	44
5	結論	49

目 次

2.1	線要素における濃度パターンと基準マスク	4
2.2	輪郭の放射状探索	4
2.3	臓器の輪郭モデル	5
2.4	閾値に対する抽出された領域のボクセル数の変化	7
2.5	はみ出し領域での領域の膨張量の変化	8
2.6	モデルと変形したモデルとの差 d	12
3.1	伝搬線と零等高面	16
3.2	伝搬線 $\Gamma(\tau)$ の膨張	18
3.3	伝搬線の更新	19
3.4	各平面上での曲率	20
3.5	曲率の計算	21
3.6	各軸方向の膨張量	22
3.7	伝搬面の膨張	22
3.8	領域抽出処理の手順	24
3.9	伝搬面内部の体積	26
3.10	体積の増加量	26
4.1	実験に使用した三次元 CT データ	29
4.2	抽出結果の一致度—曲率係数を切り換えた場合	32
4.3	抽出結果の一致度—二段階膨張処理を用いた場合	34
4.4	PAT1 についての二次元抽出法との比較—一致度 $C1, C2, C3$	36
4.5	データ番号 19	37
4.6	3次元抽出での上下の断面との関係	38

4.7	PAT2 についての二次元抽出法との比較—一致度 C_1, C_2, C_3	40
4.8	上下のスライス画像面へのはみ出し	41
4.9	データ番号 7	42
4.10	3次元抽出での上下の断面との関係	43
4.11	PAT3 についての二次元抽出法との比較—一致度 C_1, C_2, C_3	45
4.12	データ番号 43	46
4.13	3次元抽出での上下の断面との関係	47

表 目 次

4.1	実験に使用した三次元 CT データ	29
4.2	スライス画像全体での抽出結果の一致度 C1—曲率係数を切り換えた場合	31
4.3	スライス画像全体での抽出結果の一致度 C1—二段階膨張処理を用いた場合	33
4.4	スライス画像全体での一致度—PAT1	37
4.5	スライス画像全体での一致度—PAT2	39
4.6	スライス画像全体での一致度—PAT3	44

第 1 章

序論

1.1 背景と目的

人体内部の三次元構造を得るために、初めに用いられたのは X 線撮影のように人体を透視する手法であったが、X 線 CT の発明によって、人体を輪切り状にして内部構造の情報を得ることができるようになった。さらに、従来の X 線 CT が体軸に垂直な断面の画像しかとることができなかつたのに対して、らせん走査型 X 線 CT は被験者の周囲をらせん状に連続回転しながら走査し体軸にそって連続したデータを収集することができ、そのため高速かつ精密な人体内部の三次元的な測定が可能になっている。しかしながら、らせん走査型 CT から得られる三次元 CT データは膨大な量となるため、診断対象となる領域を特定する作業が煩雑となり、診断に際し三次元 CT データを活用するための医師の負担も大きくなる。そこで、計算機による診断支援として、対象とする臓器領域のみを自動的に抽出し、診断の効率化を図ることが必要となる。

三次元 CT データから領域を抽出するために従来提案されている手法は、一旦スライス断面画像毎に抽出処理を行い、それらを積み重ねて三次元形状を構成する二次元抽出法 [1][2][4][5][6] と、三次元 CT データをボリュームデータとみなし直接三次元領域を抽出する三次元抽出法 [7][8][9][11] とに大別される。二次元抽出法の場合は、断面画像毎に抽出された領域を積み重ねることで抽出領域の三次元化を行うため、CT データに含まれる三次元情報を有効に利用することができず、正確な領域抽出が困難である。また、三次元抽出法では、三次元領域拡張法を用いる手法 [7][8] や、Active Volume を用いる手法 [9][11] が代表的である。三次元領域拡張法は画像の輝度値を基に領域抽出を行なうもので、領域

形状についての情報を有効に利用していない。また、Active Volume を用いる手法では、閉曲面を対象領域の輪郭に一致するように、曲面の形状などをもとに変形し抽出を行なうが、初期輪郭などのパラメータに抽出結果が依存してしまうという問題がある。

本研究では、Sethian らによって提案された Level Set Method[10] を用いることで、三次元 CT データから臓器領域を三次元的に抽出する手法を提案する。Level Set Method は、Active Volume 法などの Deformable Model の一種であり、三次元 CT データ中の対象とする臓器領域内に設定した初期伝搬面を変形し、臓器の三次元形状と一致させることで抽出を行う。このとき変形する速さを曲率と CT 値勾配に依存させることで、三次元 CT データに含まれる三次元情報を有効に利用した抽出を行なうことが可能になるが、従来提案されている Level Set Method を用いた抽出手法 [11] では、抽出手法を三次元に拡張した場合の曲率導入方法が不明確である。また、抽出結果が初期輪郭の設定位置によって変化するという問題がある。本手法では、 xy, yz, zx 平面における伝搬面の断面形状の違いを考慮した曲率導入法、および伝搬面の修正量に対する曲率・CT 値勾配の重みを変化させた二段階の抽出法を提案し、これらの問題に対処する。

1.2 本論文の構成

本論文は以下の五章からなる。

第一章では、本研究の背景と目的について述べる。

第二章では、従来行なわれていた医用画像からの臓器領域の抽出手法と Active Volume 法や Active Contour 法といった Deformable Model を用いた領域抽出手法について、その概要と問題点をまとめる。

第三章では、本手法で用いる臓器領域の抽出手法について説明する。まず、本手法の基となった Level Set Method について述べる。次に、領域の三次元構造を考慮するための速度関数への曲率の導入方法と、初期伝播面の位置に依存し難い抽出を行なうための膨張処理について説明する。

第四章では、第三章で説明した手法を用いて行なった、らせん走査型 CT 画像からの肝臓領域の抽出実験の結果について述べる。

第五章では、本研究のまとめと、今後の課題について述べる。

第 2 章

従来研究

2.1 はじめに

本研究で臓器領域の抽出に用いた Level Set Method は閉曲面または閉曲線を変形させて対象領域を抽出する Active Volume[10][13] や Active Contour[3] などの Deformable Model の一種である。本章では、従来提案されている臓器領域抽出法と Deformable Model を用いた領域抽出法について説明する。

2.2 臓器領域抽出法

従来提案されている臓器領域抽出法には、二次元抽出法 [1][2][4][5][6] と三次元抽出法 [7][8][9][11] とがある。二次元抽出法はスライス画像毎に対象領域を抽出し、それらを積み重ねて三次元形状を構成する。それに対し、三次元抽出法では、連続したスライス画像をボリュームデータと見なし、これから直に三次元領域を抽出する。

二次元抽出法と三次元抽出法のそれぞれについて、提案されている手法とその問題点を述べる。

2.2.1 二次元抽出法

二次元抽出法は X 線撮影による画像に対して行なうものが多く、必ずしも臓器の三次元形状を得ることを目的とするものではないが、以下の方法をスライス画像に適用し、抽出結果を積み重ねて三次元形状を構成することができる。

- 差分マスクによる臓器領域抽出

上井ら [1] は多方向の差分マスクを用いて、胃 X 線二重造影から胃輪郭を強調し、輪郭線を抽出する手法を提案している。これは、図 2.1(a) のような濃度パターンを持つ線要素を強調する基準マスクを図 2.1(b) のように設定する。

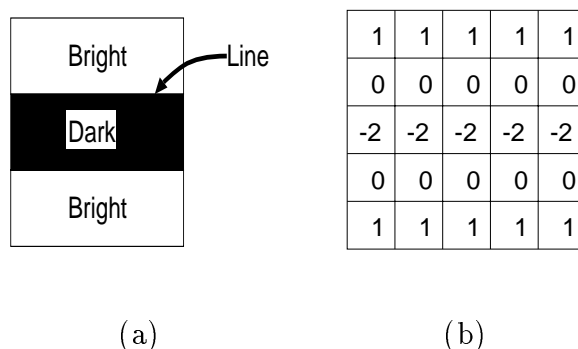


図 2.1: 線要素における濃度パターンと基準マスク

この基準マスクを多方向に回転させたものを用いて、原画像の線強調を行なう。この線強調画像に対し、2 値化、細線化、穴埋め、雑音除去を施し、追跡開始点から 8 近傍の探索処理を行ない、輪郭線を追跡する。

- 輪郭の放射状探索による臓器領域抽出

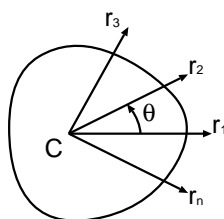


図 2.2: 輪郭の放射状探索

山本ら [2] は CT 画像において対象領域の内部に設定した任意の一点から周囲に向かって放射上に探索を行ない、臓器の輪郭を抽出する手法を提案している。

図 2.2 のように点 C を中心に角度 θ づつ異なる n 本の半直線上で、CT 値が急激に変化しているところを検出する。そのために、画像濃度の一次微分をとり、その絶対

値が閾値より大きく、かつ CT 値がある範囲にあるときその点を輪郭とみなす。抽出した点を連結して輪郭を構成し、 r_1, r_2, \dots, r_n に対する FFT に基づくフィルタ処理で輪郭線を平滑化する。

- Active Contour を用いた臓器領域抽出

松坂ら [4]、喜多 [5]、Yue ら [6] は、それぞれ肺輪郭線、胃輪郭線、背部肋骨領域の抽出に Active Contour を用いる手法を提案している。Active Contour は Kass ら [3] によって提案されたものであるが、これらの臓器領域抽出に用いられているものは、図 2.3(a) のように黒丸で表された制御点とそれらをつなぐ実線で表されたばねからなる対象臓器の輪郭モデルを導入したものである。これを CT 画像中の臓器形状に合うように変形させる。

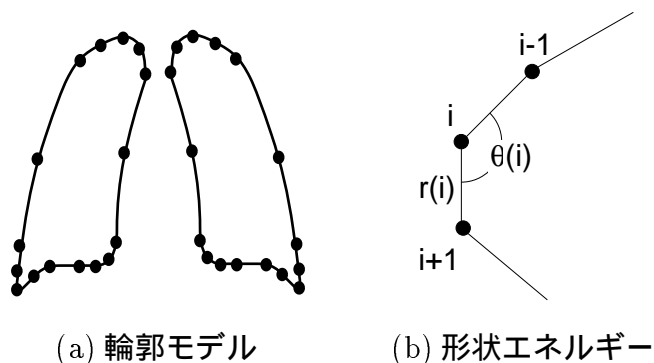


図 2.3: 臓器の輪郭モデル

変形は式 (2.1) で定義されるエネルギーを最小化するように行なう。

$$E_{total} = \sum_{i=1}^n \{E_{shape}(i) + E_{image}(i)\} \quad (2.1)$$

i : 制御点番号

n : 制御点数

ここで $E_{shape}(i)$ は輪郭モデルを臓器形状に近付けるための形状エネルギーであり、 $E_{image}(i)$ は輪郭モデルを画像中のエッジに引き付けるためのポテンシャルエネルギーである。

形状エネルギー E_{shape} は図 2.3(b) のように点 i と $i+1$ の間のばねの長さ $r(i)$ と、隣接するばねとの角度 $\theta(i)$ を用い、予め与えられるパラメータ $r_0(i)$ 、 $\theta_0(i)$ との差から式 (2.2) で計算する。パラメータはいくつかの画像から手動で求めた値の平均を用いる。

$$E_{shape} = \alpha\{r(i) - r_0(i)\}^2 + \beta\{\theta(i) - \theta_0(i)\}^2 \quad (2.2)$$

$r(i)$:	ばね i の距離
$\theta(i)$:	ばね i の角度
$r_0(i), \theta_0(i)$:	輪郭モデルのパラメータ
α, β	:	重み係数

また、ポテンシャルエネルギー E_{image} は制御点と画像中のエッジとの距離によって定義する。エッジは差分フィルターを用いて検出する。

2.2.2 二次元抽出法の問題点

フィルタなどで臓器輪郭を抽出する手法では、画像の輝度値差が不明瞭な部分では輪郭を抽出することができず、輪郭線が閉曲線にならない場合があることや、抽出精度が十分でないなどの問題がある。動的輪郭モデルを用いた手法では輝度値差が不明瞭な部分をある程度補間することが可能であるが、パラメータや輪郭の初期形状に抽出結果が依存するという問題が生じる。

また、今回用いる CT データはボリュームデータであるが、二次元抽出法ではデータに含まれる体軸方向の形状に関する情報を全く用いていないため、臓器輪郭が不明瞭な部分での抽出の信頼性に欠ける。従って、三次元領域の抽出には、二次元抽出法より、三次元抽出法の方が適切だと考えられる。

2.2.3 三次元抽出法

三次元ボリュームデータから直に臓器の三次元構造を抽出する手法である。

- リージョングローイング法による臓器領域抽出

リージョングローイングは対象領域内の一点を選び、この点の近傍の点がある条件を満たすかどうかを検査し、満たす場合にその点が同じ領域に属すると判定する。

これを繰り返して領域を拡張し、対象領域を抽出する。同じ領域かどうかの判定は、与えられた閾値と近傍点との画像値または画素値の差を基に行なう。

森ら [7] は胸部 X 線 CT 画像から気管支領域を抽出するために閾値を動的に決定する手法を提案している。気管支内部は気管支壁に比べて CT 値がかなり小さい。そのため閾値が低いと抽出領域は実際の気管支領域より小さくなり、閾値が高いとはみ出しが生じる。そこで、まず低い閾値で領域抽出を行ない抽出したボクセル数を数える。適切な増分で閾値を増加させながらこれを繰り返し、図 2.4 で示すように抽出したボクセル数が急激に増えた時点の直前の抽出領域を気管支領域とする。

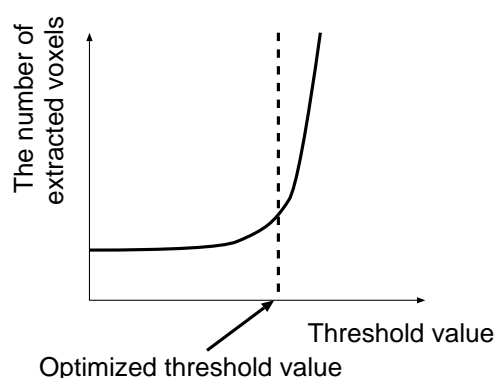


図 2.4: 閾値に対する抽出された領域のボクセル数の変化

しかし、領域外へのはみ出しを判定条件のみで抑えることには限界があるため、はみ出し領域を対話的に除去する必要がある。そこで、関口ら [8] ははみ出し領域を抽出し除去するためにリージョン Growing 法を用いる手法を提案している。はみ出し領域内でリージョン Growing を行なうとはみ出し領域と対象臓器領域の接続部に近づくにつれて、1 タイムステップ (単位時間) 当たりに取り込まれるボクセル数が図 2.5 のように減少し、対象臓器領域に入ると急激に増加する。この最小になった時点での抽出領域をはみ出し領域として除去する。

- Active Volume 法による臓器領域抽出

谷口 [9] は動的輪郭モデルを三次元化し、三次元領域モデルを変形させて対象領域を抽出する Active Volume 法を用いた手法を提案している。これは対象領域内に、三角ポリゴンパッチで表した円筒モデルを設定し、これを式 (2.3) で定義するエネ

