

Title	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
Author(s)	萩原, 久哉
Citation	
Issue Date	1997-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/1013
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 画像からの 臓器の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

萩原 久哉

1997 年 2 月 14 日

目 次

1	序論	1
1.1	研究の背景及び目的	1
1.2	本論文の構成	2
2	従来の臓器領域抽出法	3
2.1	はじめに	3
2.2	らせん走査型 CT	3
2.3	二次元的な臓器領域抽出法	4
2.3.1	多方向差分マスクによる臓器抽出	5
2.3.2	輪郭の放射状検出による臓器抽出	6
2.3.3	弾性輪郭モデルによる臓器抽出	7
2.3.4	二次元的な臓器領域抽出法の問題点	9
2.4	三次元的な臓器領域抽出手法	9
2.4.1	動的な閾値決定による臓器抽出	9
2.4.2	三次元臓器モデルと Snakes による臓器抽出	10
2.4.3	三次元的な臓器領域抽出法の問題点	11
2.5	まとめ	11
3	二次元的な臓器領域抽出	12
3.1	はじめに	12
3.2	Level Set Approach	12
3.2.1	発展方程式	13
3.2.2	速度関数	14

3.2.3	発展方程式の数値計算	15
3.3	伝搬線の数値シミュレーション	16
3.3.1	発展方程式の従来の数値計算法	16
3.3.2	本研究で提案する数値計算法	18
3.4	処理の流れ	20
3.4.1	CT データの読み込み	22
3.4.2	初期伝搬線 (円) の設定	23
3.4.3	速度関数 F の入力	24
3.4.4	輝度勾配の計算	26
3.4.5	曲率 κ の計算	28
3.4.6	次の伝搬線の生成	29
3.4.7	終了条件	30
3.5	肝臓領域の二次元抽出実験	31
3.5.1	使用した X 線 CT 画像	31
3.5.2	対流項を変化させた場合の抽出結果	32
3.5.3	曲率係数を変化させた場合の抽出結果	32
3.5.4	輪郭が明瞭な画像の抽出結果	34
3.5.5	輪郭が不明瞭な画像の抽出結果	34
3.6	まとめ	34
4	三次元的な臓器領域抽出	39
4.1	はじめに	39
4.2	処理の流れ	39
4.2.1	中間画像の生成	41
4.2.2	初期伝搬面 (球) の設定	42
4.2.3	速度関数 F の入力	43
4.2.4	曲率 κ, λ の計算	43
4.2.5	輝度勾配の計算	44
4.2.6	次の伝搬面の生成	45
4.2.7	終了条件	45
4.3	肝臓領域の三次元抽出実験	46

4.3.1	使用した X 線 CT 画像	46
4.3.2	上下の肝臓領域のどちらも明瞭な場合の抽出結果	47
4.3.3	上下の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合の抽出結果	47
4.3.4	上下の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合の抽出結果	49
4.3.5	二次元抽出法と三次元抽出法との比較	49
4.4	まとめ	55
5	結論	56
	謝辞	58
	参考文献	58
	研究業績	61
	付録	62

目 次

2.1	基準マスク	5
2.2	輪郭の放射状検出	6
2.3	1 次微分オペレータ	7
2.4	弾性輪郭モデルの構造	8
3.1	伝搬線 $\gamma(t)$ と零等位面 $\phi = 0$	13
3.2	$F = 1 - b\kappa$ の伝搬	15
3.3	従来法による発展方程式の数値計算結果	17
3.4	素元波の包絡線を用いた伝搬	18
3.5	鋭角な伝搬線	19
3.6	輪郭パラメータ s による曲率の計算	19
3.7	本研究の提案手法による発展方程式の数値計算結果	20
3.8	二次元的な臓器抽出処理の流れ	21
3.9	本研究で使用する X 線 CT 画像	22
3.10	CT 値ヒストグラム	23
3.11	初期伝搬線 (円) の設定	24
3.12	速度パラメータ k_I の計算	25
3.13	肝臓の輪郭点 A と肝臓の内部点 B	26
3.14	σ と速度パラメータ k_I の関係	27
3.15	局所的な曲率の計算	28
3.16	素元波と次の伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$	30
3.17	実際の肝臓輪郭と推定輪郭との一致度	31
3.18	X 線 CT 画像のスライス間隔と位置	32
3.19	対流項を変えた場合の二次元抽出結果 : (a)(b)(c)(d) Data 005	33

3.20	曲率係数を変えた場合の二次元抽出結果 : (a)(b)(c)(d) Data 005	35
3.21	輪郭が明瞭な画像の二次元抽出結果 : (a) Data 001 ; (b) Data 003 ; (c) Data 005 ; (d) Data 014	36
3.22	輪郭が不明瞭な画像の二次元抽出結果 : (a)(b)(c)(d) Data 002	37
4.1	三次元的な臓器抽出の処理の流れ	40
4.2	中間画像の生成と三次元立方格子	41
4.3	初期伝搬面 (球) の設定	42
4.4	体軸方向の曲率 λ と断面方向の曲率 κ	43
4.5	球面波と次の伝搬面 $\gamma_i(t + \Delta t)$	45
4.6	上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも明瞭な場合の T_3 の抽出結 果 : (a) Data 001 ; (b) Data 003 ; (c) Data 002 ; (d) Data 002	48
4.7	上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合の T_3 の抽出結果 : (a) Data 019 ; (b) Data 021 ; (c) Data 020 ; (d) Data 020	50
4.8	上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合の T_3 の抽出 結果 : (a) Data 011 ; (b) Data 013 ; (c) Data 012 ; (d) Data 012	51
4.9	Sample A の抽出結果 : (a) 二次元臓器領域抽出法 (b) 三次元臓器領域抽出法	52
4.10	Sample B の抽出結果 : (a) 二次元臓器領域抽出法 (b) 三次元臓器領域抽出法	53
4.11	Sample C の抽出結果 : (a) 二次元臓器領域抽出法 (b) 三次元臓器領域抽出法	54

表 目 次

3.1	周囲長と曲率を計算する節点間隔の関係	29
3.2	二次元抽出実験の使用データ	31
4.1	三次元抽出実験の使用データ	46
.1	CT HiSpeed Advantage RP	63

第 1 章

序論

1.1 研究の背景及び目的

CT を用いた検査技術の進歩はめざましいものがあり、現在の医学において CT は画像診断の中核となっている。特に最近では、らせん走査型 CT 装置が開発されて注目を浴びている。らせん走査型 CT 装置は従来の CT 装置とは異なり、短時間撮影と体軸方向に連続したデータの獲得、任意位置での画像再構成が可能になった。しかしながら、得られた膨大なボリュームデータに比例して読影者 1 人にかかる負荷も増大し、そのデータをより効率的に利用するためには、計算機による何らかの支援が必要となる。そのためには必要臓器と不要臓器を識別することによって対象範囲をしばり込むことが重要となってくる。

現在、医療画像を対象とした臓器領域の抽出法は、画像 1 枚から目的とする臓器領域を抽出する二次元抽出法と、らせん走査型 CT などから得られるボリュームデータから臓器領域を抽出する三次元抽出法に分けられる。二次元抽出法では、三次元抽出法に比べて画像から得られる情報量が少ないため、正確な臓器領域が得られないなどの問題がある。また、従来の三次元抽出法では臓器の三次元構造を考慮した手法でないために、CT 値差の不明瞭な領域の抽出は難しいなどの問題点がある。

本研究では、肝臓領域を抽出の対象とし、体軸方向の肝臓の形状も考慮することで、CT 値差の不明瞭な領域に対して正確な肝臓領域の推定を行う。領域抽出の基本概念として、本研究では Osher と Sethian によって開発された Level Set Approach を用いる。Level Set Approach は、初期閉曲線を領域抽出を行う臓器の内側に設定し、画像の輝度勾配や輪郭の曲率などにより定義された速度関数を用いることで、閉曲線を臓器の輪郭に一致さ

せ、臓器領域の抽出を行う。

本研究では、まず最初に Level Set Approach による肝臓の二次元臓器領域抽出を行い、CT 値差の不明瞭な領域に対する抽出結果を調べる。次に、体軸方向の曲率を考慮した速度関数を定義することで肝臓領域を三次元的に抽出し、CT 値差の不明瞭な領域を上下の肝臓輪郭から推定し輪郭抽出精度の向上を図る。このように、断面方向の曲率だけでなく体軸方向の曲率も考慮することで、ある肝臓輪郭形状がその上下の画像で抽出された肝臓輪郭から大きくはずれることがなく、体軸方向になめらかな肝臓輪郭が抽出されるところに本研究の特色がある。

1.2 本論文の構成

本論文は、以下に述べる 6 つの章から構成される。

第 1 章では、研究の背景および目的について述べる。

第 2 章では、始めにらせん走査型 CT について、従来の CT と比較しながら説明する。次に、従来の臓器領域抽出手法を二次元な抽出法と三次元的な抽出法に分けて説明し、従来法の問題点について述べる。

第 3 章では、始めに Sethian によって開発された Level Set Approach の概念について簡単に述べる。次に、Level Set Approach における速度関数に輪郭の曲率と画像の輝度勾配を定義することで、臓器領域の抽出を行う方法について述べる。最後に Level Set Approach を用いた肝臓領域の二次元臓器領域抽出結果を示し、その問題点について述べる。

第 4 章では、始めに二次元臓器領域抽出の問題点を解決するために体軸方向の曲率も考慮した Level Set Approach について述べる。最後に Level Set Approach を用いた肝臓領域の三次元抽出結果を示し、CT 値差の不明瞭な肝臓輪郭に対する本手法の有効性を示す。

第 5 章では、本研究のまとめとして結論および問題点・今後の課題について述べる。

第 2 章

従来の臓器領域抽出法

2.1 はじめに

本章では、まず研究で使用したらせん走査型 CT について、従来 CT 装置と比較しながら説明する。

次に、従来提案されている臓器領域抽出法を説明する。医療画像を対象とした領域抽出法には、大きく分けて二次元的な抽出法と三次元的な抽出法がある。二次元的な抽出法とは、医療画像 1 枚から目的とする臓器領域を抽出する手法である。一方、三次元的な抽出法はらせん走査型 CT などから得られる体軸方向に連続したボリュームデータを用いて目的とする臓器領域を三次元的に抽出する手法である。

本章の最後で、従来の臓器領域抽出法の問題点について述べる。

2.2 らせん走査型 CT

1972 年に Hounsfield らにより X 線 CT が発表され、これまでになかった高い空間分解能で非侵襲的に人体の横断像を得ることが可能となった。X 線 CT は、X 線が物体を透過する性質を利用し、被験者に対して同心円的に多方向から X 線を照射し、その透過 X 線の強度を計測して、断面各点での線吸収係数を求めることから断層像を得ている [1]。

これに対し、X 線管を同一方向に連続回転させながら、寝台を体軸方向に定速移動させることで、被験者をらせん状にスキャンし、その投影データを収集するらせん走査型 CT と呼ばれる撮影法が開発され、臨床応用されるようになった。らせん走査型 CT は、以下

に示すように従来の CT にはない多くの利点がある [2]。

1. スキャン停止時間がないため、従来法に比較し一度で広範囲をスキャンでき、かつ被曝線量も少ない。
2. 1 回の呼吸停止下で検査対象臓器の全体をスキャンすることが可能となり、息継ぎによる空間的位置のずれを生じず、また、任意の thin-slice の断面像が得られることから小病変の検出にも有効である。
3. 体軸方向のデータの連続性に優れ、この方向での空間分解能が高い。
4. 短時間で検査が終了するため、静止の得られにくい小児や、緊急検査症例にも対応が可能である。
5. 造影検査においては、その撮影時間の早さから、一定範囲を目的とする血管相内、すなわち血流の位相を捉えての解析・評価を可能とする。
6. データ収集後の post-processing は多様であり、1 回の検査データから多断面変換表示、および三次元表示などの再構成画像を任意で作成しうる。

装置の改良による画像の分解能の向上は著しく、特に最近の CT 装置では、空間分解能は 0.35mm に進歩し、撮影時間も 1 秒スキャンが定着してきた [3]。その一方で、CT 装置から一度に得られるボリュームデータも増大している。例えば、体軸方向に 20cm の長さの肝臓全体をスライス間隔 7mm で再構成した場合、CT 装置から得られる断面像はおよそ 30 枚になり、さらにスライス間隔 1mm で再構成した場合には断面像は 200 枚近くになる。また、患者の臓器の経過観察を見るために定期的に CT 撮影をすることを考え合わせると、読影者 1 人が解析する X 線 CT 像はかなりの枚数になる。現在、X 線 CT 像の診断はほとんど医師の目視に依存しており、多量の画像を処理するためには計算機を用いた画像処理支援が必要である。

2.3 二次元的な臓器領域抽出法

CT に限らず種々の医療画像を用いて臓器領域の抽出を行うために、1 枚の医療画像を対象とし、二次元的に臓器領域を抽出する手法が提案されている。二次元的な領域抽出法

には大きく分けて2つのタイプがあり、1つはフィルタやマスクにより臓器の輪郭を強調する手法、もう1つは動的輪郭モデルを使って任意の閉曲線を臓器の輪郭に一致させ領域を抽出する手法がある。

次に紹介する多方向差分マスクによる臓器抽出と、輪郭の放射状検出による臓器抽出は前者の手法で、弾性輪郭モデルによる臓器抽出は後者の手法である。

2.3.1 多方向差分マスクによる臓器抽出

上井ら [4] は、胃 X 線二重造影像から胃の輪郭線を抽出するために、多方向の差分マスクにより輪郭線を強調する手法を提案している。

胃の輪郭に限らず、一般的に臓器の輪郭は多様な形態をしているためモデルを設定して当てはめることが難しい。また、臓器の輪郭線強調を行う場合でも輪郭線の方角や濃淡パターンが一定でないため、一方向の差分マスクですべての線要素を強調することはできない。そこで、図 2.1 で示される一方向の差分マスクを 0° から 180° まで 10° おきに回転した多方向差分マスクを導入し、原画像に対して線強調を行った。

1	1	1	1	1
0	0	0	0	0
-2	-2	-2	-2	-2
0	0	0	0	0
1	1	1	1	1

図 2.1: 基準マスク

その後、線強調画像に対して2値化処理を行う。2値化の閾値決定法としてP タイル法を用いている。これは画像の面積に対する臓器の輪郭線の長さの比率 P がほぼ一定の場合に有効な方法である。この研究では累積分布の比率 P を決める際、次式を用いている。

$$P = \frac{2(M + N)}{MN} \times \alpha \quad (2.1)$$

ここで、 M, N は原画像の縦・横サイズで、 α はパラメータである。(2.1) 式は、 $M \times N$ サイズの画像内にある胃の輪郭線の長さはその画像の周の長さ $2(M + N)$ 程度であると

考え、これに α の値を変化させることで幅のある輪郭線や輪郭線に連結している線要素も含めた比率 P を決定する。

2 値化により抽出された臓器輪郭に対して、細線化処理を施した後、8 近傍の輪郭線追跡を行うことによって胃の輪郭線を抽出する。

2.3.2 輪郭の放射状検出による臓器抽出

山本ら [5, 6] は、X 線 CT 像から肝臓の輪郭線を抽出するために、臓器の内側に設定した中心点から放射状に臓器の輪郭を追跡する手法を提案している。

まず、抽出したい肝臓領域の内側に任意の 1 点 C を選ぶ。この点を中心として 2π ラジアンを角度 θ で n 等分し、図 2.2 に示すように放射状に輪郭との交点 $r_1, r_2, \dots, r_n$ を順番に検出する。

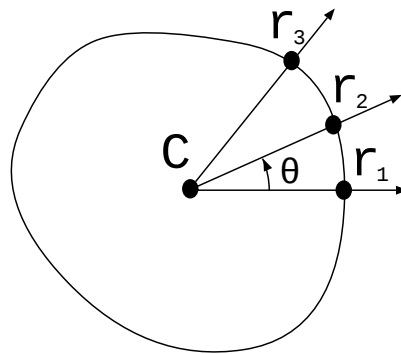


図 2.2: 輪郭の放射状検出

臓器の輪郭線は濃度の急激に変化しているところに依存している。濃度がステップ状に変化する場合、輪郭線の抽出には 1 次微分が有効である。この研究では、図 2.3 に示すような 1 次微分オペレータを r_i 軸上の各点に適用し、1 次微分値の絶対値 E が ある閾値 E_1 より大きく、かつ CT 値 T が $T_1 < T < T_2$ の範囲にある点を臓器の輪郭として抽出する。

最後に、抽出した n 本の輪郭を連結し、 $r_1, r_2, \dots, r_n$ に対する FFT フィルタによって肝臓の輪郭線を平滑化する。

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

(a) x 方向

-1	-1	-1
0	0	0
1	1	1

(b) y 方向

図 2.3: 1 次微分オペレータ

2.3.3 弾性輪郭モデルによる臓器抽出

松坂ら [7] は、胸部 X 線像から肺輪郭線を抽出するために、Snakes の弾性輪郭モデルを用いた手法を提案している。

動的輪郭モデル (Active Contour Model. 以下 ACM) には Kass [8] らにより提案された Snakes があるが、松坂らの研究ではそれを改良した弾性輪郭モデル [9] を用いる。この弾性輪郭モデルは輪郭線の形状に関する先験知識の導入が容易であるため、肺輪郭線のように基本的な形状の個人差が小さな場合には有効であると考ええる。

肺輪郭線は、左右の肺に対応する 2 つの閉曲線で定義される。この手法では左右の肺輪郭線を、 n 個の制御点と隣接する 2 制御点間と隣接する 3 制御点間に張られた 2 種類のバネ A, B から構成される 2 つの n 角形として抽出する。また一般に肺野の形状は個人による差は小さいが、大きさに関しては垂直または水平方向に最大で 2 倍程度の長さの違いが見られるため、ACM のエネルギーとして、大きさは考慮せずに、輪郭形状と画像中のエッジの位置にのみ依存するように次式で定義する。

$$E_{total} = \sum_{i=1}^n \{E_{shape}(i) + E_{image}(i)\} \quad (2.2)$$

i : 制御点番号
 n : 制御点数

ここで、右辺第 1 項は ACM を肺野の形状に近づけるための形状エネルギーであり、第 2 項は ACM 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。

形状エネルギーは、予め用意された肺野輪郭モデル $r_0(i), \theta_0(i)$ との差を用いて次式で定義する。肺野輪郭モデルに出来るだけ一般性を持たせるために、 $r_0(i), \theta_0(i)$ は複数枚の

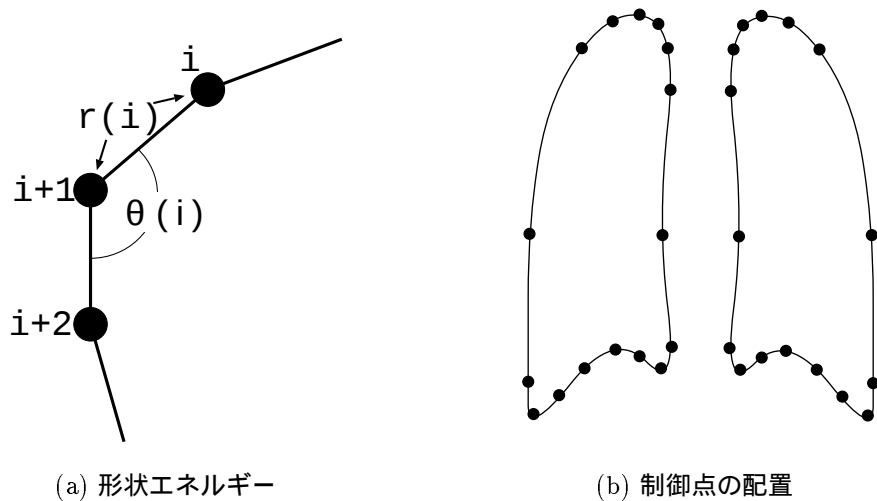


図 2.4: 弾性輪郭モデルの構造

画像から手入力により求めた値の平均値を用いる。さらに実際の肺輪郭線を出来るだけ精度良く近似するため、制御点の配置は図 2.4(b) のように肺輪郭線の曲率に応じて間隔を変えるようにした。

$$E_{shape}(i) = \alpha \{r(i) - r_0(i)\}^2 + \beta \{\theta(i) - \theta_0(i)\}^2 \quad (2.3)$$

i : 制御点番号

$r(i)$: バネ A の距離

$\theta(i)$: バネ B 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

(2.4)

また、ポテンシャルエネルギー E_{image} は、ACM の制御点と画像中のエッジとの距離によって定義する。肺輪郭線は場所に応じてその近傍の濃度値構造が異なるため、胸郭部には水平方向の 2 階差分フィルタ、肺尖部には垂直方向の 2 階差分フィルタ、そして縦隔部には回転型 1 階差分フィルタを用いて輪郭線に対応するエッジを抽出する。

2.3.4 二次元的な臓器領域抽出法の問題点

フィルタやマスクにより臓器の輪郭を強調する手法では、CT 値差の不明瞭な領域は抽出することができないなどの問題がある。また、動的輪郭モデルによる抽出法では、CT 値差の不明瞭な領域を閉曲面によりある程度補間することができるが、臓器の三次元形状を考慮していないのでその信頼性に欠けるなどの問題がある。

