

修士論文

レベルセット法を用いた心臓MRA画像
における複数血流領域抽出方法の改善
に関する研究



平成 22 年度修了
三重大学大学院 工学研究科
博士前期課程 情報工学専攻

増田 匡信

目次

はじめに	1
第1章 背景と目的	2
1.1 背景	2
1.2 目的	2
第2章 基礎知識	3
2.1 冠状動脈とは	3
2.2 MR画像とは	3
2.3 冠状動脈の基部	4
第3章 従来の血流領域抽出方法	5
3.1 心領域切り出し	5
3.2 可変しきい値処理による血流領域抽出	6
3.3 問題点	7
第4章 提案手法	9
4.1 レベルセット法	9
4.2 工夫点	11
4.2.1 可変しきい値処理のパラメータの変更	11
4.2.2 画像データの加工処理の改良	11
4.2.3 独立・並列的な複数のレベルセット法の適用	14
4.2.4 境界線上の速度の監視	16
4.3 提案手法の処理手順	18
第5章 実験	19
5.1 実験結果	19
5.2 考察	19

おわりに	27
謝辞	28
参考文献	29
付録	31
6 移動速度の計算式	31

はじめに

本研究は、本研究室で続けられている心臓MR A画像を用いた冠状動脈の狭窄を自動検出するシステムの開発に関する研究 [1]~[10] を引き継いだものである。

内容は、心臓MR A画像からの複数血流領域の抽出に関するもので、これらは冠状動脈を自動的に抽出するための追跡開始点となる基部を特定する前段階に相当する。冠状動脈の追跡及び抽出に関する研究は本研究室や他の研究室でもたくさん行われているが、完全に自動化するためには追跡開始点を自動的に決定するなどの問題がまだ残されている。本研究室では上行大動脈の根元付近に存在する冠状動脈の基部を開始点にしようと試みているが、この基部を特定するためには心血管の血流領域を抽出する処理が必要となる。

本研究は、平成 20 年度に修了した吉田氏が開発した血流領域の自動抽出方法 [10] の改善手法を提案してしている。

第1章

背景と目的

1.1 背景

冠状動脈の狭窄や閉塞により、心筋梗塞や狭心症といった心疾患が起こる。冠状動脈の狭窄や閉塞の検査方法には、X線CTやMRIによるものがある。

X線CTでの場合、画像は鮮明だが、体に負担のかかる造影剤を使用したり、放射線被曝の恐れがあるという問題点がある。

一方、MRIでの場合、X線CTよりは画像が不鮮明だが、造影剤を使用しなくても検査に十分な画像を取得することができ、被曝の心配も無い。本研究室では、このMRIで撮像された画像に関する研究が行われている。

このような画像で検査を行う場合、画像枚数が増えるにつれて、読影する医師の負担も増大する。そこで、そのような負担を軽減する読影支援システムの構築が期待されており、本研究室で心臓MRA画像を用いた冠状動脈の狭窄を自動検出するシステムの開発が行われている。

1.2 目的

これまでの研究により、冠状動脈の太い部分などの比較的にわかりやすい部分は追跡することが可能になってきているが、冠状動脈のおおよその位置や追跡の始点などを人手で指定する必要がある、完全に自動的に抽出できるものではない。

本研究室のシステムでは、追跡の開始点を自動的に決定する方法として、冠状動脈の起点が上行大動脈の根元付近にあることに着目し、心臓付近の解剖生理学的な構造に基づいてその基部を追跡の開始点とする手法 [10] が考案されているが、基部を特定するための上行大動脈及び周辺の血流領域の抽出精度が悪いという問題点があり、まだ実用できるレベルではない。

そこで本研究では、心臓MRA画像における複数血流領域抽出方法を改善することで、血流領域抽出精度の高精度化を目的としている。

第2章

基礎知識

2.1 冠状動脈とは

心臓の表面を取り巻き、心拍を行わせる心筋への血液供給を役割とする血管のこと。右冠状動脈と左冠状動脈に分かれており、それぞれ心臓の右半分と左半分を担当している。左右それぞれの血管はさらに幾つかに枝分かれして心臓を取り巻いていて、冠状動脈の基部は上行大動脈の根元付近に存在している。(図1)

狭窄や閉塞は太い血管部分(冠状動脈の根元部分)で起こりやすいとされている。すなわち、図1の赤丸部分である。

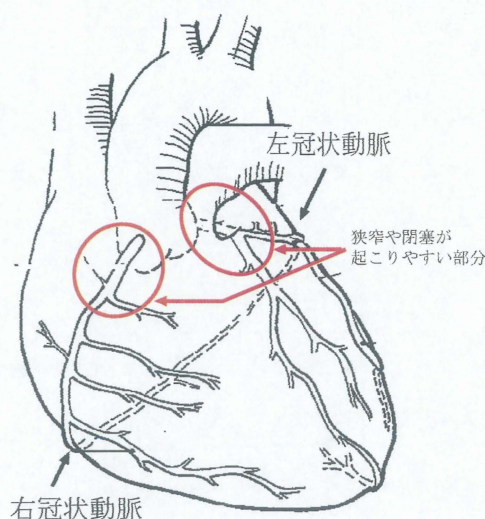


図1 心臓と冠状動脈

2.2 MR画像とは

核磁気共鳴 (nuclear magnetic resonance, NMR) 現象を利用して生体内の内部の情報を画像化したもの。

本研究では、図2のような心臓MRA画像を用いる。

- 画像サイズ : 256 × 256

- 1画素のサイズ：2バイト
(MR装置では1画素を12ビットで表現している)
- 血管や脂肪などの水を含んだ組織 … 白 (信号値：4095)
空気や骨格など … 黒 (信号値：0)
- 体軸 (軸位断) において下方から上方へ撮影しているの、左右が反対

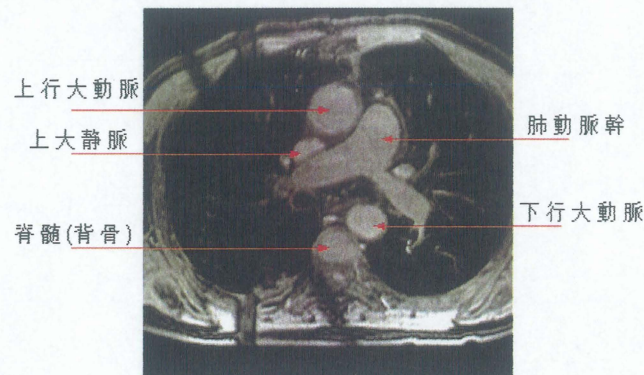


図2 心臓MRA画像の例

1人分の臨床データにはこのような心臓MRA画像が数十枚あり、心臓のある胸部付近をスライス間隔1~2[mm]で撮像している。

2.3 冠状動脈の基部

冠状動脈の自動抽出ではどこを追跡開始点にするかという問題があり、本研究室では上行大動脈の根元付近に存在する冠状動脈の基部 (図3の○で囲っている箇所) を冠状動脈の追跡開始点として利用する。

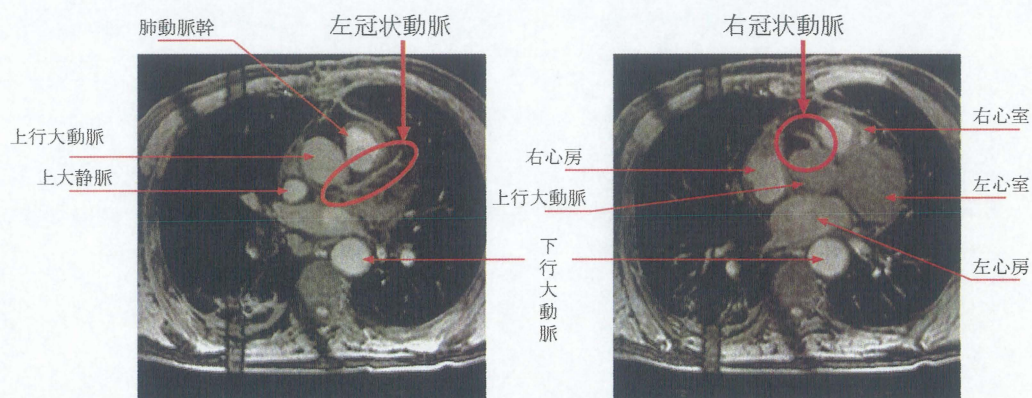


図3 冠状動脈の起始部分

第3章

従来の血流領域抽出方法

まず、本研究室で研究が行われている心臓MR A画像を用いた冠状動脈の狭窄を自動検出するシステムの概要について説明する。本研究室のシステムは大きく分けると次のような流れになる。

1. 心領域切り出し
2. 心血管の血流領域抽出
3. 冠状動脈の基部特定
4. 冠状動脈の追跡・抽出
5. 血管形状の計測

心領域の切り出しについては文献 [1][11]，心血管の血流領域抽出については文献 [10][11]，冠状動脈の基部特定については文献 [10]，冠状動脈の追跡・抽出については文献 [2][3][4][5][6][7][8][9] と、本研究室でもこのように研究が続けられており大まかなシステムの概要はできているが、まだ部分的に問題点が残っているため実用できるレベルではない。

