

修士論文

# 頸部MR画像を用いた頸動脈低輝度領域抽出精度の改善

平成 26 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

若浪 旭基

# 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 MR 画像と CT 画像	3
2.2 MR 画像とは	3
2.3 血管性病変部について	4
第3章 従来手法	5
3.1 概要	5
3.2 血管核抽出	6
3.3 血管核領域以外の除去	6
3.4 血管形補正	7
3.4.1 局所的な判別分析法の適用	7
第4章 関連研究	10
4.1 概要	10
4.2 レベルセット法	10
4.2.1 Upwind Scheme を用いたレベルセット法の数値解法	11
4.2.2 Narrow Band の導入	14
4.3 問題点	14
第5章 提案手法	15
5.1 レベルセット法の3次元拡張	15
5.1.1 補助関数の曲率と補助関数の更新	15

5.2	停止点の割合により移動を制御する手法	16
5.2.1	血管核部分の抽出	16
5.2.2	血管の膨張処理	16
5.2.3	初期領域の再設定	17
5.2.4	停止制御を加えた3次元レベルセット法による血管抽出	17
5.2.5	境界線の停止条件	17
5.3	低輝度を含むスライスで異なる制御を導入する手法	19
5.3.1	低輝度領域を含むかどうかの判定	19
5.3.2	初期領域の再設定	20
5.4	輝度差を利用した速度制御の導入	21
<b>第6章</b>	<b>実験及び考察</b>	<b>22</b>
6.1	概要	22
6.2	実験結果	24
6.2.1	MR306	24
6.2.2	MR313	24
6.2.3	MR315	25
6.3	考察	33
	<b>おわりに</b>	<b>34</b>
	<b>謝辞</b>	<b>35</b>
	<b>参考文献</b>	<b>36</b>
	<b>付録</b>	<b>37</b>

# はじめに

本研究は，本研究室で続けられている頸部 MR 画像を用いた頸動脈の自動抽出・血管形状の解析に関する研究 [1] を引き継いだものである．

血管形状を解析するためにまず血管を精密に抽出する必要があるが，現在行われている研究ではその精度が十分なものではない．そこで，本研究では形状を解析する前段階で必要な処理となる，頸動脈の自動抽出について焦点をあてている．

本研究では，本研究室で行われてきた判別分析法による血管抽出 [1] に代わる手法として，レベルセット法による血管抽出を提案している．

## 第 1 章

# 背景と目的

### 1.1 背景

近年，画像診断技術の進歩により，医療診断業務における画像診断の占める割合が増加している．血管の画像診断方法としては MRI 装置による MR 画像を用いた方法や，X 線 CT 画像を用いた方法などがある．それらの特徴については第 2 章で述べる．非造影による MRI の装置には X 線被曝がないこと，造影剤を使用しないので患者への負担が少ないなどの理由により利用者が増加している．医師は，利用者一人に対して数百枚という MR 画像を診て診断を下すので，その診断作業に大幅に時間を割かねばならず，医師本来の診察等の業務をこなす時間が削られてしまっている．このように，利用者の増加に伴い医師の負担も膨大なものとなっている．

また，近年では健康への意識・関心の高まりから人間ドックなどの検診が盛んに行われている．脳ドックにおいては，脳だけでなく頸部の MR 画像も同時に撮影されることから，その画像を利用できれば動脈硬化等，血管性病変部の早期発見につながると考えられる．

我が国では画像診断における優位性の観点から，依然 X 線 CT 画像が多く使用されている．X 線 CT 画像についての画像処理技術に関しては多くの研究が行われてきたが，非造影 MR 画像についての研究はこれまで盛んには行われておらず，十分とは言えない．そこで，非造影 MR 画像についての画像処理技術の開発が望まれている．

### 1.2 目的

医師の負担の軽減や血管性病変部の早期発見につなげるため，MR 画像を用いた病変部自動判定を行うための前段階で必要となる，MR 画像における頸動脈の自動抽出の精度向上を目的としている．