本質的に二次元的な臓器領域抽出法は 1 枚の画像から臓器領域を抽出するため、三次元的な臓器領域抽出法に比べて CT 画像から得られる情報量が少なく、領域抽出精度が低いと言える。

2.4 三次元的な臓器領域抽出手法

三次元的な臓器領域抽出法とは、らせん走査型 CT などから得られる体軸方向に連続したボリュームデータを用いて目的とする臓器領域を三次元的に抽出する手法である。三次元的な抽出法には大きく分けて 2 つのタイプがあり、1 つは閾値処理により三次元的に領域を塗りつぶす手法と、もう 1 つは、動的輪郭モデルを使って各画像断面の臓器領域の抽出を行う手法である。

次に紹介する動的な閾値決定による臓器抽出は前者の手法で、三次元臓器モデルと Snakes による臓器抽出は後者の手法である。

2.4.1 動的な閾値決定による臓器抽出

森 [10, 11] らは、胸部 X 線 CT 像から気管支領域を三次元的に抽出するために、動的な閾値決定を用いた手法を提案している。

気管支は管状構造でその内部に空気を持ち、木のように分岐を繰り返しながら肺の中を広がっている。気管支内部の CT 値は気管支壁の CT 値よりかなり低いため、比較的 CT 値の高い領域によって囲まれた領域を三次元的に塗りつぶすことで気管支領域を抽出できる。

まず、気管支抽出の開始点を気管支領域内に設定する。次に、この点を中心に隣接する 6 つのボクセルの中である一定の閾値以下の CT 値を持つボクセルを塗りつぶす。そして塗りつぶされたボクセルに移動し、同じ処理を再帰的に繰り返すことで気管支内部を三次元的に塗りつぶす。

この三次元塗りつぶしアルゴリズムを使うためには、気管支壁と気管支内部を区別するための閾値を決定しなければならない。閾値が低すぎると抽出した領域は実際の気管支領域よりも小さくなり、逆に閾値が高すぎると抽出領域は気管支壁を越えてしまい、最悪の場合肺領域全体が気管支領域として抽出される。

そこで、この研究では比較的低い閾値を設定し、適切な増分で閾値を増加させながら塗りつぶし処理を行い、同時に抽出したボクセル数を数える。抽出したボクセル数が爆発的に増加したとき、塗りつぶし処理は終了する。そして、この爆発的増加直前の抽出領域を気管支領域とみなす。

2.4.2 三次元臓器モデルと Snakes による臓器抽出

富田ら [12, 13] は、胸部 X 線 CT 像から肺野領域を三次元的に抽出するために、三次元肺野モデルと Snakes を併用した手法を提案している。この研究では、予め作成された肺野の三次元輪郭モデルにより肺野領域の粗決定を行った後、CT 値情報を基に Snakes を用いて細部の修正を行う。

まず、正面、及び側面の CT 画像に対して最小値投影を行い、その後適当な閾値で二値化する。その後穴埋め処理、最大面積抽出等の処理を行い、正面、及び側面から見た肺野領域を抽出する。この処理により肺野が内接する長方形を決めることができる。各断面の内接長方形と三次元肺野モデルが最も合うように三次元肺野モデルをアフィン変換する。この三次元肺野モデルでマスクした領域を粗決定肺野領域とする。

次に、肺野モデルにより粗決定された領域の細部を決定するため、各断面毎に Snakes 処理を施し修正する。粗決定肺野領域を初期輪郭とし、次式で定義されるエネルギー関数を最小にするように輪郭点 $\mathbf{v}(s) = (x(s), y(s))$ を位置決めする。 $s \in [0, 1]$ は輪郭に沿った距離に対応した媒介変数である。

$$E_{snake}(\mathbf{v}) = \int_0^1 \{E_{int}(\mathbf{v}(s)) + E_{image}(\mathbf{v}(s)) + E_{con}(\mathbf{v}(s))\} ds \quad (2.5)$$

ここで、 E_{int} は輪郭線自身の内部スプラインエネルギー、 E_{image} は線やエッジのような画像特徴から導かれる画像エネルギー、そして E_{con} は外部からの強制力である。

2.4.3 三次元的な臓器領域抽出法の問題点

動的な閾値決定による臓器領域抽出法は、CT 値による単純な閾値処理のため簡単に臓器の三次元臓器領域を抽出することが可能であるが、CT 値差の不明瞭な領域があるような場合閾値をかなり低く設定しなければならない。また、動的輪郭モデルにより各画像断面の臓器領域を抽出する手法は、臓器の三次元形状を有効に利用できていないなどの問題がある。

三次元的な臓器領域抽出法はらせん走査型 CT などから得られるボリュームデータを用いるため、二次元的な臓器抽出法に比べてより多角的に処理できる。しかし、従来法では単純な閾値処理や二次元 Snakes を各断面毎に適用するなど、臓器の三次元形状を考慮した抽出処理とは言えない。

2.5 まとめ

本章ではまず、らせん走査型 CT が従来の CT 装置とは違い、体軸方向に連続したボリュームデータが利用できることを述べた。

次に、医療画像を対象とした従来の臓器領域抽出法には二次元的な抽出と三次元的な抽出があることを述べた。二次元的な抽出法は、1 枚の画像から臓器領域を抽出するため三次元的な抽出法に比べて画像から得られる情報量が少ないことを述べた。また、三次元的な抽出法は臓器の三次元形状を考慮した処理ではないため、二次元的な抽出法と同様に CT 値差の不明瞭な輪郭の抽出は難しいことを述べた。

したがって、CT 値差の不明瞭な臓器領域を抽出するためには、らせん走査型 CT などから得られる三次元ボリュームデータを用いて、臓器の三次元形状を考慮しながら抽出することが必要である。

第 3 章

二次元的な臓器領域抽出

3.1 はじめに

本研究では、臓器領域を抽出するための手法として、Osher と Sethian によって開発された Level Set Approach を用いている。Level Set Approach は初期伝搬線を定義された速度関数に従って発展させる手法である。画像中の領域抽出処理に本手法を用いた場合、画像の輝度勾配や曲率などを定義することにより、伝搬線を対象臓器領域の近傍で停止させ臓器の形状や輪郭を抽出することが可能である。また、画像上に格子点を設定し離散的に数値計算することにより、計算時間を任意に短縮することができるなどの利点がある。

本章では、まず Osher と Sethian によって開発された Level Set Approach の概念について簡単に説明し、Level Set Approach を用いた数値シミュレーションを行う。次に、Level Set Approach を用いた臓器領域抽出法の処理の流れを説明し、最後に二次元的な Level Set Approach を用いて肝臓の輪郭抽出実験を行う。

3.2 Level Set Approach

Level Set Approach の概念は、Osher と Sethian [14, 15] によって最初に導入された。その概念は、一定の速度または曲率に依存した速度で発展する交差しない伝搬線を使って、形状造形や形状復元を行う手法である。その応用範囲は広く、波の伝搬、結晶の成長などのモデル化、また雑音を含んだ手書き文字の輪郭抽出などにも使われている。

以下、Level Set Approach の基本概念と発展方程式について説明した後、伝搬線を発展

させるための速度関数、発展方程式の解を計算するための方法について説明する。

3.2.1 発展方程式

ユークリッド平面 R^2 内のなめらかな初期伝搬線として、図 3.1(a) に示すような $\gamma(t=0)$ を考える。今、速度 F で法線方向に発展する伝搬線 $\gamma(t)$ の運動を記述するために発展方程式を導く。Level Set Approach の主要な概念は、この発展する伝搬線 $\gamma(t)$ を高次元関数 ϕ の零等位面に当てはめることである。

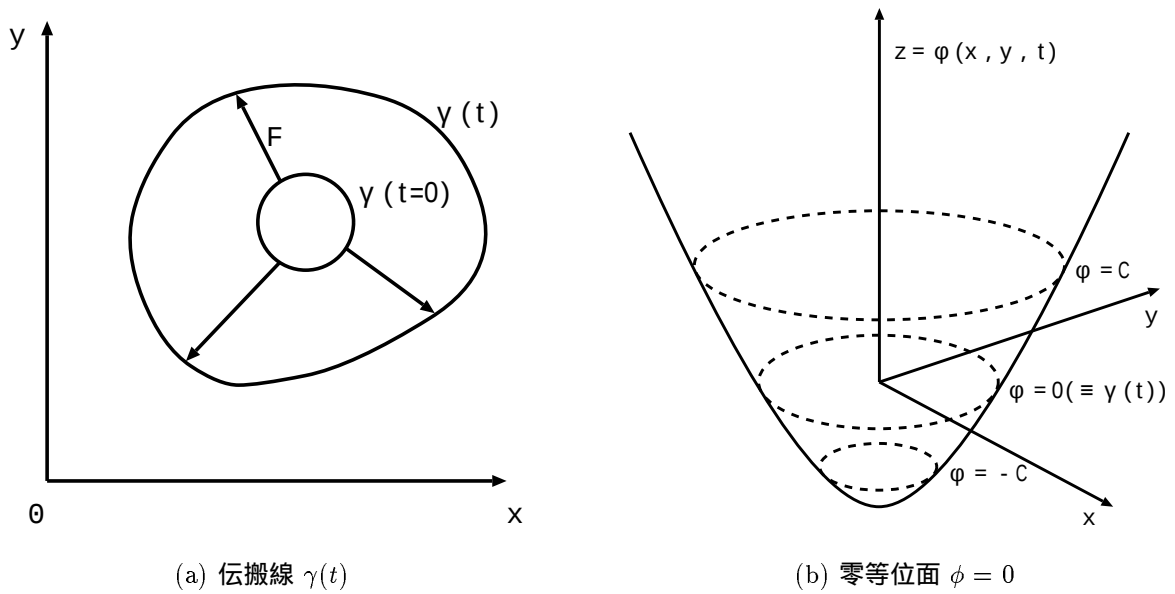


図 3.1: 伝搬線 $\gamma(t)$ と零等位面 $\phi = 0$

今、 $\mathbf{x}$ をユークリッド平面 R^2 内の任意の点としたとき、高次元関数 $\phi(\mathbf{x}, t=0)$ を (3.1) 式で定義する。

$$\phi(\mathbf{x}, t=0) = \pm d \quad (3.1)$$

ここで、 d は点 $\mathbf{x}$ から伝搬線 $\gamma(t)$ までの距離である。そして、もし点 $\mathbf{x}$ が初期伝搬線 $\gamma(t=0)$ の外側 (内側) にあるなら、正 (負) 記号を選ぶ。したがって、高次元関数 $\phi(\mathbf{x}, t=0)$ により初期伝搬線 $\gamma(t=0)$ は (3.2) 式のように表される。

$$\gamma(t=0) = \{\mathbf{x} | \phi(\mathbf{x}, t=0) = 0\} \quad (3.2)$$

また、 $\mathbf{x}(t)$ を伝搬線 $\gamma(t)$ 上の点を表すと定義すると、高次元関数 ϕ の零等位面が常に

伝搬線 $\gamma(t)$ に一致しなければならないという条件は、(3.3) 式で表される。

$$\phi(x(t), t) = 0 \quad (3.3)$$

ゆえに、連続の式から (3.4) 式を得る。

$$\phi_t + \nabla \phi(x(t), t) \cdot x'(t) = 0 \quad (3.4)$$

ここで、曲線の法線ベクトル n を、(3.5) 式で定義すると、

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

速度関数 F は (3.6) 式で表される。

$$x'(t) \cdot n = F \quad (3.6)$$

(3.5)、(3.6) 式を (3.4) の連続の式に代入することにより ϕ の発展方程式が導かれる [17]。

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

3.2.2 速度関数

伝搬線 $\gamma(t)$ を発展させるための速度関数 F は、(3.8) 式で表される 3 つの成分からなる。

$$F = k_I(F_A + F_G) \quad (3.8)$$

k_I : 速度パラメータ

F_A : 対流項

F_G : 拡散項

ここで、速度パラメータ k_I は画像の輝度勾配に依存した項で、画像の輝度勾配の高い領域で $k_I = 0$ 、逆に画像の輝度勾配の低い領域で $k_I = 1$ となるように正規化している。対流項 F_A は伝搬線 $\gamma(t)$ の発展速度を決定する定数項で、拡散項 F_G は伝搬線 $\gamma(t)$ の局所的な曲率に依存した項である。

(3.8) 式で定義される速度関数を用いると、速度パラメータの働きにより臓器領域の輪郭付近で速度関数 F を小さくし、伝搬線を停止させることが可能である。一方、輪郭の

内部では曲率に依存した速度関数 F の効果により伝搬線をなめらかに膨張させることが可能である。この速度関数 F を使うことにより臓器領域の輪郭に一致するように伝搬線を発展させ、臓器領域を抽出することができる。

簡単な例として、図 3.2 に示すような速度関数 $F = 1 - b\kappa$ で伝搬する曲線を考える。ここで、 κ は曲線の局所的な曲率で (3.9) 式で定義される。 b は、速度関数における曲率 κ の強さを決める曲率係数である。

$$\kappa = \nabla \cdot \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} = \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_y\phi_x\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{3/2}} \quad (3.9)$$

図 3.2(a) に示すように $b = 0$ の場合、正の曲率 ($\kappa > 0$) となる点 A の発展速度 F_A と、負の曲率 ($\kappa < 0$) となる点 B の発展速度 F_B は等しいことがわかる。一方、図 3.2(b) に示すように $b > 0$ の場合、正の曲率となる点 A の発展速度 F_A より、負の曲率となる点 B の移動速度 F_B の方が速いことが分かる。この発展速度の差は $|b|$ に比例して大きくなる。

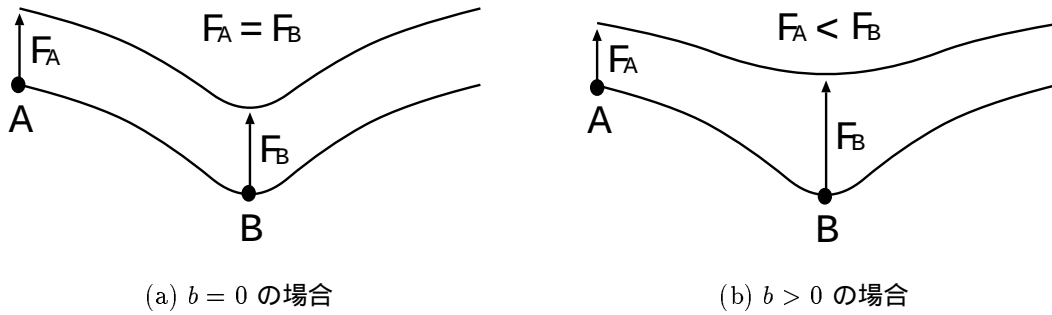


図 3.2: $F = 1 - b\kappa$ の伝搬

したがって、 $b > 0$ の場合、時間が経過するにつれて曲率差は小さくなり、曲線は全体的になめらかになる。逆に $b < 0$ の場合、時間が経過するにつれて曲率差は大きくなり、曲線は全体的に凹凸のある形状となる。 $|b|$ は、この変動効果の大きさを決定する。

(3.7) 式の発展方程式に、(3.8) 式の数値関数 F を代入することで次式を得る。

$$\phi_t + k_I(F_A + F_G)|\nabla \phi| = 0 \quad (3.10)$$

3.2.3 発展方程式の数値計算

(3.10) 式で定義される微分方程式の数値解を求める場合、空間・時間軸方向に有限差分法を用いることで計算する。つまり、伝搬線 $\gamma(t)$ が二次元の場合は二次元の正方格子、 $\gamma(t)$ が三次元の場合は三次元の立方格子を使って ϕ の計算を行う。

例として、伝搬線が二次元の場合を考える。タイム・ステップ Δt 、格子間隔 h 、格子節点 (i, j) の時刻 n の値 $\phi(ih, jh, n\Delta t)$ を $\phi_{i,j}^n$ と表記すると、(3.10) の発展方程式の左辺第 1 項は次式のようにになる。

$$\phi_t \approx \frac{\phi_{i,j}^{n+1} - \phi_{i,j}^n}{\Delta t} \quad (3.11)$$

ここで、時間軸方向の 1 次微分 ϕ_t の近似に前進差分を用いた。

また、対流項 F_A は風上差分を使って近似される。 D_i^+, D_i^- がそれぞれ i 軸方向の前進差分、及び後退差分を表すと定義する。

$$D_i^+ = \frac{\phi_{i+1,j}^n - \phi_{i,j}^n}{h} \quad (3.12)$$

$$D_i^- = \frac{\phi_{i,j}^n - \phi_{i-1,j}^n}{h} \quad (3.13)$$

(3.12)、(3.13) 式を使うと、(3.10) の発展方程式の左辺第 2 項は次式のように計算できる。

$$F_A |\nabla \phi| = F_A \cdot \sqrt{(\max(D_i^-, 0))^2 + (\min(D_i^+, 0))^2 + (\max(D_j^-, 0))^2 + (\min(D_j^+, 0))^2} \quad (3.14)$$

拡散項 F_G は、中心差分を使って次式のように計算できる。

$$F_G |\nabla \phi| = F_G \cdot \sqrt{\left(\frac{\phi_{i+1,j}^n - \phi_{i-1,j}^n}{2h}\right)^2 + \left(\frac{\phi_{i,j+1}^n - \phi_{i,j-1}^n}{2h}\right)^2} \quad (3.15)$$

3.3 伝搬線の数値シミュレーション

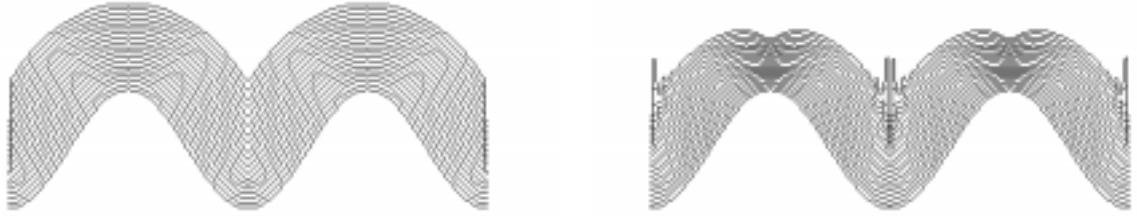
実際に (3.10) 式の発展方程式を使って、伝搬線の簡単なシミュレーションを行ってみた。対流項 F_A の近似として (3.14) 式で定義される風上差分、拡散項 F_G の近似として (3.15) 式で定義される中心差分を用いた。

3.3.1 発展方程式の従来の数値計算法

初期伝搬線として次式で与えられる周期的なコサイン曲線を考える。

$$\gamma(0) = (-s, [1 + \cos 2\pi s]/4) \quad (3.16)$$

この初期伝搬線が速度関数 $F = 1.0$ で発展する様子を図 3.3(a) に、速度関数 $F = 1.0 - 0.025\kappa$ で発展する様子を図 3.3(b) に示す。ここで κ はコサイン曲線の局所的な曲率を表



(a) $F = 1.0$

(b) $F = 1.0 - 0.025\kappa$

図 3.3: 従来法による発展方程式の数値計算結果

し、コサイン曲線の山側で $\kappa > 0$ 、コサイン曲線の谷側で $\kappa < 0$ となる。タイム・ステップは $\Delta t = 0.02$ 、格子間隔は $h = 0.01$ の縦・横 256 の格子節点で計算を行った。

図 3.3(a) に示すように、速度関数が曲率に依存しない場合は、速度 $F = 1.0$ で法線方向に発展する伝搬線の運動を正しく計算できる。一方、図 3.3(b) に示すように、速度関数が曲率に依存する場合は、コサイン曲線の山側と谷側で伝搬線に振動が発生する。

この振動について Sethian [17] は、次のフィードバック・サイクルによる変動が原因であると説明している。

- (1) 計算された伝搬線の位置に対して、小さな誤差が発生する。
- (2) 位置の小さな誤差が、導関数の局所的な変動を生成する。
- (3) 導関数の変動が、伝搬線各点の速度の微妙な変動をもたらす。
- (4) 速度の微妙な変動が、次の時刻の伝搬線の位置の誤差を大きくする。

この、振動を小さくするためにタイム・ステップを小さくすることが考えられる。格子節点間の距離が一定であるため、全ての曲率係数 $b > 0$ に対して解を安定させるタイム・ステップ Δt は存在するが、より小さな曲率係数 b を使うとより小さなタイム・ステップが必要になる。例として $b = 0.1$ の場合、安定性に必要なタイム・ステップは $\Delta t = 0.000005$ となり、実用的でない。

また、実用的なタイム・ステップを可能にするために速度関数を動的に変更したり、伝搬線の振動を除去するためのいくつかのフィルタ処理を考案するなどの手法が考えられるが、どれも (3.10) 式で定義された発展方程式の物理的意味を壊してしまう。

3.3.2 本研究で提案する数値計算法

そこで、本研究では (3.10) 式で定義された発展方程式の物理的意味を損なわずに、かつ精度の良い伝搬線を計算するための手法を提案する。まず、速度関数 $F = 1.0$ で発展する伝搬線を計算するために、図 3.4 に示すような伝搬線 $\gamma(t)$ 上の 1 点 C を中心とした半径 $F \cdot \Delta t$ の円を描く。本研究では、この半径 $F \cdot \Delta t$ の円を素元波と定義する。伝搬線 $\gamma(t)$ 上の全ての点に対してこの素元波を計算し、全ての素元波を包絡した線を Δt 秒後の伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$ とすることで、従来 (3.5) 式により計算している伝搬線の法線方向を直接計算することなく、曲線上の各点から法線方向に発展する伝搬線を幾何学的に計算できる。