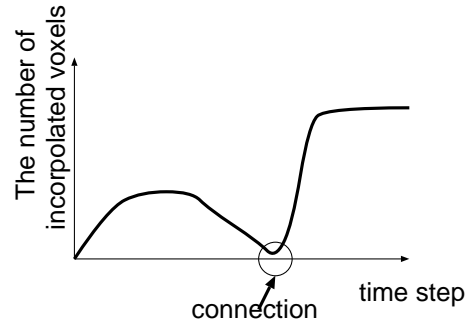


図 2.5: はみ出し領域での領域の膨張量の変化

ルギーを最小化するように変形させる。

$$E_{total} = E_{int} + E_{ext} \quad (2.3)$$

内部エネルギー E_{int} は式 (2.4) で定義され、

$$E_{int} = k_1 \sum_i |l_i - \bar{l}| + k_2 \sum_j (-\sqrt{v_{jx}^2 + v_{jy}^2}) \quad (2.4)$$

k_1, k_2 : 定数

l_i : 各辺の長さ

\bar{l} : l_i の平均値

v_{jx}, v_{jy} : 頂点 j の x, y 座標

右辺第一項は円筒モデルを構成する各点が均等に配置されながら膨張するためのエネルギーであり、第二項は円筒モデルを自発的に膨張させるための項である。

外部エネルギー E_{ext} は画像の特徴点の近傍で停止させるためのエネルギーであり、領域モデルの動作に修正を加えるための項であり、式 (2.5) で定義される。

$$E_{ext} = k_3 \sum_s \sum_v \frac{1}{h_{sv}^2} \quad (2.5)$$

k_3 : 定数

h_{sv} : ポリゴン s と空間特徴点 v との距離

空間特徴点 v は画像に輪郭強調フィルターを施して輪郭を強調し、これを離散化したものを用いている。

- Level Set Method による臓器領域抽出

Level Set Method は Sethian[10] によって提案された手法で、伝搬面 (線) ϕ の運動を式 (2.6) のような発展方程式で記述する。

$$\phi_t + F|\Delta\phi| = 0 \quad (2.6)$$

ここで F は速度関数で、伝搬面の法線方向の速度を決める項である。 F を式 (2.7) のように画像の輝度勾配と伝搬面の曲率に依存した形式にすることで、臓器の輪郭付近で伝搬線の運動を止め領域を抽出することができる。

$$F = k_I(a - b\kappa) \quad (2.7)$$

- a, b : 定数
- k_I : 画像の輝度勾配の逆数
- κ : 曲率

また、萩原 [11] は、曲率をスライス画像面だけでなく、隣接するスライス画像を考慮し、式 (2.8) のように体軸方向の曲率を導入した速度関数にすることで、三次元領域を抽出する手法を提案した。

$$F = k_I(a - b\kappa)(c - d\lambda) \quad (2.8)$$

- κ : スライス画像面上の曲率
- λ : 体軸方向の曲率

2.2.4 三次元抽出法の問題点

リージョンローイング法による抽出はボリュームデータに含まれる輪郭形状に関する情報をほとんど利用していないために、はみ出しを抑制するのに限界がある。そのため、対話的な補正が必要となる。また、Active Volume 法を用いる手法では、初期領域モデルの形状によっては抽出が不正確になってしまい、対象領域にある程度正確に設定する必要がある。Level Set Method による抽出では曲率により輪郭形状に関する情報を利用でき

るが、萩原の手法では隣接するスライス画像しか用いていないことや、初期伝搬面の位置に抽出結果が依存するという問題がある。

しかし、Active Volume 法や Level Set Method などの Deformable Model を用いた抽出法では、ポリゴン辺の長さや曲率を用いることで、スライス画像面だけでなく体軸方向の形状を考慮した抽出が可能になっている。また、初期形状が閉曲面であるため、必ず三次元的に閉じた領域を抽出できる。このため、本手法では Deformable Model に基づいた抽出法を検討する。

2.3 Deformable Model を用いた領域抽出法

Active Volume や Level Set Method などの Deformable Model を用いた領域抽出法について説明する。Deformable Model とは、画像内に設定した閉曲面が、それ自身の形状や画像の特徴量などを基に変形、移動などを行なう手法である。

Deformable Model にはエネルギー関数を用いるものと、速度関数を用いるものがある。エネルギー関数を用いるものでは、形状や画像の特徴量などから決まるエネルギーを対象領域の輪郭の近傍で最小化するように定義し、エネルギーを最小化するように閉曲面を変形して領域抽出を行なう。速度関数を用いるものでは、閉曲面が動く速度を形状や画像の特徴量を基に対象領域の輪郭の近傍で速度がゼロになるように定義し、動く閉曲面を輪郭の近傍付近で停止させて領域抽出を行なう。

本研究で抽出手法として用いる Level Set Method は速度関数を用いる Deformable Model の一種であり、これに関連して従来提案されている Deformable Model を用いた領域抽出手法とその問題点について述べる。

2.3.1 エネルギー関数を最小化する手法

エネルギー関数を用いる手法では、画像領域内にある閉曲面 $v(s)$ 上で、形状エネルギー E_{shape} 、画像エネルギー E_{image} の線形和としてエネルギー関数 E_{total} を定義する。

$$E_{total}(v(s)) = E_{shape}(v(s)) + E_{image}(v(s))$$

このエネルギー関数 E_{total} の最小化するように閉曲面 $v(s)$ の形状を変形し、対象領域の輪郭の抽出を行なう。これらの手法には、閉曲面を用い、かつ曲面の形状を滑らかにする項

を形状エネルギー E_{shape} に含めることで、画像中の臓器輪郭の一部が欠けていても滑らかに補間することができる。また、画像エネルギー E_{image} には、画像中の対象領域の輪郭で閉曲面の動きを止める作用を持つ項を含める。

- E_{shape} に同一の点に接続するポリゴン辺の長さを平均化する項を用いる場合

土屋ら [12] は、対象を三角形ポリゴンパッチで表現し、 E_{shape} として式 (2.9) のような点 s と周囲の連結点 i との距離 $l_s(i)$ とそれらの平均 \bar{L} との差の総和を用いた。

$$\sum_{i \in \text{点 } s \text{ に連結している点群}} (\bar{L} - l_s(i)) \quad (2.9)$$

$l_s(i)$: 点 s とそれに連結している点 i の距離

\bar{L} : $|v(s) - v(i)|$ の平均

これはある点に連結する辺の長さが等しくなるほど、小さくなる項であり、閉曲面を構成する三角ポリゴンパッチの重なりを防ぎ、抽出する曲面上に三角パッチが均等に配置するようにする作用がある。また、画像エネルギーは式 (2.10) のように予め抽出しておいた対象領域の特徴点との距離で表される。

$$k|v(x) - v(con(x))| \quad (2.10)$$

$con(x)$: 閉曲面 $v(s)$ 上の点 x に対応する対象領域の特徴点

これにより、閉曲面を特徴点に引き寄せ対象領域を抽出する。

- E_{shape} にポリゴンの辺の長さの平均化する項を用いる場合

谷口 [9] は、対象を三角形ポリゴンパッチで表現し、 E_{shape} として式 (2.11) のような曲面を構成するポリゴンの辺 j の長さ l_j と、全部の辺の長さの平均 \bar{L} との差の絶対値の総和を用いた。

$$\sum_{j \in \text{全てのポリゴンの辺}} |\bar{L} - l_j| \quad (2.11)$$

l_j : ポリゴンの辺 j の長さ

\bar{L} : l_j の平均

これはポリゴン辺の長さが等しくなるほど小さくなる項であり、閉曲面を構成する三角ポリゴンパッチの重なりを防ぎ、抽出する曲面上に三角パッチが均等に配置するようにする作用がある。

- E_{shape} にモデルからのずれとその滑らかさを用いる場合

Terzopoulos ら [13] は、図 2.6 のようなモデル上の点と変形したモデル上の対応する点とのずれ d の総量を表す $\int w_0 d^2 ds$ と、 d の滑らかさを表す $\int w_1 \left(\left(\frac{\partial d}{\partial u} \right)^2 + \left(\frac{\partial d}{\partial v} \right)^2 \right) ds$ を用いた。

$$\int w_1 \left(\left(\frac{\partial d}{\partial u} \right)^2 + \left(\frac{\partial d}{\partial v} \right)^2 \right) + w_0 d^2 ds \quad (2.12)$$

w_0, w_1 : 定数

$s = (u, v)$: 閉曲面上にとった座標

d : モデルから対応する閉曲面上の点までのずれ

この項は、ずれ d が小さいほど、また d の変化が小さいほど小さくなり、表面の滑らかさを保つ作用を持つ。

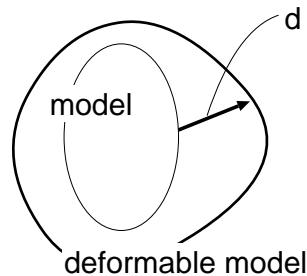


図 2.6: モデルと変形したモデルとの差 d

2.3.2 速度関数により速度を変化させる手法

速度関数を用いる手法では、閉曲面の速度を画像の輝度値や曲面の形状に依存した速度関数 F として定義する。速度を画像の輝度値に依存させることで、対象領域の輪郭近傍

で速度がゼロに近付くようにして曲面の運動をとめ、領域抽出を行なう。また、速度を曲面の形状に依存させることで、閉曲面の滑らかさを保つ。

Sethian らが提案した Level Set Method[10] ではエネルギー関数を定義するのではなく、式 (2.13) のように曲面の移動速度 F を曲面の形状に基づいて変化させる。

$$F = k_I(a - b\kappa) \quad (2.13)$$

a, b : 定数

k_I : 画像の輝度勾配に依存した項

κ : 曲率

これにより、曲率が小さくなるように閉曲面は運動し、表面の滑らかさを保つ。

2.3.3 Defomable Model を用いた領域抽出法の問題点

Active Volume(Contour) を用いた領域抽出法は閉領域を用いて領域の輪郭を抽出するために境界に曖昧な部分があったとしても境界が途切れることがなく、領域形状に基づく内部エネルギーにより、滑らかに補間することができる。しかし、同一の点に接続するポリゴン辺の長さを用いる場合では、三次元構造の一部しか抽出に用いていない。また、ポリゴンの辺の長さの平均を用いる場合では、単に全てのポリゴン辺の平均からの差のみを用いたのでは、各点における三次元形状が直接反映されるわけではない。同様に、モデルからのずれとその滑らかさをを用いる場合でも、各点での三次元形状を用いているわけではないので、ある程度対象領域にあったモデルを使う必要がある。それに対して、Level Set Method は曲率を用いることで、各点での三次元形状を直に反映した抽出を行なうことができる。そこで、本研究では Level Set Method を用いて臓器抽出を行なう。

Deformable Model には、初期輪郭の周囲の形状の影響を受けやすく初期輪郭に結果が依存するため、予め正確な領域に近い形状を与える必要があることや、最適なパラメータの値を決めることが困難であるという問題がある。

2.4 まとめ

従来の医用画像から対象とする臓器を抽出する手法には、二次元抽出法と三次元抽出法がある。二次元抽出法ではスライス画像毎に抽出処理を行なうために、体軸方向の情報

を用いておらず、信頼性に欠ける。また、三次元抽出法でも、リージョングルーイングを用いた方法では画像の輝度値情報のみから抽出を行ない三次元形状をあまり考慮していないために精度の点で問題がある。それに対して、Active Volume 法や Level Set Method などの Deformable Model を用いた三次元抽出法では、ボリュームデータに含まれる対象領域の形状に関する情報を用いることが可能になる。特に Level Set Method は、曲率を用いて全体の三次元形状を考慮することができる。しかし、Deformable Model を用いた領域抽出には初期輪郭に抽出結果が依存したり、パラメータの設定が難しいという問題がある。

第 3 章

臓器抽出法

3.1 はじめに

本研究では Sethian[10] によって提案された Level Set Method を基にして、萩原 [11] によって提案された抽出法を拡張して用いる。これは、対象臓器内に設定された伝搬面を画像の輝度勾配と伝搬面の曲率に依存した速度で膨張させ、臓器輪郭の近傍で停止させて領域抽出を行なうものである。従来の手法には、体軸方向の輪郭形状の考慮が不十分であり、また、初期伝搬面の位置に抽出結果が依存する問題があった。

本章では、Level Set Method について述べた後、本研究で用いる伝搬面の断面形状を考慮した曲率の三次元的な導入形式を定義し、初期伝搬面の位置の影響を受け難い抽出を行なうための二段階の膨張処理について説明する。

3.2 Level Set Method

Sethian ら [10] によって提案された Level Set Method は、法線方向に速度 F で動く伝搬線 $\Gamma(\tau)$ の運動を記述する方法である。Level Set Method を画像からの領域抽出に用いるためには、速度 F を画像の輝度勾配および伝搬線の曲率の関数とする [10][11]。これにより、対象領域内に設定した初期伝搬線を、領域内では膨張させ、領域の境界付近では膨張を停止させることで、伝搬線の形状を領域形状に一致させ領域抽出を行う。

ここでは、伝搬線の運動を記述する発展方程式、速度を決める速度関数、Level Set Method の問題点などについて説明する。以下では、二次元平面上の伝搬線について説

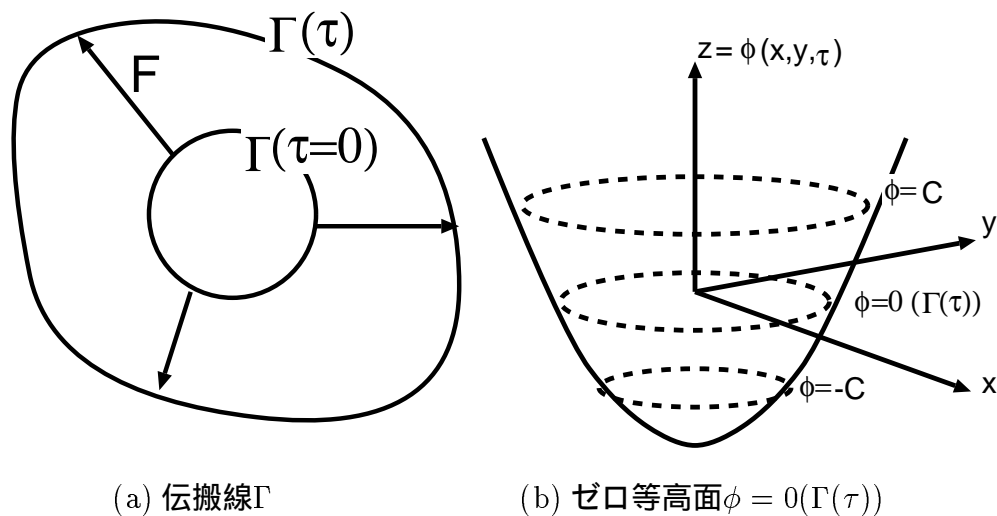


図 3.1: 伝搬線と零等高面

明するが、三次元空間に拡張した場合も同様である。

3.2.1 発展方程式

Level Set Method の基本的な考え方は、図 3.1(a) のように運動する伝搬線 $\Gamma(\tau)$ を、図 3.1(b) のようにより高次の関数 ϕ のゼロ等高面に当てはめるといものである。

x を平面上の任意の点としたときに、高次の関数 $\phi(x, \tau = 0)$ を式 (3.1) のように定義する。

$$\phi(x, \tau = 0) = \pm d \tag{3.1}$$

ここで、 d は点 x から伝搬線 $\Gamma(\tau)$ までの距離である。符号は、点 x が初期伝搬線 $\Gamma(\tau = 0)$ の外側なら正、内側なら負を選ぶ。このとき、初期伝搬線 $\Gamma(\tau = 0)$ は式 (3.2) のように表される。

$$\Gamma(\tau = 0) = \{x | \phi(x, \tau = 0) = 0\} \tag{3.2}$$

また、 x が $\Gamma(\tau)$ 上の点だと仮定して、 $\Gamma(\tau)$ が常に $\phi(x(\tau), \tau)$ のゼロ等高線である条件は、式 (3.3) で表される。

$$\phi(x(\tau), \tau) = 0 \tag{3.3}$$

よって連続の式より、式 (3.4) を得る。

$$\phi_\tau + \nabla\phi(\mathbf{x}(\tau), \tau) \cdot \mathbf{x}'(\tau) = 0 \quad (3.4)$$