## 第 2 章

# 基礎知識

### 2.1 MR 画像と CT 画像

画像診断方法には大きく分けて 2 種類の方法が存在する．MR 画像を用いた方法と X 線 CT 画像を用いた方法である．それぞれについて特徴を示す．

- ・ MR(Magnetic Resonance:磁気共鳴) 画像を用いた診断法
  - X 線 CT と比べて撮影時間が長い
  - X 線 CT と比べて解像度が低い
  - 患者への身体的負担が少ない
- ・ X 線 CT(Computed Tomography:コンピュータ断層撮影) 画像を用いた診断
  - 解像度が高い
  - 造影剤を使用するので患者への負担が大きい
  - 被曝の恐れがある

医療画像処理として利用するならば，血管部分がはっきり表示される X 線 CT 画像を用いたほうがよいと考えられる．しかし，患者への身体的負担を考慮して，MR 画像を用いた診断を利用するケースが多くなってきており，MR 画像に対応した画像処理が求められるようになってきている．また，近年の予防診断への関心の高まりから，脳ドックなどの健康診断を受ける人が増えているが，この場合は，被曝の危険性がなく負担の少ない MR 画像が適している．

### 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である．

本研究では、図 1 のような頸部 MR 画像を使用する．

- ・ 画像サイズ：縦 135 × 横 256
- ・ フォーマット：8 ビット PGM 形式

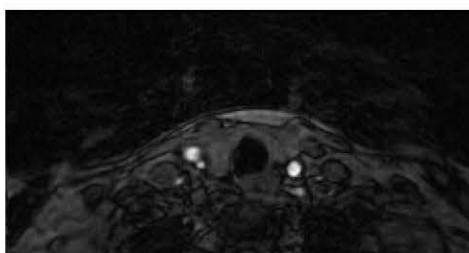


図 1 例：DATA306 NO.028 原画像

撮影された画像サイズは縦 224 × 横 256(ピクセル) であるが，先行研究 [1] では血管位置が中央付近にあると仮定し，高輝度成分が多く存在する画像の上下部 20 %を除いた画像を用いているため，先行研究にならい本研究でも上下 20 %を除いた画像を用いる．

## 2.3 血管性病変部について

血管性病変部には動静脈瘤・動静脈奇形・動脈硬化・あるいは血栓症による血管の狭窄および閉塞などが含まれる．

そのなかで様々な病気のシグナルとされる動脈硬化について説明する．医師の診断によって発見できる動脈硬化は，自覚症状がなく進行し，心臓病や脳血管障害など様々な病気を起こす要因となる．動脈硬化は「血管の老化現象」と言われ，高齢になると誰にでも見られるものだが，老化のスピードは日々の生活習慣で変わってくる．また，たとえ動脈硬化になったとしても，早期発見することで生活習慣を改善し，その進行を遅らせることができる．このように，動脈硬化は予防と早期発見が重要となっている．

## 第 3 章

# 従来手法

### 3.1 概要

この章では MR 画像から頸動脈部分を抽出するための従来手法 [1] について説明する．

まず画像データを入力し，処理を行い，血管として抽出した部分（以後この部分を血管核と呼ぶ）のみを取り出す．

血管核部分のみを取り出すために，血管外組織等の小成分を除去する．

次に，血管核部分のみでは抽出できていない血管部分を抽出するために，血管核に対して血管の形状補正を行う．これらの処理を実装することにより，頸動脈の抽出を行う．全体の処理の流れを以下に示す．