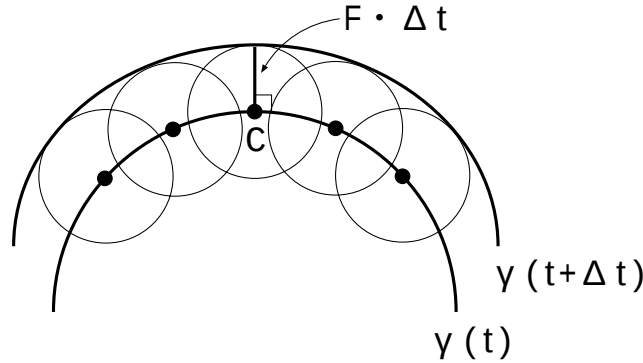


図 3.4: 素元波の包絡線を用いた伝搬

また、図 3.5(a) に示すような V 字型の伝搬線上の点 A や、図 3.5(b) に示すような逆 V 字型の伝搬線上の点 B など素元波を用いることで自然な伝搬線を計算できる。中心差分を用いた (3.5) 式で、図 3.5(a) の点 A や図 3.5(b) の点 B の法線ベクトル n を計算した場合、零ベクトルとなり法線方向が定義できない。

次に、速度関数 $F = 1.0 - 0.025\kappa$ で発展する伝搬線を計算するために、伝搬線の局所的な曲率を伝搬線上の隣接する 3 節点から計算する。図 3.6 に示すように、伝搬線 $\gamma(t)$ を等間隔 Δs で M 等分した $M+1$ 個の節点 s_i に分割する。ここで、節点 s_i は次式で定義

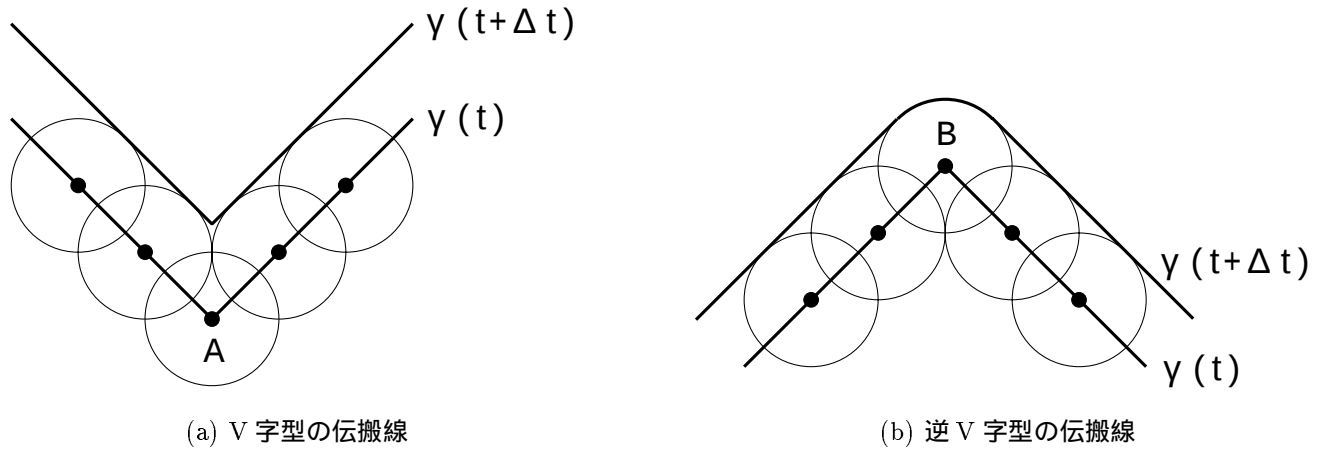


図 3.5: 鋭角な伝搬線

される。

$$s_i = i\Delta s, \quad (i = 0, \dots, M) \quad (3.17)$$

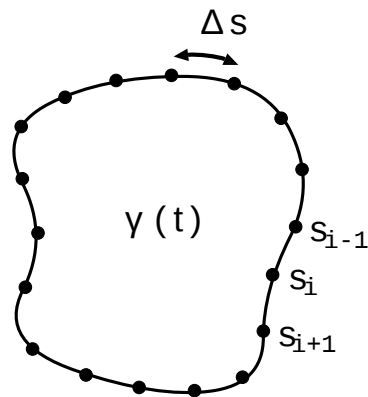


図 3.6: 輪郭パラメータ s による曲率の計算

節点 s_i の座標を (x_i, y_i) とすれば、輪郭パラメータ s による 1 次、2 次導関数は次式により計算できる。

$$\frac{dx_i}{ds} \approx \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2\Delta s} \quad (3.18)$$

$$\frac{dy_i}{ds} \approx \frac{y_{i+1} - y_{i-1}}{2\Delta s} \quad (3.19)$$

$$\frac{d^2x_i}{ds^2} \approx \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{\Delta s^2} \quad (3.20)$$

$$\frac{d^2 y_i}{ds^2} \approx \frac{y_{i+1} - 2y_i + y_{i-1}}{\Delta s^2} \quad (3.21)$$

ここで、 $\frac{dx_i}{ds}$ を x_s 、 $\frac{d^2 x_i}{ds^2}$ を x_{ss} と表記すれば、節点 s_i の曲率 κ_i は次式により計算できる。

$$\kappa_i = \frac{y_{ss} x_s - x_{ss} y_s}{(x_s^2 + y_s^2)^{3/2}} \quad (3.22)$$



図 3.7: 本研究の提案手法による発展方程式の数値計算結果

(3.16) 式で与えられるコサイン曲線に対して、本研究の提案手法により計算した伝搬線の発展の様子を図 3.7 に示す。図 3.7(a) に示すように、速度関数 $F = 1.0$ で発展する伝搬線は従来の計算手法とほぼ同等の精度である。しかし図 3.7(b) に示すように、速度関数 $F = 1.0 - 0.025\kappa$ で発展する伝搬線は従来手法より精度が良く伝搬線に振動が現れないことが分かる。

伝搬線の従来の計算手法は、格子点上の ϕ の値から伝搬線の輪郭、法線方向、曲率をすべて計算しているため誤差が生じた場合、まわりの格子点に分散し伝搬線が振動してしまう。一方、本研究で提案する手法では伝搬線の幾何学的形状から法線方向、曲率を計算しているため計算誤差がまわりの格子点に分散しないことが分かる。

3.4 処理の流れ

新しく提案する計算法により伝搬線を発展させ、目的とする臓器の輪郭を抽出する。本研究では、自動抽出する臓器領域として肝臓を選ぶ。肝臓領域を自動抽出する処理のおお

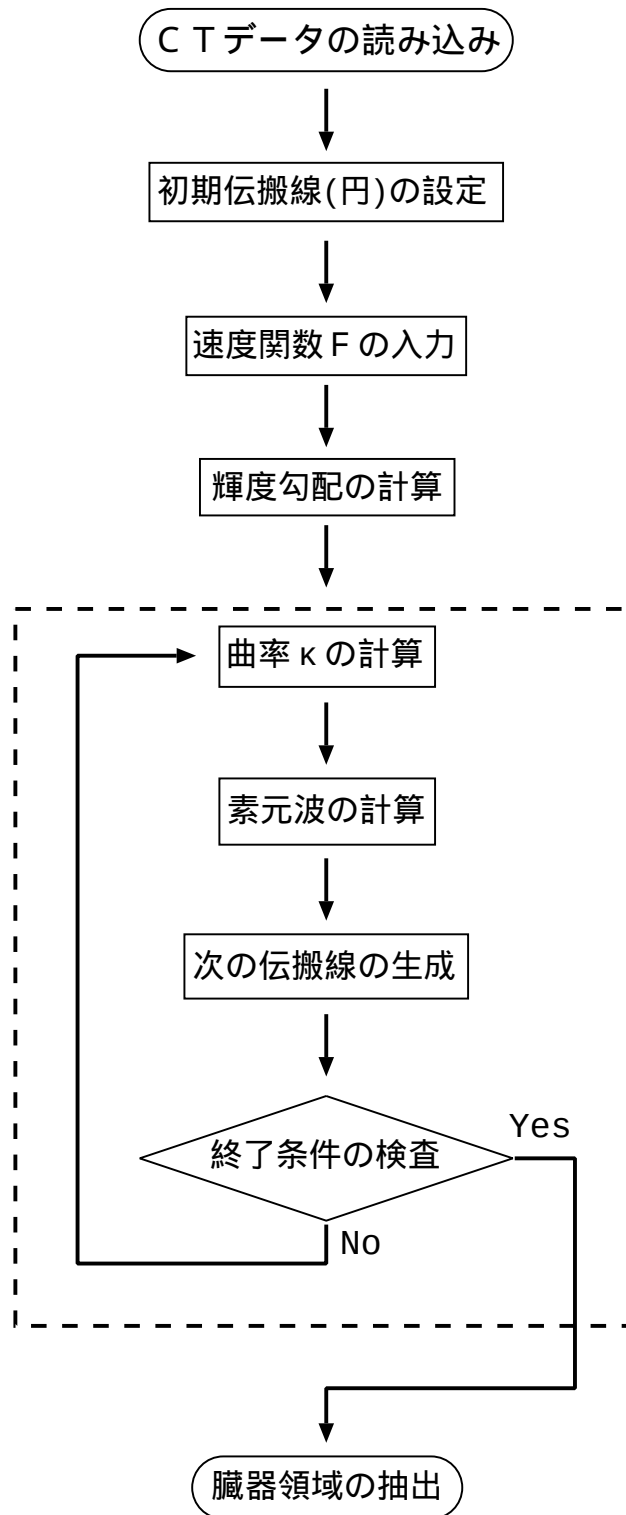


図 3.8: 二次元的な臓器抽出処理の流れ

まかな流れは、図 3.8 のようになる。破線で囲んだ部分は、抽出処理のメイン・ループである。以下、図 3.8 の流れに沿って肝臓領域を抽出する処理を詳しく説明する。

3.4.1 CT データの読み込み

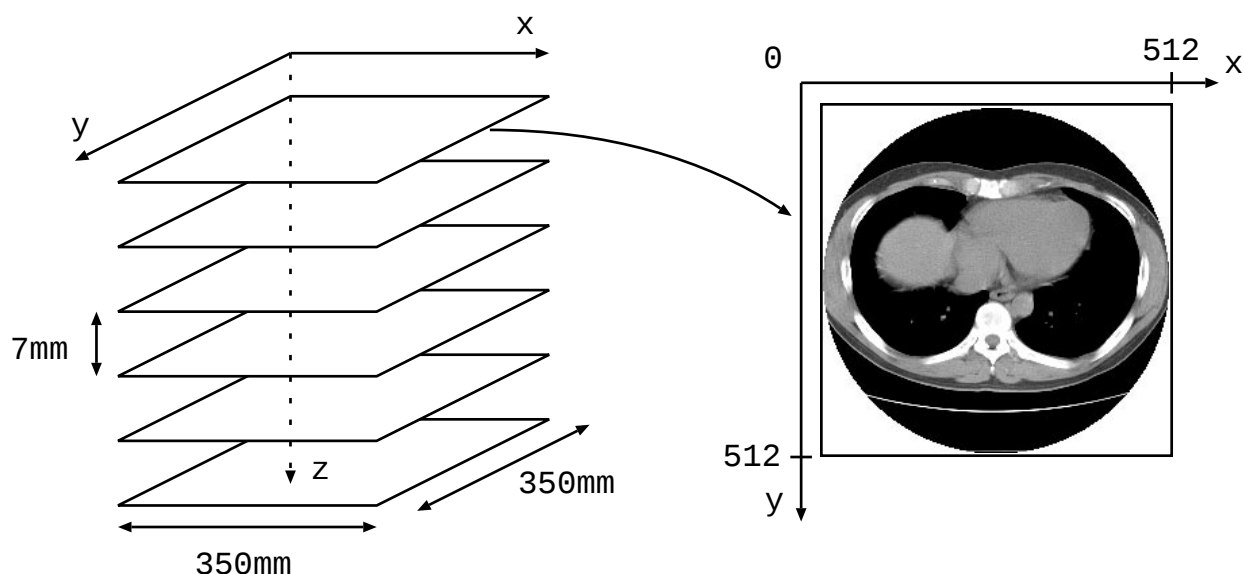


図 3.9: 本研究で使用する X 線 CT 画像

本研究で使用する X 線 CT 画像は、図 3.9 に示すような大きさ 512×512 ピクセル、画像のスライス間隔 7mm の三次元ボリュームデータを使用する。らせん走査型 CT から得られたデータが図 3.9 に示すように円形になっているのは、X 線管の計測範囲と X 線ビームの回転計測によるものである。

X 線 CT 画像の各ピクセルから得られる CT 値は、Hounsfield 値とも呼ばれ物質の X 線吸収係数から求められる。ある物質の CT 値 M_{CT} は、(3.23) 式で定義される [18]。

$$M_{CT} = \frac{M_X - W_X}{W_X} \times 1000 \quad (3.23)$$

ここで、 M_X はある物質の X 線吸収値、 W_X は水の X 線吸収値である。

図 3.9 に示される X 線 CT 画像 1 枚の CT 値ヒストグラムを、図 3.10 に示す。横軸は CT 値、縦軸は画素数である。X 線 CT 画像から得られる CT 値はおよそ -1000HU から 1000HU までの 2byte データである。図 3.10 において、CT 値 -1000HU 付近の分布は肺野や気管支内空気を表し、 0HU 付近の分布は肝臓や心臓などの臓器を表す。

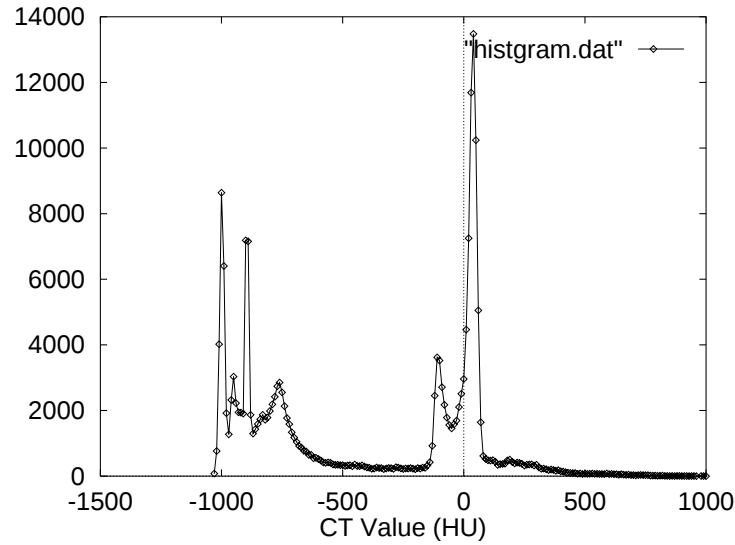


図 3.10: CT 値ヒストグラム

このヒストグラムから、臓器領域の CT 値はおおよそ-200HU から 200HU 付近に集中していることがわかる。X 線 CT 画像を表示する際、-1000HU から 1000HU までの全ての CT 値を 256 階調のグレースケールに変換すると骨や肺野を含めた広い範囲のデータが表示されるが、全体として輪郭のぼやけた画像となる。そこで、本研究では臓器領域の集中する-200HU から 200HU までの CT 値を 256 階調のグレースケールに変換し表示する。図 3.9に示す X 線 CT 画像において、白く表示される領域は 200HU 以上の CT 値を持つピクセル、黒く表示される領域は 200HU 以下の CT 値を持つピクセルを表す。

3.4.2 初期伝搬線 (円) の設定

本研究では、Level Set Approach を用いて X 線 CT 画像から肝臓領域を自動抽出する。Level Set Approach は、伝搬線 $\gamma(t)$ を肝臓の輪郭に合わせることで抽出を行う。そのために、抽出臓器である肝臓の内側に初期伝搬線 $\gamma(0)$ を設定する必要がある。

まず、X 線 CT 画像から得られるボリウムデータに対して、図 3.9に示すような座標系を設定する。X 線 CT 画像の左上を原点として右向きに x 軸の正方向、下向きに y 軸の正方向を定義する。また、z 軸は体軸方向下向きに z 軸の正方向を定義する。

次に、図 3.9の X 線 CT 画像に対して、伝搬線を計算するための大きさ 102×102 の二次元正方格子を設定する。X 線 CT 画像 1 枚の視野領域 (FOV : Field Of View) は

$350mm \times 350mm$ であるから、格子間隔 h は実際の臓器の $h = 350/102 = 3.43mm$ となる。曲率 κ の計算や、伝搬線 $\gamma(t)$ の輪郭はこの格子点を基本単位として行われる。

最後に、領域抽出を行う肝臓輪郭の内側に図 3.11(a) に示すような円を初期伝搬線 $\gamma(0)$ として設定する。図 3.11(a) に示す初期伝搬線は格子点を連結しているため、正確な円形にはならない。図 3.11(b) は、同じ X 線 CT 画像に対して専門家が判断した正確な肝臓の輪郭を表している。

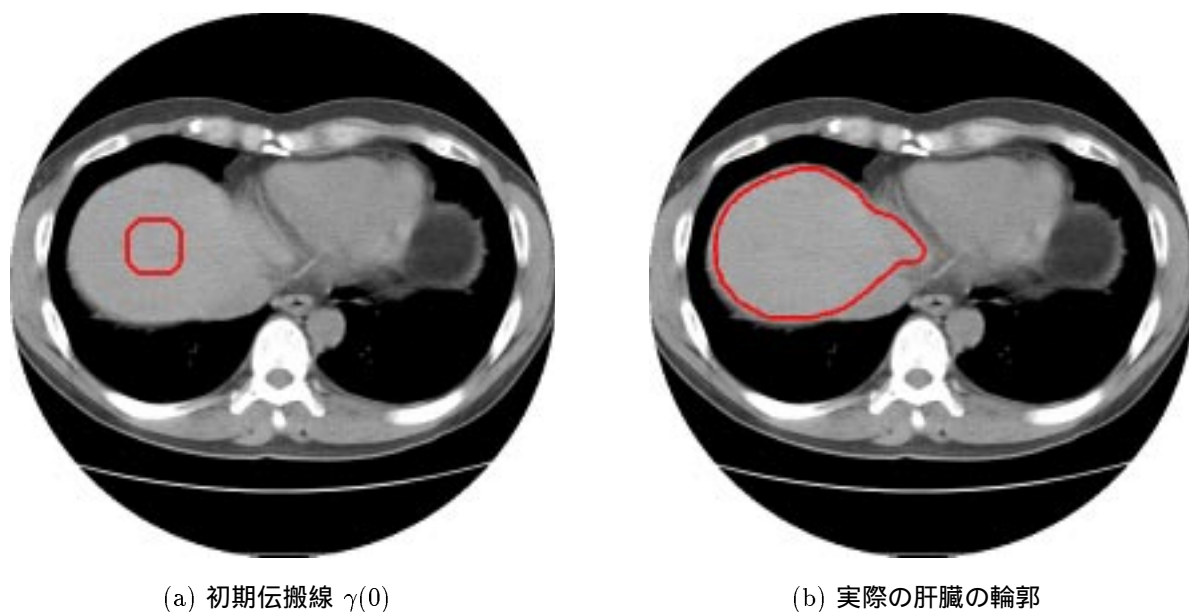


図 3.11: 初期伝搬線 (円) の設定

初期伝搬線 $\gamma(0)$ の大きさは、抽出を行う肝臓領域と比較してあまり小さ過ぎないようにする。これは、初期伝搬線の大きさや位置を多少変えても抽出領域にはあまり影響がないが、伝搬線の周囲長があまりにも短いと曲率の値が大きくなり、伝搬線が発展しないためである。本研究では、実際の肝臓輪郭に内接する円の半径のおよそ半分程度の円を初期伝搬線 $\gamma(0)$ としている。

3.4.3 速度関数 F の入力

初期伝搬線 $\gamma(0)$ を設定した後、領域抽出を行う臓器に合わせた速度関数 F を決定する。(3.8) 式で定義された速度関数を基に、臓器領域の抽出に適した速度関数 F を次式で

定義する。

$$F = k_I(a - b\kappa), \quad a > 0, b > 0 \quad (3.24)$$

ここで、 a は伝搬線 $\gamma(t)$ の基本速度を決定する対流項を表し、 b は伝搬線の曲率 κ の強さを決定する曲率係数を表し、 k_I は次式で定義される速度パラメータである。

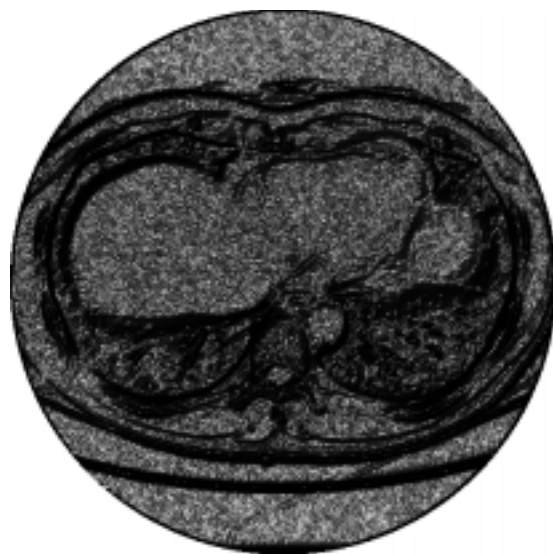
$$k_I(x, y) = \frac{1}{1 + |\nabla G_\sigma(x, y) * I(x, y)|}, \quad 0 \leq k_I \leq 1 \quad (3.25)$$