その問題点の1つに心血管の血流領域抽出がある。本研究で扱っている心臓MR A画像は、同じ種類の心血管の血流領域であっても撮像されたスライスごとに濃度分布が微妙に異なっていたり、血流領域内部の濃度分布も一様ではないなどの特徴がある。そのため、人間の目で見ればどこが血流領域であるかを判別できるが機械レベルでは非常に困難となる。

上記のような心臓MR A画像の特徴のため、従来研究では前処理として心領域切り出しを行った画像から可変しきい値処理によって血流領域を抽出する手法 [10] を考案した。以下、この手法について順に説明した後、従来手法の問題点について述べる。

3.1 心領域切り出し

心領域切り出しは、後の処理の高速化と誤抽出低減のために処理を行う範囲（心領域）を切り出す処理である。血流領域を抽出する前に必要な部分だけを切り出すことで、余計な血流領域や脂肪領域などを取り除くことができ、複雑な例外処理などの手間を省くことができる。例として、図4から心領域を切り出した結果を図5に示す。

心臓の位置は個人によって異なるために心領域は臨床データごとに動的に求めている。心領域の切り出し方法は文献 [1][11] の手法を用いている。

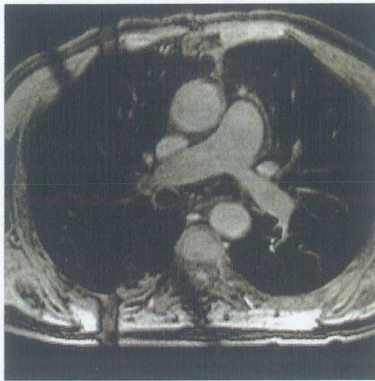


図 4 心領域切り出し前

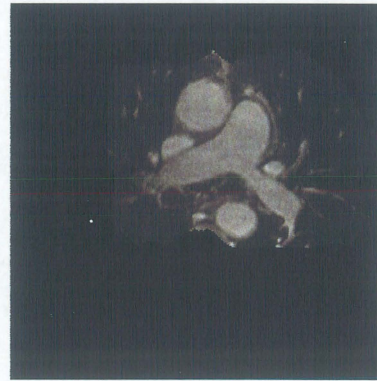


図 5 心領域切り出し後

3.2 可変しきい値処理による血流領域抽出

従来手法では、領域ごとに適切なしきい値を設定して 2 値化することができる可変しきい値処理を用いて血流領域を抽出している。可変しきい値処理では、ある 1 つの注目する極大点 (注目極大点) の濃度値を段階的に下げ、その中から条件に合う注目領域のしきい値を決定している。条件には注目領域の輪郭線上の平均濃度勾配を基準として設けている。可変しきい値処理によって抽出される各領域はそれぞれ異なるしきい値をもつ。

可変しきい値処理の手順を次に示す。この手順はスライス 1 枚での処理であり、同様の処理を臨床データの全スライスに対して実行する。

1. 心領域切り出し画像の読み込み

切り出し後の画像を 1 枚読み込み、この画像に対して処理を行っていく。

2. 極大点の抽出・極大点リストの作成

画像の処理組織領域内で 3×3 のフィルタをラスタ式に走らせ (図 6)、その中心点がフィルタ内で最大濃度値である場合、中心点を極大点として極大点リストに加える。(図 6 の右側の図は極大点を示した 2 値画像である。複数の極大点が集まって 1 つの大きな点に見えることがある。)

3. 注目極大点の決定

極大点リストを濃度値で降順にソートし、極大点リストの先頭 (濃度値が高いもの) から順に選択する。これを注目極大点とする。

4. 注目極大点のしきい値候補リストの作成

注目極大点の濃度値を段階的に下げ、各しきい値で領域を抽出する。(図 7)

各しきい値での抽出領域を記録し、記録した結果をしきい値候補としてリストを作成する。(リストには濃度値、注目領域の面積・周囲長・輪郭上の平均濃度勾配の情報を付加する。輪

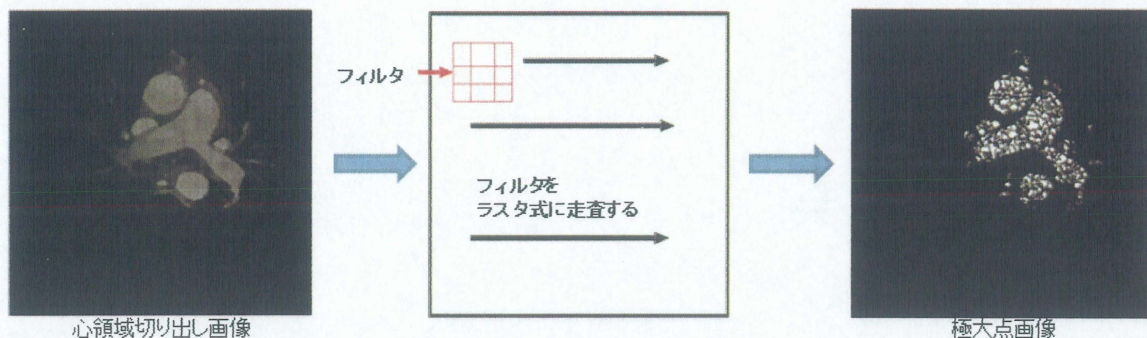


図6 心領域切り出し画像からの極大点抽出

郭上の平均濃度勾配とは、注目領域の輪郭上の差分画素値の平均値のこと。))

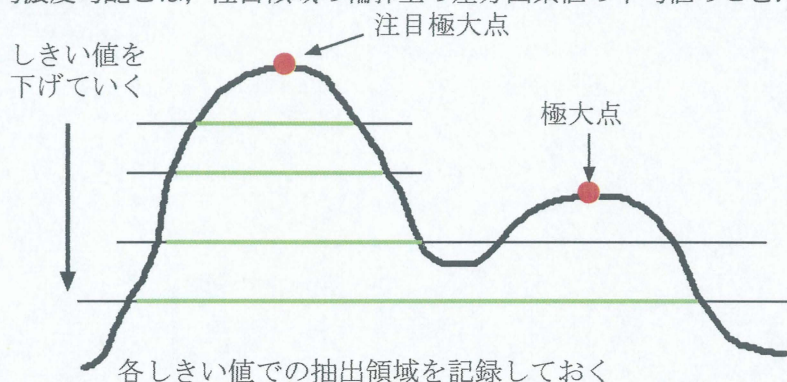


図7 注目極大点のしきい値候補リスト作成

5. 最適しきい値の選択

しきい値候補リストから、平均濃度勾配が高い抽出領域を最適しきい値として選択する。ただし、標準的な血流領域よりも小さすぎるものや大きすぎるものは除外する。既に確定されている抽出領域と重なる場合、次に平均濃度勾配が高いものを選択する。

6. 抽出領域の確定

既に抽出された領域群に抽出領域を加え、その領域と重なる極大点を極大点リストから削除し、2へ戻る。極大点が無くなるまで繰り返す。

可変しきい値処理による抽出結果を図8に示す。

3.3 問題点

冠状動脈の追跡開始点となる基部を特定するためには、基部が存在している上行大動脈を抽出・特定する必要がある。そして、上行大動脈の血流領域を特定するには上行大動脈と周辺の血流領域を抽出し、解剖生理学的な知識から各血流領域の種類を識別することが求められる。従来手法では

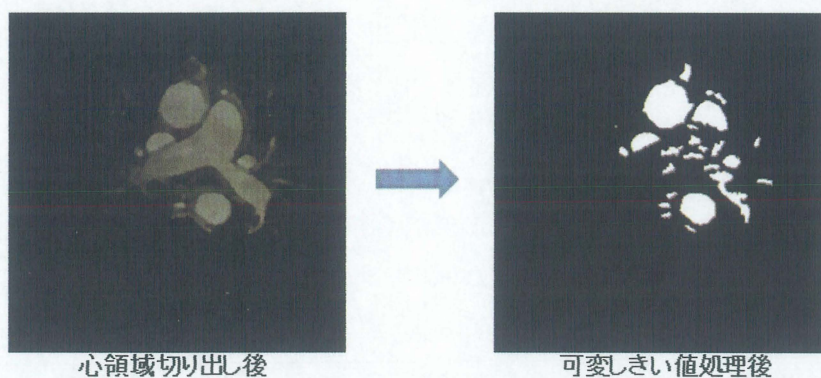


図 8 可変しきい値処理の抽出結果

可変しきい値処理を用いた抽出方法が提案されたが、可変しきい値処理ではまだ血流領域抽出精度が低いという問題点がある。

その原因の 1 つとして、血流領域内部の濃度分布が一様でないという点がある。濃度分布が一様でないと、可変しきい値処理で抽出される血流領域が、本来の血流領域よりも小さい領域で抽出されることがあり、その結果、円形に近い血管が三日月のように欠けてしまったり、1 つの血流領域がバラバラに分割された状態で抽出されてしまう。(図 9)