また、曲線上の単位法線ベクトル \mathbf{n} は、式 (3.5) で表される。

$$\mathbf{n} = \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} \quad (3.5)$$

速度関数 F は $\Gamma(\tau)$ の法線方向の速度を表すので、式 (3.6) の関係が得られる。

$$\mathbf{x}'(\tau) \cdot \mathbf{n} = F \quad (3.6)$$

式 (3.4) に式 (3.5)、(3.6) を代入して、 ϕ の発展方程式 (3.7) を得る。

$$\phi_\tau + F |\nabla\phi| = 0 \quad (3.7)$$

実際の計算は画像面上に格子点を設定し、離散的に数値計算を行なう。各格子点で式 (3.1) から ϕ の値を求め、発展方程式に基づき ϕ の値を更新する。そして、図 3.1(b) のように同じ ϕ の値を持つ点を連結した線、すなわち等高線を構成する。これを繰り返して各点での ϕ の値を更新していき、このときの $\phi = 0$ の等高線の動きが求めたい曲線の運動である。今回のような領域抽出を行なう場合には、 $\phi = 0$ の等高線のみが必要であり、全画像面で ϕ の値を計算する必要はない。そこで、 $\phi = 0$ の等高線のみについて速度関数を計算し、1 タイムステップ後の位置を求める。

3.2.2 速度関数

伝搬線 $\Gamma(\tau)$ の法線方向への膨張速度を決定する速度関数 F は式 (3.8) で表される。

$$F = k_I(a - b\kappa) \quad (3.8)$$

k_I は画像の輝度勾配に依存した項で次式で表される。

$$k_I = \frac{1}{1 + |\nabla G_\sigma * I(x, y)|}$$

G_σ は分散 σ^2 のガウス関数、 I は画像の輝度値、 $\nabla G_\sigma * I$ は G_σ と I のたたみ込みの勾配を表す。輝度勾配が小さい個所では $k_I \rightarrow 1$ となり、輝度勾配が大きい領域の境界付近では

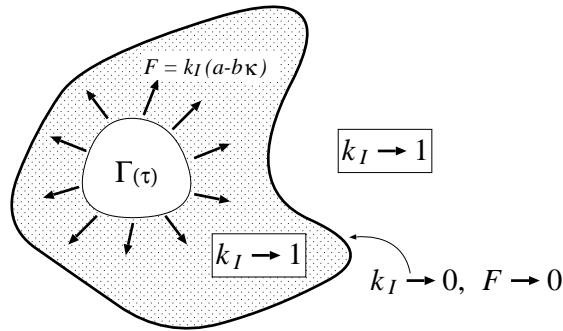


図 3.2: 伝搬線 $\Gamma(\tau)$ の膨張

$k_I \rightarrow 0$ となる。従って図 3.2に示すように、領域の境界付近では $F \rightarrow 0$ となり、伝搬線の膨張は領域の境界付近で停止することになる。

式 (3.8) 中の κ は伝搬線の曲率を表す。曲率が大きくなると F は小さくなるため、この項は、伝搬線を滑らかに発展させ、領域外へのはみ出しを抑制する働きを持つ。 a は正の定数で伝搬線の膨張速度を決める項である。また b は曲率の影響の度合を決める曲率係数である。

3.2.3 伝搬面の更新

発展方程式を格子上で差分して伝搬線の運動を計算すると、誤差が発生して伝搬線が振動するという問題が生じる [10][11]。これを防ぐためにはタイムステップを非常に小さくする必要があるが、これは実用的でない。萩原 [11] は、これに対処するために図 3.3 のように伝搬線を構成する各点で速度関数とタイムステップの積を半径とする円を描き、これらの包絡線を 1 タイムステップ後の伝搬線とすることで、伝搬線の振動が生じない伝搬線の更新処理を提案しており、本手法ではこれを応用する。

3.2.4 Level Set Method の問題点

速度関数 F を三次元に拡張する際、CT データに含まれる三次元情報を有効に利用するためには、体軸に直交するスライス断面 (体軸方向に z 軸をとると xy 平面) だけでなく、体軸に平行な面 (yz, zx 平面) での断面形状も考慮した曲率導入法を検討する必要がある。

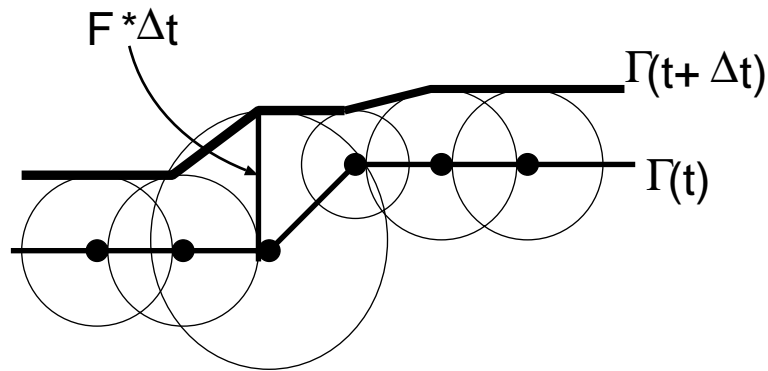


図 3.3: 伝搬線の更新

また、この手法による抽出結果は初期伝搬線の設定位置に大きく依存する。例えば、臓器先端の狭まっていく個所では、初期伝搬面の位置に近ければ伝搬面がまだ小さいため進入し易く、離れていると進入し難いという問題がある。

3.3 三次元構造を考慮した曲率導入法

ここでは、本手法で提案する速度関数の三次元への拡張法と伝搬面の更新処理について説明する。

3.3.1 各点での曲率の計算

CT データに含まれる三次元情報を領域抽出処理へ有効に利用するために、伝搬面上の各点で x, y, z 軸方向各々で独立な速度関数を持たせ伝搬面を膨張させる。曲率は図 3.4 に示すように xy, yz, zx 各平面上で計算する。すなわち、伝搬面と各平面との交線が描く閉曲線の曲率 $\kappa_{xy}, \kappa_{yz}, \kappa_{zx}$ を求める。パラメータ s を各平面上での閉曲線に沿った距離とすると、例えば xy 平面上の閉曲線は $u(s) = (x(s), y(s))$ で表すことができる。パラメータ s による x, y の 1 次導関数を各々 x_s, y_s 、2 次導関数を x_{ss}, y_{ss} とすれば、 xy 平面上での曲率 κ_{xy} は、

$$\kappa_{xy} = \frac{y_{ss}x_s - x_{ss}y_s}{(x_s^2 + y_s^2)^{3/2}}$$

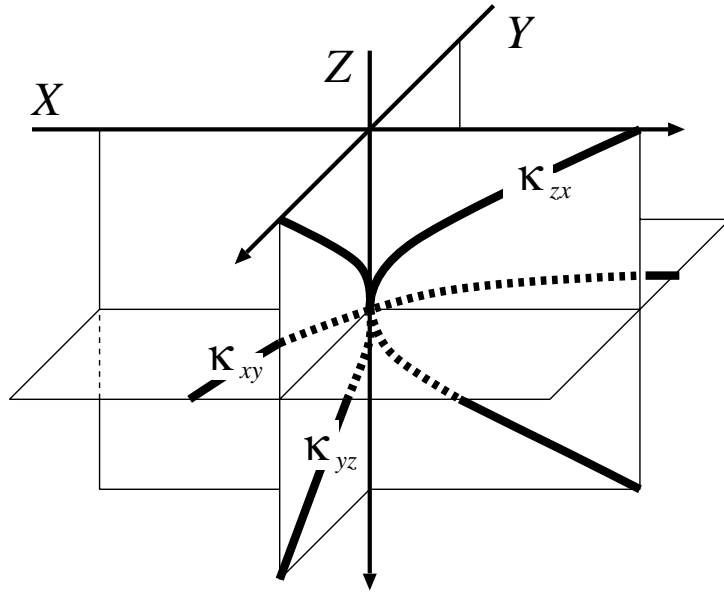


図 3.4: 各平面上での曲率

となる。同様に yz, zx 平面上での曲率 κ_{yz}, κ_{zx} は、

$$\kappa_{yz} = \frac{z_{ss}y_s - y_{ss}z_s}{(y_s^2 + z_s^2)^{3/2}}$$

$$\kappa_{zx} = \frac{x_{ss}z_s - z_{ss}x_s}{(z_s^2 + x_s^2)^{3/2}}$$

となる。実際の計算は、三次元 CT データ中に設定した正方格子上で導関数を差分化して行う。伝搬面は図 3.5 のように連続する格子点の集まりで表され、隣接する格子点間の距離は全て Δ_s で近似する。伝搬面が膨張するにつれて伝搬面を構成する格子点の数が増加するため、差分をとる幅を固定すると伝搬面の局所的な形状しか影響しないようになる。そこで、差分をとる三点を $N/10$ 個離れた点 $\mathbf{v}(s_{i-N/10}), \mathbf{v}(s_i), \mathbf{v}(s_{i+N/10})$ として曲率を計算する。ここで N は閉曲線を構成する格子点の総数を表す。これにより、伝搬面の大きさが変化しても曲率の相対的な意味が変わらないようにする。

3.3.2 各点での膨張量の計算

伝搬面を構成する各点で各平面における曲率 $\kappa_{xy}, \kappa_{yz}, \kappa_{zx}$ を求め、これらと式 (3.8) より、伝搬面の各平面における膨張速度 F_{xy}, F_{yz}, F_{zx} を決定する。ここで、 k_I は三次元ガウス関

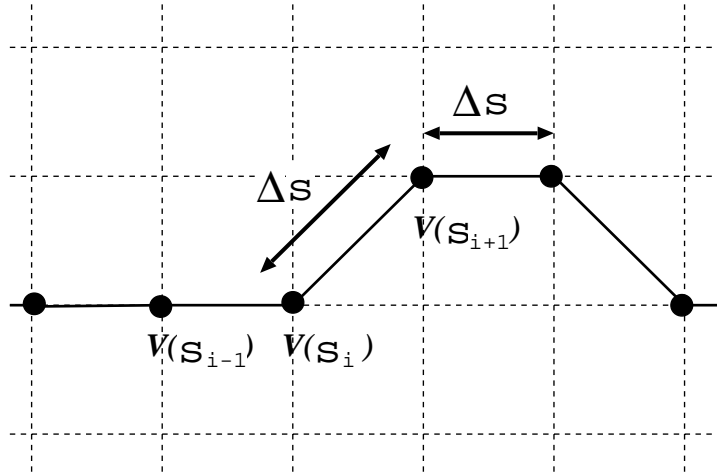


図 3.5: 曲率の計算

数 $G_\sigma(x, y, z)$ と三次元 CT データの CT 値 $I(x, y, z)$ を用いて計算する。

$$F_{xy} = k_I(a - b\kappa_{xy})$$

$$F_{yz} = k_I(a - b\kappa_{yz})$$

$$F_{zx} = k_I(a - b\kappa_{zx})$$

得られた膨張速度を用いて伝搬面 $\Gamma(\tau)$ から $\Delta\tau$ 時間後の伝搬面 $\Gamma(\tau + \Delta\tau)$ を求めるため、本手法では計算の安定性を考慮し以下の方法を用いる [11]。まず伝搬面 $\Gamma(\tau)$ 上の点 $P = (x_p, y_p, z_p)$ で式 (3.9) に従って図 3.6 のような楕円面を描く。

$$\frac{(x - x_p)^2}{F_{xy}F_{zx}\Delta\tau^2} + \frac{(y - y_p)^2}{F_{yz}F_{xy}\Delta\tau^2} + \frac{(z - z_p)^2}{F_{zx}F_{yz}\Delta\tau^2} = 1 \quad (3.9)$$

図 3.6 に示した楕円面の主軸の長さ $\sqrt{F_{xy}F_{zx}\Delta\tau}$, $\sqrt{F_{yz}F_{xy}\Delta\tau}$, $\sqrt{F_{zx}F_{yz}\Delta\tau}$ は、伝搬面上の点 P における x, y, z 軸方向の膨張量を各々表すことになる。これにより、各軸方向で伝播面の形状を反映した膨張速度を持たせることができる。

3.3.3 伝搬面の更新

前述の方法で計算した各点での膨張量をもとに、伝搬面全体の更新を行なう。伝搬面 $\Gamma(\tau)$ 上の全ての点に対して同様の楕円面を計算し、図 3.7 のように全楕円面を包絡した面を $\Delta\tau$ 時間後の伝搬面 $\Gamma(\tau + \Delta\tau)$ とする。

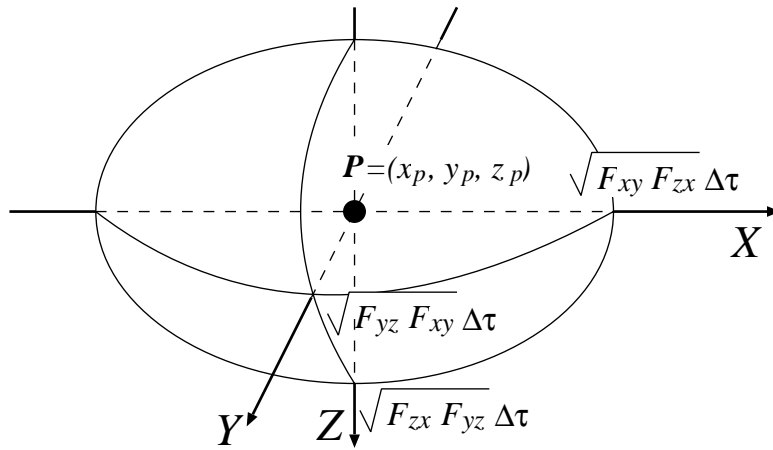


図 3.6: 各軸方向の膨張量

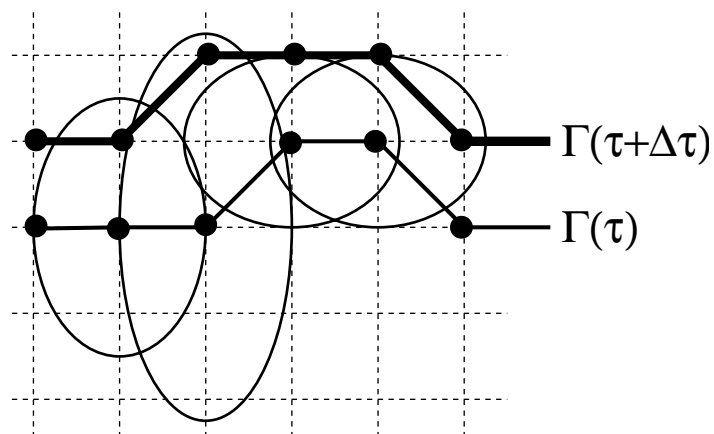


図 3.7: 伝搬面の膨張

3.4 初期伝搬面の設定位置による影響を軽減するための膨張処理

一般に、Level Set Method 等の active volume(contour) を用いた領域抽出法では、初期伝搬面(線)の設定位置が抽出結果に大きな影響を与える。これは、臓器先端の幅が狭まっている箇所が初期伝搬面の位置に近い場合は伝搬面が入り込み易く、遠い場合は入り込み難いためである。このような初期伝搬面の設定位置の影響を減少させるため、以下のような二段階の膨張処理と、曲率係数の切り換え処理を提案する。

3.4.1 二段階の膨張処理

伝搬面の膨張処理は二段階に分け、膨張速度を求める際に用いるガウス関数の分散を二段階で変化させる。第一、第二段階で用いる分散を各々 σ_1^2, σ_2^2 で表すと、 $\sigma_1^2 > \sigma_2^2$ とすることで、第一段階では伝搬面を領域の大まかな形状に、第二段階では細かな形状に適応させる。第一段階での抽出結果を縮小し、第二段階での初期伝搬面とする。縮小処理は、伝搬面外の格子点の6近傍を外部の格子点とする処理、すなわち、伝搬面の表面の格子点を伝搬面の外部領域とする処理を繰り返し、伝搬面の外部領域を拡大することで行なう。