ここで、 G_σ は次式で定義される平均 0、分散 σ^2 の 2 次元ガウス関数、 I は画像の CT 値 (輝度値) である。 $G_\sigma * I$ はガウス関数と CT 値との畳み込みを表す。

$$G_\sigma(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot \exp\left(\frac{-(x^2 + y^2)}{2\sigma^2}\right) \quad (3.26)$$



(a) 輪郭強調 $\nabla G_\sigma * I$



(b) 速度パラメータ k_I

図 3.12: 速度パラメータ k_I の計算

速度パラメータ k_I の計算は、まず図 3.12(a) に示すように分散 σ^2 のガウス関数で X 線 CT 画像をぼかした後、勾配を計算し臓器の輪郭を強調する。そして、(3.25) 式で定義したように画像の CT 値変化の高い領域、つまり輝度勾配の高い領域で $k_I = 0$ 、逆に画像の輝度勾配の低い領域で $k_I = 1$ となるように正規化する。

図 3.12(b) の黒く表示されている領域が $k_I = 0$ 、白く表示されている領域が $k_I = 1$ を表している。したがって、肝臓の輪郭付近での速度関数は $F \approx 0$ となり伝搬線の発展は収束する。一方、肝臓の内部領域では、 $F \approx a - b\kappa$ となりその発展は伝搬線の曲率に依存する。

3.4.4 輝度勾配の計算

領域抽出する臓器に合わせた速度関数 F の 2 つの係数 a, b を決定した後、各格子点上の輝度勾配を計算し速度パラメータ k_I を求める。ここで、速度パラメータ k_I を計算するための σ の最適な値について考察する。

図 3.13 に示すように、肝臓の輪郭付近の点 A と肝臓の内部にある点 B を通る直線上の点に対して、 $\sigma = 1.0, 2.0, 3.0, 4.0$ で計算した速度パラメータ k_I をそれぞれ図 3.14(a), (b), (c), (d) に示す。図 3.14 の横軸は図 3.13 の直線、縦軸は速度パラメータ k_I 、そして A, B はそれぞれ肝臓の輪郭点と内部点の位置を表す。

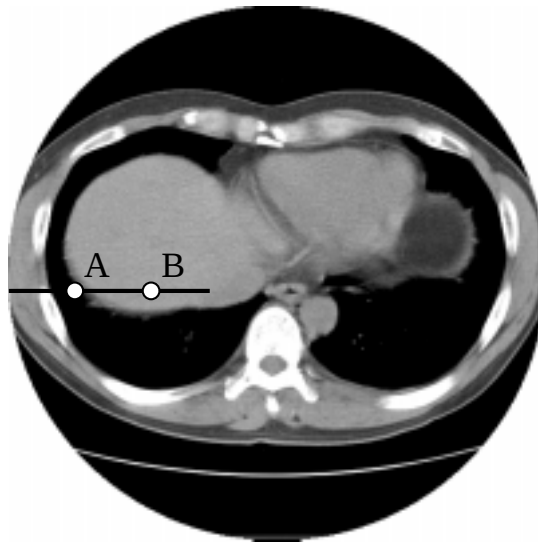
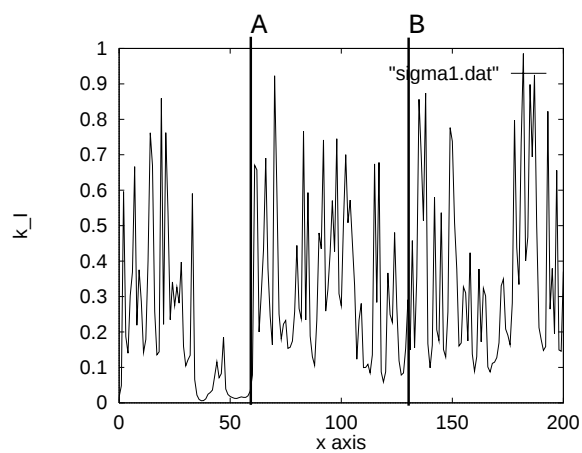
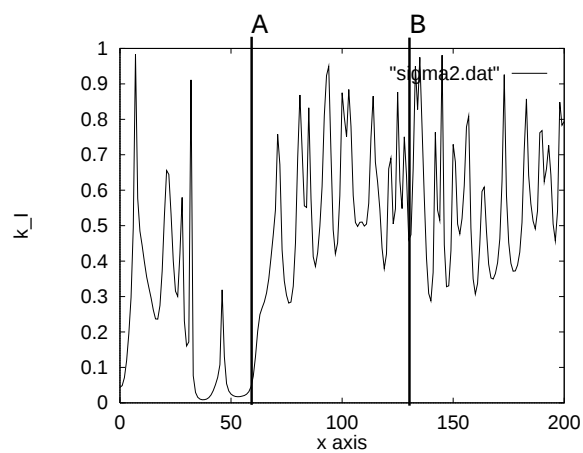


図 3.13: 肝臓の輪郭点 A と肝臓の内部点 B

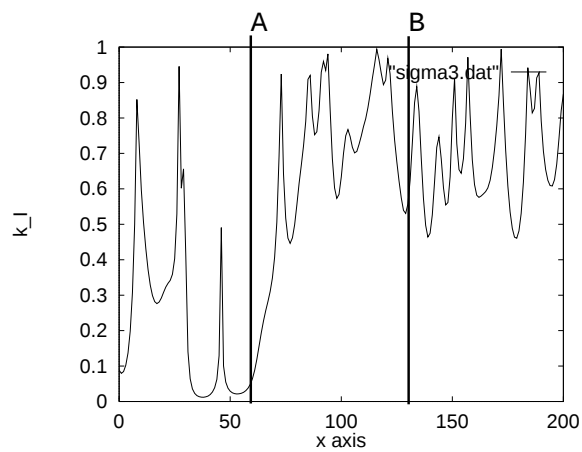
図 3.14 から分かるように、肝臓の輪郭上にある点 A では速度パラメータ k_I が小さく、肝臓内部にある点 B では速度パラメータ k_I が大きくなり、その傾向は σ の値を大きくするほど強くなる。また、 σ の値を大きくするほど、肝臓内部の速度パラメータの値が一定



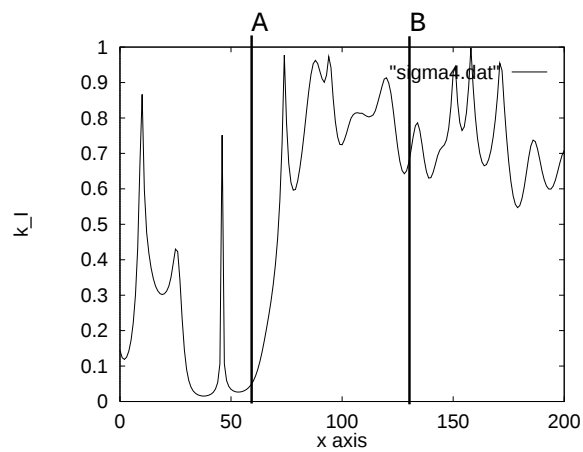
(a) $\sigma = 1.0$



(b) $\sigma = 2.0$



(c) $\sigma = 3.0$



(d) $\sigma = 4.0$

図 3.14: σ と速度パラメータ k_I の関係

値 $k_I = 1.0$ に近付くため、伝達線 γ の発展は雑音の影響を受けにくくなる事が分かる。このように、ガウス関数のパラメータ σ は、エッジ検出能力を調節することができ、 σ が小さいほど細かいエッジに反応し、大きいほどおおまかなエッジだけを検出する [19]。

しかし、図 3.14 に示すように σ が大きくなるほど肝臓の輪郭点近傍の k_I の値が少しずつ低下してくる。このことは、伝達線 γ により抽出される肝臓領域が実際の肝臓領域より少し小さくなってしまふことを意味する。

本研究では、速度パラメータの計算時間や抽出領域の精度を考慮し、肝臓内部の速度パラメータがほぼ一定になり始める $\sigma = 3.0$ が妥当であると判断し、以後速度パラメータの計算は $\sigma = 3.0$ で行う。

3.4.5 曲率 κ の計算

各格子点上の速度パラメータ k_I を計算した後、速度関数 F のもう 1 つの成分である伝搬線 $\gamma(t)$ の局所的な曲率 κ を計算する。

図 3.15 に示す伝搬線 $\gamma(t)$ 上の節点 s_i の曲率は、前に述べたように (3.22) 式により計算する。伝搬線上の節点 s_i は全て格子点上で計算しているため、隣接する節点 s_{i-1}, s_{i+1} までの間隔 Δs は格子点間隔 h で近似する。

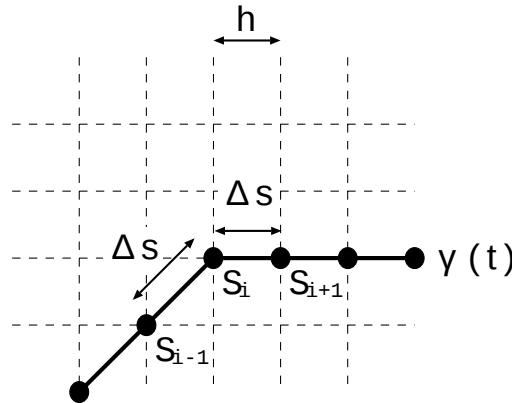


図 3.15: 局所的な曲率の計算

また、伝搬線 $\gamma(t)$ の周囲長に応じて、曲率を計算する 3 節点の間隔を長くする。伝搬

線 $\gamma(t)$ の周囲長 l と曲率を計算する節点間隔 s_l の関係を、次式で定義する。

$$s_l = \left\lceil \frac{l}{\alpha} \right\rceil \times \Delta s \quad (3.27)$$

ここで、記号 $\lceil x \rceil$ は x 以上の最小の整数、すなわち x の切り上げを意味する。曲率を計算する間隔 s_l は、伝搬線 $\gamma(t)$ の周囲長 l に比例して Δs の整数倍だけ変化させる。これにより周囲長と曲率を計算する間隔の比率をほぼ一定に保ち、なめらかな曲線を計算する。 $\alpha = 50$ の場合の周囲長 l と曲率を計算する間隔 s_l 、および曲率を計算する 3 節点の関係を表 3.1 に示す。

周囲長 l	節点間隔 s_l	節点
$0 < l \leq 50$	Δs	s_{i-1}, s_i, s_{i+1}
$50 < l \leq 100$	$2\Delta s$	s_{i-2}, s_i, s_{i+2}
$100 < l \leq 150$	$3\Delta s$	s_{i-3}, s_i, s_{i+3}
$\dots$	$\dots$	

表 3.1: 周囲長と曲率を計算する節点間隔の関係

3.4.6 次の伝搬線の生成

伝搬線 $\gamma(t)$ 上の曲率 κ 、および速度パラメータ k_I が決まると、各節点 s_i の速度 F が計算できる。そこで、節点 s_i における半径 r_i の素元波を生成する。素元波の半径 r_i を次式で定義する。

$$r_i = F \cdot \Delta t \quad (3.28)$$

伝搬線 $\gamma(t)$ 上の全ての節点 s_i について、(3.28) 式で定義される半径の素元波を生成する。図 3.16 に示すように、素元波の内側に存在する格子点を包絡するように連結すると Δt 秒後の伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$ が得られる。

もし伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$ が終了条件を満たさないのであれば、図 3.8 に示すように新たに生成された伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$ を現在の伝搬線として臓器抽出処理を繰り返す。

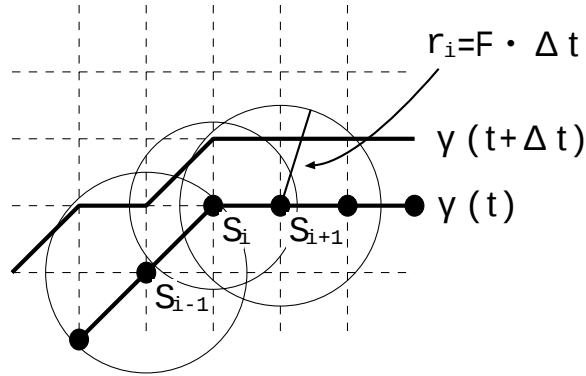


図 3.16: 素元波と次の伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$

3.4.7 終了条件

伝搬線 $\gamma(t)$ の各節点が臓器の輪郭に近付くにつれて、速度 F が小さくなりやがて各節点の発展が収束する。本研究では図 3.8 に示す臓器抽出処理のメイン・ループのある時点において、伝搬線 $\gamma(t)$ 上の節点と Δt 秒後の伝搬線 $\gamma(t + \Delta t)$ 上の節点の全ての座標が一致する場合を終了条件と定義する。つまり、次式が成り立つとき臓器抽出処理を終了し、成り立たないときは $\gamma(t + \Delta t)$ を現在の伝搬線 $\gamma(t)$ として抽出処理を継続する。

$$\gamma(t) = \gamma(t + \Delta t) \quad (3.29)$$

本研究では、(3.29) 式の終了条件によって臓器抽出処理を終了したときの伝搬線 $\gamma(t)$ を、Level Set Approach により推定された肝臓の輪郭とする。

また、Level Set Approach により推定された肝臓の輪郭の精度を数値的に検証するため、実際の肝臓の輪郭と抽出された肝臓の輪郭との一致度 Cons を次式により定義する。

$$\text{Cons}(\%) = \frac{N(\text{Est} \cap \text{Real})}{N(\text{Est} \cup \text{Real})} \times 100 \quad (3.30)$$

ここで、Est は Level Set Approach により推定された肝臓領域、Real は実際の肝臓領域、 $N(Z)$ は領域 Z 内の格子点数を表す。評価データである実際の肝臓領域は、専門家の判断による肝臓輪郭を見ながら計算機に入力する。主観がなるべく入らないように、データの inputs は第三者が行った。

図 3.17 は、それぞれ一致度 0%、80%、100% の場合の概念図を示す。輪郭内の数値は、領域内の格子点数 $N(Z)$ を表す。

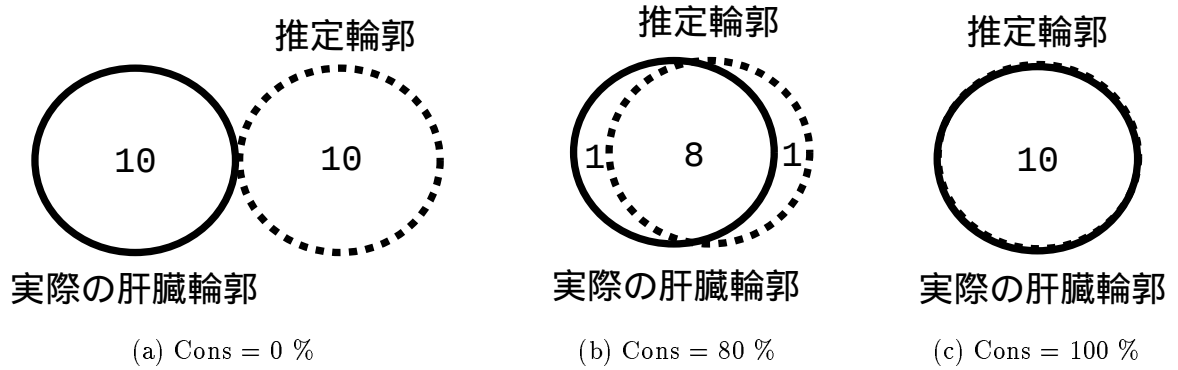


図 3.17: 実際の肝臓輪郭と推定輪郭との一致度

3.5 肝臓領域の二次元抽出実験

3.5.1 使用した X 線 CT 画像

本章で提案する二次元臓器領域抽出法を、実際の X 線 CT 画像に適用し肝臓領域の抽出実験を行った。本実験で使用する X 線 CT 画像は、肝臓領域を含む大きさ 512×512 ピクセル、画像のスライス間隔 7mm のデータを使用した。このデータを Sample A とし、データの数とデータ番号を表 3.2 に示す。

データ	データ数	データ番号
Sample A	26	Data 000 ~ Data 025

表 3.2: 二次元抽出実験の使用データ

また、伝搬線を計算するための二次元正方格子の大きさは 102×102 、格子間隔は $h = 0.025$ 、タイム・ステップは $\Delta t = 0.04$ とした。

図 3.18 は、今回の実験で使用した X 線 CT 画像のスライス間隔と位置を示す。

まず、速度関数 $F = a - b\kappa$ の対流項 a および、曲率係数 b の値を変えた場合の伝搬線の抽出結果について実験を行った。次に、肝臓領域が他の臓器領域から比較的離れていて、肝臓領域の輪郭が明瞭な画像について実験を行った。最後に、他の肝臓領域が他の臓器と近接していることにより、肝臓領域の輪郭が不明瞭な画像について実験を行った。

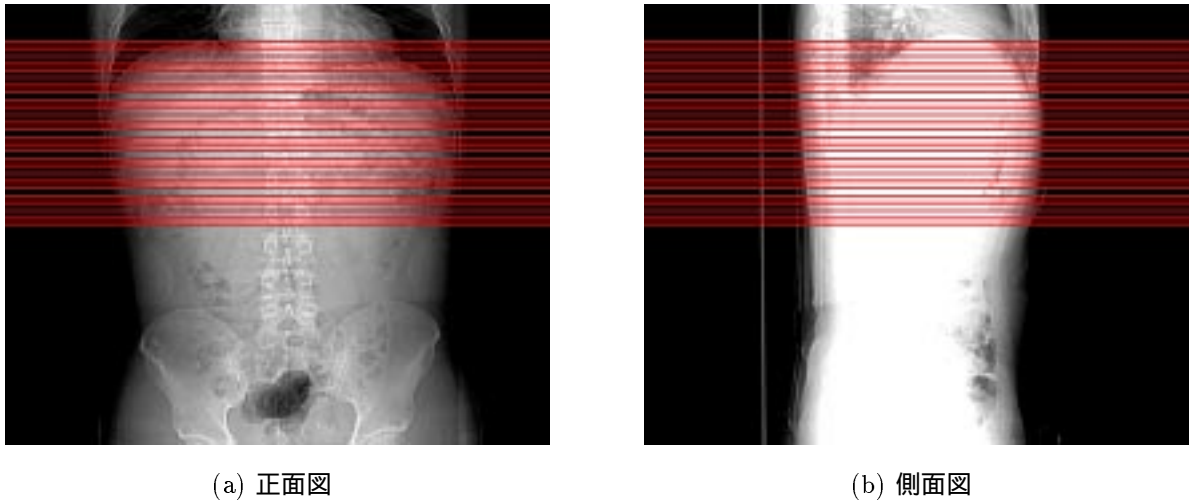


図 3.18: X 線 CT 画像のスライス間隔と位置

3.5.2 対流項を変化させた場合の抽出結果

速度関数 $F = a - b\kappa$ の対流項 a の値を変えた場合の伝搬線の抽出結果について、Sample A の Data 005 を用いて実験を行った。図 3.19 は曲率係数を $b = 0.000$ とし、対流項 a の値を変化させたときの伝搬線の抽出結果と、実際の肝臓領域との一致度 Cons を示す。

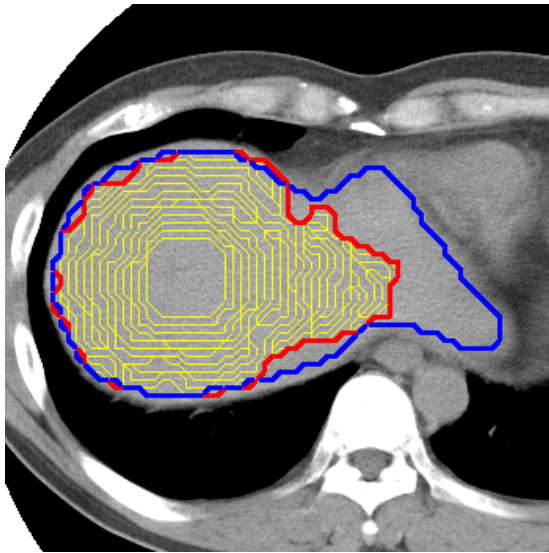
図 3.19において、黄色の線は発展途中の伝搬線の輪郭を表し、赤色の線は肝臓の抽出結果を表す。また、青色の線は専門家の判断による実際の肝臓輪郭を表す。

図 3.19に示すように、対流項 a は伝搬線の発展する基本速度を決定し、 a の値が大きくなるほど伝搬線の抽出領域は広がり、 a の値がある一定値を越えると肝臓輪郭を大きくはみ出してしまふことが分かる。この実験から、対流項の値はおよそ $1.2 \leq a \leq 1.4$ くらいが適当な値であると判断できる。