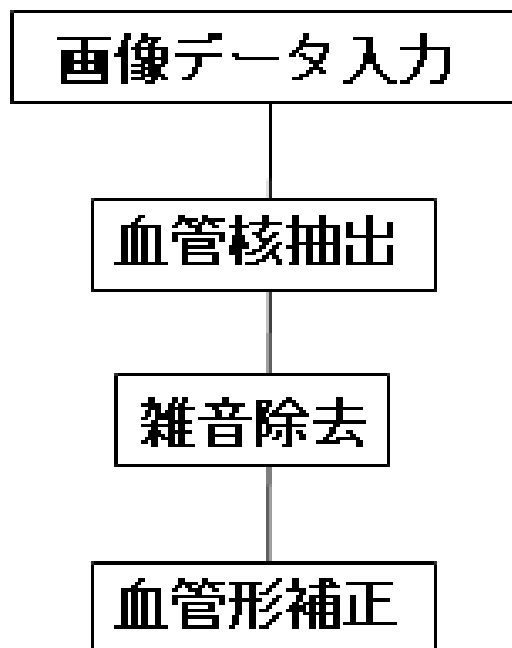


図 2 血管抽出手順



### 3.2 血管核抽出

血管部を抽出するために，まず血管核の抽出を行う．本研究で用いる MR 画像はその輝度値により血管，血管外組織，背景部に大別できる．そこで統計的特徴によって 2 種類に分類する閾値決定法である大津の判別分析法 [2] を用いる．一度判別分析法を用いると，MR 画像中の背景部と組織部（血管・血管外組織）に分類する閾値が得られる．その閾値で二値化することで組織部のみを抽出することが可能である．次に，組織部として抽出された部分のみを原画像から取り出し，その部分でもう一度判別分析法を用いる．すると，血管と血管外組織を分離する閾値が得られる．その閾値で二値化することで血管のみを抽出する．

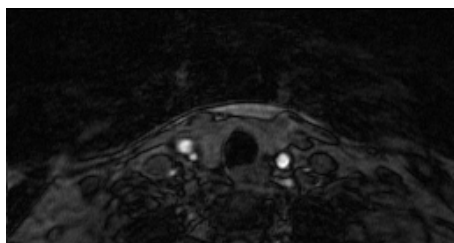


図 3 原画像



図 4 判別分析法適用後

### 3.3 血管核領域以外の除去

判別分析法で得られた画像には，比較的血管の輝度値に近い血管以外の組織も含まれる．そこで 3 次元ラベリング処理を利用して余分な組織の除去を行う．

各スライスを調べ，最も領域数が少なく，安定しているスライスを自動的に選び，そこから 3 次元ラベリング処理を施す．また，血管領域が一続きになっているので，その部分は領域数も大きくなり，他の組織部と見分けることができる．これらのことを利用し，小成分除去を行うことで組織部領域を取り除く．



図 5 血管領域以外の除去前



図 6 血管領域以外の除去後

### 3.4 血管形補正

血管核抽出後，血管核の周辺部の画素が血管であった場合，それらを血管として取り出すために領域拡張・併合法を用いて血管を抽出する．

#### 3.4.1 局所的な判別分析法の適用

判別分析法は，谷の部分があきらかでない場合でも閾値を決定することができるが，2クラスが同程度の数量に分けられるときによりよい閾値が導き出される性質がある．そこで，各血管の各領域に対して局所的に判別分析法を用いることで，さらによりよい閾値が得られると考えられる．そこで，血管の形状に着目して，以下のフローチャートで示す処理を実行する．

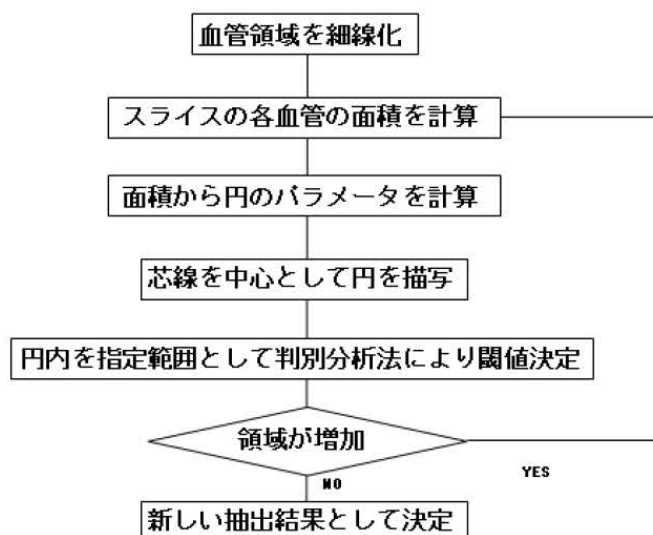


図 7 血管形状補正処理

まず血管領域を細線化して芯線を抽出する．その際にユークリッド距離による細線化を使用することでトポロジを保存した細線化を実現している．細線化処理にはひげの出現を抑えた方法として発表されている「ユークリッド距離変換を用いた3次元デジタル画像の薄面化および細線化の逐次型アルゴリズムとその諸性質」[3]の処理を利用する．