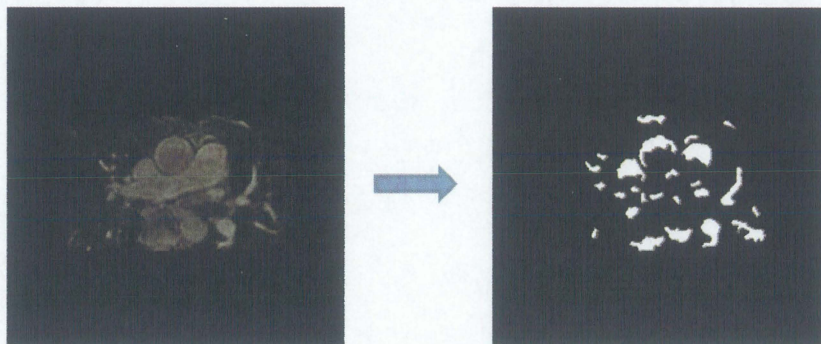


図 9 可変しきい値処理の失敗例

このような抽出領域では上行大動脈及び冠状動脈の基部を特定することが困難となる。この結果から、各心血管の血流領域をそれぞれ 1 つのしきい値では適切に抽出することが出来ないことがわかる。

第4章

提案手法

3.3 で述べた問題点を解決するため、可変しきい値処理で得られた抽出領域を核領域とし、その輪郭線（閉曲線）を初期境界に設定してレベルセット法を適用して、バラバラに抽出された血流領域を1つの血流領域にまとめると共に、本来の血流領域の血管壁まで境界線を広げるにより血流領域の精密な抽出を行う手法を提案する。

4.1 レベルセット法

レベルセット法 [12] とは、位相変化が可能な動的輪郭モデルの一種であり、他の様々な研究 [15]~[23] などの領域抽出にも使われていてその有効性が認められている手法である。動的輪郭モデルは、あらかじめ定められた条件を満たすように輪郭線の形状を変化させ、条件を最も満たす輪郭線を対象領域の境界として検出する手法である。

レベルセット法は、曲線の状態（収縮，膨張，曲率変化など）を偏微分方程式により表し、境界の進行を偏微分方程式の解として陰（implicit）に表現するものである。レベルセット法では、対象としている空間に対して、1次元の高い仮想的な空間を設定し、検出する境界をその高次元空間で定義された関数（補助関数）の断面と考える。

例えば、図 10 のように 2 次元画像に対して 1 次元の高い補助関数を設定する。画像上で補助関数に囲まれる領域の輪郭が境界線となる。この補助関数を偏微分方程式により更新させると、図 10 の左側から右側へのように補助関数が移動（成長）し、画像上で囲まれる領域が変化する。

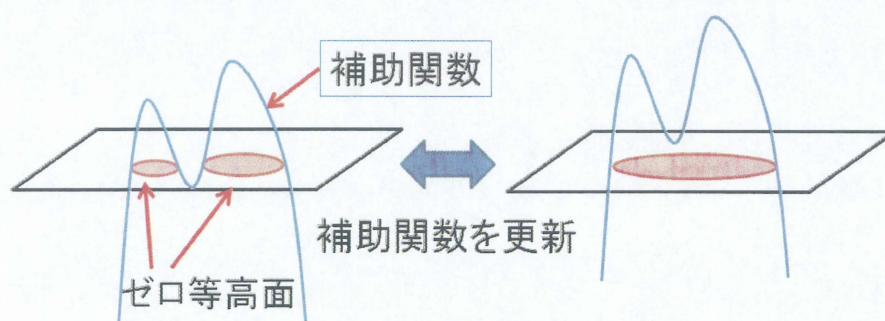


図 10 レベルセット法の補助関数の考え方

実際、補助関数の形状を事前に知ることはできない。まず、図 11 のように初期境界線を与えて、内部領域に正、外部領域に負の補助関数値を各画素に設定する。この正負の境界であるゼロクロス

が境界線として検出される。補助関数値は、境界線から離れるほどその絶対値が大きくなるように割り当てられる。これに偏微分方程式により得られた更新値で各補助関数値を更新する。すると、補助関数値の正負が変化してゼロクロスの位置が変わり、境界線が移動したように見える。このようにして検出された境界線をまとめたものが補助関数となる。

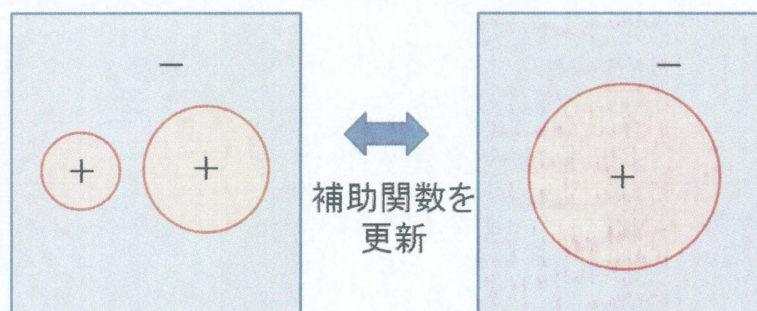


図 11 境界線の移動と検出

レベルセット法の適切な制御は対象となるデータによって異なり、対象データの特徴に応じて補助関数を適切に設計して制御することで期待する境界線の移動・検出が可能となる。

標準的なレベルセット法の処理手順を次に示す。

1. データを読み込む。
2. 初期境界線・補助関数値を設定する。
3. 各グリッドの成長速度 (境界線の移動速度) を求める。
4. 補助関数値を更新し、補助関数を成長させる。
5. ゼロクロスを求め、境界線を検出する。
6. 境界線の移動が停止したら終了。そうでなければ手順3に戻る。

本研究では文献 [14] を参考に実装を行っている。本研究で実装したレベルセット法では、境界線の移動速度を計算するのに濃度勾配及び補助関数値の曲率を用いており、濃度勾配が緩やかであれば移動速度は速く、急であれば遅くなるように設定している。これにより、血流領域内部では比較的濃度勾配が緩やかなので境界線が移動しやすく、血管壁付近のような濃度勾配が急である部分では境界線の移動速度が低下する。そして、移動速度が一定値以下になったグリッドがあれば、そのグリッドが血管壁に達したとみなして移動速度を0にすることでそのグリッドの移動を停止する。また、データによっては血流領域と背景領域との境界が非常に曖昧で血管壁の濃度勾配が緩やかな部分があるために、境界線の移動速度が低下しない場合がある。そのため、血流領域の最低濃度値としてのしきい値を設定して境界線が明らかな背景領域へ進行しないようにしている。しきい値などの各パラメータの設定は繰り返し実験を行い最適なものを選択している。

境界線の進行方向は内側から外側への1方向に限定している。本研究の提案手法では、可変しきい値処理による抽出領域を初期境界線の設定のために利用しており、この抽出領域は後述する4.2.1により、抽出すべき血流領域の内部に存在することが明らかなためである。また、双方向に移動させると制御が複雑になり、処理に時間がかかりすぎることも理由の1つにある。

以上のような方法で、本研究では基本的な境界線の移動制御を行っている。

4.2 工夫点

4.2.1 可変しきい値処理のパラメータの変更

従来手法では、可変しきい値処理により精度の高い血流領域の抽出を行っていた。しかし、そのための可変しきい値処理で設定するパラメータが臨床データによって異なり、最適なパラメータの設定が困難であるという問題点があった。

そこで、血流領域の精密な抽出をレベルセット法に任せ、可変しきい値処理では血流領域の核となるような面積の小さな領域を抽出するように最大抽出面積値を低く設定し、抽出領域をレベルセット法の初期境界線を設定するための初期領域（核領域）とするように変更した。これにより問題であったデータの依存性が解消できると共に、可変しきい値処理のパラメータの設定が簡単になった。

また、可変しきい値処理によって核領域を抽出することで、判別分析法などによる画一的なしきい値で核領域を抽出した場合よりも良好な結果を得ることができるという利点がある。例えば、判別分析法でしきい値を設定して核領域を抽出する場合、一部の高信号値によってしきい値が高めに設定され、血流領域だが抽出されない領域が存在する可能性が出てくる。しかし、可変しきい値処理では領域ごとにしきい値を設定して抽出を行うために、各血流領域の核領域の抽出漏れを防ぐことが可能である。

このパラメータ変更により、核領域として抽出される領域は、抽出すべき領域の内部に存在することにもなる。

4.2.2 画像データの加工処理の改良

本研究でのレベルセット法は、境界線の移動速度が濃度勾配の緩やかな部分では速く、急な部分では遅いという特徴がある。そのため、このレベルセット法を用いた心臓MR A画像からの血流領域抽出における境界線の移動制御をより行い易い画像とは、背景領域と血流領域の境界である血管壁付近の濃度勾配が急で、血流領域内部の濃度分布が一様であるものだと考えられる。