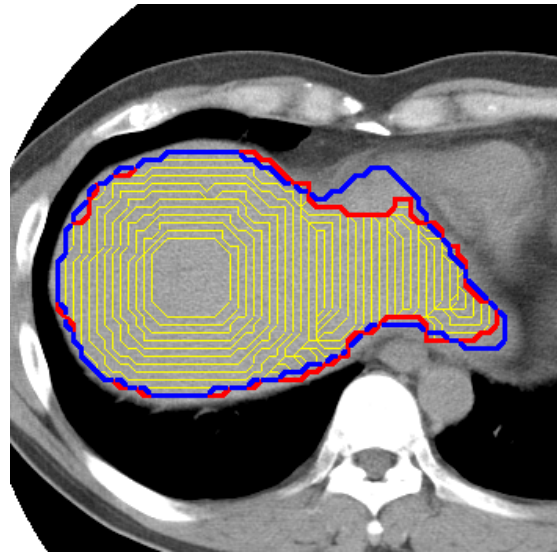
3.5.3 曲率係数を変化させた場合の抽出結果

速度関数 $F = a - b\kappa$ の曲率係数 b の値を変えた場合の伝搬線の抽出結果について、同じ Sample A の Data 005 を用いて実験を行った。図 3.20は、対流項 a を $a = 1.1$ とし、曲率係数 b の値を変化させたときの伝搬線の抽出結果と、実際の肝臓領域との一致度 Cons を示す。図 3.20に示す線の意味は、対流項の場合の説明と同じである。

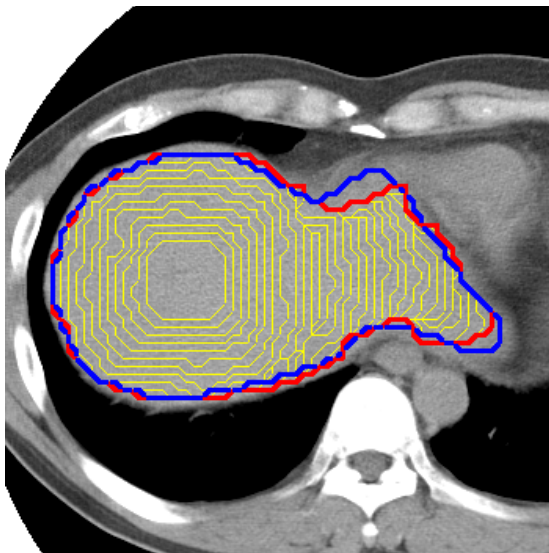
図 3.20に示すように、曲率係数 b は伝搬線の局所的な曲率の強さを決定し、 b の値が大きくなるほど伝搬線の輪郭がなめらかになるが、 b の値をあまり大きくし過ぎると全体的



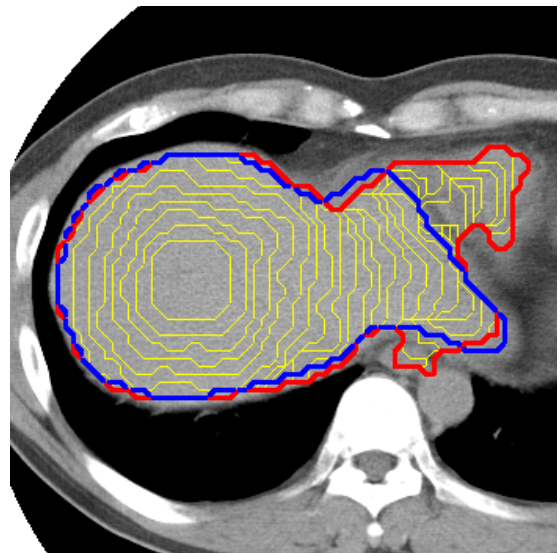
(a) $a = 1.0$, $b = 0.000$, Cons = 76.7%



(b) $a = 1.2$, $b = 0.000$, Cons = 92.0%



(c) $a = 1.4$, $b = 0.000$, Cons = 93.3%



(d) $a = 1.6$, $b = 0.000$, Cons = 83.6%

図 3.19: 対流項を変えた場合の二次元抽出結果 : (a)(b)(c)(d) Data 005

に輪郭が丸くなり、実際の肝臓の輪郭から離れてしまうことが分かる。

3.5.4 輪郭が明瞭な画像の抽出結果

肝臓領域の輪郭がはっきりしている画像の抽出結果について、Sample A の Data 001、Data 003、Data 005、および Data 014 を用いて実験を行った。図 3.21 は対流項を $a = 1.3$ 、曲率係数を $b = 0.020$ としたときの伝搬線の抽出結果と、実際の肝臓領域との一致度 Cons を示す。

図 3.21 に示すように、肝臓領域が他の臓器領域から比較的離れていて肝臓の輪郭が明瞭な画像は、抽出結果と実際の肝臓領域がほぼ一致していることが分かる。これは、肝臓領域の輪郭の CT 値差が大きいため、輝度勾配がはっきりしているからである。また、図 3.21 から抽出結果と実際の肝臓領域の一致度 Cons が 90% 以上であれば、良好な結果であると判断できる。

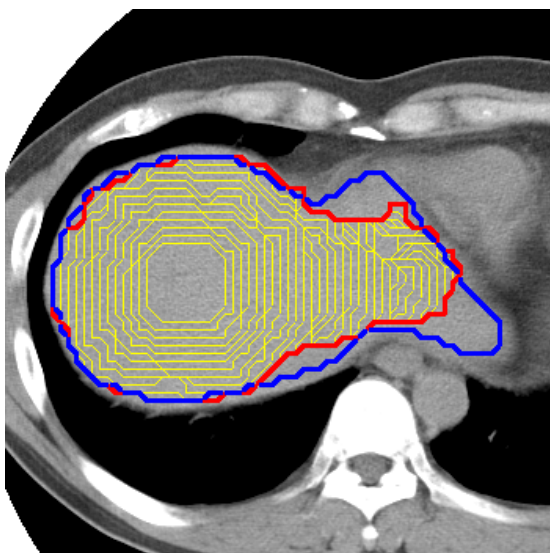
3.5.5 輪郭が不明瞭な画像の抽出結果

肝臓領域が他の臓器と近接していることにより、肝臓領域の輪郭があまりはっきりしていない画像の抽出結果について、Sample A の Data 002 を用いて実験を行った。図 3.22 は対流項を $a = 1.3$ とし、曲率係数 b の値を変化させたときの伝搬線の抽出結果と、実際の肝臓領域との一致度 Cons を示す。

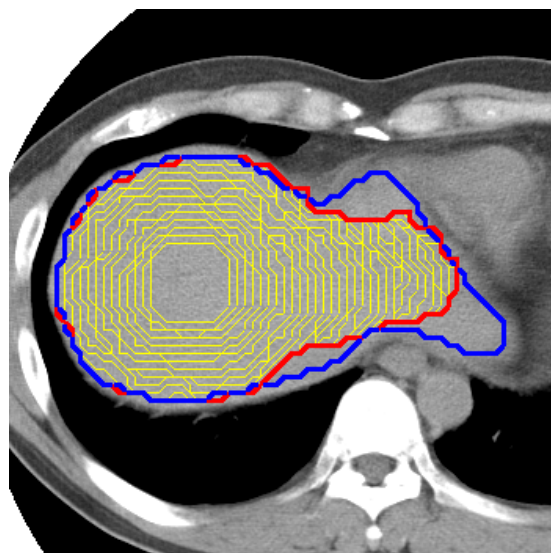
図 3.22 に示すように、肝臓領域と心臓領域が近接しているために肝臓の輪郭が不明瞭な画像は、曲率係数 b の値が小さいと抽出結果が実際の肝臓領域を大きくはみ出し心臓領域も同時に抽出してしまう。逆に曲率係数 b の値が大きいと抽出結果が実際の肝臓領域より小さくなり、肝臓の輪郭を正確に抽出できないことが分かる。これは、肝臓の輪郭付近の輝度勾配が得られないため、伝搬線の速度が曲率のみに依存してしまうからである。

3.6 まとめ

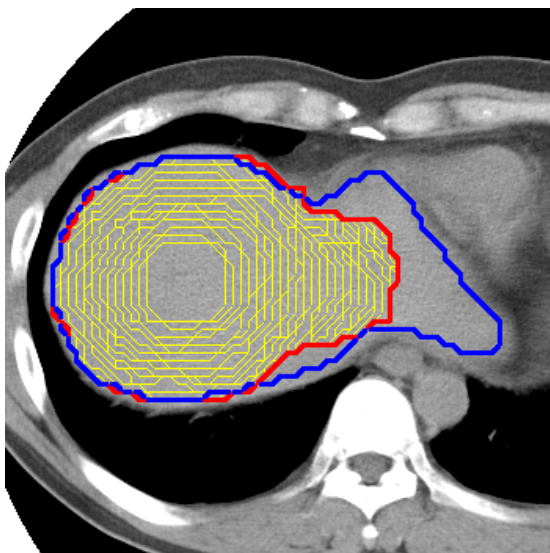
本章では、X 線 CT 画像から臓器領域を抽出するための手法として、Level Set Approach を用いた。しかし、発展方程式の従来の数値計算法では、伝搬線の位置の誤差がまわりの格子点に分散されやすく、伝搬線が振動してしまうことを述べた。そこで、発展方程式の



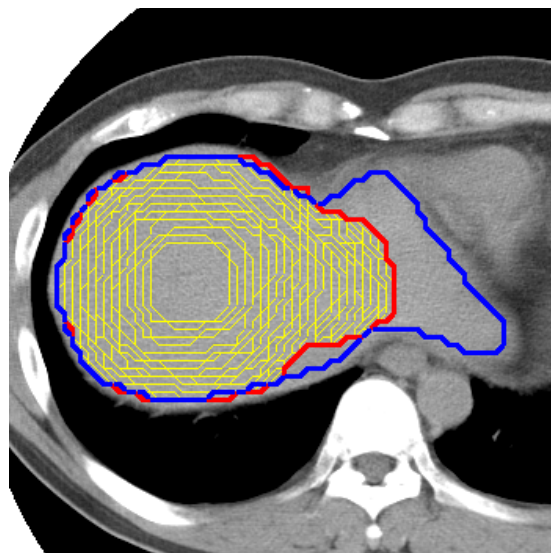
(a) $a = 1.1$, $b = 0.000$, Cons = 86.9%



(b) $a = 1.1$, $b = 0.010$, Cons = 86.8%

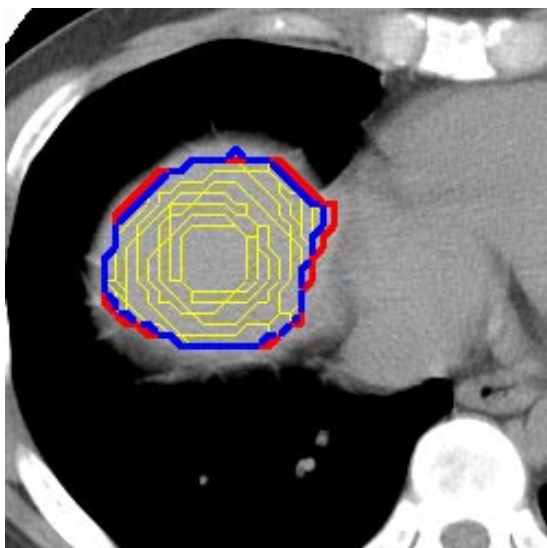


(c) $a = 1.1$, $b = 0.020$, Cons = 80.3%

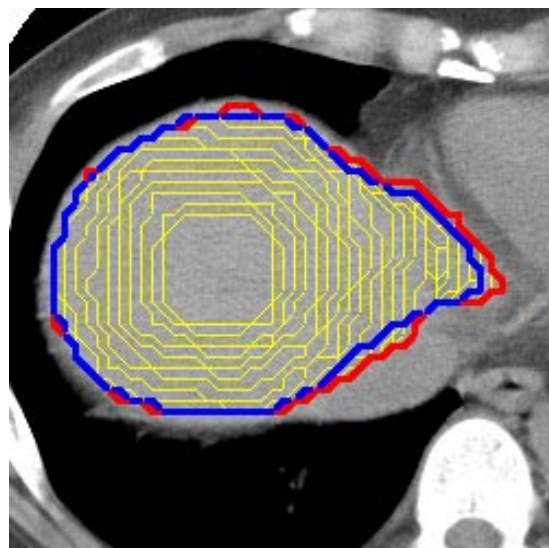


(d) $a = 1.1$, $b = 0.030$, Cons = 79.7%

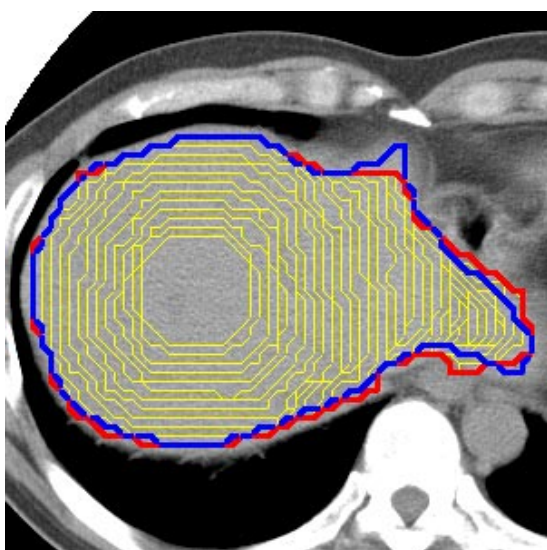
図 3.20: 曲率係数を変えた場合の二次元抽出結果 : (a)(b)(c)(d) Data 005



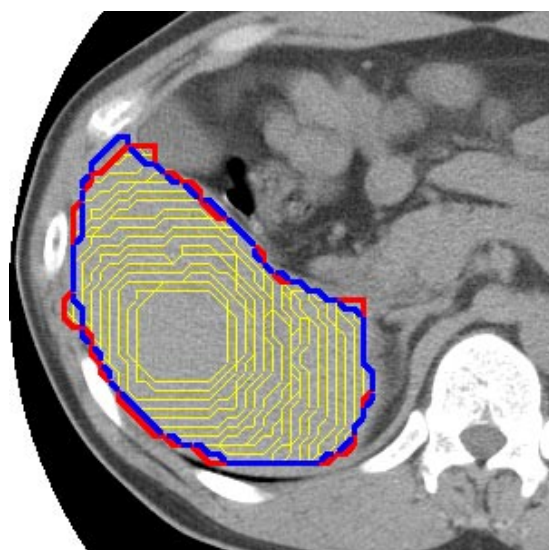
(a) $a = 1.3$, $b = 0.020$, Cons = 92.9%



(b) $a = 1.3$, $b = 0.020$, Cons = 94.1%

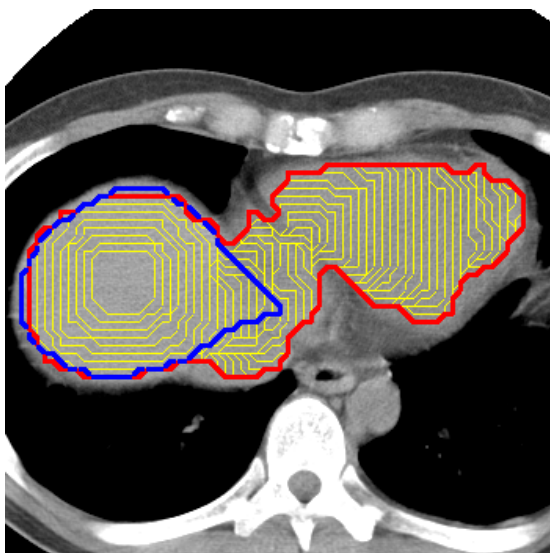


(c) $a = 1.3$, $b = 0.020$, Cons = 94.7%

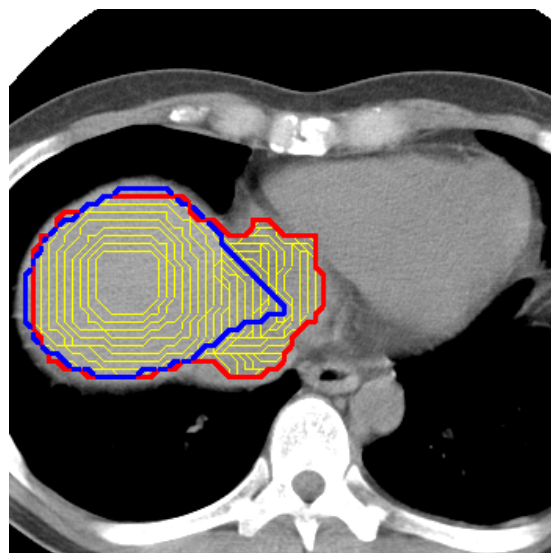


(d) $a = 1.3$, $b = 0.020$, Cons = 93.8%

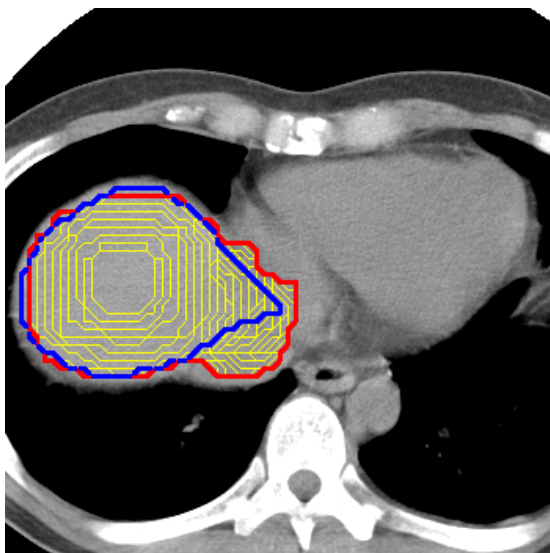
図 3.21: 輪郭が明瞭な画像の二次元抽出結果 : (a) Data 001 ; (b) Data 003 ; (c) Data 005 ; (d) Data 014



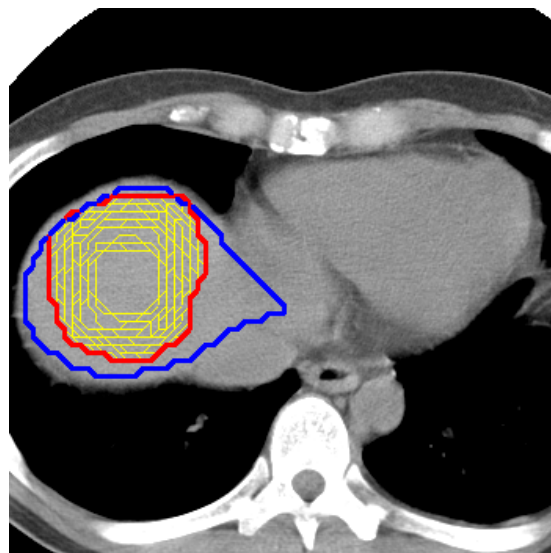
(a) $a = 1.3$, $b = 0.010$, Cons = 45.2%



(b) $a = 1.3$, $b = 0.015$, Cons = 73.4%



(c) $a = 1.3$, $b = 0.020$, Cons = 80.9%



(d) $a = 1.3$, $b = 0.025$, Cons = 65.7%

図 3.22: 輪郭が不明瞭な画像の二次元抽出結果 : (a)(b)(c)(d) Data 002

物理的な意味を損なわずに精度の良い伝搬線を計算するために素元波による伝搬線の発展、および隣接する 3 節点による曲率の計算を用いた。

また、Level Set Approach による二次元臓器抽出法を X 線 CT 画像に対して適用し、肝臓領域の抽出実験を行った。対流項は伝搬線の発展する基本速度を決定し、対流項の値はある一定範囲内に制限しないと正しく肝臓の輪郭が抽出されないことを述べた。曲率係数は伝搬線の局所的な曲率の強さを決定し、あまり値が大きいと抽出領域が全体的に丸くなり肝臓の輪郭に一致しないことを述べた。肝臓の輪郭が明瞭な画像の抽出結果は、ほぼ実際の肝臓領域に一致していることを述べた。肝臓の輪郭が不明瞭な画像の抽出結果は、肝臓の輪郭付近の CT 値差がほとんどないため二次元的な抽出法では困難であることが分かった。

二次元的な抽出法は、画像の輝度勾配と曲率による速度関数を用いているため輝度勾配があまりない領域では、抽出結果が曲率のみに依存してしまい正しい肝臓の輪郭が得られないことが分かった。そこで、次章では断面方向の曲率だけでなく、体軸方向の曲率も考慮することにより肝臓の輪郭を正しく推定する手法について述べる。

第 4 章

三次元的な臓器領域抽出

4.1 はじめに

二次元的な臓器抽出法では、肝臓領域と他の臓器が近接していて肝臓の輪郭付近の CT 値差がほとんどない画像は正しく抽出することができないことが分かった。本研究では、このように輪郭の不明瞭な臓器領域に対して、上下の X 線 CT 画像の肝臓領域から中間の肝臓領域を推定し輪郭抽出精度を向上する手法を提案する。

本章では、まず三次元的な臓器領域抽出法の流れを説明する。最後に、三次元的な臓器領域抽出法を用いて肝臓領域を抽出し、二次元的な臓器領域抽出法による抽出結果との比較・検討を行う。

4.2 処理の流れ

肝臓領域を三次元的に抽出する処理のおおまかな流れは、図 4.1 のようになる。図 3.8 に示す二次元的な領域抽出の流れと比較して拡張された点は、以下の 4 つである。

- 大きさ 102×102 の二次元正方格子を $102 \times 102 \times 5$ の三次元立方格子に拡張する。
- 入力 CT 画像は一度に 3 枚とし、線形補間により生成された中間画像を合わせて計 5 枚の CT 画像を使って肝臓領域の抽出を行う。
- 初期伝搬面と各節点で計算される素元波を球面波に拡張する。