以下の2つ(MR306,MR313)が抽出血管に細線化処理を実行した際の結果画像である．



図8 血管核 3D 表示

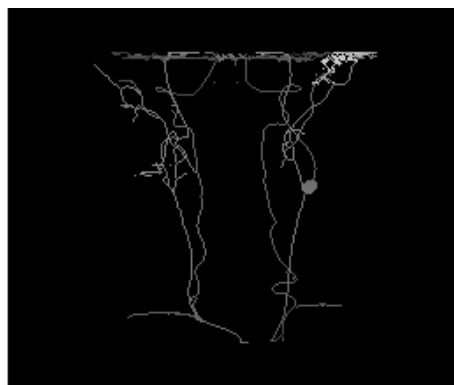


図9 細線化画像



図10 血管核 3D 表示



図11 細線化画像

次に，ある血管に注目して，その血管を構成する各スライスの面積を計算する．その面積から判別分析法にかける範囲である円のパラメータを計算する．そのパラメータにしたがい芯線を中心に円を描画し，その円の範囲内にある原画像の輝度値を取り出し，判別分析法により閾値を決定し，円内をその閾値で2値化する．その2値化画像と，最初の面積計算を行った画像との差分をとり，変化していたらもう一度繰り返す．もし変化していなかったらそこで処理を終了し，結果画像を新しい抽出結果として決定する．これをスライス数繰り返し行う．

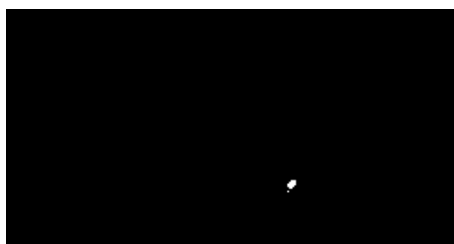


図 12 スライス画像

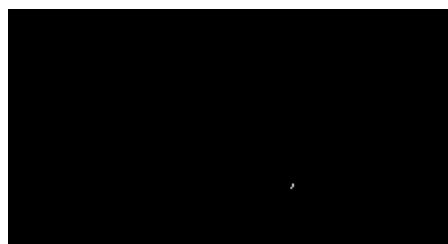


図 13 芯線



図 14 芯線を中心に円を描画

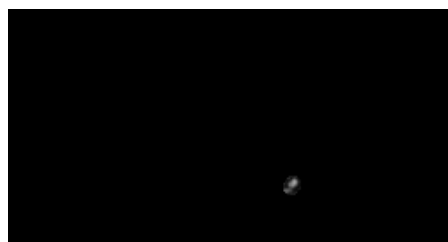


図 15 原画像から抽出

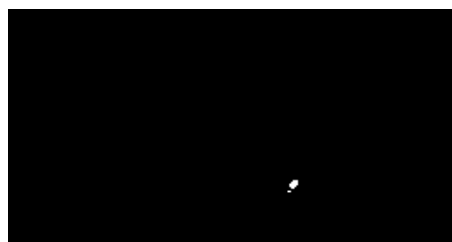


図 16 結果画像

## 第 4 章

# 関連研究

### 4.1 概要

この章では移動体追跡や 3 次元幾何形状モデリング，半導体や結晶形成シミュレーション，モデル形成，ノイズ除去など，様々な用途に用いられ，頑強な境界線追跡法とされているレベルセット法について説明する．

### 4.2 レベルセット法

レベルセット法 [4][5] とは，位相変化が可能な動的輪郭モデルの一種であり，様々な研究 [7]～[10] などの領域抽出にも使われておりその有効性が認められている手法である．動的輪郭モデルとは，あらかじめ定められた条件を満たすように輪郭線の位置や形状を変化させ，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 つ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 17 のように 2 次元に対して 1 つ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 17 の左側から右側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．