これにより、第一段階の抽出結果および第二段階の初期伝搬面は領域の大まかな形状に適応しているため、第二段階の抽出結果すなわち第一、第二段階を合せた処理全体の抽出結果は、初期伝搬面の設定位置による影響を受け難くなるものと考えられる。

3.4.2 曲率係数の切り換え処理

膨張処理の第一段階において、速度関数を初めから曲率に依存した形にすると、抽出結果は初期伝搬面の設定位置の影響を受け易くなる。これを避けるために、第一段階では初めは式(3.8)中の曲率係数を $b = 0$ とおき、速度関数を $F = k_I a$ としてCT値勾配のみに依存した膨張処理を行う。伝搬面がある程度の大きさになったら、 $b > 0$ とおき曲率に依存した速度関数 $F = k_I(a - b\kappa)$ を用いて膨張処理を行う。

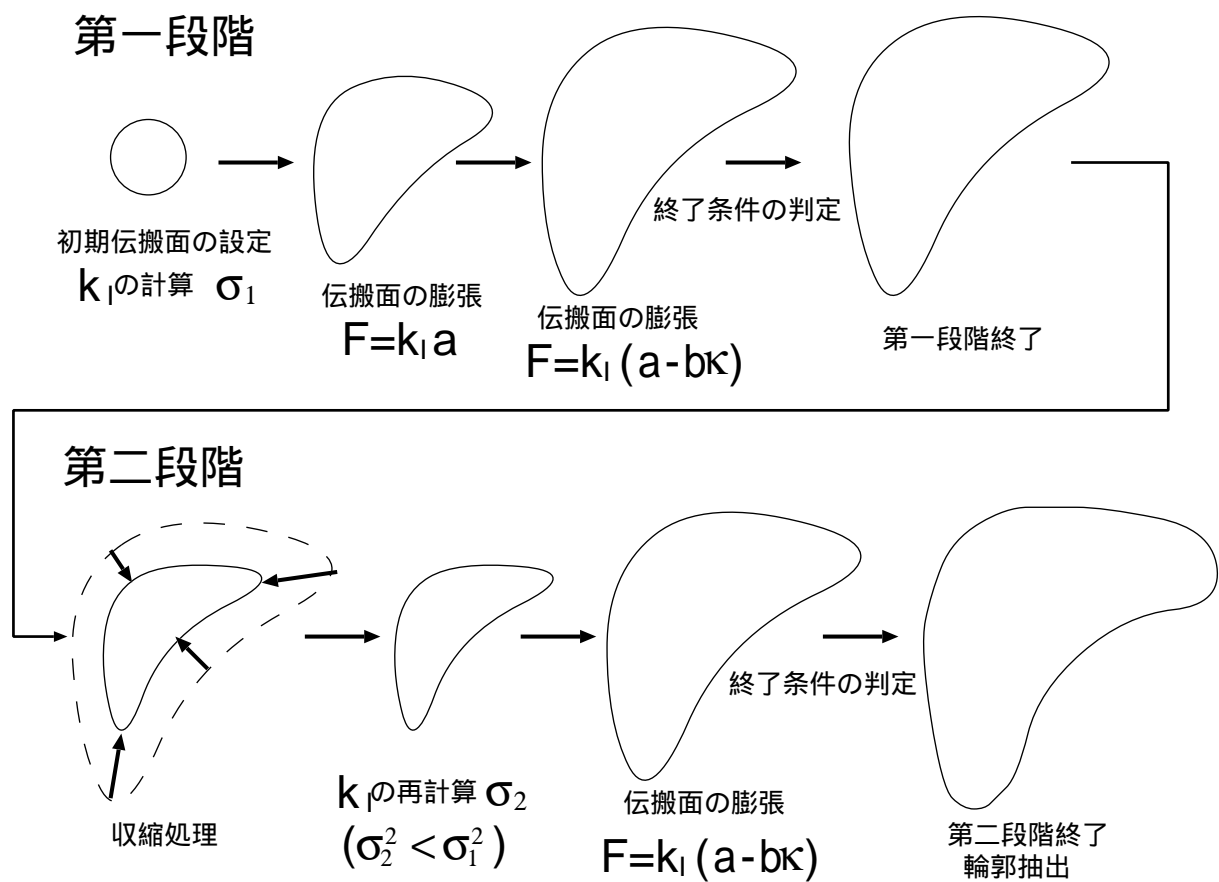


図 3.8: 領域抽出処理の手順

3.4.3 抽出処理の流れ

本手法での抽出処理の流れを図 3.8に示す。

第一段階では、大きめの分散 σ_1 で k_I を計算したあと、CT 値のみに依存した速度関数 $F = k_I a$ で膨張処理を行なう。曲率係数の切り換え処理をした後は曲率 κ を入れた速度関数 $F = k_I(a - b\kappa)$ で膨張処理を行い、終了条件をみたしたところで、第一段階を終了する。

第二段階では、小さめの分散 σ_2 で k_I を計算したあと、始めから曲率を用いた速度関数 $F = k_I(a - b\kappa)$ で膨張処理を行い、終了条件をみたしたところで、抽出処理を終了する。このときの伝搬面の形状を抽出結果とする。

3.4.4 曲率係数の切り換え条件

曲率係数を切り換えるタイミングを決定するために、CT 値勾配のみに依存した速度関数 ($F = k_I a$) を用い膨張をさせた場合の伝搬面内部の体積の時間変化を調べた。三次元 CT データ中の肝臓領域内に初期伝搬面 (球) を設定し、実験を行った結果を図 3.9 に示す。図 3.9 中、縦軸は伝搬面内部の体積 (伝搬面内部の格子点数) を横軸は時間を表し、実線は初期伝搬面の中心座標が (24, 50, 6)、破線は (21, 54, 14) の場合を示している。どちらの場合も、ある程度体積が大きくなると、体積の増える割合が小さくなっていることが分かる。単位時間当たりの体積の増加量を示したものが図 3.10 である。伝搬面の増加量は初め増加し、後に減少に転じる。これは、伝搬面の表面積が大きいと体積の増加量も大きくなるため、初めは伝搬面が膨張し表面積が増えるにつれて体積の増加量も増えていたが、伝搬面の一部が領域境界に達して膨張が停止する箇所が多くなるためと考えられる。

従って、体積の増加量が増え続けている間は CT 値勾配のみに依存した膨張、つまり曲率係数を $b = 0$ とし、体積の増加量が減り始めた時に $b > 0$ とすれば良いと考えられる。しかし、体積の増加量は必ずしも単調に変化しないので、以下のようなタイミングで曲率係数を切り換える。時間 τ での伝搬面内の体積を V_τ とすると、体積の増加量は $d_\tau = V_\tau - V_{\tau-1}$ と表される。 d_τ の過去 3 回の平均を $\bar{d}_\tau = (d_\tau + d_{\tau-1} + d_{\tau-2})/3$ としたとき、式 (3.10) の条件を満たす τ を切り換えるタイミングとする。

$$\bar{d}_{\tau-2} > \bar{d}_{\tau-1} > \bar{d}_\tau \quad (3.10)$$

3.4.5 終了条件

膨張処理の両段階とも、伝搬面の膨張が停止した時に膨張処理を終了する。すなわち、式 (3.11) のように、時間 τ での伝搬面 $\Gamma(\tau)$ と $\Delta\tau$ 時間後の伝搬面 $\Gamma(\tau + \Delta\tau)$ を構成する格子点の座標が全て一致する場合を終了条件とする。

$$\Gamma(\tau) = \Gamma(\tau + \Delta\tau) \quad (3.11)$$

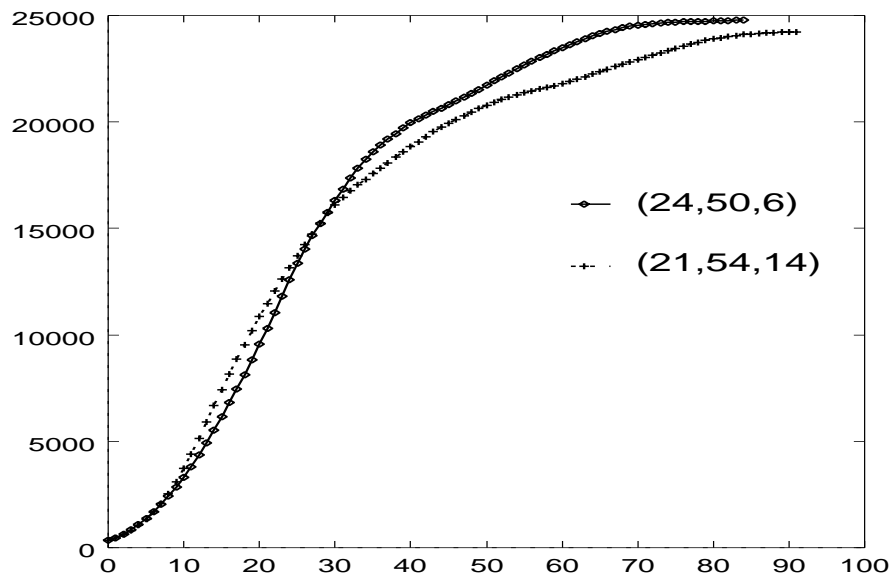


図 3.9: 伝搬面内部の体積

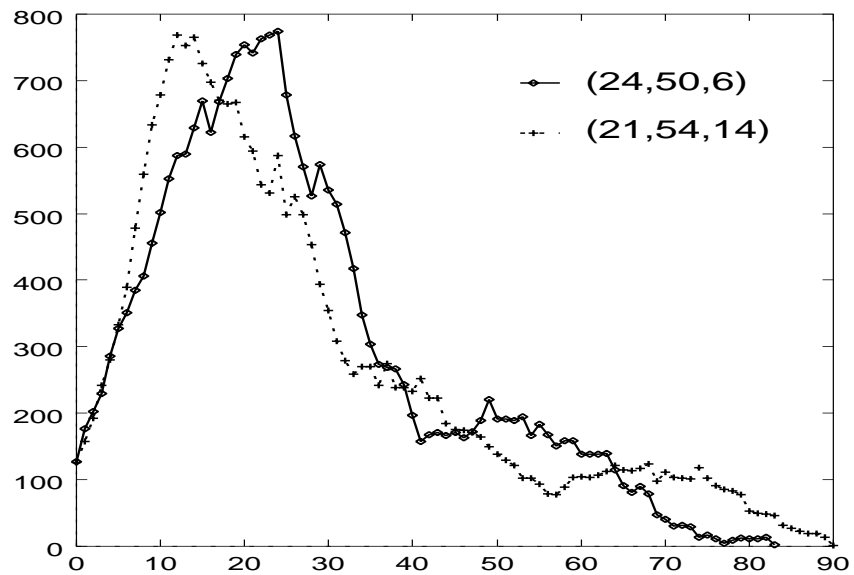


図 3.10: 体積の増加量

3.5 まとめ

本章では、Sethian らによって提案された Level Set Method の基本的な概念と、萩原によって提案された伝搬線の振動を抑え、伝搬線の運動の安定した計算手法について説明した。また、これら問題点として三次元抽出法における曲率の導入形式が不明確であることと、初期伝搬面の設定位置によって抽出結果が変化することについて述べた。

本手法では、これらに対処するために、伝搬面の xy, yz, zx 平面の断面形状の曲率から各軸上での膨張速度をもとめる手法を提案し、また、初期伝搬面の設定位置の影響を受け難くするために、二段階抽出と曲率係数の切り換え処理を導入した。

第 4 章

実験

4.1 はじめに

本手法で提案する曲率係数の切り換えおよび二段階の膨張処理により、初期伝搬面の設定位置による影響を減少させる効果を確認する実験と、スライス断面画像毎に Level Set Method を用いる二次元抽出法と本手法による三次元抽出法との抽出精度を比較するための実験を行った。

4.2 実験に使用した CT データ

実験に使用した三次元 CT データは、1 画素 16bit 符号付き整数、肝臓領域を含む大きさ 512×512 画素、画像のスライス間隔 7mm のデータを一つ、間隔 3.5mm のデータを二つの計三例を用いた。また、スライス断面画像面上 5 画素 (3.42mm) 毎に格子を設定し、伝搬面の計算は $102 \times 102 \times$ 断面画像枚数の格子で行った。各スライス断面画像には肝臓の上部から下部に向かって 0 から断面画像枚数 - 1 までのデータ番号を割り振る。

4.3 抽出結果の評価法

初期伝搬面の設定位置が抽出結果に及ぼす影響を、設定位置が異なる場合に両者の抽出結果がどの程度一致するかにより評価できる。また、領域の抽出精度を、抽出された領域が医師の判定した領域とどの程度一致したかにより評価する。そこで本稿では、領域 X 、

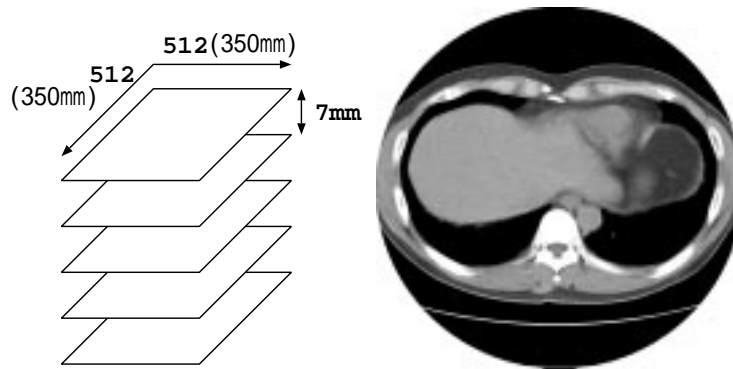


図 4.1: 実験に使用した三次元 CT データ

患者の ID	断面画像枚数	スライス間隔
PAT1	26	7.0mm
PAT2	45	3.5mm
PAT3	53	3.5mm

表 4.1: 実験に使用した三次元 CT データ

領域 Y という二つの領域の一致度を以下のように定義する。ここで、 $N(X)$ は領域 X 内の格子点数を表す。

1. 領域 X, Y 全体の中の共通部分の割合

$$C1 = N(X \cap Y) / N(X \cup Y)$$

2. 領域 Y の中での共通部分の割合

$$C2 = N(X \cap Y) / N(Y)$$

3. 領域 X の中での共通部分の割合

$$C3 = N(X \cap Y) / N(X)$$

これらの値は 1.0 に近ければ領域 X, Y の一致する領域が大きいことを表す。例えば、領域 X と Y がそれぞれ初期伝搬面を異なる位置に設定した場合の抽出結果であるとする、

一致度 $C1$ は初期伝搬面が異なる場合にそれらの抽出結果がどの程度重なっているかを示し、1.0 に近いほど初期伝搬面の設定位置に抽出結果が影響を受けていないことを表す。

また、領域 X が抽出結果、領域 Y が医師の判定した領域とする場合、 $C1$ は全体としての抽出精度を表す。 $C2$ は正確な領域中で抽出できた割合を表し、1.0 に足りない分は正確な領域から欠けている部分の評価となる。 $C3$ は抽出領域中で正しい領域の割合を表し、1.0 に足りない分は正確な領域からはみ出した部分の評価となる。