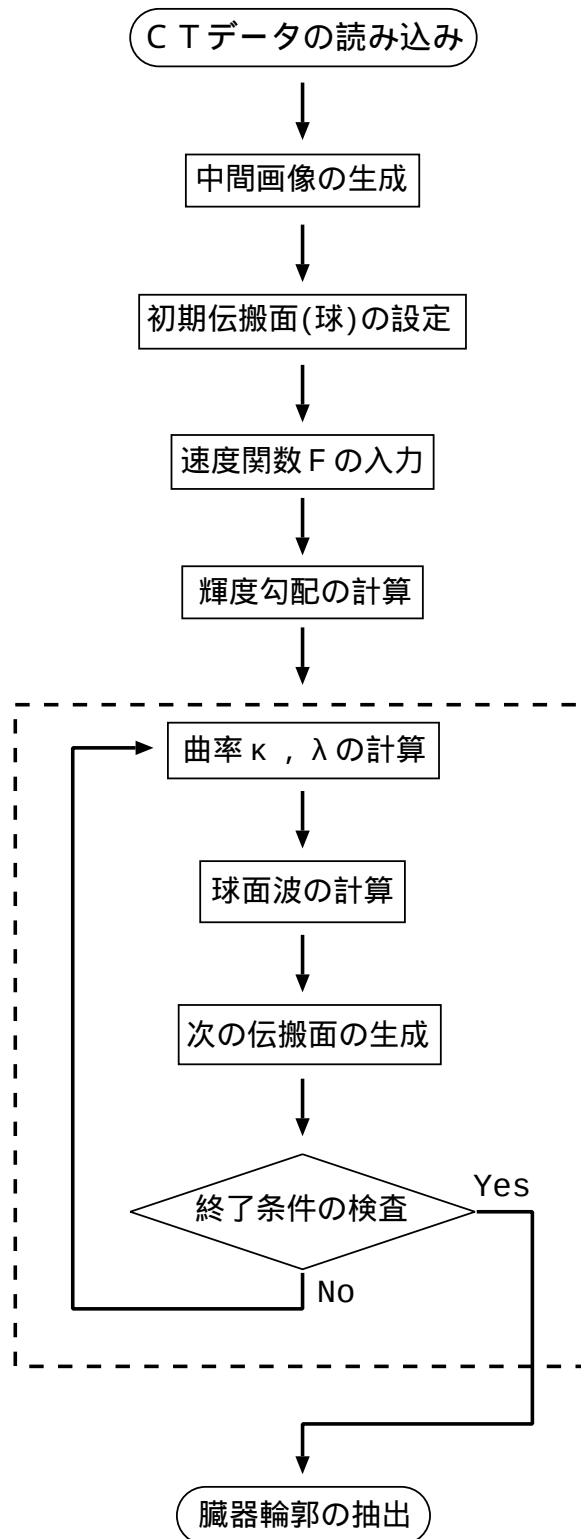


図 4.1: 三次元的な臓器抽出の処理の流れ

- 速度関数 F に断面方向の曲率 κ だけでなく、体軸方向の曲率 λ も考慮する。

破線で囲んだ部分は、抽出処理のメイン・ループである。以下、図 4.1 の流れに沿って二次元的な領域抽出処理との違いを説明する。

4.2.1 中間画像の生成

三次元領域抽出法で使用する X 線 CT 画像は、二次元領域抽出法で使用する画像と同じ大きさ 512×512 ピクセル、画像のスライス間隔 7mm の三次元ボリュームデータを使用する。しかし、二次元領域抽出法では肝臓の領域抽出を行う X 線 CT 画像を 1 枚だけ入力するのに対して、三次元領域抽出法では上下の肝臓領域を含む体軸方向に連続した 3 枚の X 線 CT 画像を入力する。

二次元領域抽出法のところで述べたように、X 線 CT 画像 1 枚の視野領域 (FOV) は $350\text{mm} \times 350\text{mm}$ であるから、大きさ 102×102 の格子点を設定するとその格子間隔 h は実際の臓器のおよそ 3.43mm となる。画像のスライス間隔は 7mm であるから図 4.2 に示すように、 T_1, T_3, T_5 の 3 枚の入力 CT 画像の間に、 T_2, T_4 の 2 枚の中間画像を生成することにより、格子間隔が全て 3.5mm の三次元立方格子が設定できる。

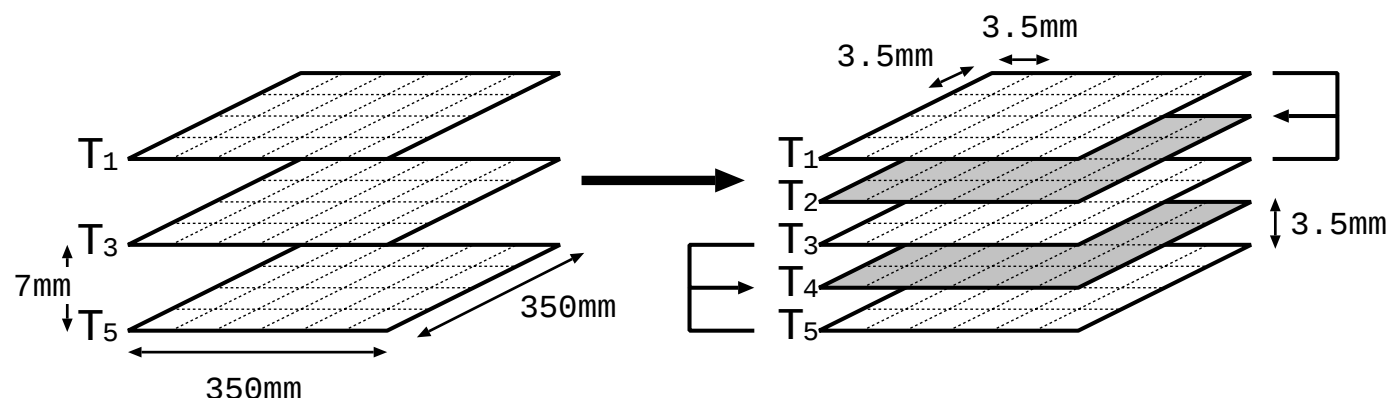


図 4.2: 中間画像の生成と三次元立方格子

図 4.2 に示すように、中間画像 T_2 は入力 CT 画像 T_1, T_3 を線形補間し、中間画像 T_4 は入力 CT 画像 T_3, T_5 を線形補間することにより生成する。中間画像の CT データは次

式で定義される線形補間により計算する。

$$T_n(x, y) = \frac{T_{n-1}(x, y) + T_{n+1}(x, y)}{2}, \quad n = \{2, 4\} \quad (4.1)$$

ここで、 T_n は中間画像、 T_{n-1}, T_{n+1} は中間画像を生成する上下 2 枚の入力画像を表す。
(4.1) 式の線形補間により生成された中間画像 T_2, T_4 、および入力 CT 画像 T_1, T_3, T_5 を
用いて、大きさ $102 \times 102 \times 5$ の三次元立方格子を X 線 CT 画像上に設定する。

4.2.2 初期伝搬面 (球) の設定

図 4.3 に示すように T_3 上の点 c を中心とする半径 r の球 $\gamma(0)$ を考え、 $\gamma(0)$ と 5 枚の
CT 画像 $T_i \{i = 1, 2, 3, 4, 5\}$ との交線を、初期伝搬面 $\gamma_i(0) \{i = 1, 2, 3, 4, 5\}$ と定義する。
三次元領域抽出法では、この 5 つの伝搬面 $\gamma_i(0)$ が相互に影響を及ぼしながら発展し、 T_3
上の肝臓の領域抽出を行う。

初期伝搬面 $\gamma(0)$ の中心 c 、および半径 r は二次元抽出法の場合と同様に実際の肝臓輪
郭に内接する球の半径を考え、そのおよそ半分程度の球を初期伝搬面とする。

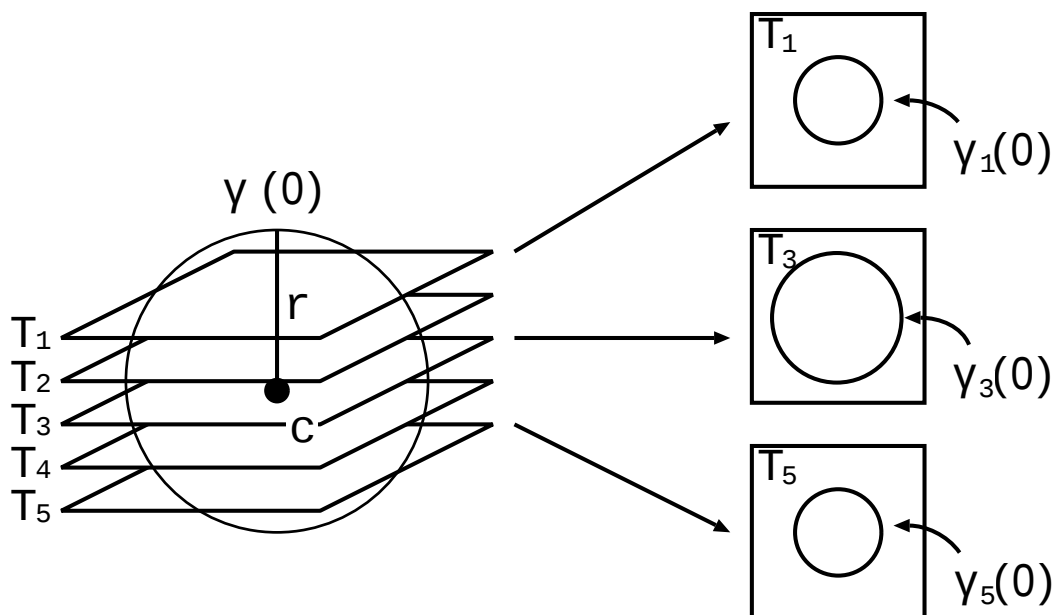


図 4.3: 初期伝搬面 (球) の設定

4.2.3 速度関数 F の入力

三次元領域抽出法では、速度関数 F に断面方向の曲率だけでなく、体軸方向の曲率も考慮することで CT 値差の不明瞭な輪郭を推定する。

$$F = k_I(a - b\kappa - c\lambda), \quad a > 0, b > 0, c > 0 \quad (4.2)$$

ここで、 a は伝搬面 $\gamma_i(t)$ の基本速度を決定する対流項を表し、 κ は断面方向の曲率、 λ は体軸方向の曲率を表す。また、 b, c はそれぞれ断面方向の曲率 κ 、および体軸方向の曲率 λ の強さを決定する曲率係数である。図 4.4 に伝搬面 $\gamma_3(t)$ 上の節点 s の体軸方向の曲率 λ と断面方向の曲率 κ を示す。

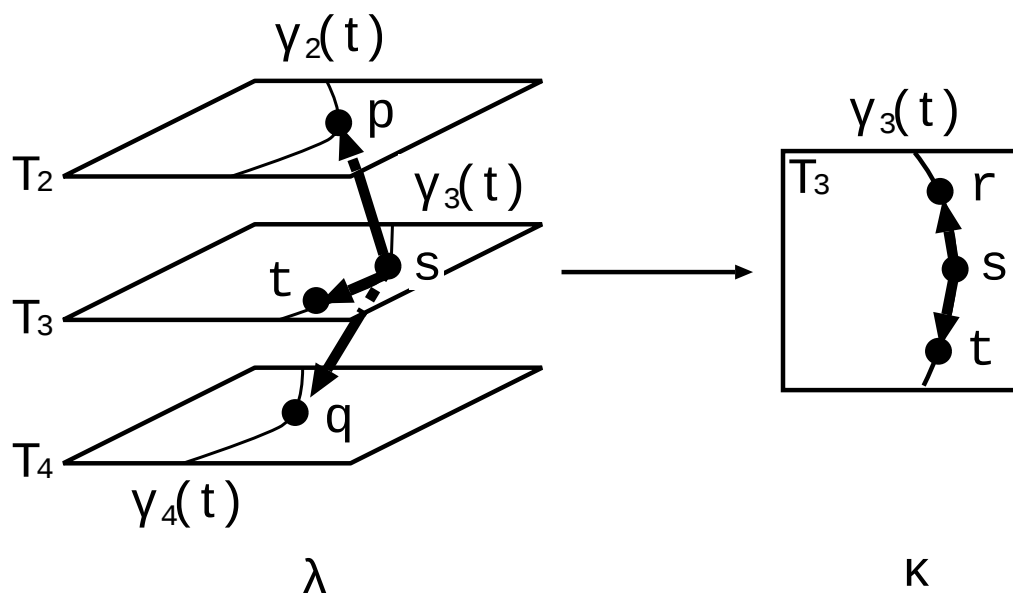


図 4.4: 体軸方向の曲率 λ と断面方向の曲率 κ

4.2.4 曲率 κ, λ の計算

節点 s の体軸方向の曲率 λ を計算するための 2 節点 p と q は、節点 s からの距離が一番短い伝搬面 $\gamma_2(t), \gamma_4(t)$ 上の点を選ぶ。伝搬面 $\gamma_2(t), \gamma_4(t)$ 上の節点の体軸方向の曲率に対しても同じように定義する。しかし、 $\gamma_1(t), \gamma_5(t)$ 上の節点に対しては体軸方向の曲率 λ が計算できないため、 $\gamma_1(t), \gamma_5(t)$ 上の節点における体軸方向の曲率係数は $c = 0$ とする。

3 節点 s, p, q を通る平面を考えその座標軸を u, v とおくと、節点 s における体軸方向の曲率 λ は次式で定義する。

$$\lambda = \frac{v_{ss}u_s - u_{ss}v_s}{(u_s^2 + v_s^2)^{3/2}} \quad (4.3)$$

また、体軸方向の曲率を計算する節点間隔は固定とする。これは、断面方向の伝搬面の周囲長の変化に比べ体軸方向の伝搬面の距離の変化が少ないためである。したがって、伝搬面 $\gamma_3(t)$ の体軸方向の曲率 λ は、伝搬面 $\gamma_2(t), \gamma_4(t)$ の形状にのみ依存し、伝搬面 $\gamma_1(t), \gamma_5(t)$ の形状には直接的に影響されない。

図 4.4 に示す $\gamma_3(t)$ 上の節点 s 周辺の CT 値差が不明瞭で肝臓の輪郭がはっきりしない場合を考える。二次元領域抽出法では、速度関数 F として画像の輝度勾配と断面方向の曲率 κ を考慮しているため、輝度勾配が不明瞭でも節点 r, t から計算される断面方向の曲率 κ がある程度大きくなると伝搬面は停止する。しかし、この場合伝搬面により抽出された領域は、曲率 κ により推定された領域のため肝臓領域の正確な輪郭であるとは言えない。

そこで、本研究の三次元領域抽出法では、速度関数 F に体軸方向の曲率 λ を考慮することで、上下の伝搬面 $\gamma_2(t), \gamma_4(t)$ から中間の伝搬面 $\gamma_3(t)$ の輪郭を推定する。上下の伝搬面 $\gamma_2(t), \gamma_4(t)$ のどちらも肝臓領域がはっきりしている場合、体軸方向の曲率 λ の効果により上下の伝搬面から大きくはみ出すことがなくなり、正確な肝臓領域の推定が行える。

4.2.5 輝度勾配の計算

抽出する臓器に合わせて速度関数 F の 3 つの係数 a, b, c を決定した後、 $T_i \{i = 1, 2, 3, 4, 5\}$ 全ての格子点において速度パラメータ k_I を計算する。まず、全ての格子点において分散 σ^2 のガウス関数で X 線 CT 画像をぼかした後、ラプラシアンを適用し臓器の輪郭を強調する。 σ の値は二次元領域抽出と同様に 3.0 とし、ガウス関数は (3.26) 式で表される二次元ガウス関数を使う。

ここで三次元ガウス関数を使わない理由は、三次元データの中に線形補間データがあるため上下方向の輝度勾配が正しく計算できないためである。

4.2.6 次の伝搬面の生成

伝搬面 $\gamma_i(t) \{i = 1, 2, 3, 4, 5\}$ 上の断面方向の曲率 κ と体軸方向の曲率 λ 、および速度パラメータ k_I が決まると、各節点 s の速度 F が計算できる。節点 s における素元波は、半径 $F \cdot \Delta t$ の球面波となる。

図 4.5 に示すように、伝搬面 $\gamma_2(t), \gamma_3(t), \gamma_4(t)$ 上の全ての節点 s について半径 $F \cdot \Delta t$ の球面波を生成し、その内側に存在する格子点を包絡するように面を連結すると、 $\gamma_3(t)$ の次の伝搬面 $\gamma_3(t + \Delta t)$ が得られる。

$\gamma_1(t), \gamma_2(t), \gamma_4(t), \gamma_5(t)$ も同様に球面波を生成することにより、次の伝搬面 $\gamma_i(t + \Delta t)$ が得られる。

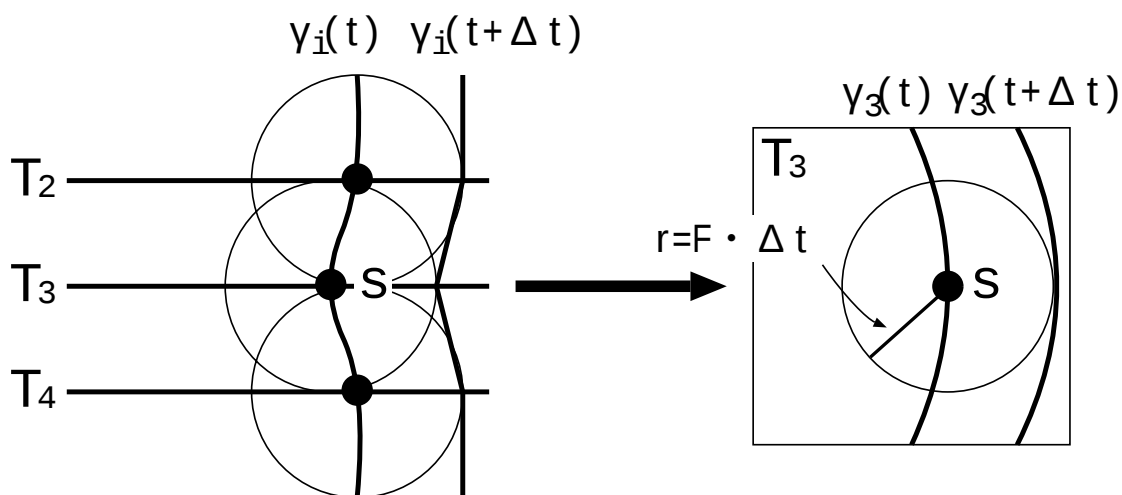


図 4.5: 球面波と次の伝搬面 $\gamma_i(t + \Delta t)$

4.2.7 終了条件

伝搬面 $\gamma_i(t) \{i = 1, 2, 3, 4, 5\}$ の各節点が臓器の輪郭に近付くにつれて、速度 F が小さくなりやがて各節点の発展が収束する。二次元抽出法では (3.29) 式により伝搬面 $\gamma(t)$ 上の節点と Δt 秒後の伝搬面 $\gamma(t + \Delta t)$ 上の節点の全ての座標が一致する場合を終了条件と定義した。三次元抽出法では、次式のように伝搬面 $\gamma_i(t)$ 上の節点と Δt 秒後の伝搬面 $\gamma_i(t + \Delta t)$ 上の節点の全ての座標が一致する場合を終了条件と定義する。

$$\gamma_i(t) = \gamma_i(t + \Delta t), \quad \{i = 1, 2, 3, 4, 5\} \quad (4.4)$$

三次元領域抽出法では、(4.4) 式によって臓器抽出処理を終了したときの伝搬面 $\gamma_3(t)$ を、Level Set Approach により推定された肝臓の輪郭とし、伝搬面 $\gamma_1(t), \gamma_5(t)$ は、体軸方向の曲率を計算していないため三次元領域抽出による肝臓領域とは定義しない。

同様の理由から、三次元領域抽出法により推定された肝臓の輪郭と実際の肝臓の輪郭との一致度 Cons は、伝搬面 $\gamma_3(t)$ のみ計算する。

4.3 肝臓領域の三次元抽出実験

4.3.1 使用した X 線 CT 画像

本章で提案する三次元領域抽出法を、実際の X 線 CT 画像に適用し肝臓領域の抽出実験を行った。本実験で使用する X 線 CT 画像は、肝臓領域を含む大きさ 512×512 ピクセル、画像のスライス間隔 7mm のデータを 3 例使用した。この 3 例のデータを Sample A、Sample B、Sample C とし、それぞれ別の人間を撮影した X 線 CT 画像を示す。Sample A は二次元領域抽出実験で用いたデータと同じである。この 3 例のデータの数とデータ番号を表 4.1 に示す。

データ	データ数	データ番号
Sample A	26	Data 000 ~ Data 025
Sample B	18	Data 100 ~ Data 117
Sample C	22	Data 200 ~ Data 221

表 4.1: 三次元抽出実験の使用データ

また、伝搬面を計算するための三次元立方格子の大きさは、 $102 \times 102 \times 5$ 、格子間隔は $h = 0.025$ 、タイム・ステップは $\Delta t = 0.04$ とした。