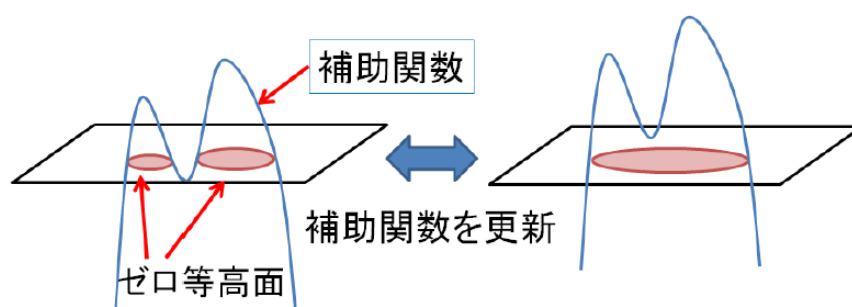


図 17 レベルセット法の補助関数の考え方

実際には補助関数の形状を事前に知ることはできないため、まず、図 18 のように初期境界線を与えて、内部領域を正、外部領域に負（またはその逆）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ことにより、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．

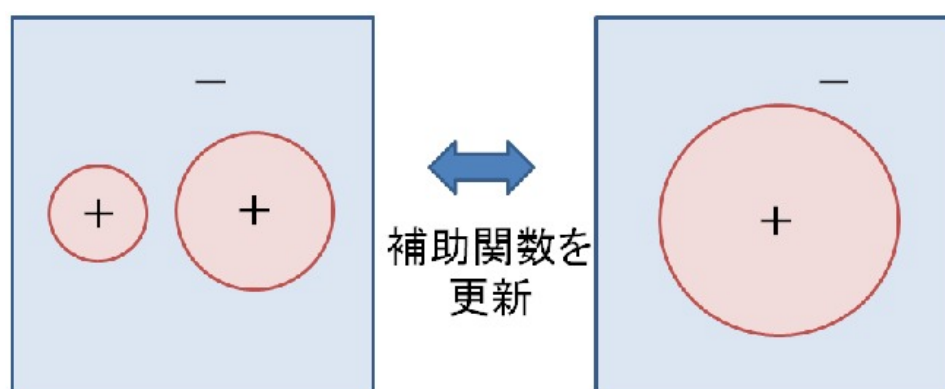


図 18 境界線の移動と検出

#### 4.2.1 Upwind Scheme を用いたレベルセット法の数値解法

8 ビット 256 階調の 2 次元濃淡画像  $I(x, y) \in R^2$  に対するレベルセット法の数値解法を以下に示す．

##### Step. 1 (変動の準備)

濃淡画像の各グリッド（ピクセル）毎に、そのグリッドの補助関数を保持するスカラー量  $\phi_{i,j}$  と成長速度を保持するスカラー量  $F_{i,j}$  を割り当てる．また各時刻での境界の位置を格納する変数  $P_k = (p_{i,k}, p_{j,k}), (k = 0 \sim N_{max} - 1)$ , および繰り返し回数を表す変数  $n$  を準備する．ただし、 $N_{max}$  は最大境界長である．Narrow Band を用いる場合には、各グリッドが処理領域内かを表すフラグ  $S_{i,j}$  も用意する．

##### Step. 2 (初期化)

ある適当な初期閉曲線  $C(\mathbf{p}, 0) = C_0(\mathbf{p})$  を設定し、その閉曲線上のグリッドに対しては補助関数値を  $\phi_{i,j} = 0$ 、その他のグリッドに対しては閉曲線からの符号付き距離（境界の内側が負、外側が正）を与える．Narrow Band を用いる場合には、初期閉曲線からの距離が  $\delta$  以内であるグリッドに、処理領域内であることを示すフラグを設定する．ただし、 $\delta$  は Narrow Band 幅である．

Step. 3 (成長速度の計算)

n に 1 を加え , 全グリッド ( Narrow Band を用いる場合にはフラグの設定されたグリッド ) において , 成長速度  $F_{i,j}$  を計算する . 閉曲線上のグリッド  $(i,j)$  での成長速度  $F_{i,j}$  は

$$F_{i,j} = K_{I,i,j}(a - b_{k_{i,j}}) \quad (1)$$

で与えられる . ただし ,  $K_{I,i,j}$  は輝度勾配に関する項 ,  $a, b \geq 0$  は定数であり , 例えば  $K_{I,i,j}$  として ,

$$K_{I,i,j} = \frac{1}{1 + \nabla G \otimes I(i,j)} \quad (2)$$

などが考えられる . ただし ,  $I(i,j)$  はグリッド  $(i,j)$  での濃淡画像の輝度値である . また  $k_{i,j}$  は補助関数の曲率であり , 補助関数  $\phi_{i,j}$  を用いて以下のように計算できる . (付録参照)

$$K_{i,j} = \nabla \left( \frac{\nabla \phi_{i,j}}{|\nabla \phi_{i,j}|} \right) = \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3)$$