4.4 領域抽出結果

以下に述べる実験中、三次元抽出法では半径 4 格子間隔の球を初期伝搬面として用い、二次元抽出では臓器断面の大きさに応じた半径を持つ円を初期伝搬線として用いた。

4.4.1 初期伝搬面の設定位置による影響

抽出結果が初期伝搬面の設定位置に依存する問題に対して、二段階膨張処理と曲率係数の切り換えが有効か否かを調べるために、二段階膨張処理と曲率係数の切り換えを共に行わない場合に対して、曲率係数の切り換えのみを行う場合、二段階膨張処理と曲率係数の切り換えの両方を行う場合の抽出結果を各々比較した。

- 曲率係数の切り換えのみを行った場合

図 4.2(a) は、PAT1 のデータを用いて初期伝搬面を肝臓上部 (24,50,4) に設定した場合の抽出結果を領域 X 、初期伝搬面を肝臓下部 (21,54,14) に設定した場合の抽出結果を領域 Y として、各スライス断面画像ごとに一致度 $C1$ を評価したグラフである。同様に図 4.2(b) は、PAT2 のデータで初期伝搬面を (43,30,16) と (15,49,28) においた場合、図 4.2(c) は、PAT3 のデータで初期伝搬面を (52,42,17)、(20,57,40) においた場合の抽出結果をそれぞれ領域 X, Y としたスライス画像毎の一致度 $C1$ をグラフにしたものである。縦軸は $C1$ の値を、横軸はスライス画像のデータ番号を表す。グラフ中の実線は曲率係数を切り換えた場合を、破線は曲率係数を常に一定した場合の結果である。表 4.2 はスライス画像全体で一致度 $C1$ を計算したものである。

PAT1 のデータについては、図 4.2(a) より肝臓の上部で曲率係数を切り換えた方が $C1$ の値が大きく、初期伝搬面の設定位置による影響が小さいことが分る。しかし、

肝臓の中部では逆に曲率係数を切り換えない方が影響は小さい。表 4.2より、スライス断面画像全体で評価すると、曲率係数を切り換えた場合の $C1$ は 0.90、曲率係数一定の場合の $C1$ は 0.87 となり、三次元領域全体としてみると、曲率係数を切り換える処理によって、初期伝搬面の設定位置による影響が小さくなっている。

PAT2 のデータについては、図 4.2(b) と表 4.2より、曲率係数を切り換えた場合と曲率係数一定の場合でほとんど差がない。これは肝臓が単純な形をしており、初期伝搬面の設定位置に抽出結果があまり影響を受けないためと考えられる。

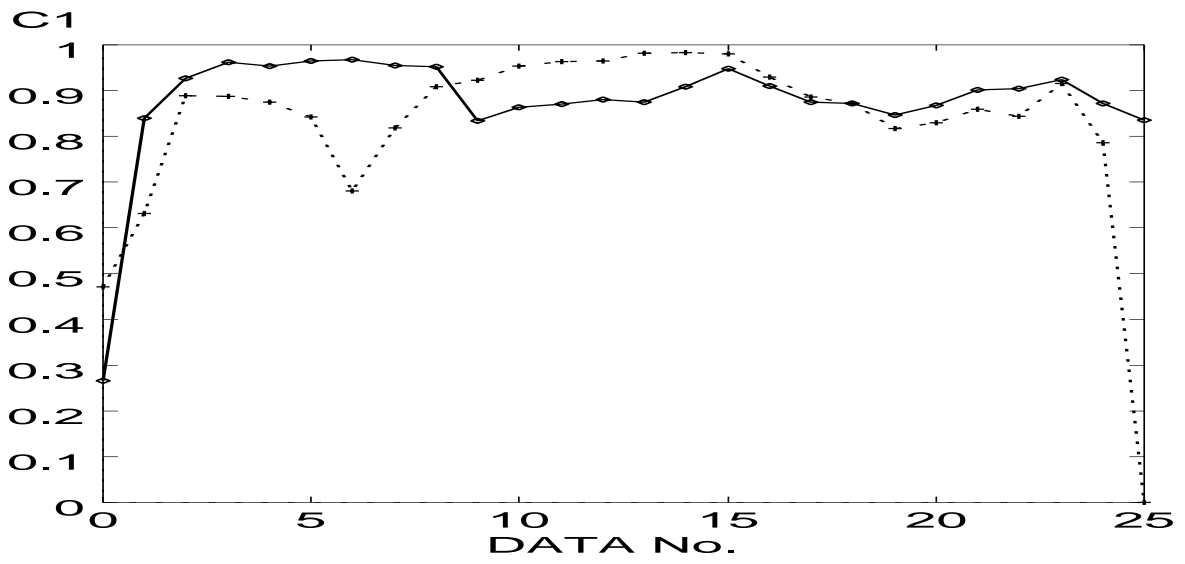
PAT3 のデータについては、図 4.2(c) より肝臓の中部で曲率係数を切り換えた方が $C1$ の値が大きく初期伝搬面の設定位置による影響を受けていない。また、表 4.2より、三次元領域全体での評価も曲率係数の切り換えを行なった場合で $C1$ は 0.94、一定の場合で 0.73 となり、初期伝搬面の設定位置による影響が小さくなっている。データにより程度に差はあるものの、曲率係数を切り換え処理は、初期伝搬面の設定位置による影響を抑える効果があると評価される。

患者の ID	曲率係数を切り換え	曲率係数を一定
PAT1	0.90	0.87
PAT2	0.93	0.92
PAT3	0.94	0.73

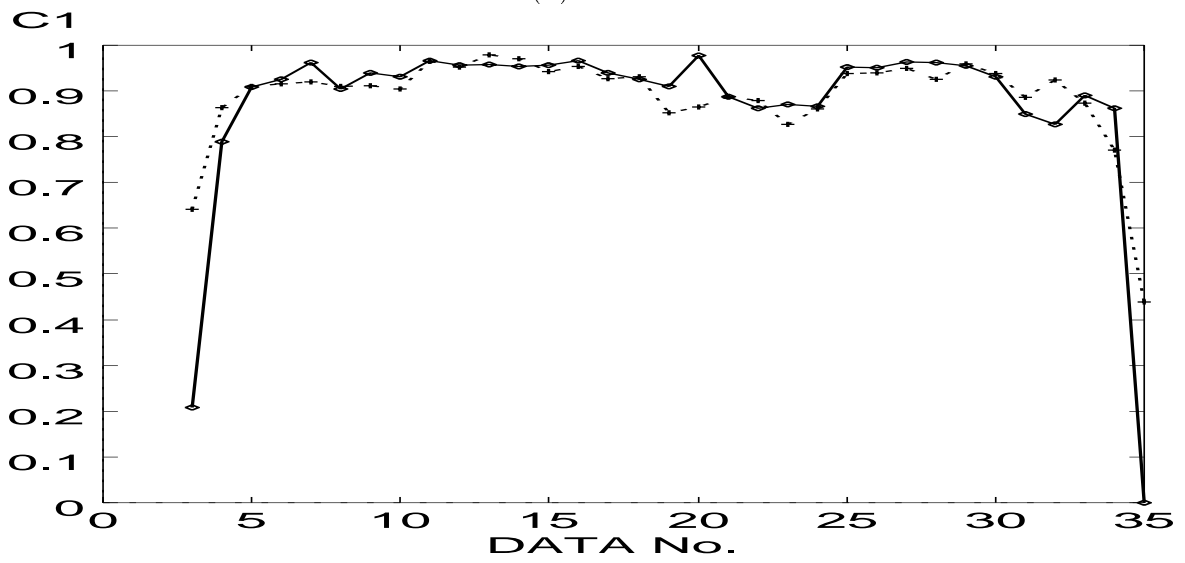
表 4.2: スライス画像全体での抽出結果の一致度 $C1$ —曲率係数を切り換えた場合

- 二段階の膨張処理を行った場合

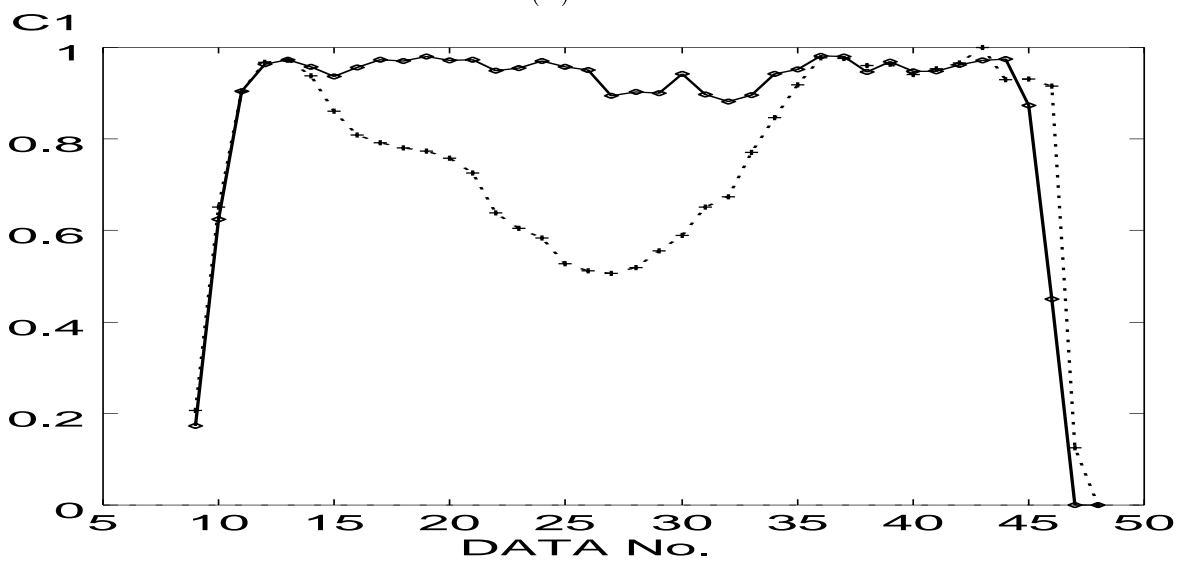
図 4.3(a) は、PAT1 のデータを用いて初期伝搬面を肝臓上部に設定した場合の抽出結果を領域 X 、初期伝搬面を肝臓下部に設定した場合の抽出結果を領域 Y として、各スライス断面画像ごとに一致度 $C1$ を評価したグラフである。同様に図 4.3(b) は、PAT2 のデータで初期伝搬面を (43,30,16) と (15,49,28) においた場合、図 4.3(c) は、PAT3 のデータで初期伝搬面を (52,42,17)、(20,57,40) においた場合の抽出結果をそれぞれ領域 X, Y としたスライス画像毎の一致度 $C1$ をグラフにしたものである。縦軸は $C1$ の値を、横軸はスライス画像のデータ番号を表す。グラフ中の実線は、曲率係数を切り換えてさらに膨張処理を二段階に分けた場合、破線は曲率係数一定で



(a)PAT1



(b)PAT2



(c)PAT3

図 4.2: 抽出結果の一致度—曲率係数を切り換えた場合

膨張処理を二段階に分けない場合の結果を表す。表 4.3はスライス画像全体で一致度 $C1$ を計算したものである。

PAT1 のデータについては、図 4.3(a) より肝臓下部の一部を除きほぼ全体で、二段階の膨張処理を行った場合の方が $C1$ の値が大きい。表 4.3より、スライス断面画像全体で評価しても、二段階の膨張処理を行った場合で 0.94、行わない場合で 0.87 となり、二段階の膨張処理を行った場合は初期伝搬面の設定位置による影響を受け難いことが分かる。

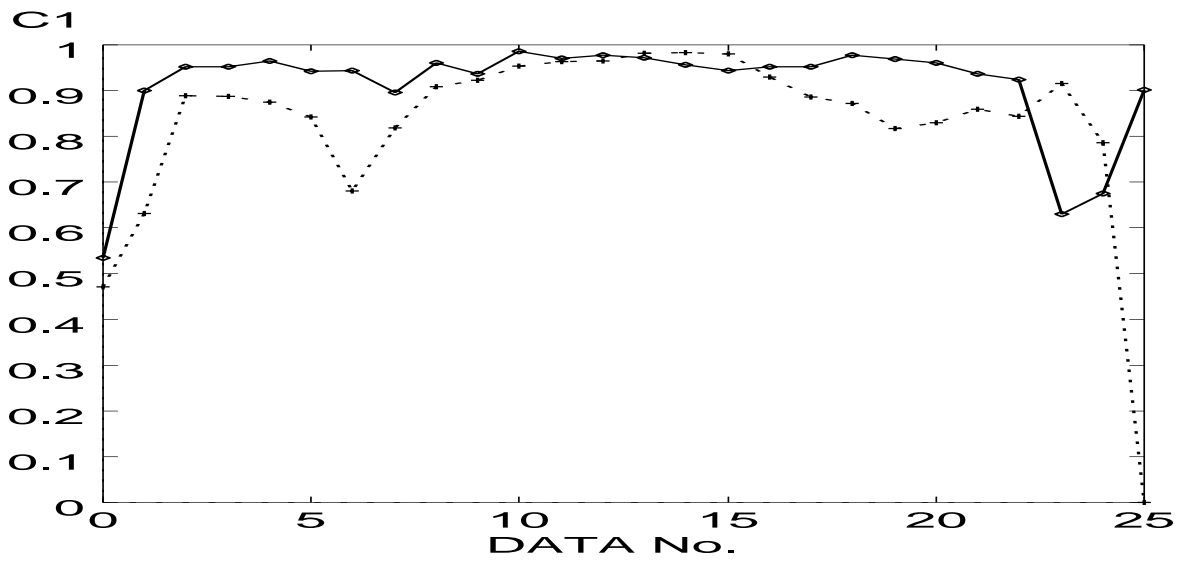
PAT2 のデータについては、図 4.3(b) と表 4.3より、二段階抽出を行なった場合と曲率係数一定の場合で、一部のスライス画像で二段階抽出を行なうと多少 $C1$ が大きくなっているが、全体的に差はあまりない。

PAT3 のデータについては、図 4.3(c) より肝臓の中部で二段階の膨張処理を行った方が $C1$ の値が大きく初期伝搬面の設定位置による影響を受けていない。また、表 4.2より、三次元領域全体での評価も曲率係数の切り換えを行なった場合で $C1$ は 0.95、一定の場合で 0.73 となり、初期伝搬面の設定位置による影響が小さくなっている。

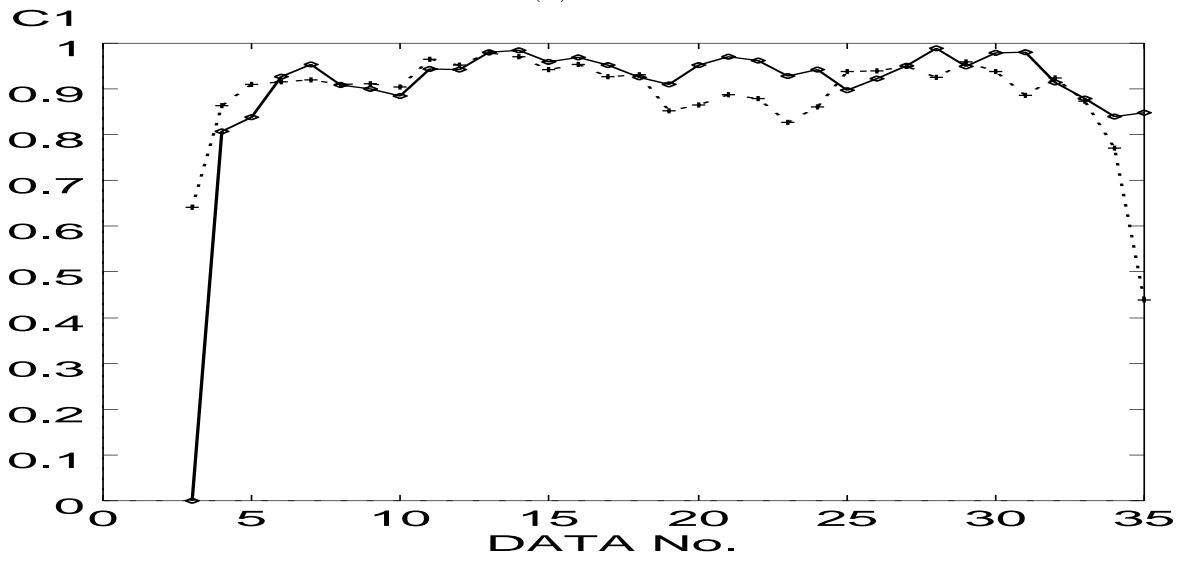
以上の結果より、ほとんどのデータで二段階の膨張処理は、初期伝搬面の設定位置による影響を抑える効果があると評価される。