まず、肝臓領域の輪郭が不明瞭な画像 T_3 を以下に示すように 3 つに場合分けして実験を行った。

- (1) 上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも明瞭な場合の T_3 の抽出結果。
- (2) 上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合の T_3 の抽出結果。

(3) 上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合の T_3 の抽出結果。

最後に、Sample A から Sample C までの 3 例について二次元領域抽出法と三次元領域抽出法による全 CT 画像の評価を行った。

4.3.2 上下の肝臓領域のどちらも明瞭な場合の抽出結果

上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも明瞭な場合、その間に挟まれた肝臓領域の不明瞭な CT 画像 T_3 に対して三次元領域抽出を行った結果を示す。図 4.6(a)(b) は、肝臓領域と心臓領域の CT 値差が明瞭な Sample A の Data 001 と Data 003 の二次元抽出結果を示す。図 4.6(c)(d) は、図 4.6(a)(b) に挟まれた肝臓領域と心臓領域の CT 値差が不明瞭な Sample A の Data 002 の三次元抽出結果と二次元抽出結果を示す。

図 4.6(a)(b)(d) は速度関数 $F = 1.3 - 0.020\kappa$ を用いて二次元抽出を行い、図 4.6(c) は速度関数 $F = 1.3 - 0.015\kappa - 0.002\lambda$ を用いて三次元抽出を行った。

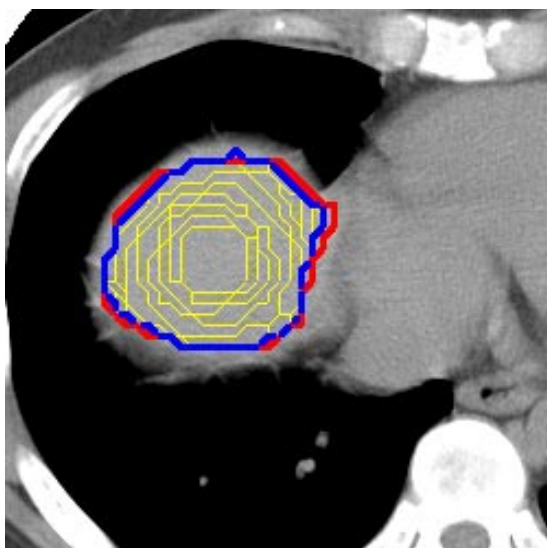
図 4.6(d) の二次元抽出結果と、図 4.6(a)(b)(c) による三次元抽出結果を比較した場合、肝臓領域の明瞭な CT 画像 T_1 と T_5 に挟まれた画像 T_3 は体軸方向の曲率の影響を受け T_1 と T_5 の肝臓領域から大きくはみ出さない。つまり、 T_1 と T_5 のどちらも明瞭な場合、体軸方向の曲率の効果により肝臓輪郭の不明瞭な場合でも良好な結果を得ることが分かる。

4.3.3 上下の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合の抽出結果

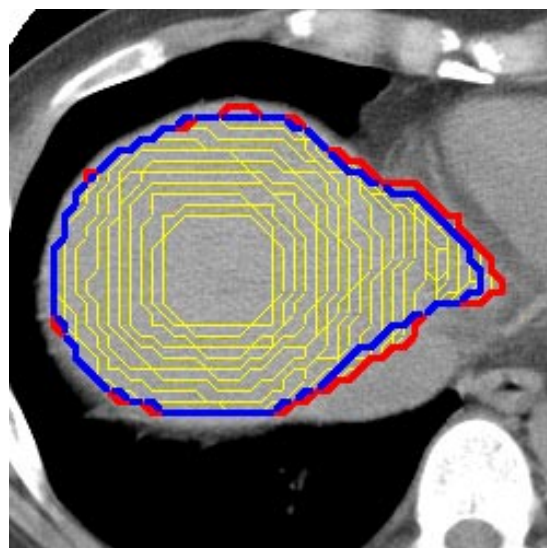
上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合、その間に挟まれた肝臓領域の不明瞭な CT 画像 T_3 に対して三次元領域抽出を行った結果を示す。図 4.7(a) は、肝臓領域と腎臓領域の CT 値差が不明瞭な Sample A の Data 019 の二次元抽出結果を示し、図 4.7(b) は、肝臓領域と腎臓領域の CT 値差が明瞭な Sample A の Data 021 の二次元抽出結果を示す。図 4.7(c)(d) は、図 4.7(a)(b) に挟まれた肝臓領域と腎臓領域の CT 値差が不明瞭な Sample A の Data 020 の三次元抽出結果と二次元抽出結果を示す。

図 4.7(a)(b)(d) は速度関数 $F = 1.3 - 0.020\kappa$ を用いて二次元抽出を行い、図 4.7(c) は速度関数 $F = 1.3 - 0.015\kappa - 0.002\lambda$ を用いて三次元抽出を行った。

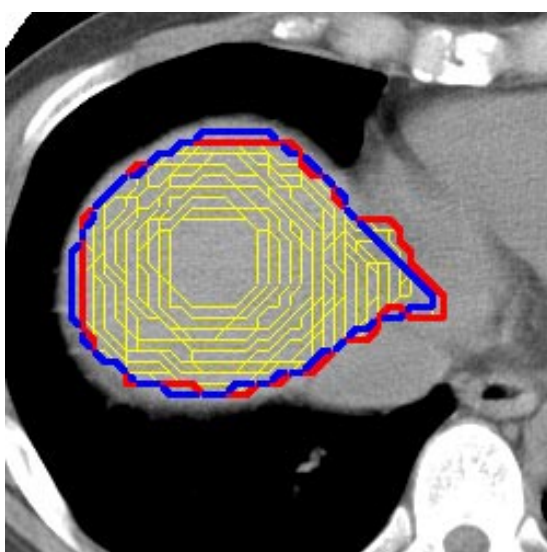
図 4.7(d) の二次元抽出結果と、図 4.7(a)(b)(c) による三次元抽出結果を比較した場合、肝臓領域の不明瞭な CT 画像 T_1 と肝臓領域の明瞭な CT 画像 T_5 に挟まれた画像 T_3 は



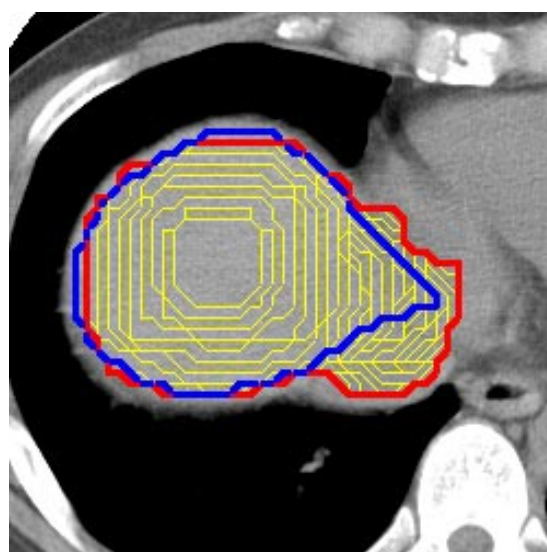
(a) T_1 , 二次元抽出結果, Cons = 92.9%



(b) T_5 , 二次元抽出結果, Cons = 94.1%



(c) T_3 , 三次元抽出結果, Cons = 91.2%



(d) T_3 , 二次元抽出結果, Cons = 80.9%

図 4.6: 上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも明瞭な場合の T_3 の抽出結果 : (a) Data 001 ; (b) Data 003 ; (c) Data 002 ; (d) Data 002

体軸方向の曲率の影響を受けるが、 T_1 の伝搬面が腎臓領域にはみ出しているため T_3 の伝搬面は肝臓領域を少しはみ出したところで止まる。つまり、 T_1 と T_5 のどちらか一方が不明瞭な場合、体軸方向の曲率の効果は半減することが分かる。

4.3.4 上下の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合の抽出結果

上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合、その間に挟まれた肝臓領域の不明瞭な CT 画像 T_3 に対して三次元領域抽出を行った結果を示す。図 4.8(a)(b) は、肝臓領域と胆嚢領域の CT 値差が不明瞭な Sample A の Data 011 と Data 013 の二次元抽出結果を示す。図 4.8(c)(d) は、図 4.8(a)(b) に挟まれた肝臓領域と胆嚢領域の CT 値差が不明瞭な Sample A の Data 012 の三次元抽出結果と二次元抽出結果を示す。

図 4.8(a)(b)(d) は速度関数 $F = 1.3 - 0.020\kappa$ を用いて二次元抽出を行い、図 4.8(c) は速度関数 $F = 1.3 - 0.015\kappa - 0.002\lambda$ を用いて三次元抽出を行った。

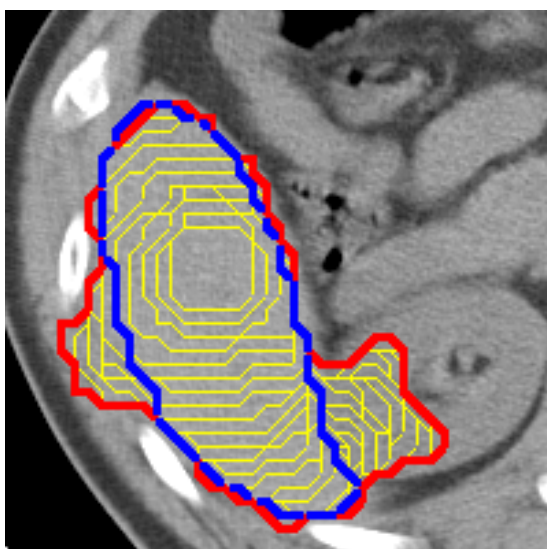
図 4.8(d) の二次元抽出結果と、図 4.8(a)(b)(c) による三次元抽出結果を比較した場合、肝臓領域の不明瞭な CT 画像 T_1 と T_5 に挟まれた画像 T_3 は体軸方向の曲率をほとんど受けず T_1 と T_5 と同様に肝臓領域から胆嚢領域へ伝搬面がはみ出してしまう。つまり、 T_1 と T_5 のどちらも不明瞭な場合、体軸方向の曲率はほとんど効果を発揮しないことが分かる。

4.3.5 二次元抽出法と三次元抽出法との比較

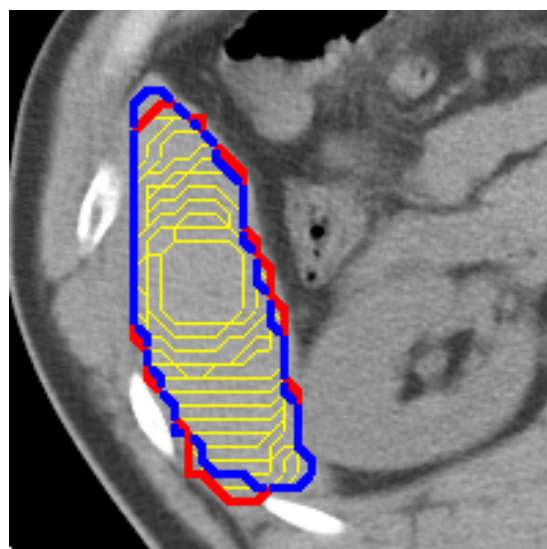
表 4.1 に示す 3 例のデータに対して、二次元領域抽出法と三次元領域抽出法を適用したときの、各 CT データの一致度を比較する。図 4.9 に Sample A の抽出結果、図 4.10 に Sample B の抽出結果、図 4.11 に Sample C の抽出結果を示す。

図の横軸は抽出を行ったデータ番号を表し、左側が肝臓上部、右側が肝臓下部を表す。図の縦軸は各 CT データに対して二次元領域抽出法および三次元領域抽出法を適用したときの実際の肝臓との一致度を表す。

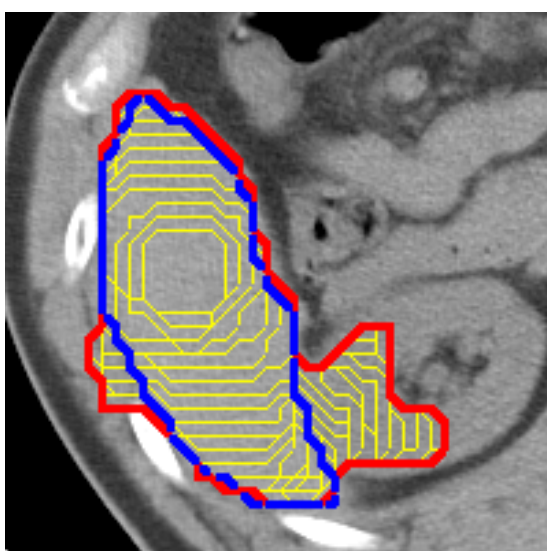
図 4.9、図 4.10、図 4.11 から、一致度の比較的高い CT データに挟まれたデータの三次元抽出結果は二次元抽出結果より良好な一致度を示すことが分かる。また全体的な一致度も数%向上していることが分かり、本手法の有効性が確かめられた。



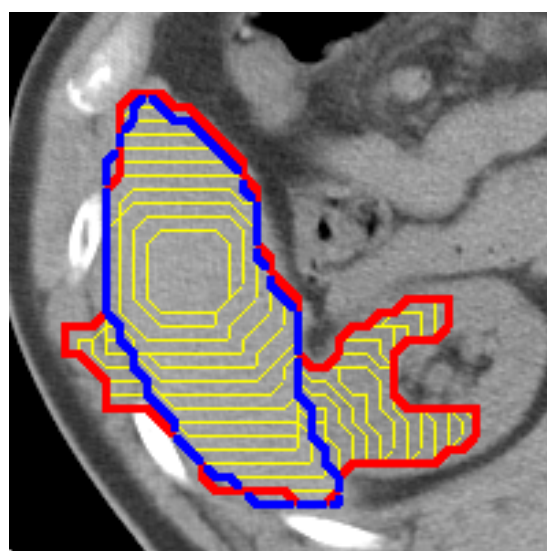
(a) T_1 , 二次元抽出結果, Cons = 73.1%



(b) T_5 , 二次元抽出結果, Cons = 90.4%

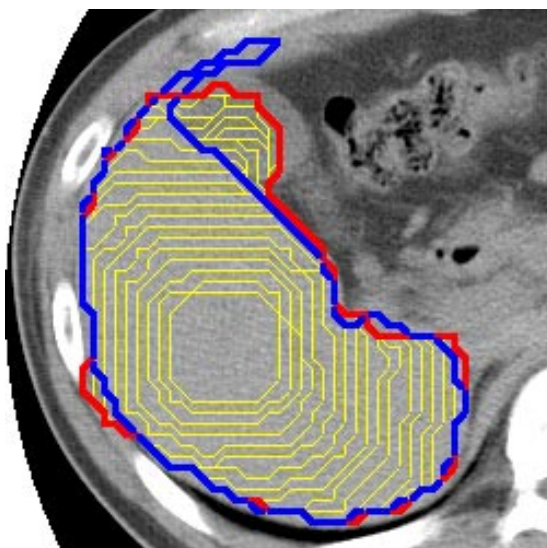


(c) T_3 , 三次元抽出結果, Cons = 73.3%

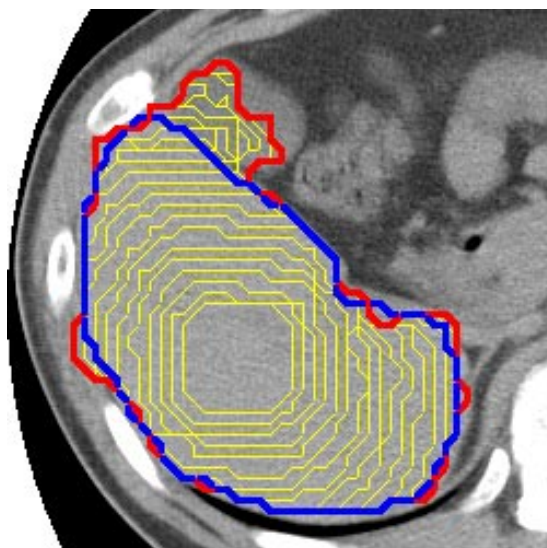


(d) T_3 , 二次元抽出結果, Cons = 67.4%

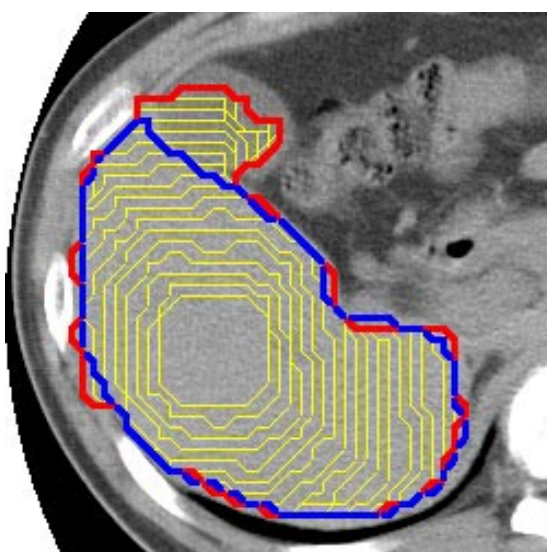
図 4.7: 上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合の T_3 の抽出結果 : (a) Data 019 ; (b) Data 021 ; (c) Data 020 ; (d) Data 020



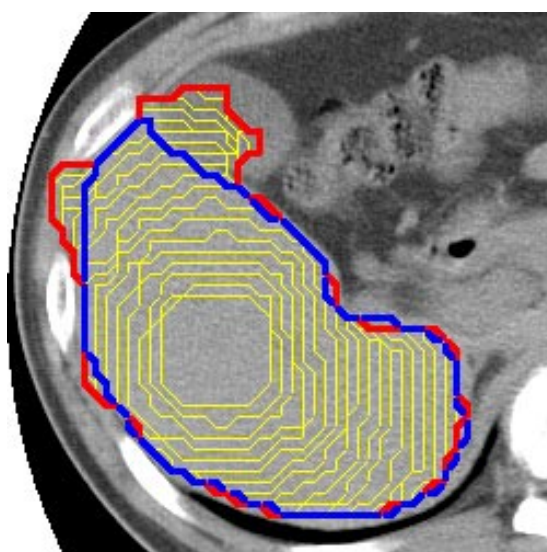
(a) T_1 , 二次元抽出結果, Cons = 87.5%



(b) T_5 , 二次元抽出結果, Cons = 89.0%

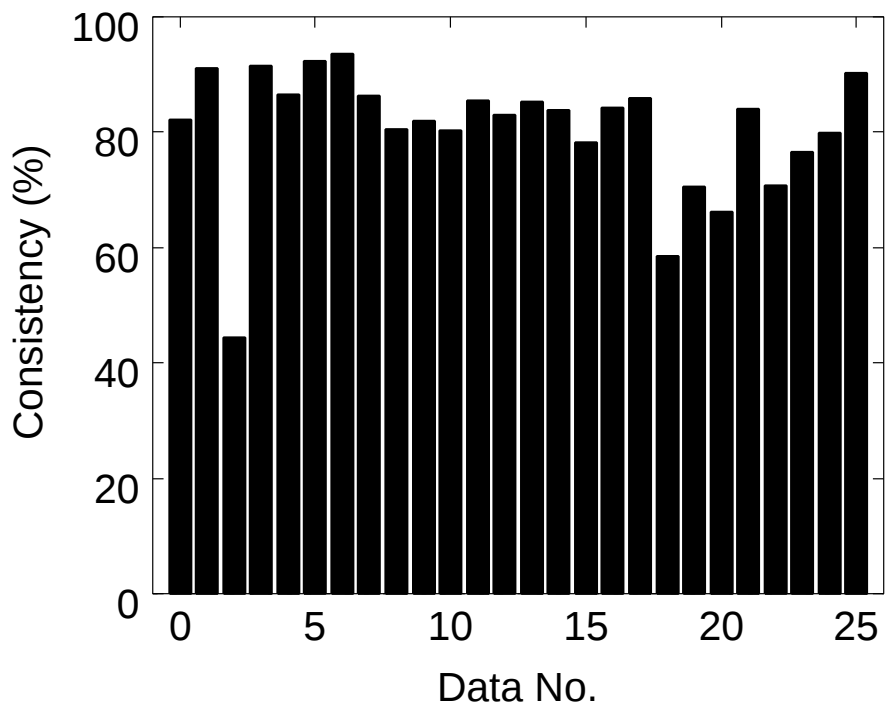


(c) T_3 , 三次元抽出結果, Cons = 87.6%

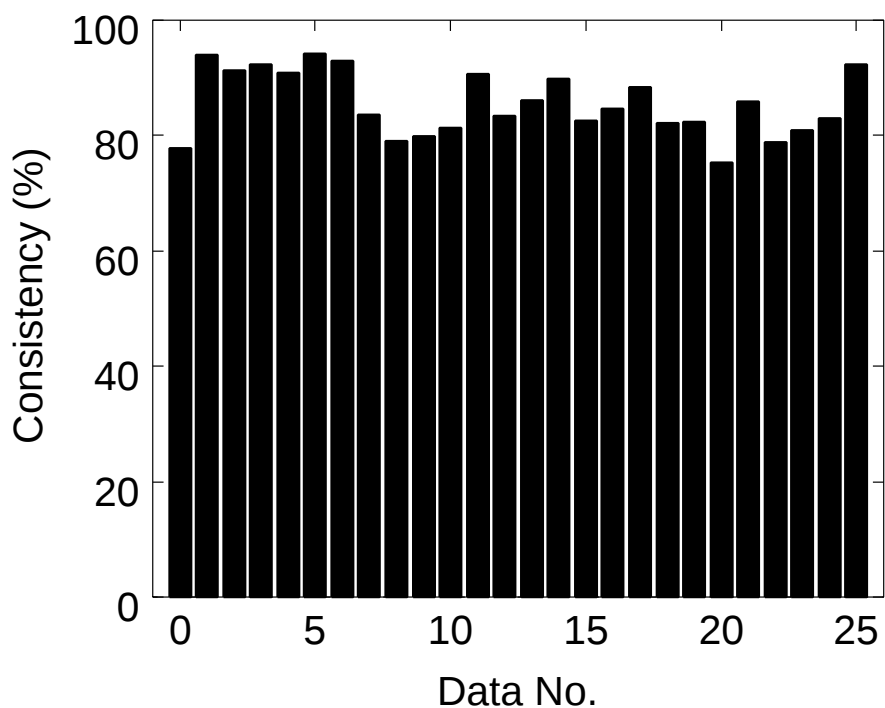


(d) T_3 , 二次元抽出結果, Cons = 87.8%

図 4.8: 上下の CT 画像 T_1 と T_5 の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合の T_3 の抽出結果 :
(a) Data 011 ; (b) Data 013 ; (c) Data 012 ; (d) Data 012