これにより , 輝度勾配が小さいと境界の進行速度が大きくなり , 境界はその内側方向へ移動する . 一方 , 輝度勾配が十分に大きい場所では速度が 0 に近くなり , 境界はその場で停止する . また曲率が  $k > \frac{a}{b}$  の場合には速度が負になり , 境界は外側方向へ移動する .

## Step. 4 ( 補助関数の更新 )

全グリッド ( Narrow Band を用いる場合には , フラグの設定されたグリッド ) において , 補助関数を Upwind Scheme に従って更新する . ( 付録参照 )

$$\phi_{i,j} \leftarrow \phi_{i,j} - \Delta t (\max(F_{ij}, 0) \nabla^+ + \min(F_{ij}, 0) \nabla^-) \quad (4)$$

ただし ,

$$\nabla^+ = (\max(D_{ij}^{-x}, -D_{ij}^{+x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{-y}, -D_{ij}^{+y}, 0)^2)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

$$\nabla^- = (\max(D_{ij}^{+x}, -D_{ij}^{-x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{+y}, -D_{ij}^{-y}, 0)^2)^{\frac{1}{2}} \quad (6)$$

であり ,  $\Delta t$  は積分間隔である .

## Step.5 ( Zero level set の検出 )

$\phi_{i,j} = 0$  となる位置を検出し , 次時刻での閉曲線  $C(p, t)$  とする . また , この位置を  $P_k = (p_{x,k}, p_{y,k})$  ( $k=0 \sim N-1$ ) に格納する .

## Step. 6 ( 再初期化 )

$n$  の適当な間隔 ( Narrow Band を用いる場合には境界が Narrow Band の端に近づいた場合 ) で再初期化を行い ,  $P_k$  では補助関数値を  $\phi_{p_{i,k}, p_{j,k}} = 0$  , その他グリッドに対しては閉曲線からの符号距離をセットする . Narrow Band を用いる場合には , 現在の曲線からの距離が  $\delta$  以内であるグリッドに処理領域内であることを示すフラグを再設定する .

## Step. 7

Step. 3 ~ Step. 6 を  $\phi_{i,j}$  の変化量が閾値以下になる , もしくは  $n$  が予め決められた繰り返し回数を超えるまで繰り返す .



#### 4.2.2 Narrow Band の導入

境界領域の追跡では，空間全体に対して補助関数を計算する必要はなく，ゼロ等高面に近い領域だけを対象にすればよい．そこで，ゼロ等高面に近い領域に細長い帯状の領域を設定し，その領域に含まれる格子点でのみ，補助関数の更新やゼロ等高面の検出を行うことで計算コストが削減できる．

### 4.3 問題点

一般的なレベルセット法では，境界線の移動速度の計算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，組織部のような比較的濃度勾配が緩やかなところでは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が低下する．移動速度が一定値以下になったグリッドがあれば，そのグリッドは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．

頸部 MR 画像では頸動脈の血管分岐部付近で一部血管内の輝度が低下するといった特徴があり(図 19)，こうした部分では血管壁付近であっても濃度勾配が緩やかであるために移動速度が低下せず，レベルセット法の境界線が血管内部へ侵入してしまうといった問題点がある．

この血管内部への侵入を防ぐため，頸部の構造的特徴を利用したレベルセット法 [11] などが報告されているが，MR データによって血管内に低輝度領域が存在するスライスの範囲が異なるために範囲の指定が難しいといったことや，血管の過抽出といった問題が残っている．

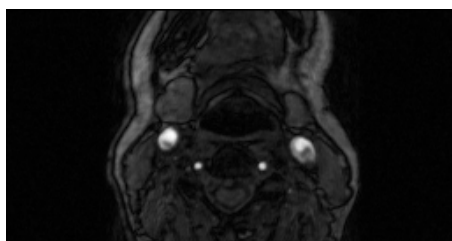


図 19 原画像



図 20 血管抽出画像

## 第 5 章

# 提案手法

4.3 で述べた問題を解決するため, (1) レベルセット法の各境界線ごとに停止点の割合により境界線の移動を停止させる手法, (2) 一度抽出した血管で低輝度領域を含んでどうかの判定を行い, 低輝度領域を含んでいた場合には異なる制御を導入した 3 次元レベルセット法を再度適用するといった手法を提案する.