患者の ID	二段階の膨張処理	曲率係数を一定
PAT1	0.94	0.87
PAT2	0.94	0.92
PAT3	0.95	0.73

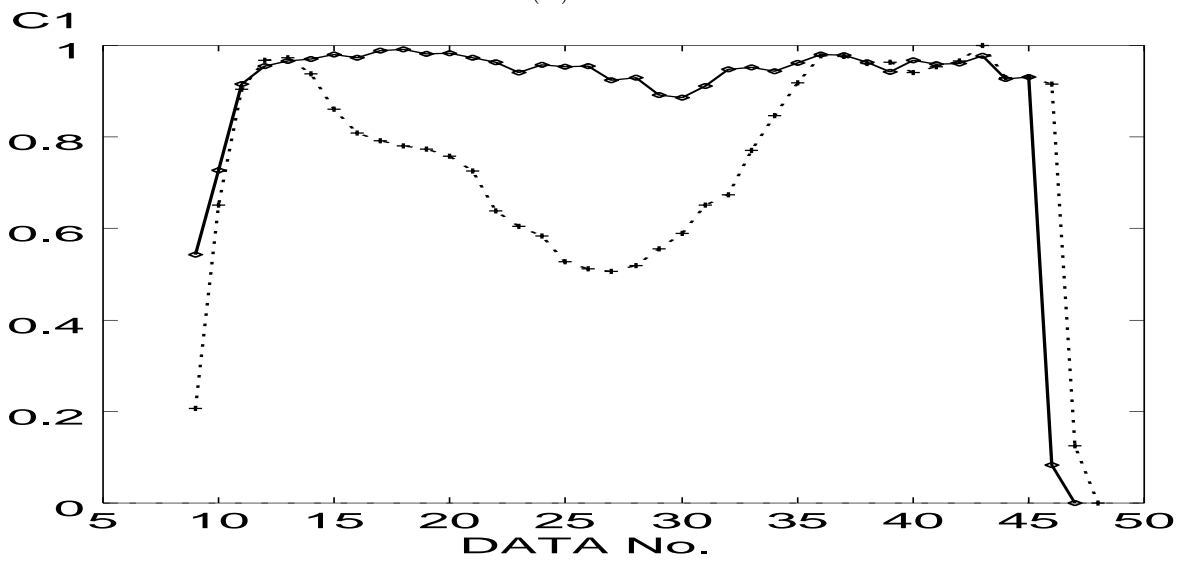
表 4.3: スライス画像全体での抽出結果の一致度 $C1$ —二段階膨張処理を用いた場合



(a)PAT1



(b)PAT2



(c)PAT3

図 4.3: 抽出結果の一致度—二段階膨張処理を用いた場合

4.4.2 二次元抽出法との比較

本手法を用いて肝臓領域を三次元抽出した抽出精度と、スライス断面画像毎に Level Set Method を用いて二次元抽出した場合の抽出精度を比較した。図 4.4は、PAT1 のデータに対して自動抽出された領域を領域 X に、医師が判定した肝臓領域を領域 Y として一致度を求めた結果である。一致度を縦軸に、横軸にスライス画像のデータ番号をとり、実線は本手法による抽出結果を、破線はスライス断面画像毎に二次元抽出した場合の抽出結果を表している。ここで、 $C1$ は全体的な抽出精度を表し、 $C2$ は医師が判定した肝臓領域に抽出結果が含まれている割合 (抽出結果は正しい領域をどの程度欠いているか) を、 $C3$ は抽出結果に医師が判定した肝臓領域が含まれている割合 (抽出結果は正しい領域からどの程度はみ出ているか) を表している。同様に、図 4.7は PAT2 のデータに対しての比較、図 4.11は PAT3 のデータに対しての比較を表す。また、スライス断面画像全体で評価した結果を表 4.4、4.5、4.6に示す。

PAT1 のデータについては、図 4.4中の $C1$ より、概ねどのスライス断面画像でも、三次元抽出した場合に二次元抽出した場合より良い結果が得られており、表 4.4に示すようにスライス断面画像全体で評価した結果も同様に三次元抽出した場合の方が良い。特に、データ番号の大きいスライス断面画像で、二次元抽出と三次元抽出で一致度に大きな差がみられる。このような断面画像では、図 4.4中の $C2$ より、正確な輪郭に対して欠けている割合にはあまり差はない。したがって、図 4.4中の $C3$ から分かるように、二次元抽出した場合に大きくはみ出しが生じている。例としてデータ番号 19 の抽出結果を図 4.5 に示す。二次元抽出した場合は隣接する臓器と接する部分ではみ出しを生じているのに対し、三次元抽出では生じていない。図 4.6に三次元抽出した場合のデータ番号 19 のスライス断面とその上下のデータ番号 16、22 のスライス断面を示す。データ番号 19 のスライス断面上ではみ出しが生じると、その上下のスライス断面画像上での伝搬面に対してその部分が突出する形になり、体軸方向の曲率が大きくなる。そのためはみ出しが抑制されていると考えられる。

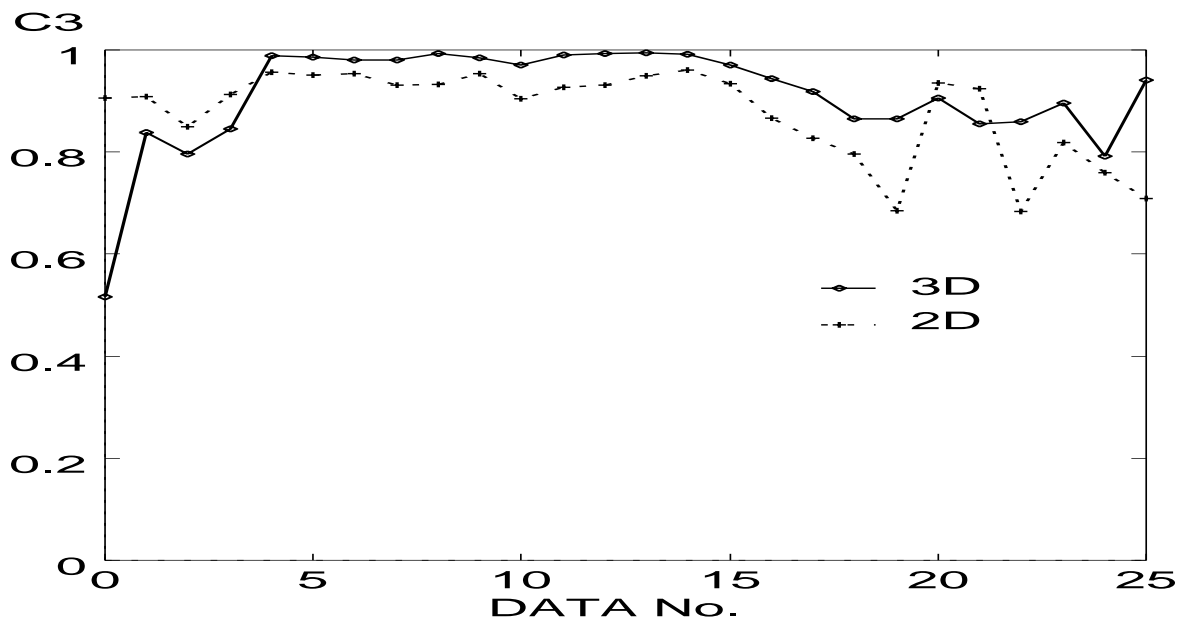
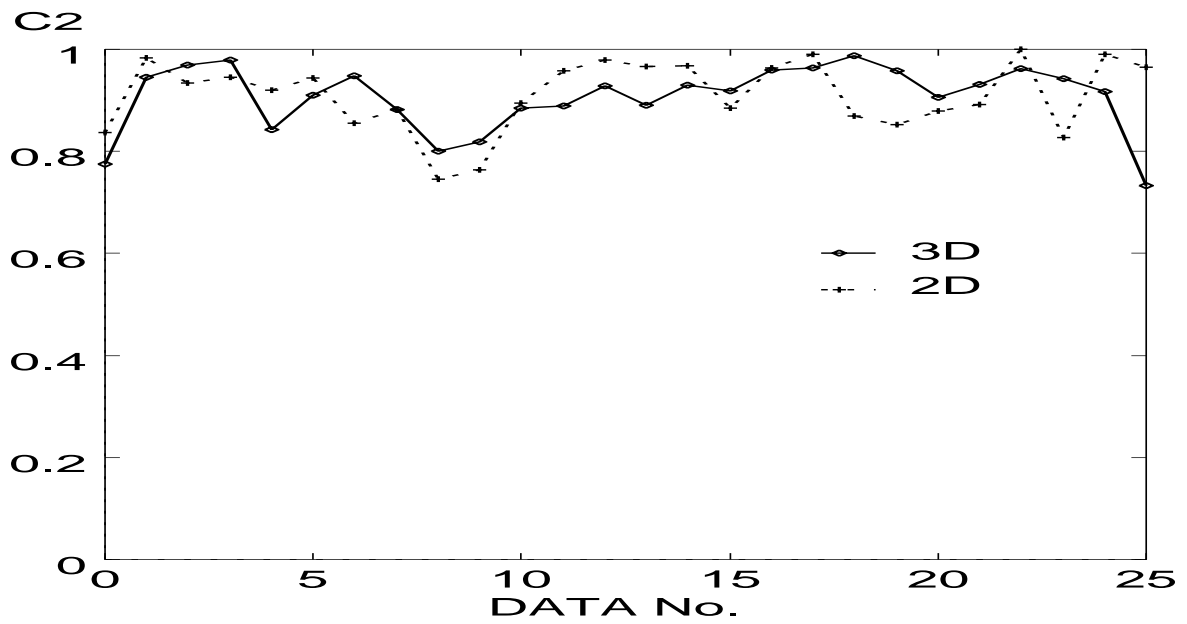
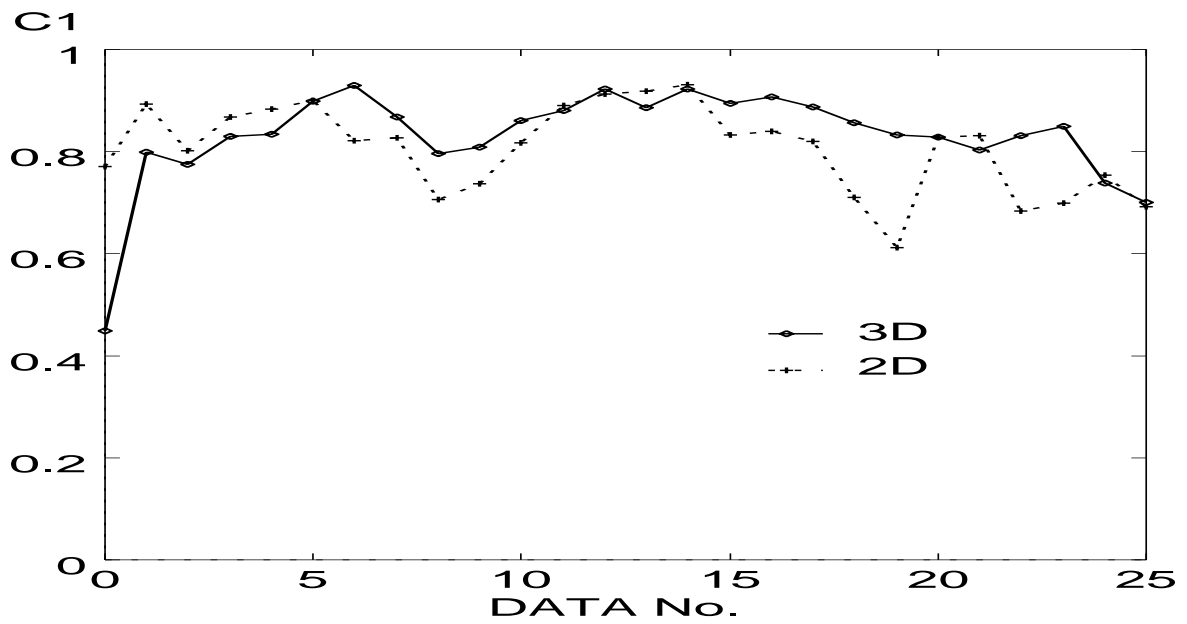
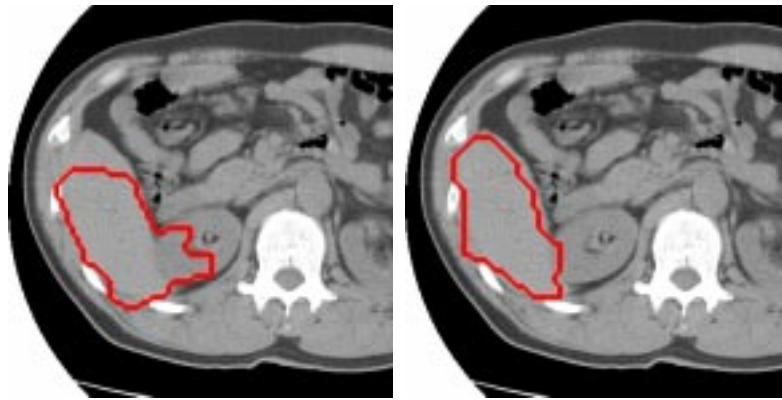


図 4.4: PAT1 についての二次元抽出法との比較—一致度 $C1, C2, C3$

	C1	C2	C3
本手法	0.86	0.90	0.95
二次元抽出	0.83	0.90	0.91

表 4.4: スライス画像全体での一致度—PAT1



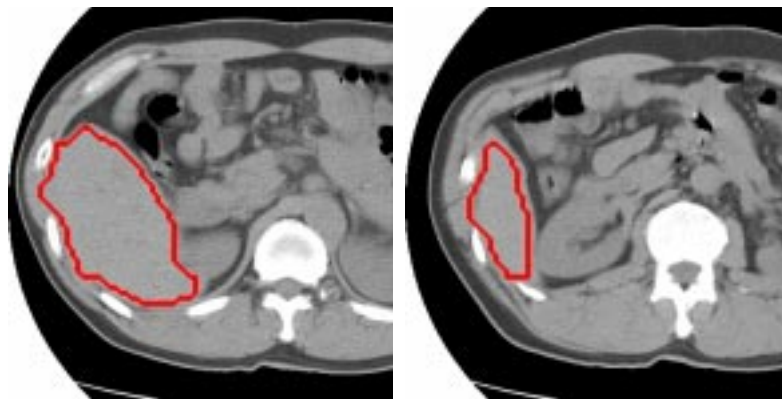
二次元抽出

三次元抽出



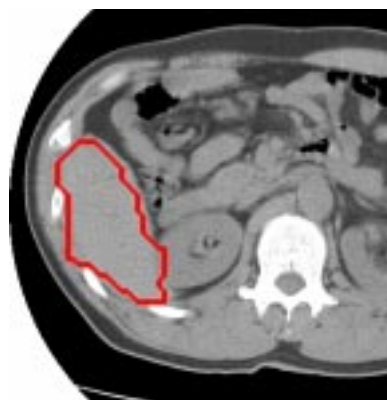
正確な輪郭

図 4.5: データ番号 19



データ番号 16

データ番号 22



データ番号 19

図 4.6: 3次元抽出での上下の断面との関係

PAT2 のデータでは、図 4.7中の C1 より、データ番号の大きい肝臓の下部で本手法による三次元抽出結果が二次元抽出結果より値が小さくなっている。これは、図 4.8のように二次元抽出では生じない上下へのはみ出しが三次元抽出ではあるために、三次元抽出の抽出精度が悪くなっている。図 4.9に肝臓上部のデータ番号 7 のスライス断面の抽出結果を示す。二次元抽出結果にはみ出しが生じているが、三次元抽出結果でははみ出しができかけてはいるものの、それ以上は進んではない。図 4.10に三次元抽出した場合のデータ番号 7 とその上下のデータ番号 4、10 のスライス断面を示す。データ番号 7 のスライス断面では下のスライス断面からはみ出しが生じかけたが、その部分が上に突出する形となり、曲率が大きくなり停止したと考えられる。表 4.5と図 4.7中の C2 より、本手法による三次元抽出では、肝臓上部に正確な領域に対して足りない部分があり、スライス画像全体での評価も二次元抽出より悪くなっている。