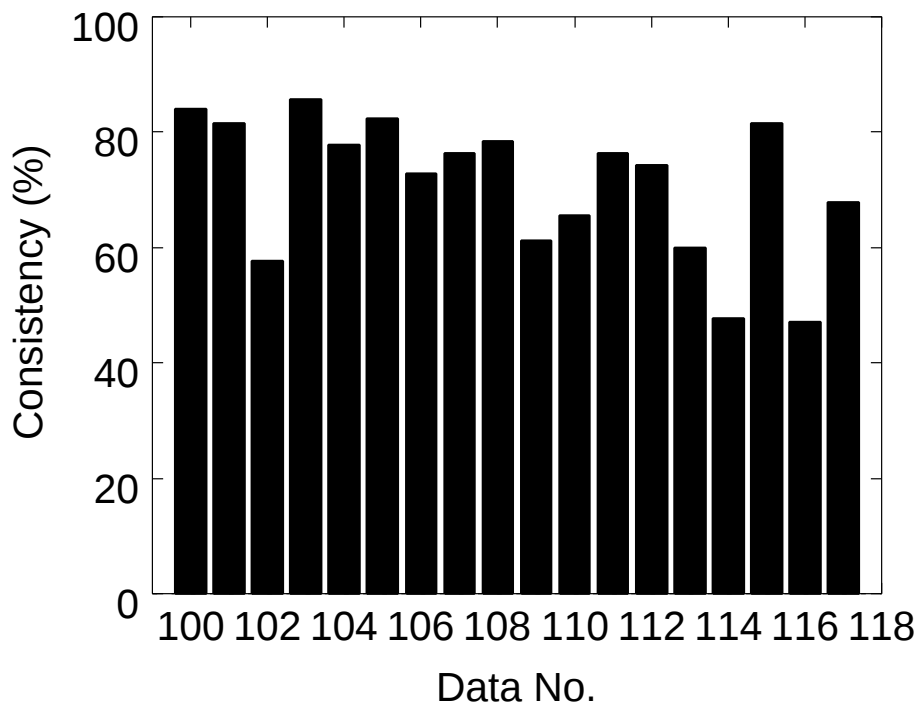


(a) 平均一致度 Cons = 80.5%

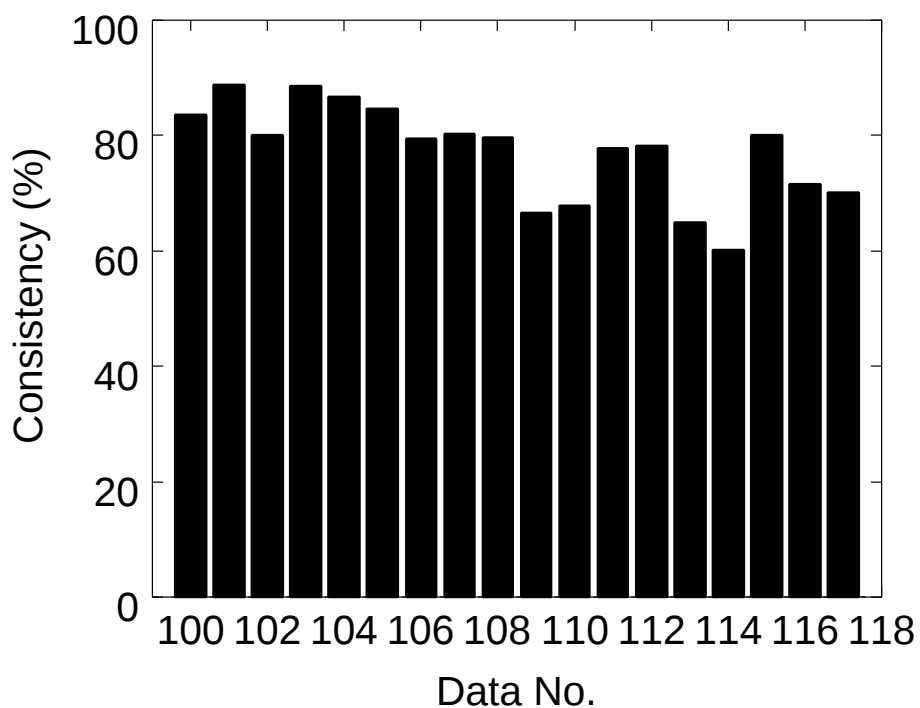


(b) 平均一致度 Cons = 85.5%

図 4.9: Sample A の抽出結果 : (a) 二次元臓器領域抽出法 (b) 三次元臓器領域抽出法

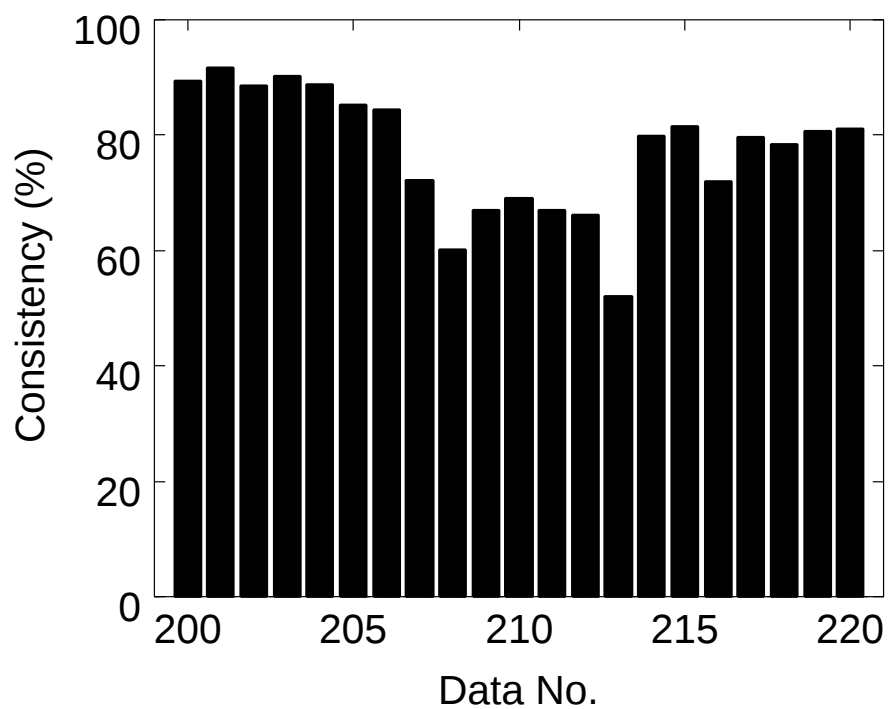


(a) 平均一致度 Cons = 71.0%

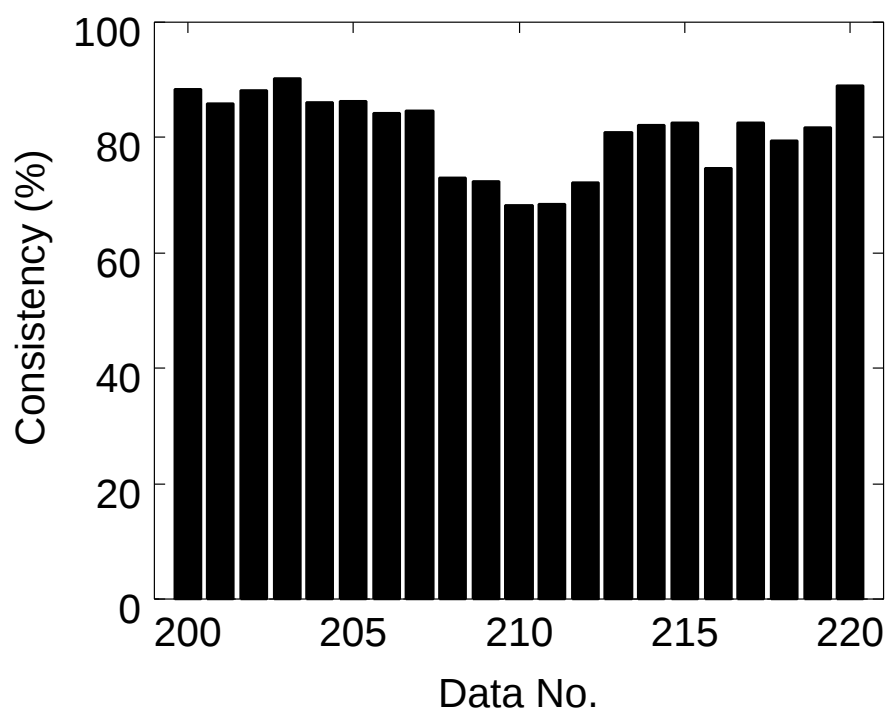


(b) 平均一致度 Cons = 77.1%

図 4.10: Sample B の抽出結果 : (a) 二次元臓器領域抽出法 (b) 三次元臓器領域抽出法



(a) 平均一致度 Cons = 77.3%



(b) 平均一致度 Cons = 81.0%

図 4.11: Sample C の抽出結果 : (a) 二次元臓器領域抽出法 (b) 三次元臓器領域抽出法

4.4 まとめ

本章では、肝臓領域と他の臓器が近接していて肝臓領域の CT 値差が不明瞭な画像に対して、体軸方向の曲率を速度関数に導入した三次元領域抽出法を提案し、肝臓輪郭の推定を行った。

実験の結果、上下の CT 画像の肝臓領域がどちらも明瞭な場合にもっとも体軸方向の曲率の効果が表れ三次元的に肝臓輪郭を推定できることが分かった。また上下の CT 画像の肝臓領域のどちらか一方が不明瞭な場合には体軸方向の曲率の効果が半減し、上下の CT 画像の肝臓領域のどちらも不明瞭な場合にはほとんど曲率の効果が表れないことが分かった。

3 例の X 線 CT 画像に対して、二次元抽出を行った結果と三次元抽出を行った結果を比較した場合、上下の CT 画像の肝臓領域がどちらも明瞭な CT 画像に挟まれた肝臓領域の不明瞭な CT 画像は三次元抽出によって一致度が向上していることがグラフからも分かった。

第 5 章

結論

らせん走査型 CT 装置は、短時間撮影と体軸方向に連続したデータの獲得など、従来の CT 装置と比較しその機能は飛躍的に向上した。その一方で、検査によって得られる膨大な CT データを効率良く処理し、医師の読影を助けるための何らかの計算機支援が必要となっている。その 1 つとして、対象臓器領域を CT データから自動で抽出し、読影の高速化や不必要臓器を削除することによる表示の効率化などが研究されている。

従来、臓器領域を自動抽出するための手法として、画像 1 枚から対象臓器領域を抽出する二次元臓器領域抽出法と三次元ボリュームデータを用いて臓器領域を抽出する三次元臓器領域抽出法がある。二次元臓器領域抽出法は、三次元臓器領域抽出法と比較して画像から得られる情報量が少なく、CT 値差の不明瞭な輪郭抽出に弱いなどの問題がある。また、三次元臓器領域抽出法は、二次元的な臓器抽出を重ねただけのものや単純な閾値処理など、その多くは臓器の三次元構造を考慮しない抽出法である。

そこで本研究では肝臓領域を抽出の対象とし、体軸方向の肝臓の形状も考慮することで、CT 値差の不明瞭な領域に対して正確な肝臓領域の推定を行った。領域抽出の基本概念として、本研究では Osher と Sethian によって開発された Level Set Approach を用いた。しかし、従来の発展方程式の計算法では格子点上の値から伝搬線の輪郭、法線方向、曲率などを全て計算しているため伝搬線の位置による誤差がまわりの格子点に分散しやすい。そこで、素元波を用いることで法線方向を計算することなく法線方向に伝搬する伝搬線を幾何学的に計算する手法を提案した。また、曲率は伝搬線上の隣接する 3 節点から計算し、伝搬線の長さに応じて計算する距離間隔を変化させるようにした。

また、Level Set Approach を使って肝臓領域の二次元抽出を行った。速度関数として輝

度勾配と断面方向の曲率を用いた二次元臓器領域抽出法では、従来の領域抽出法と同じように臓器輪郭の明瞭な画像は良好に抽出できるが、肝臓と他の臓器が近接していて CT 値差の不明瞭な領域は抽出が困難であることが分かった。

そこで、このように CT 値差の不明瞭な領域から臓器輪郭を抽出するために、本研究では速度関数に体軸方向の曲率も考慮する三次元的な肝臓領域の抽出を提案した。これは CT 値差が不明瞭な領域に対して、肝臓領域の明瞭な上下の CT 画像から輪郭を推定し輪郭抽出精度を向上する手法である。実験結果から、上下の CT 画像の肝臓領域が明瞭な場合は体軸方向の曲率により良好な抽出結果を得ることが分かった。しかし、上下の CT 画像の肝臓領域の一方が不明瞭な場合、あるいは両方とも不明瞭な場合には体軸方向の曲率の効果があまり得られないことが分かった。三次元ボリュームデータ全体に対して、二次元臓器領域抽出と三次元臓器領域抽出を行った結果、概ね良好な結果が得られた。

今後の課題としては、速度関数のパラメータを X 線 CT 画像に合わせて自動決定するなどの改良が求められる。

謝辞

本研究を行うにあたり、御指導、御鞭撻を戴いた北陸先端科学技術大学院大学阿部 亨 助教授に厚く御礼申し上げます。

また、様々な面で御教授戴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、X 線 CT データならびに評価用データの作成、またらせん走査型 CT に対する専門的な御指導を賜った金沢大学医学部 小林 健 助手に深く感謝申し上げます。

北陸先端科学技術大学院大学 片山 卓也 教授には、サブテーマで熱心に御指導頂き深く感謝致します。

大量の肝臓の評価用データを全て計算機に入力してくれた北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 副島 義貴 氏に心より感謝致します。

プログラミング、画像処理に関して適切な御助言を戴いた北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 野口 幸典 氏に深く感謝致します。

また、日頃よりお世話になった当研究室の皆様に心より感謝致します。

参考文献

- [1] 東木 裕介：“ヘリカルスキャンの物理的特性 ヘリカルスキャンの基礎と臨床- 連続回転方 CT の応用-”，医療科学社，東京，pp.110-120，1993.
- [2] 林 宏光，小林 尚志，高木 亮，趙 圭一，石原 眞木子，吉川 晃，市川 太郎，隅崎 達夫：“らせん CT その基礎から最新の三次元画像まで”，臨床画像，MEDICALVIEW，Vol.12，No.2，pp.181-193，1996.
- [3] 平松 慶博，佐藤 設，村上 省吾，五味 達哉，島田 栄治，新木 操，畔元 将吾：“CT 新時代に向けて”，臨床画像，MEDICALVIEW，Vol.12，No.4 増刊，pp.6-11，1996.
- [4] 上井 弘樹，山田 耕久，白石 達也，福島 重廣：“胃 X 線二重造影像からの胃輪郭線追跡”，信学技報，PRU93-110，pp.73-80，1993.
- [5] 山本 秀樹，安東 孝久，美咲 隆吉，湯本 泰弘，桑原 道義：“肝臓の X 線 CT 像の三次元処理”，信学技報，MBE82-24，pp.47-50，1982.
- [6] 山本 秀樹，美咲 隆吉，湯本 泰弘，桑原 道義：“腹部 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.
- [7] 松坂 匡芳，清水 昭伸，長谷川 純一，鳥脇 純一郎：“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.
- [8] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos：“Snakes：Active Contour Models”，Int. J. of Comput. Vision，pp.321-331，1988.
- [9] 上田 修功，間瀬 健二，末永 康仁：“弾性輪郭モデルとエネルギー最小化原理による輪郭線追跡手法” 信学論，Vol.J75-D-II，No.11，pp.111-120，1992.

- [10] 森 健策, 長谷川 純一, 鳥脇 純一郎, 安野 泰史, 片田 和廣 : “仮想化気管支内視鏡システムにおける気管支分岐情報を利用した高速表示の一手法”, JAMIT '96, pp.39-44, 1996.
- [11] 森 健策, 長谷川 純一, 鳥脇 純一郎, 安野 泰史, 片田 和廣 : “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.
- [12] 富田 稔啓, 見口 良輔, 奥村 俊昭, 江 浩, 山本 眞司, 松本 満臣, 舘野 之男, 飯沼 武, 松本 徹 : “モデル情報と最小値投影法による肺野領域抽出”, JAMIT '96, pp.17-20, 1996.
- [13] 見口 良輔, 富田 稔啓, 奥村 俊昭, 江 浩, 山本 眞司, 松本 満臣, 舘野 之男, 飯沼 武, 松本 徹 : “モデル情報と肺野部骨情報自動抽出による肺野領域決定”, JAMIT '96, pp.21-24, 1996.
- [14] S. Osher, J. A. Sethian : “Fronts Propagating with Curvature-Dependent Speed : Algorithms Based on Hamilton-Jacobi Formulations”, J. of Comput. Phys., **Vol.79**, pp.12-49, 1988.
- [15] J. A. Sethian : “Numerical Algorithms For Propagating Interfaces : Hamilton-Jacobi Equations And Conservation Laws”, J. of Diff. Geom., **Vol.31**, pp.131-161, 1990.
- [16] R. Malladi, J. A. Sethian, B. C. Vemuri : “Evolutionary Fronts for Topology-Independent Shape Modeling and Recovery”, LNCS 800, Eklundh(Ed.) Computer Vision - ECCV '94, **Vol.I**, pp.3-13, 1994.
- [17] J. A. Sethian : “Level Set Methods”, 1st ed, New York, Cambridge University Press, 1996, pp.1-61.
- [18] 大澤 忠 編著 : “初心者のための胸部 CT の読み方”, 1st ed, 東京, 新興医学出版社, 1991, pp.1-5.
- [19] 高木 幹雄, 下田 陽久 監修 : “画像解析ハンドブック”, 1st ed, 東京, 東京大学出版, 1991, pp.550-559.

研究業績

萩原 久哉, 小林 健, 阿部 亨, 堀口 進 : “らせん走査型 CT 画像からの臓器の自動抽出法”, 電気関係学会北陸支部連合大会, F-27, p.342, 1996.

萩原 久哉, 小林 健, 阿部 亨, 堀口 進 : “Active Volume を用いた 3 次元臓器領域抽出法”, 電子情報通信学会パターン認識・メディア理解 (PRMU), 発表予定, 1997.

付録

本研究で使用した GE 横河メディカルシステム社製のらせん走査型 CT、CT HiSpeed Advantage RP のシステム概要を表.1に示す。

スキャン方式	第3世代低圧スリップリング方式 Q/Q (クオータ/クオータ) オフセット方式
スキャンモード	コンベンショナル・クラスター・JETT・シネ・コンパウンドスキャン
スキャンタイム	(0.6), 1, 2, 3, 4 秒
スライス厚	1, 3, 5, 7, 10mm
スキャンレンジ	170cm (メタルレス)
空間分解能	0.35mm
密度分解能	2.5mm/0.25%
X線管球容量	3.5MHU
X線管球冷却率	820KHU/分
X線管球焦点	0.7 × 0.9mm (0.4 × 0.7mm … NEMA) 1.2 × 1.2mm (0.6 × 0.9mm … NEMA)
管電圧	80, 100, 120, 140kv
管電流	40 ~ 400mA (10mA ステップ)
連続照射時間	30 秒 … 330mA, 60 秒 … 240mA
検出器方式	固体検出器 (GE HiLight Detector)
検出器数	864ch
ガントリ開口径	70cm
ガントリチルト	±30°
テーブル最低高	51cm
コンピュータ	Silicon Graphics Indigo ² IMPACT™ 64bit MIPS R4400™ RISC System, 完全独立分散制御方式
ディスク容量	11.2GB (7,400 画像記憶可能)
画像計算時間	3 秒
モニタ	20 インチ/1024 マトリクス デュアルカラーモニタ
入力方式	タッチパネル/マウス/トラックボール
光磁気ディスク	1.3GB (3,600 画像)、ローデータ記録可能、DICOM3 フォーマット対応

表 .1: CT HiSpeed Advantage RP