また, より精密な血管抽出を行うためレベルセット法の 3 次元拡張を行う.

### 5.1 レベルセット法の 3 次元拡張

血管抽出において, 2 次元的なレベルセット法では通常, スライス毎に補助関数を設定し, 各 2 次元画像の情報に従って境界線の追跡を行う. よってスライス軸の上下の情報が考慮されず, スライス毎に独立したレベルセット法が行われる. そこで, 2 次元画像の情報にスライス軸の情報を加えたレベルセット法の 3 次元化を図ることでより精密な血管抽出を行う. 本研究では [12] の論文を参考にレベルセット法の 3 次元拡張を行う.

#### 5.1.1 補助関数の曲率と補助関数の更新

補助関数の曲率  $K_{i,j,k}$  と補助関数の更新を以下のように定義する. (付録参照)

$$K_{i,j,k} = \nabla \left( \frac{\nabla \phi_{i,j,k}}{|\nabla \phi_{i,j,k}|} \right)$$

$$= \frac{\phi_x^2(\phi_{yy} + \phi_{zz}) - 2\phi_y\phi_z\phi_{yz} + \phi_y^2(\phi_{xx} + \phi_{zz}) - 2\phi_x\phi_z\phi_{xz} + \phi_z^2(\phi_{xx} + \phi_{yy}) - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy}}{2(\phi_x^2 + \phi_y^2 + \phi_z^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (7)$$

$$\phi_{i,j,k} \leftarrow \phi_{i,j,k} - \Delta t(\max(F_{ijk}, 0)\nabla^+ + \min(F_{ijk}, 0)\nabla^-) \quad (8)$$

## 5.2 停止点の割合により移動を制御する手法

レベルセット法の各境界線ごとにラベルを付け、注目する境界線の停止点の割合が一定以上であればその境界線の移動を停止させる処理を行う。

全体の処理の流れを以下に示す。なお、5にある小成分除去については3.3にある従来研究 [1] による3次元ラベリング処理を用いる。

1. 3次元レベルセット法による血管核部分の抽出
2. 得られた血管の膨張処理
3. 初期領域の再設定
4. 3次元レベルセット法による血管抽出
5. 小成分除去

### 5.2.1 血管核部分の抽出

3次元拡張したレベルセット法により、血管の低輝度領域部分を含まない部分の正常な血管部分のみを抽出する。

### 5.2.2 血管の膨張処理

5.2.1で得られた血管画像を用いて膨張処理を行う。血管の各輪郭点の注目画素において、周囲8近傍のそれぞれの画素が血管として抽出されていない場合、その画素を血管として取り込むといった膨張処理を一定回数行うことにより、血管を膨張させた画像を作成する。