そこで、画像加工処理を改良し、背景領域と血流領域との境界線部分を明確にして血流領域内部の濃度分布を一様にするような処理を行う事で、本手法のレベルセット法に適した画像データを作成する。加工処理にはエッジ保存フィルタとメディアンフィルタを用い、血管壁付近にエッジ保存

フィルタ，血流領域内部にメディアンフィルタ (フィルタサイズ 7×7) をかける．これにより，レベルセット法で境界線が血管壁付近で停止しやすくなり，血流領域内部での境界線の移動がスムーズになるので，血流領域の抽出精度を向上させることができる．

画像加工処理の手順を次に示す．

1. 心領域切り出しデータの読み込み

2. 事前に各フィルタを画像全体にかけた結果を保持

心領域切り出しデータに対して，エッジ保存フィルタ，メディアンフィルタをかける．それらの結果を保持しておき，後で出力する．

3. 血管壁付近の領域を特定

血管壁付近の領域にはエッジ保存フィルタの結果を出力したいため，血管壁付近の領域を特定する必要がある．その方法としてエッジ画像を利用する．血管壁付近はエッジの強度が強いため，エッジの強い領域（以下，エッジ領域と呼ぶ）を血管壁付近の領域とする．

(a) まず，Sobel フィルタにより x 方向， y 方向のエッジをそれぞれ検出し，判別分析法で 2 値化する．これを重ね合わせて 1 つにし，エッジ領域とする．(図 12~14)

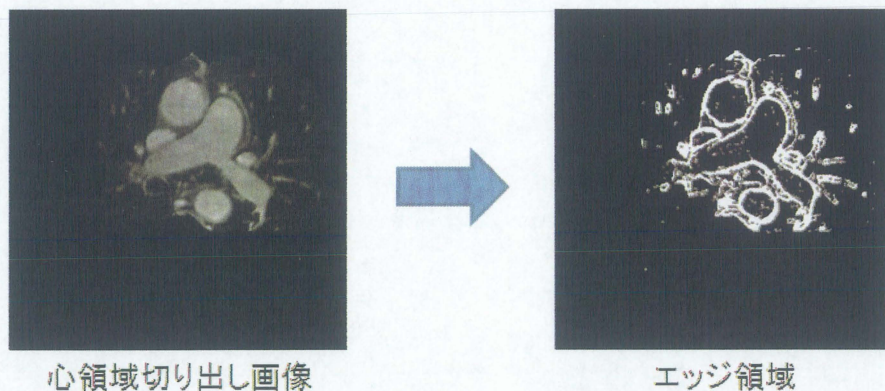


図 12 エッジ領域の抽出 例 1

(b) このエッジ領域には血流領域内部に存在している微小なエッジ領域を含んでいる可能性がある．それらを除去してまとまったエッジ領域にするために，メディアンフィルタ (フィルタサイズ 3×3) をかける．この結果を最終的なエッジ領域とする．(図 15~17)

4. 画像加工処理の結果を出力

エッジ領域と重なる画素の出力はエッジ保存フィルタ，それ以外の出力はメディアンフィルタをかけた結果を出力する．これをレベルセット法の移動速度を計算する際のデータに使用する．

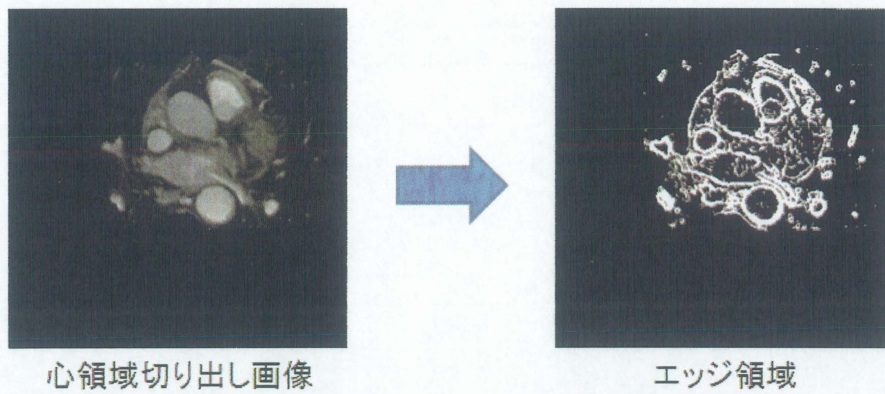


図 13 エッジ領域の抽出 例 2

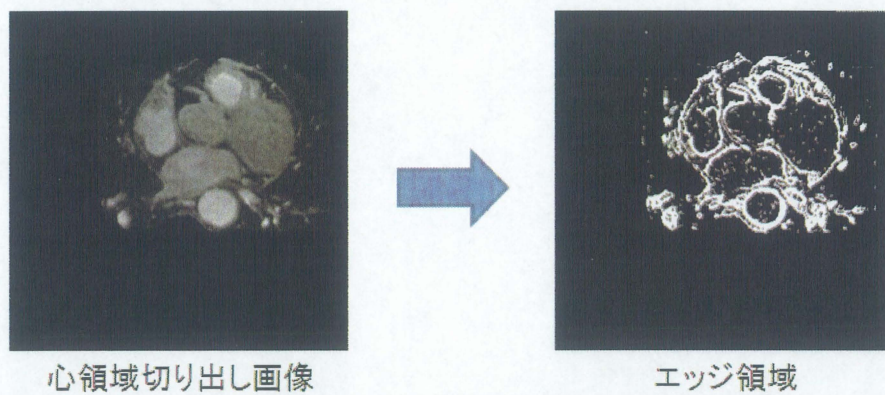


図 14 エッジ領域の抽出 例 3

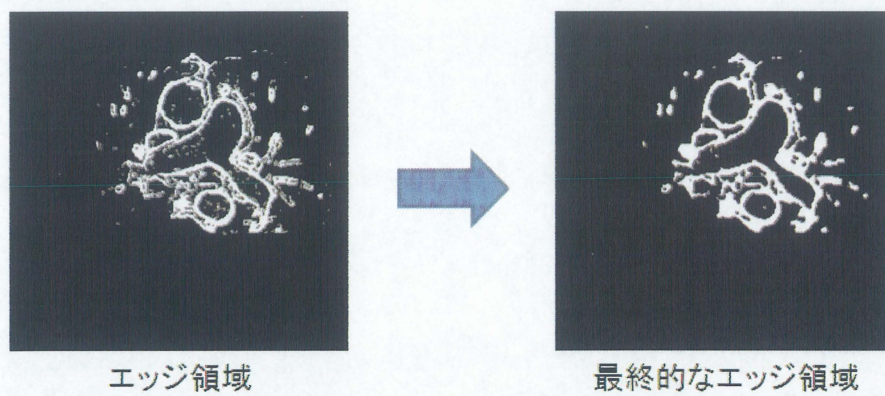


図 15 最終的なエッジ領域の抽出 例 1

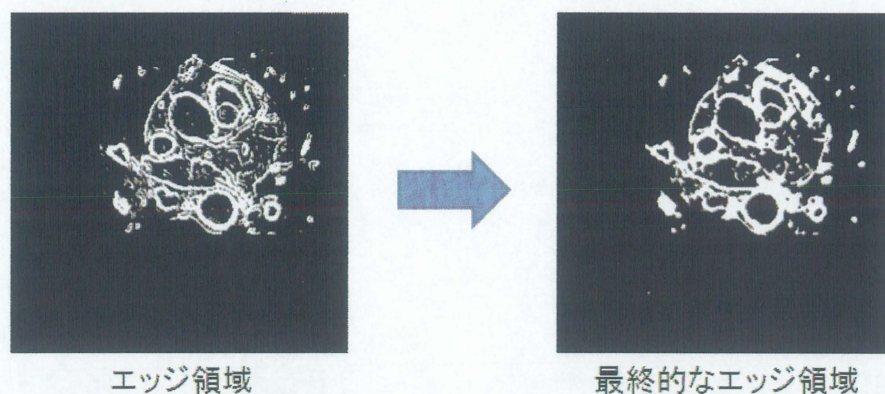


図 16 最終的なエッジ領域の抽出 例 2

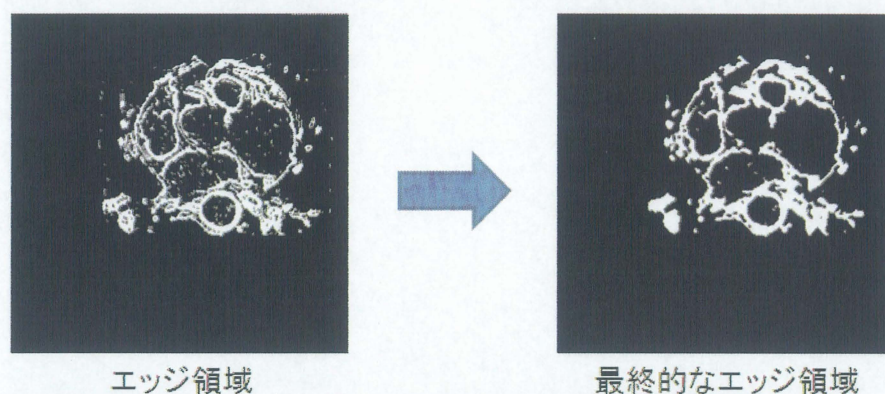


図 17 最終的なエッジ領域の抽出 例 3

4.2.3 独立・並列的な複数のレベルセット法の適用

標準的なレベルセット法では、画像上にある全て境界線を 1 つの境界線として扱っている。しかし、本研究で対象としている心臓 MRA 画像において複数の血流領域を精密に抽出する場合、他の血流領域と非常に接近しているような血流領域が存在すると、それらの血流領域が併合されて 1 つの血流領域として抽出されるという問題点がある。これは、複数血流領域の境界線の移動を画一的に制御することが困難であることが原因の 1 つとして挙げられる。