	C1	C2	C3
本手法	0.82	0.84	0.97
二次元抽出	0.85	0.88	0.96

表 4.5: スライス画像全体での一致度—PAT2

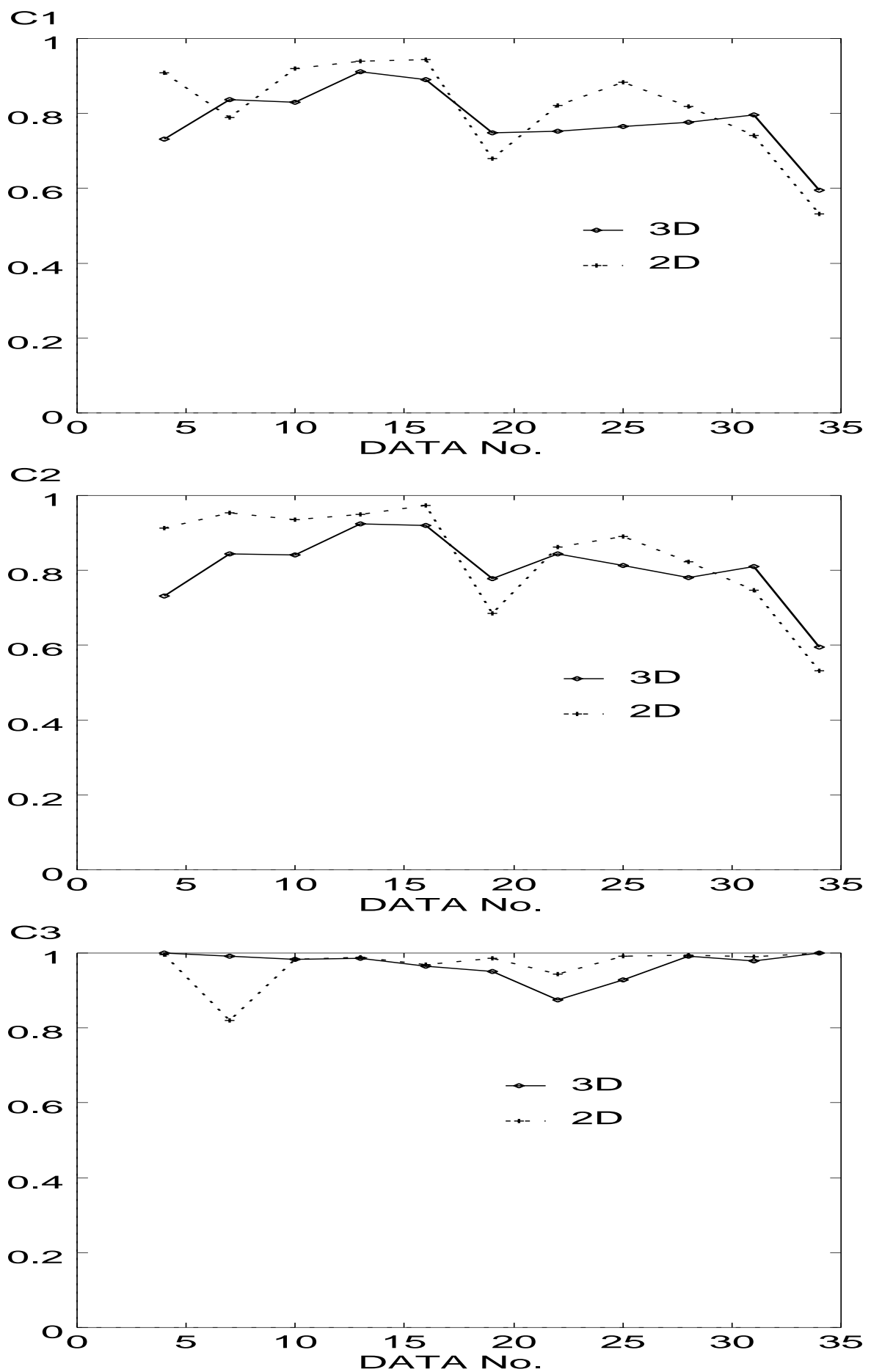
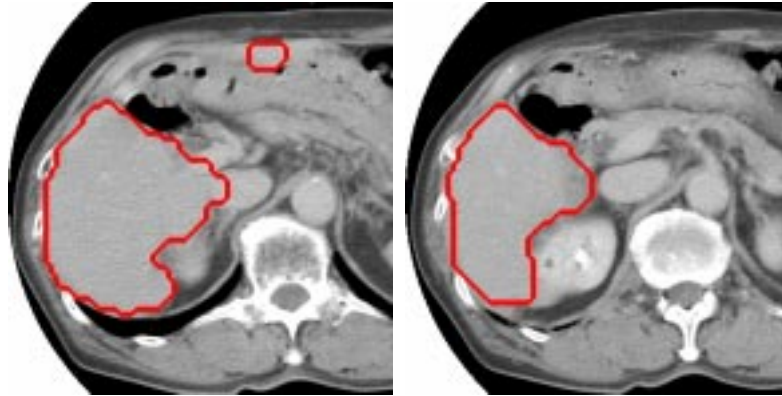


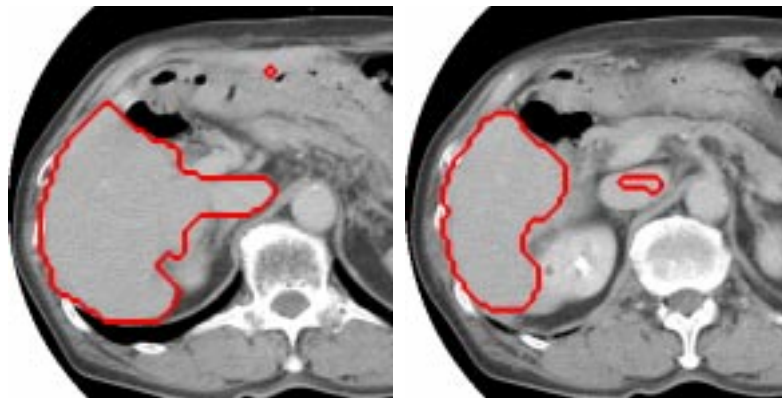
図 4.7: PAT2 についての二次元抽出法との比較—一致度 $C1, C2, C3$



データ番号 22

データ番号 25

二次元抽出結果

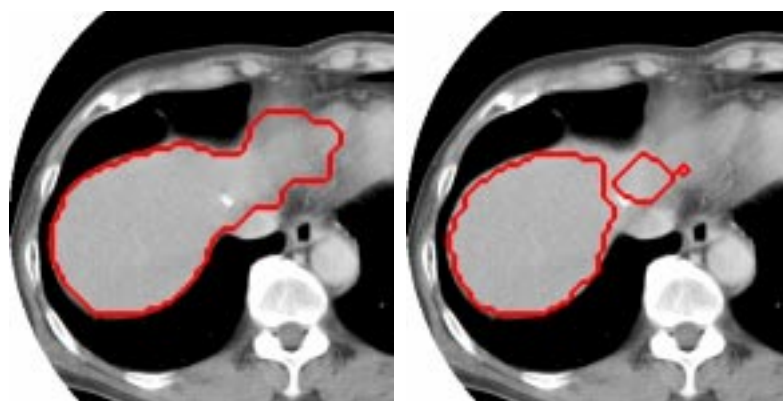


データ番号 22

データ番号 25

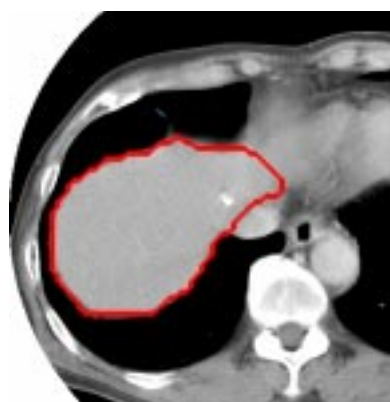
三次元抽出結果

図 4.8: 上下のスライス画像面へのはみ出し



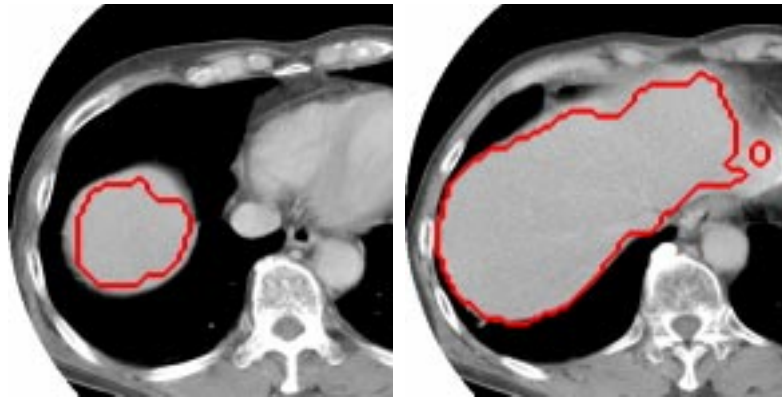
二次元抽出

三次元抽出



正確な輪郭

図 4.9: データ番号 7



データ番号 4

データ番号 10



データ番号 7

図 4.10: 3次元抽出での上下の断面との関係

PAT3 のデータは、肝臓の形状が複雑で図 4.11に見られるようにスライス断面によって抽出精度が大きく異なる。また、腹部に水の溜った患者の CT データであるため周囲との CT 値差が小さく、二次元抽出では図 4.12のデータ番号 43 のスライス断面のように一旦はみ出しが生じると大きくなってしまふ。しかし、三次元抽出では、図 4.13 のように上下のスライス断面ではみ出しが生じていなければ、はみ出し難く、スライス画像全体でも表 4.6より一致度 $C3$ は、本手法による三次元抽出で 0.95、二次元抽出で 0.88 となり三次元抽出でははみ出しが生じ難いことがわかる。

	C1	C2	C3
本手法	0.81	0.84	0.95
二次元抽出	0.76	0.85	0.88

表 4.6: スライス画像全体での一致度—PAT3

図 4.4.2に本手法で抽出された肝臓の三次元領域を示す。

4.5 まとめ

本章では、三次元 CT データから肝臓領域を抽出する実験を行ない、本手法で提案する曲率係数の切り換えおよび二段階の膨張処理によって初期伝搬面の設定位置による影響を減少させる効果を検証し、スライス断面画像毎に Level Set Method を用いる二次元抽出法と本手法による三次元抽出法との抽出精度を比較を行った。

実験の結果、曲率係数の切り換えを行なった場合にはスライス画像によって結果はことなるが、領域全体では初期伝搬面の設定位置の影響を抑えることが分かった。また、二段階の膨張処理を行なった場合には、ほとんどのデータで初期伝搬面の設定位置による影響を受け難くなることが分かった。

三個のデータを用いて本手法による三次元抽出と二次元抽出の比較を行なった結果、PAT2 以外のデータで本手法による抽出が二次元抽出より抽出精度が向上した。また、本手法による抽出では二次元抽出よりはみ出しが生じ難いことが分かったが、肝臓と他の臓器の接触している部分が大きくはみ出しが生じてしまった場合に三次元抽出では体軸方向へもはみ出しができ、二次元抽出よりも精度が落ちる場合があった。