そこで、複数の血流領域の境界線をそれぞれ独立させて並列的にレベルセット法を適用させることで、上記の問題点を解決する。独立させるとは、各領域の境界線に対して個別にレベルセット法を適用することである (図 18)。これには次の様な利点がある。

- 各抽出領域ごとのレベルセット法による境界線の移動制御を簡単化できる。
- レベルセット法では、ある境界線が他の領域の境界線と併合する際に境界線同士の衝突を検知しないが、各境界線を独立させることによって他の境界線との衝突を検知することができるようになる。それにより、衝突した際に自身の領域と衝突した他の境界線の領域とが同じ

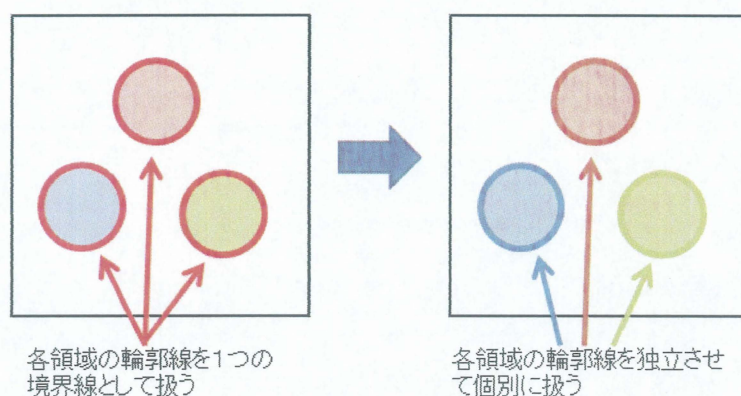


図 18 各境界線を独立させるとは

種類の血流領域であれば併合し，異なる血流領域であれば分離させる，という統合処理が可能になる。

- 境界線の移動中に他の境界線と統合処理を行うことによってそれぞれの移動状況を修正できるので，最終的に検出される境界線の精度向上が期待できる。

統合処理について説明する．統合処理は，ある境界線が他の領域の境界線と衝突した際に，その衝突した境界線の血流領域と自身の血流領域が同種の血流領域であると判定されれば併合し，異種の血流領域であれば分離させるという処理のことである．統合処理の手順を次に示す。

1. 境界線の衝突検知

自身の境界線及び境界線内の領域と，他の境界線及びその領域とが重なっている状態を衝突したとしている．衝突したかどうかの探索はレベルセット法で補助関数値を更新するたびにを行う。

2. 同種又は異種の判定

衝突時にそれぞれの血流領域が同種であれば併合，異種であれば分離を行うために，同種か異種かの判定を行う。

併合・分離の条件として衝突時の境界線上の移動速度を用いている (図 19)．衝突して重なった領域上の境界線の移動速度が速いということは，血流領域内部のような濃度勾配が緩やかな部分で衝突したと考えられ，移動速度が遅いということは，血管壁付近のような濃度勾配が急な部分で衝突したと考えられる．よって，次の様な条件を設定する。

- 衝突時に重なった領域上の境界線の移動速度が速い場合，同種と判定。
- 衝突時に重なった領域上の境界線の移動速度が遅い場合，異種と判定。

3. 併合又は分離の実行とレベルセット法の再設定

同種の血流領域であると判定された場合，それらの血流領域を 1 つの領域に併合し，併合し

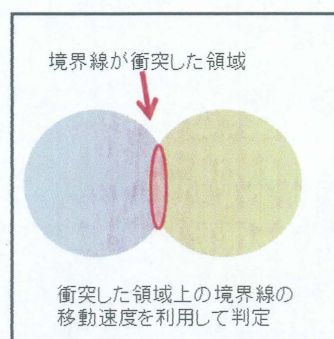


図 19 判定に利用する境界線上の移動速度について

た領域の輪郭線を初期境界線に再設定して処理を続ける。(図 20 の左)

異種の血流領域であると判定された場合、衝突によって重なった領域を面積が大きい領域に属させ、面積が小さい領域は重複領域を切り離すことで、それらの血流領域を分離させる。そして、それぞれの領域の輪郭線を初期境界線に再設定して処理を続ける。(図 20 の右)

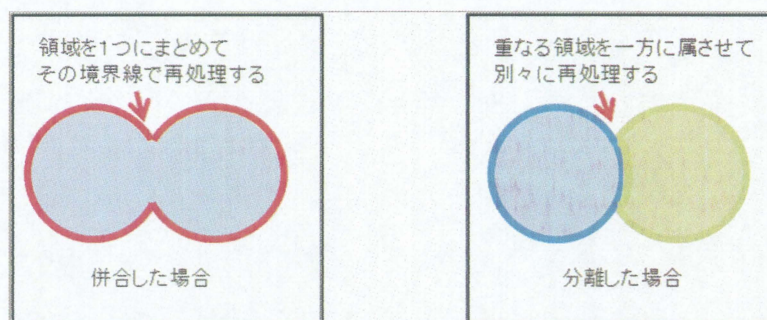


図 20 領域の併合と分離について

上記の手法により、衝突した境界線及び領域の統合処理を行う。これにより、バラバラになっている同種の血流領域を 1 つにまとめることができると共に、異種の血流領域とは併合しないようにできる。

4.2.4 境界線上の速度の監視

4.2.3 で示した統合処理において、衝突した血流領域同士が実際には異種の血流領域であるのに同種であると判定される場合があるという問題が起こる。この原因の 1 つとして考えられるのは、ある血流領域の境界線が本来の領域から大きくはみ出して他の血流領域に侵入した後に他の境界線と衝突してしまうことが考えられる。これは、心臓 MRA 画像では接近している血流領域間の境界が淡くなるという特徴にも関係している。そのような境界が淡くなった部分が隙間のようになり、濃度勾配が緩やかだと境界線の移動速度が上昇するのでその隙間を境界線が進行してしまっている

と考えられる。

そこで、そのような隙間から溢れだすような境界線の過拡張を抑制するために、血管壁付近の境界線上の移動速度を監視して、特異な境界線の移動を制御する。

境界線の過拡張を抑制するための手順を次に示す。

1. 移動速度を計算した後の境界線を取り出し、その境界線上の各点を順番に並べてグラフ化する。(図 21)

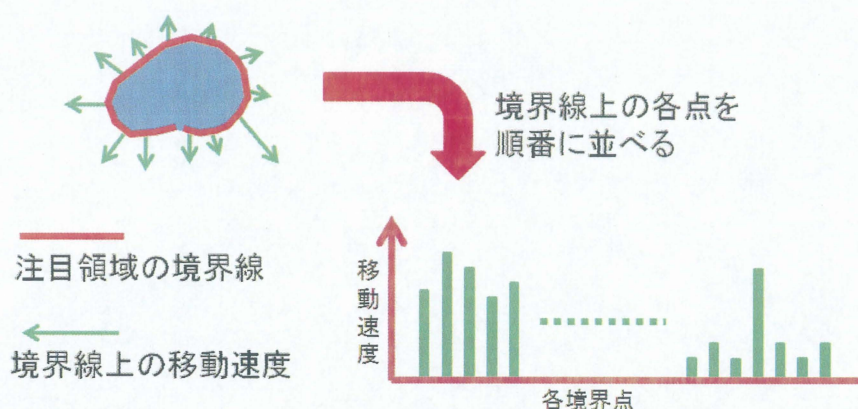


図 21 境界線上の各点を取り出してグラフ化する

2. 並べた各境界点から 1 つ取り出して注目境界点とし、それを中心に一定範囲を抜き出す。
3. 注目範囲が本来の領域の輪郭線付近 (血管壁付近) に到達しているかを判定する。血管壁付近の境界が薄い隙間から外部へと溢れだす境界線の移動を抑制するため、抜き出した境界線が血管壁に到達しているかを調べる。その判定条件として次のものを設定している。
 - 抜き出した範囲に移動速度が一定値未満の境界点がある
 - (注目範囲の移動速度の平均) が (境界線全体の移動速度の平均) より低い上記の条件を全て満たす場合、注目範囲の境界線が血管壁付近に達しているとして手順 4 に進む。それ以外は手順 5 に進む。
4. (注目境界点の移動速度) が (注目範囲の移動速度の平均) よりも大きければ、(注目境界点の移動速度) を (注目範囲の移動速度の平均) にする。これにより、血管壁付近で移動速度が速いものを抑制する。
5. 注目境界点を取り出した位置から 1 つずらし、新たに注目境界点として手順 3 に戻る。境界線上の全ての点に対して同様の処理を実行するまで繰り返す。

以上の処理により、本来の血流領域から溢れだすような境界線の移動を抑制する。

4.3 提案手法の処理手順

4.2 は提案手法に用いられている主な工夫点をそれぞれまとめたものである。4.2 で示した各手法をもとに、提案手法の手順を次に示す。

1. 画像データの入力

画像データは、4.2.1 で示した手法による血流領域抽出結果と、4.2.2 で示した手法による心領域切り出し画像の 2 種類である。

これらのデータは臨床データにつき数十枚のスライスデータを持っており、それぞれのデータを 1 つのファイルにまとめてある。そのファイルから順にスライスを 1 枚ずつ入力する。

2. レベルセット法の準備

ここでは、可変しきい値処理による血流領域抽出結果を本来の血流領域の核領域とし、その核領域の輪郭線をレベルセット法の初期境界線として設定する。また、初期の補助関数値も設定する。

ここで、4.2.3 で示した独立・並列的なレベルセット法を適用するために、核領域ごとに個別にレベルセット法の準備を行う。つまり、核領域の数だけ同じ設定が行われる。

3. 境界線の移動速度の計算

読み込んだ心領域切り出し画像を用いて濃度勾配を計算、補助関数値から補助関数の曲率を計算することで境界線の移動速度を計算する。計算式は文献 [14] を参考にしている。

4. 過拡張の抑制

4.2.4 で示した手法により、血管壁付近にある境界線の速度を監視する。監視により発見した特異な境界線の移動速度を修正して抑制する。

5. 境界線の移動 (補助関数の成長)

補助関数値を更新してゼロクロス位置を変化させることにより境界線の移動を行う。文献 [14] を参考にし、補助関数の更新には Upwind Scheme を用いている。

6. 衝突の検知と統合処理

移動した境界線が他の境界線と衝突したかを検知する。衝突を検知した場合、4.2.3 で示した統合処理によって併合・分離を行う。

7. 境界線の検出

上記の処理を全ての境界線に対して実行したら境界線を検出し、手順 3 に戻る。これらの処理を全ての境界線が移動速度が一定値未満になるか、あるいは、ループ回数が一定数に達するまで続ける。

第5章 実験

本研究では，臨床データ 9 例に対して提案手法を適用した．

5.1 実験結果

提案手法による血流領域抽出の成功例 (例 1)・失敗例 (例 2) を以下に示す．図 22, 図 23 は心領域切り出し画像であり，図 24, 図 25 は従来手法 (可変しきい値処理) の結果であり，図 26, 図 27 は提案手法による結果である．



図 22 例 1 (心領域切り出し画像)

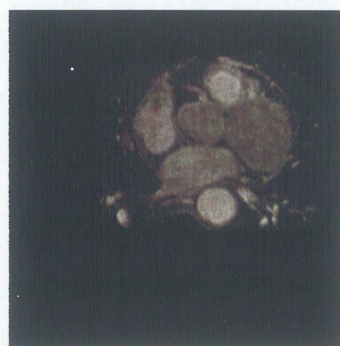


図 23 例 2 (心領域切り出し画像)

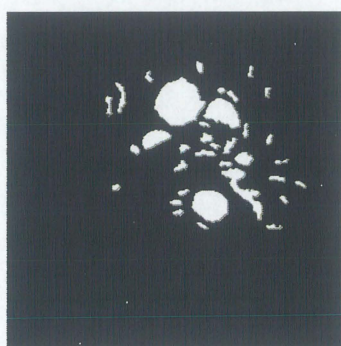


図 24 例 1 (従来手法の抽出結果)

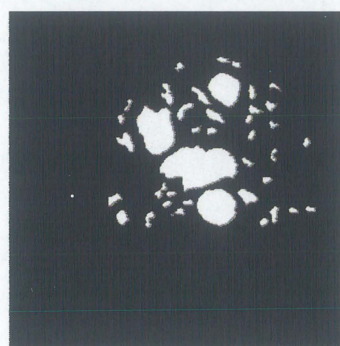


図 25 例 2 (従来手法の抽出結果)

5.2 考察

図 24 の従来手法の抽出結果と図 26 の提案手法の抽出結果を比較すると，従来手法では中央にある血流領域がバラバラに抽出されていたが，提案手法ではそれらの血流領域が 1 つの血流領域とし

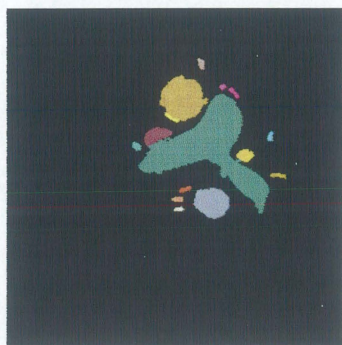


図 26 例 1 (提案手法の抽出結果)

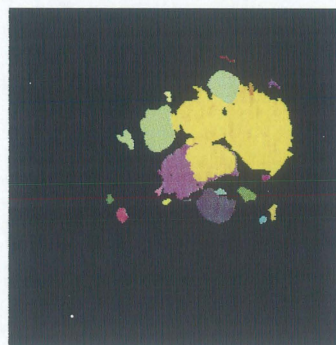


図 27 例 2 (提案手法の抽出結果)

て抽出されているのがわかる。

図 25 の従来手法の抽出結果と図 27 の提案手法の抽出結果を比較すると、従来よりも提案手法の方が血流領域を精密に抽出していることがわかる。しかし、中央の血流領域において、その下に存在している血流領域にまで侵入してしまっている。

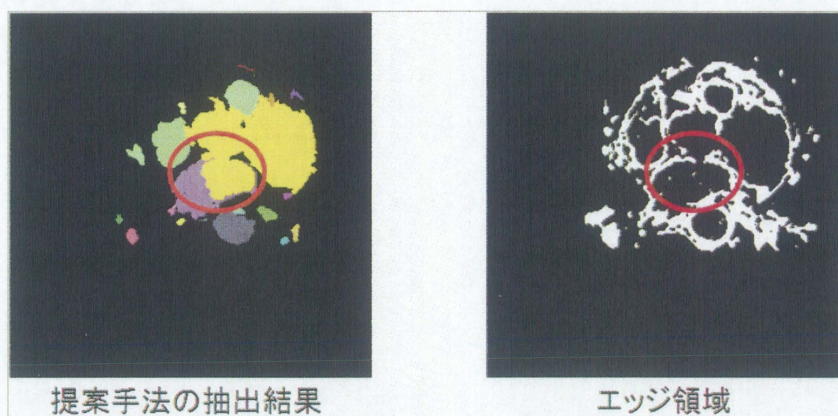


図 28 他領域への侵入の原因

図 28 の右側のエッジ領域がこの図 27 のものである。エッジ領域を確認すると、丸で囲んだ他の血流領域へ侵入する入口になったと考えられる箇所において、エッジが弱いために隙間になっていることが窺える。この隙間が原因となり、他の血流領域への侵入を許してしまったと考えられる。このような問題の対策として 4.2.4 で示した処理を行っていたのだが、改善の必要がある。

また、心領域切り出し画像をもとに冠状動脈の基部が存在する上行大動脈の手抽出を行った。その手抽出の結果を用いて、従来手法と提案手法のそれぞれの血流領域抽出結果で適合率を求めて比較したところ、従来手法よりも平均で 16 % だけ血流領域の抽出精度が向上した。この結果から、提案手法により冠状動脈の基部が存在する上行大動脈やその周辺の心血管の血流領域抽出精度を向上させることができた。今後の冠状動脈の基部特定や自動抽出に役立つと考えられる。しかし、まだ異なる血流領域同士の併合が起こるなどの問題が残っているため、改善が求められる。

今後、残る問題点を解決すると共に、基部を特定するための上行大動脈に特化した抽出方法や基部特定方法の考案が期待される。

参考のため、他の抽出結果を以下に示す。(図 29~64)

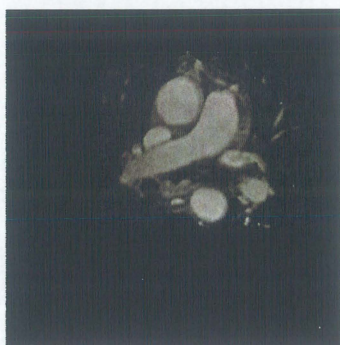


図 29 例 3 (心領域切り出し画像)

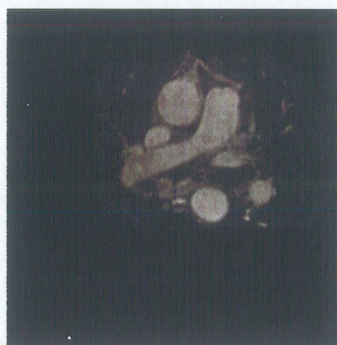


図 30 例 4 (心領域切り出し画像)