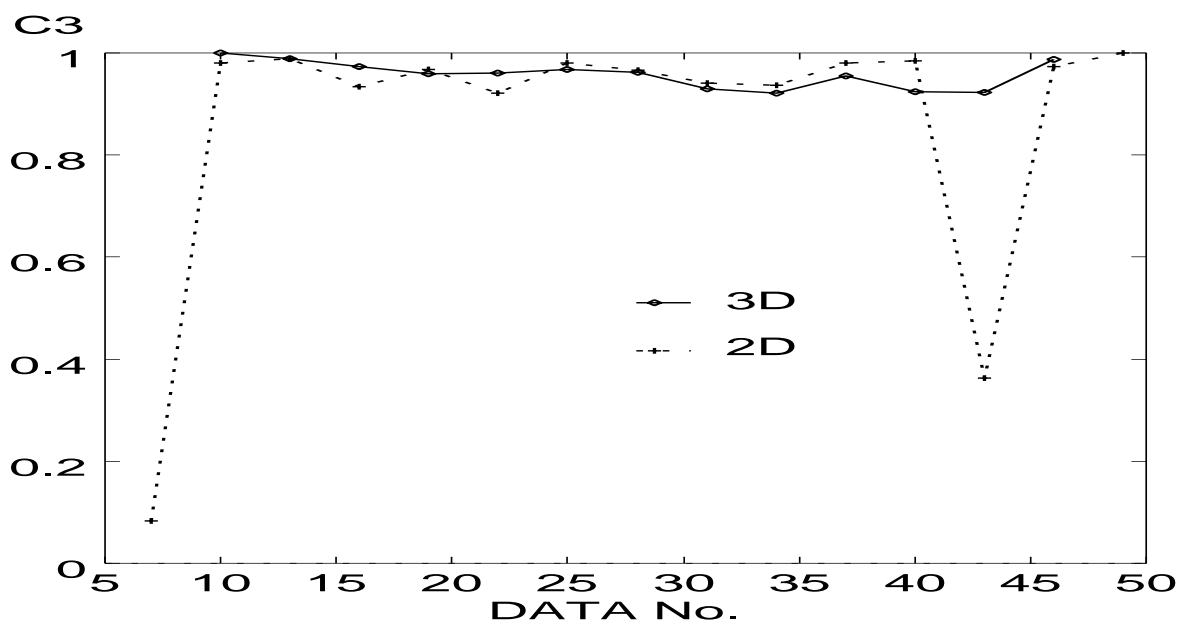
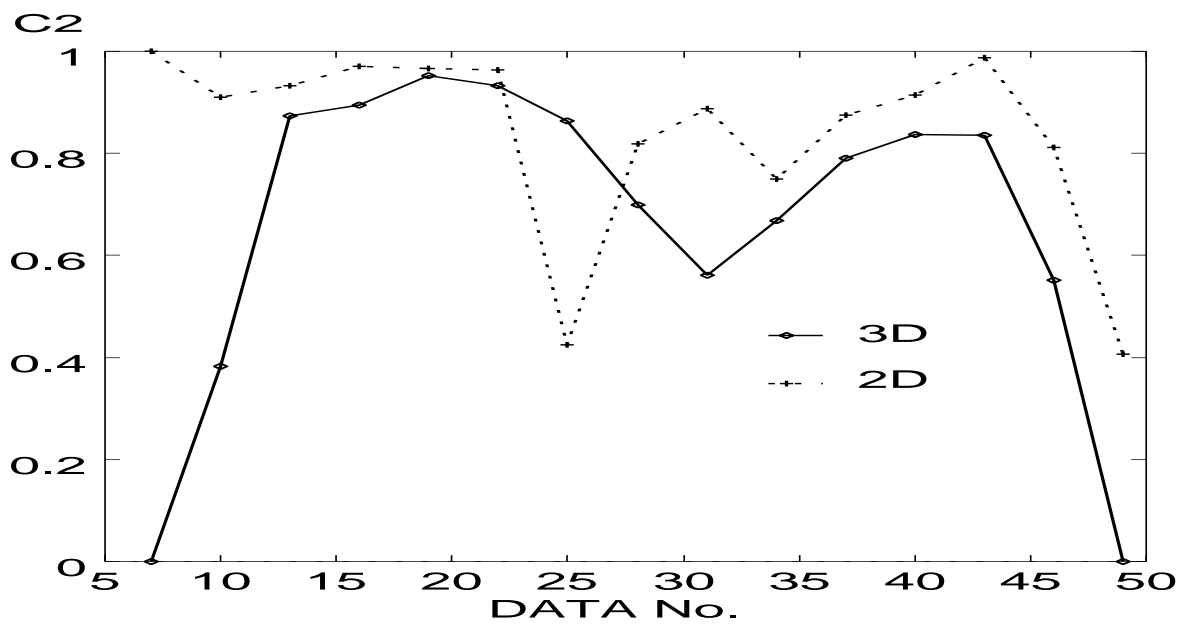
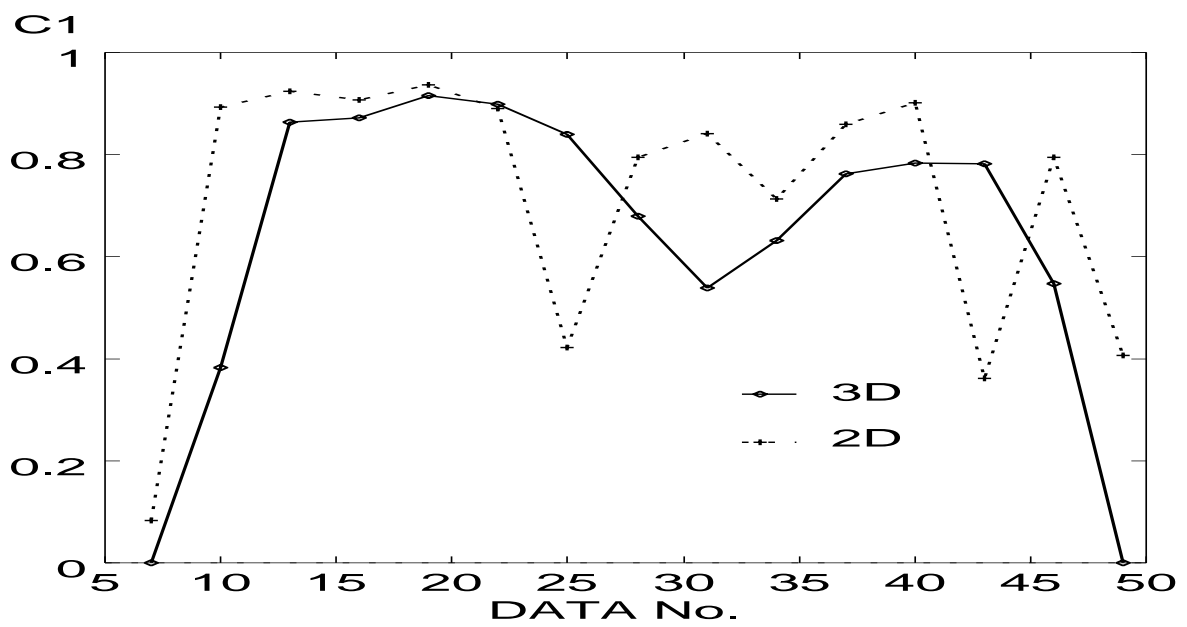
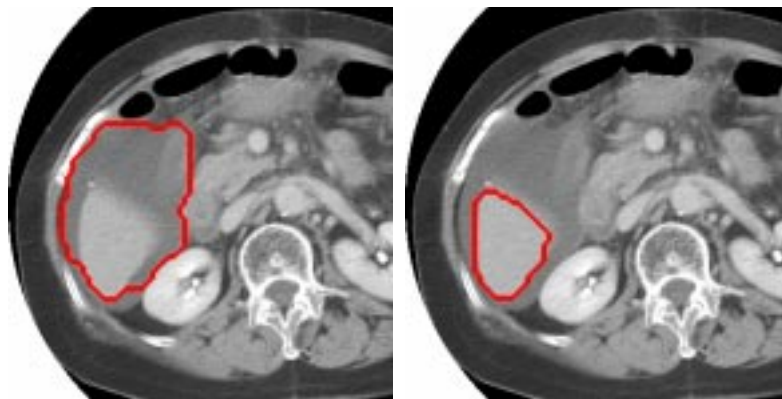
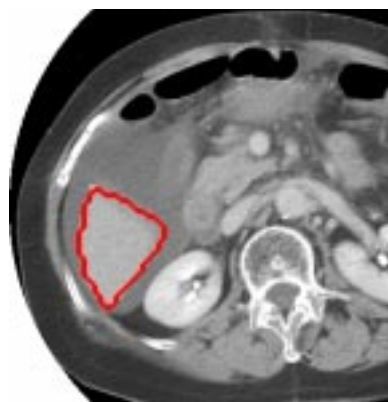


図 4.11: PAT3 についての二次元抽出法との比較—一致度 $C1, C2, C3$



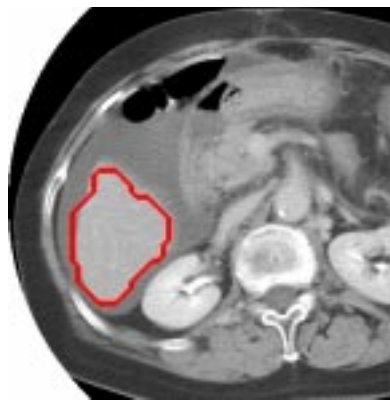
二次元抽出

三次元抽出



正確な輪郭

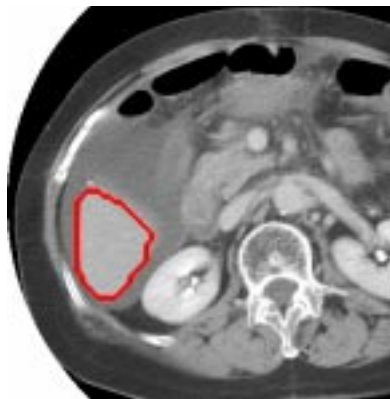
図 4.12: データ番号 43



データ番号 40



データ番号 46



データ番号 43

図 4.13: 3次元抽出での上下の断面との関係

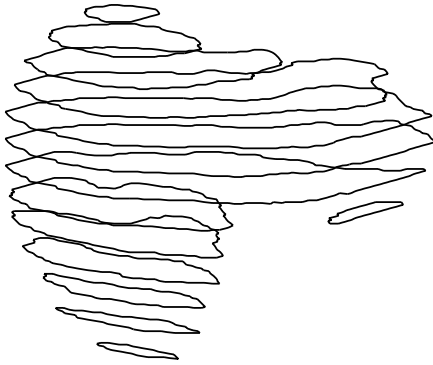


正確な肝臓領域

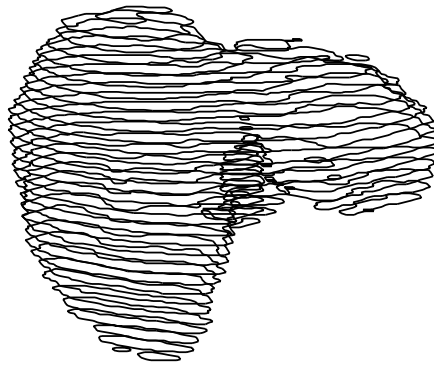


本手法による抽出結果

(a)PAT1 データ

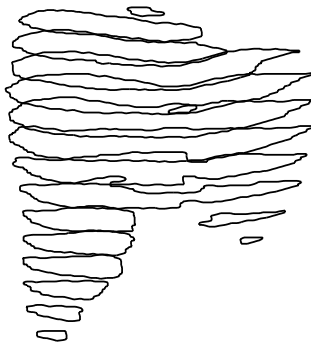


正確な肝臓領域

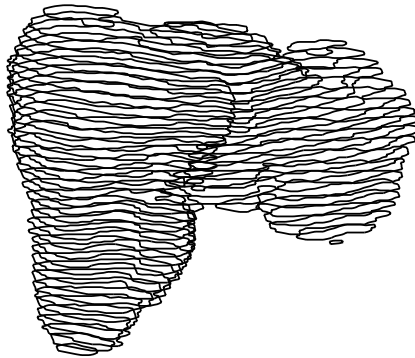


本手法による抽出結果

(b)PAT2 データ



正確な肝臓領域



本手法による抽出結果

(c)PAT3 データ

第 5 章

結論

本稿では、Level Set Method を用いて、CT 画像から肝臓領域を三次元抽出する手法として、Level Set Method に三次元的な曲率と二段階の膨張処理を導入した手法を提案した。

従来提案されていた Level Set Method には三次元化した場合の速度関数への曲率の導入形式が不明確であることや、初期伝搬面の設定位置に抽出結果が依存するという問題点があった。そこで、本研究では曲率を伝播面の xy, yz, zx 平面での断面形状の曲率を用いて、 x, y, z の各軸で異なる速度を持つようにした。これにより、伝搬面の三次元的な形状を反映した膨張を行なうことが可能になった。

また、初期伝搬面の設定位置に抽出結果が依存する問題について、曲率係数の切り換え処理と二段階の膨張処理を導入することで、その影響を抑える手法を提案した。

伝搬面の膨張処理は二段階に分け、第一段階では伝搬面を領域の大まかな形状に、第二段階では細かな形状を抽出する。そのために第一段階ではよりぼかした画像を用いて抽出処理を行ない、その結果を縮小したものを第二段階での初期伝搬面として抽出処理を行なう。これにより、第一段階の抽出結果および第二段階の初期伝搬面は領域の大まかな形状に適応しているため、第二段階の抽出結果は、初期伝搬面の設定位置による影響を受け難くなる。

また、膨張処理の第一段階において、速度関数を初めから曲率に依存した形にすると、抽出結果は初期伝搬面の設定位置の影響を受け易くなる。これを避けるために、第一段階では初めは曲率係数を 0 とおき、CT 値勾配のみに依存した膨張処理を行う。伝搬面がある程度の大きさになったら、曲率に依存した速度関数を用いて膨張処理を行う。実験結果

からこれらの処理に初期伝搬面の設定位置の抽出結果への影響を抑える効果があることが確認できた。

本手法による三次元抽出と、スライス画像毎に抽出を行なう二次元抽出の抽出精度の比較を行なった。肝臓と他の臓器の接触している部分が大きくはみ出しが生じてしまった場合に三次元抽出では体軸方向へのはみ出しが生じ、二次元抽出より精度が落ちる場合もあったが、二次元抽出ではみ出しが生じやすい箇所でも、三次元抽出では周囲の形状からみ出しを抑制できることを確認した。

今後の課題としては、本手法を肝臓以外の他の臓器へ適用することや、伝搬面の滑らかさを保ちながら膨張させるために、曲率係数を連続的に変化させる手法の検討などがある。

謝辞

本研究を行なうにあたり、御指導、御鞭撻をいただいた北陸先端科学技術大学院大学 阿部 亨 助教授に厚くお礼申し上げます。

また、様々な面で御教授いただきました北陸先端科学技術大学院大学 堀口 進教授に深く感謝致します。

さらにはせん走査型 CT データおよび評価用データの作成に協力していただいた金沢大学医学部 小林 健 助手に深く感謝致します。

北陸先端科学技術大学院大学 Tu Bao Ho 助教授には、サブテーマで熱心に御指導いただき、深く感謝申し上げます。

北陸先端科学技術大学院大学 松澤 照男 教授には、修士論文の審査において様々な御指導をいただき、深く感謝申し上げます。

肝臓の評価用データの計算機に入力していただいた北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 村上早苗、森 賢一、安田 咲子の各氏には心より感謝致します。

また、日頃よりお世話になった当研究室の皆様に深く感謝致します。

参考文献

- [1] 上井 弘樹 他: “胃 X 線二重画像からの胃輪郭線追跡”, 信学技報, PRU93-110, pp.73–80 (1993) .
- [2] 山本 秀樹 他: “胸部 X 線 CT 像における肝臓の異常部位の表示”, 信学技報, MBE83-30, pp.9–14 (1983) .
- [3] M.Kass et al.: “Snakes:Active Contour Models”, Int.J.of Comput.Vision, pp.321–331 (1988) .
- [4] 松坂 匡芳 他: “動的輪郭モデルによる胸部 X 線像からの肺輪郭線抽出”, 信学技報, PRU95-162, pp.25–30 (1995) .
- [5] 喜多 泰代: “予測形を用いた二重造影像の胃領域輪郭抽出”, 情処学研報, 90-CV-66, (May. 1990) .
- [6] Zhanjun Yue et al.: “Automatic Detection of Rib Borders in Chest Radiographs”, IEEE Tracs.Med.Imag., 14, 3, pp.525–536 (1995) .
- [7] 森 健策 他: “3 次元胸部 X 線 CT 像からの気管支領域の自動抽出”, 信学技報, IE93-142, PRU93-149, pp.49–56 (1994) .
- [8] 関口 博之 他: “リージョングロウイングをベースにした対話型 3 次元領域抽出法”, 信学論 (D-II), J76-D-II, No.2, pp.350–357 (1993) .
- [9] 谷口 隆英: “動的輪郭モデルを用いた医用スライス画像列からの組織の再構成”, 奈良先端科学技術大学院大学修士論文 (1997) .
- [10] J.A.Sethian: “Level Set Methods”, 1st ed New York, Cambridge University Press, 1996.

- [11] 萩原 久哉: “らせん走査型 CT 画像からの臓器の自動抽出に関する研究”, 北陸先端科学技術大学院大学修士論文 (1997) .
- [12] 土屋 健一 他: “アクティブバルーンモデルを用いた距離画像からの 3 次元再構成”, 信学技報, PRU92-14, pp.1-8 (1992) .
- [13] Demetri Terzopoulos et al.: “Dynamic 3D Model with Local and Global Deformations: Deformable Superquadrics”, IEEE Trans. on PAMI(13), No. 7, July 1991, pp. 703-714.
- [14] K.P.NGOI and J.C.JIA: “An Analytical Active Contour Model with Automatic Threshold Selection”, ACCV95, III, pp.72-76 1995 .
- [15] O'Donnell,T. et al.: “The Extruded Generalized Cylinder: A Deformable Model for Object Recovery”, CVPR94, pp.174-181 1994 .
- [16] Gupta, A., and Liang, C.C.: “3-D Model-Data Correspondence and Nonrigid Deformation”, CVPR93, pp.756-757 .
- [17] Park, J., Metaxas, D., Young, A.: “Deformable Models With Parameter Functions: Application to Heart-Wall Modeling”, CVPR94, pp.437-442 .

研究業績

南 雅範, 堀口 進, 阿部 亨: “らせん走査型 CT データからの臓器の三次元領域自動抽出”, 電気関係学会北陸支部連合大会, B-51, pp.148 (1997).

南 雅範, 小林 健, 堀口 進, 阿部 亨: “Level Set Method を用いたらせん走査型 CT データからの臓器の三次元領域自動抽出”, 電子情報通信学会技術報告, PRMU97-211, pp.29-36 (1998).