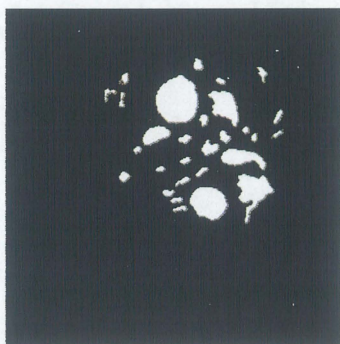


図 31 例 3 (従来手法の抽出結果)



図 32 例 4 (従来手法の抽出結果)



図 33 例 3 (提案手法の抽出結果)



図 34 例 4 (提案手法の抽出結果)

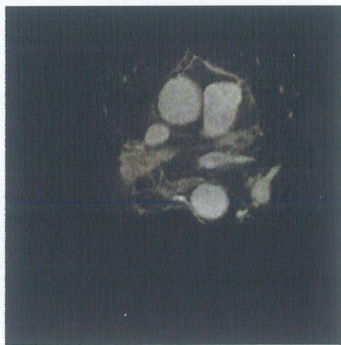


図 35 例 5 (心領域切り出し画像)

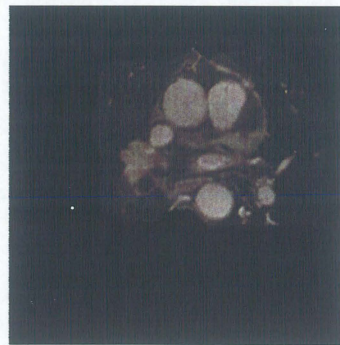


図 36 例 6 (心領域切り出し画像)



図 37 例 5 (従来手法の抽出結果)



図 38 例 6 (従来手法の抽出結果)



図 39 例 5 (提案手法の抽出結果)



図 40 例 6 (提案手法の抽出結果)



図 41 例 7 (心領域切り出し画像)

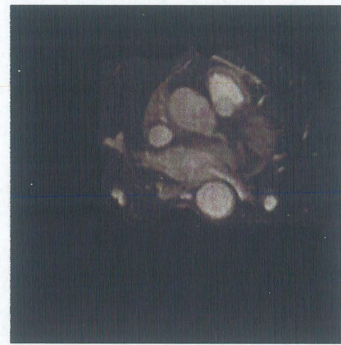


図 42 例 8 (心領域切り出し画像)

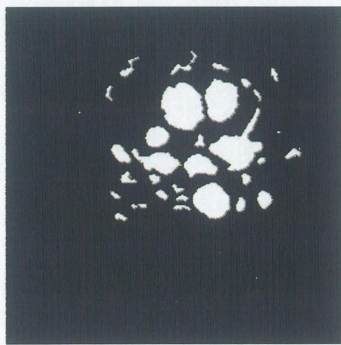


図 43 例 7 (従来手法の抽出結果)

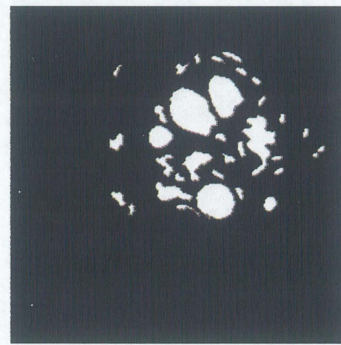


図 44 例 8 (従来手法の抽出結果)

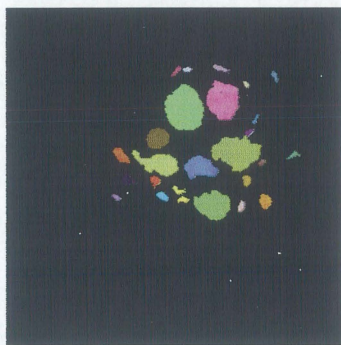


図 45 例 7 (提案手法の抽出結果)

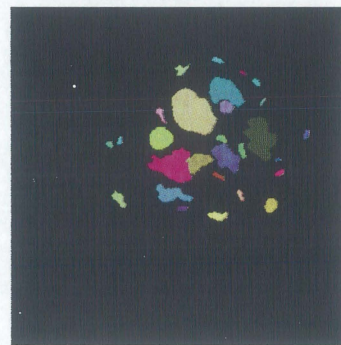


図 46 例 8 (提案手法の抽出結果)



図 47 例 9 (心領域切り出し画像)

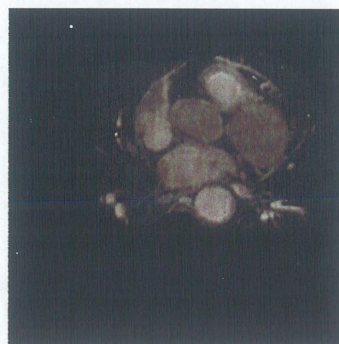


図 48 例 10 (心領域切り出し画像)

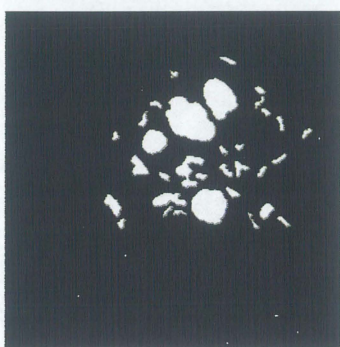


図 49 例 9 (従来手法の抽出結果)



図 50 例 10 (従来手法の抽出結果)

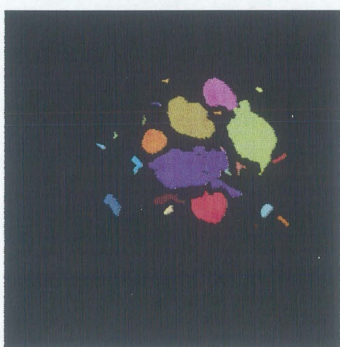


図 51 例 9 (提案手法の抽出結果)

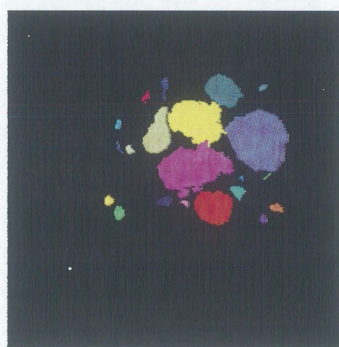


図 52 例 10 (提案手法の抽出結果)

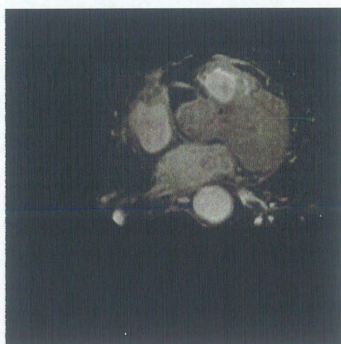


図 53 例 1 1 (心領域切り出し画像)

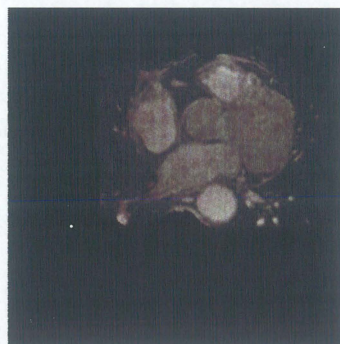


図 54 例 1 2 (心領域切り出し画像)



図 55 例 1 1 (従来手法の抽出結果)

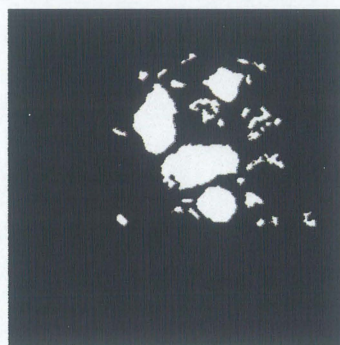


図 56 例 1 2 (従来手法の抽出結果)

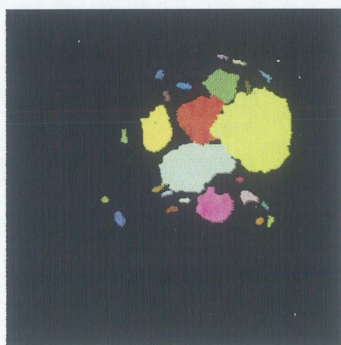


図 57 例 1 1 (提案手法の抽出結果)

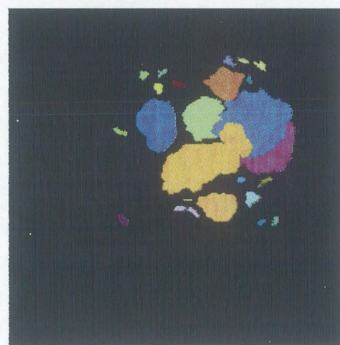


図 58 例 1 2 (提案手法の抽出結果)

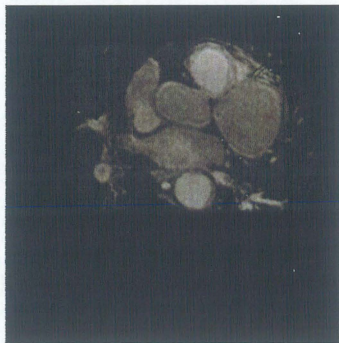


図 59 例 1 3 (心領域切り出し画像)

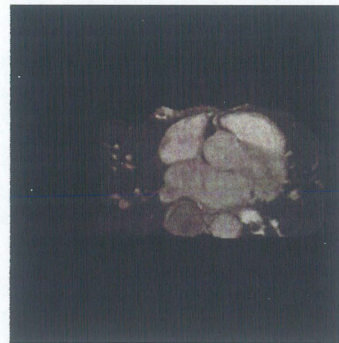


図 60 例 1 4 (心領域切り出し画像)



図 61 例 1 3 (従来手法の抽出結果)

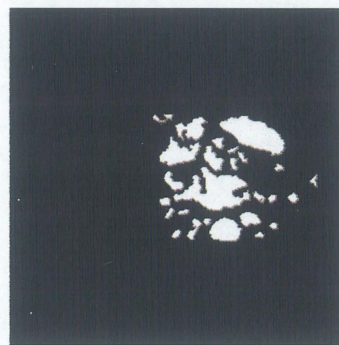


図 62 例 1 4 (従来手法の抽出結果)



図 63 例 1 3 (提案手法の抽出結果)

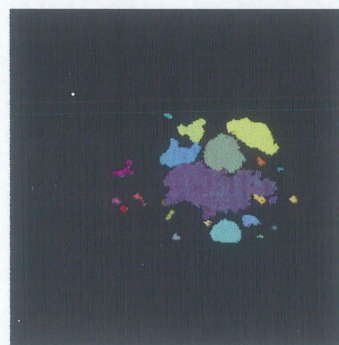


図 64 例 1 4 (提案手法の抽出結果)

おわりに

本研究では、心臓MRA画像から冠状動脈の基部が存在する上行大動脈及びその周辺の複数血流領域の抽出精度を高精度化するために、動的輪郭モデルの一種であるレベルセット法を用いて複数血流領域抽出方法の改善を行った。

主な改善点を次に示す。

- 従来の抽出方法である可変しきい値処理のパラメータを変更してレベルセット法での初期境界線を設定するための核となる領域を抽出させると共に問題点であったパラメータの設定を簡単化した。
- 画像加工処理を改良し、境界線の移動を制御しやすくした。
- レベルセット法を複数の核領域に対して独立・並列的に適用し、各境界線との併合・分離を行う統合処理を行った。
- 血管壁付近での移動速度を抑制する処理など、心臓MRA画像の特徴に適した境界線の移動制御により血流領域の精密な抽出を行った。

上記の改善の結果、従来手法よりも平均で 16 % だけ精度が向上した。

冠状動脈の基部を特定するためには上行大動脈の血流領域抽出精度をさらに向上させる必要があると考えられる。今後、提案手法の結果をもとに基部特定のための上行大動脈に特化した抽出方法や基部特定方法の考案が期待される。

謝辞

日ごろから多くの御指導を頂きました太田義勝教授，鈴木秀智准教授に深く感謝いたします。そして，日頃何かとお世話になりました落合美子事務員に感謝いたします。また，本論文作成にあたって特にお世話になりました鈴木秀智准教授に深く感謝いたします。最後に，日頃から熱心に討論して頂いた研究室の諸氏に感謝いたします。

参考文献

- [1] 伊藤禎康：心臓 MR 画像における心領域の抽出，卒業論文，平成 9 年度
- [2] 中村太一：心臓 MR 画像からの冠状動脈の 3 次元的抽出法に関する研究，卒業論文，平成 10 年度
- [3] 三輪玲子：心臓 MR 画像における冠状動脈追跡法の改良，卒業論文，平成 11 年度
- [4] 濱地亮輔：芯線モデルを用いた左冠状動脈の 3 次元的な芯線抽出法の検討，卒業論文，平成 12 年度
- [5] 伊藤禎康：3 次元的追跡手法を用いた心臓 MR 画像からの冠状動脈の抽出に関する研究，修士論文，平成 12 年度
- [6] 京坂香月：3 次元芯線モデルを用いた冠状動脈の芯線抽出法の改良に関する予備的検討，卒業論文，平成 13 年度
- [7] 國枝秀太郎：3 次元心臓 MRA 画像におけるモロフォジカルフィルタを用いた冠状動脈追跡法，卒業論文，平成 14 年度
- [8] 大田祐史：心臓 MRA 画像からの冠状動脈抽出における 2 値化処理の自動化，卒業論文，平成 15 年度
- [9] 京坂香月：MRA 画像を用いた冠状動脈位置推定に関する研究，修士論文，平成 15 年度
- [10] 吉田誉：MR 画像における心血管抽出に関する研究，修士論文，平成 19 年度
- [11] 増田匡信：心臓 MRA 画像における心領域切り出しと心血管の抽出，卒業論文，平成 20 年度
- [12] Osher, S. and Sethian, J.A.: Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations: Journal of Computational Physics, Vol.79, pp.12-49, 1988
- [13] Sethian, J.: Level Set Methods, 1st ed., Cambridge University Press, New York, 1996
- [14] 倉爪亮：レベルセット法とその実装法について，情報処理学会研究報告，2006-CVIM-156 (17), pp.133-145, 2006
- [15] 和田貴成，他：統計的形状情報を用いた 3 次元腹部 CT 像からの複数臓器抽出法の改善，信学技報，MI2006-172(2007-1), pp.57-60, 2007
- [16] 一杉剛志，他：Level set method を用いた肝臓領域抽出手法の開発と評価，コンピュータ支援診断学会論文誌，vol.7 No.4-2, 2003
- [17] 渡辺正夫，他：レベルセット法を用いた三次元医療イメージ輪郭抽出法に関する定量的評価，日本機械学会論文集 (A 編) 70 巻 697 号, No.03-1077, 2004
- [18] 佐藤善隆，他：レベルセット法を用いた医用画像セグメンテーション，信学技報，MI2004-81, pp.1-6, 2005

- [19] 北坂孝幸, 他: 解剖学的知識に基づく非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの複数臓器領域の抽出, コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.9(1), pp.1-12, 2005
- [20] 座間健, 他: 判別基準に基づくレベルセット法を用いた胸部 MR 画像の領域抽出, 信学技報, MI2006-78, pp.49-53, 2006
- [21] 佐藤英典, 他: MRI 心臓画像からの心筋壁厚情報の自動抽出, 信学技報, MI2006-136, pp.201-204, 2007
- [22] 芳賀良平, 他: X 線画像における左心室領域の自動抽出, 信学技報, HIP2005-29, pp.55-59, 2005
- [23] 渡辺友樹, 他: サッカー映像における動的輪郭モデルを用いた選手追跡に関する一考察, 信学技報, IE2005-258, pp.27-30, 2006

付録

6 移動速度の計算式

本研究の提案手法で用いているレベルセット法の移動速度の計算には、濃度勾配と補助関数の曲率を用いている。計算式は文献 [14] を参考にしている。

濃度勾配 $k_{I,i,j}$ の計算方法は、 $I_{i,j}$ をグリッド (i,j) での濃度値とすると、

$$k_{I,i,j} = \frac{1}{1 + \sqrt{(I_{i+1,j} - I_{i,j})^2 + (I_{i,j+1} - I_{i,j})^2}} \quad (1)$$

補助関数値の曲率 $\kappa_{i,j}$ は、各グリッドが保持する補助関数値を $\phi_{i,j}$ とすると、

$$\kappa_{i,j} = \nabla \cdot \left(\frac{\nabla \phi_{i,j}}{|\nabla \phi_{i,j}|} \right) \quad (2)$$

$$= \frac{\phi_{xx} \phi_y^2 - 2 \phi_x \phi_y \phi_{xy} + \phi_{yy} \phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3)$$

ただし、

$$\phi_x = \frac{\phi_{i+1,j} - \phi_{i,j}}{h} \quad (4)$$

$$\phi_y = \frac{\phi_{i,j+1} - \phi_{i,j}}{h} \quad (5)$$

$$\phi_{xx} = \frac{\phi_{i+1,j} + 2\phi_{i,j} - \phi_{i-1,j}}{h^2} \quad (6)$$

$$\phi_{yy} = \frac{\phi_{i,j+1} + 2\phi_{i,j} - \phi_{i,j-1}}{h^2} \quad (7)$$

$$\phi_{xy} = \frac{\phi_{i+1,j+1} + \phi_{i,j} + \phi_{i+1,j} - \phi_{i,j+1}}{h^2} \quad (8)$$

であり、 h は離散化幅 (本手法では、 $h=1$) となる。

これらより、移動速度 $F_{i,j}$ は、

$$F_{i,j} = k_{I,i,j}(a - b\kappa_{i,j}) \quad (9)$$

ただし、 a, b は定数 (本手法では、 $a=-1, b=0.1$)