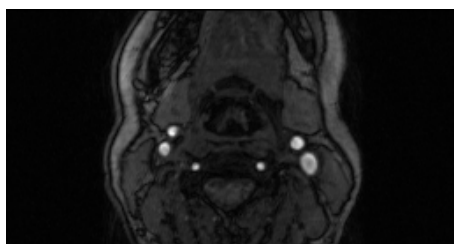


図 21 原画像

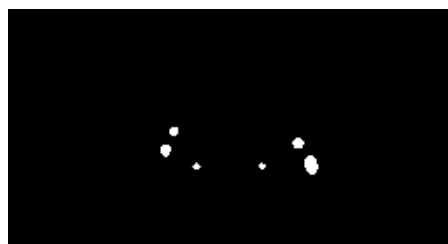


図 22 血管抽出画像

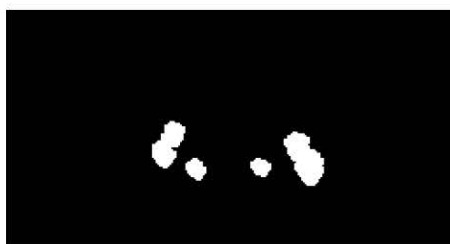


図 23 血管膨張画像

### 5.2.3 初期領域の再設定

5.2.2 で得られた血管膨張画像を用いて，スライスごとに膨張させた血管の輪郭を求める．その求めた輪郭を次に再度行うレベルセット法の初期領域に設定する．

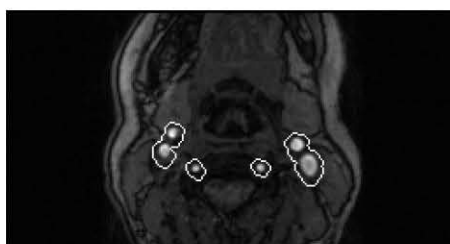


図 24 初期領域再設定後の画像

### 5.2.4 停止制御を加えた 3 次元レベルセット法による血管抽出

5.2.1～5.2.3 の処理を行うことにより，血管境界からほぼ等距離の位置にあるように初期領域が設定される．これにより，レベルセット法のゼロ等高面が血管に到達する時刻もほぼ同時となるため，境界線の停止点の割合がある一定以上達したときにその境界線の移動を停止させることにより，明らかな血管内の低輝度領域への侵入を抑制する．

### 5.2.5 境界線の停止条件

まず，レベルセット法の回数ごとに境界線を検出しラベル付けを行う．そしてラベル付けした各境界線の停止点・移動点の割合を計測し，停止点の割合が 70 パーセントを超えていた場合には境界線が血管壁に達したとみなしその境界線を停止させる．また，境界線が分離した場合，図 25 にあるようにラベルの更新を行う．

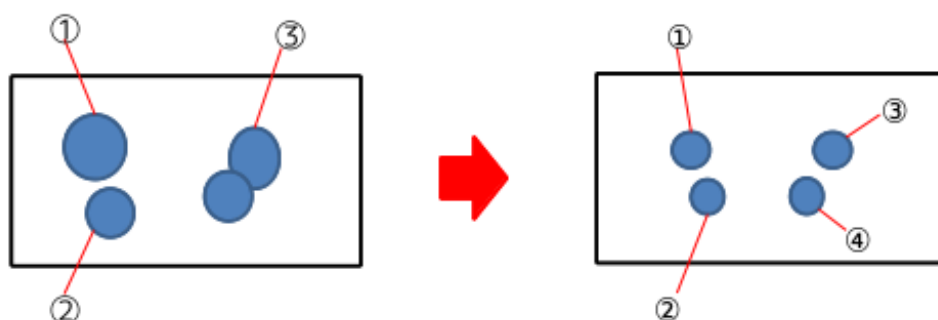


図 25 ラベルの更新

以下に提案手法 (1) によって血管内低輝度領域への侵入を抑制できた例と失敗している例を示す．図 29 の MR 画像では血管の大半が低輝度の領域（一番右の血管）を占めている．こうしたスライスでは境界線の停止条件が上手く機能していないため，内部にまで入り込んでしまう結果となった．

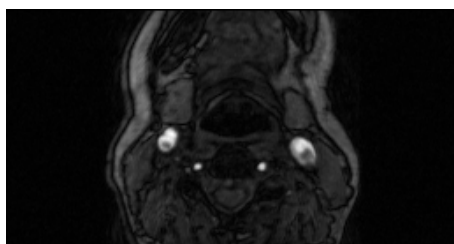


図 26 原画像 (スライス番号 092)



図 27 3次元レベルセット法 (スライス番号 092)

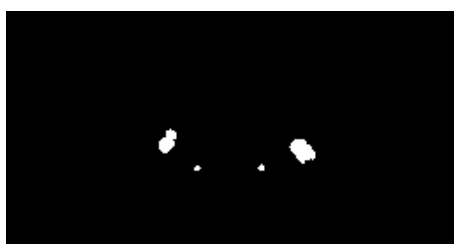


図 28 提案手法 (スライス番号 092)

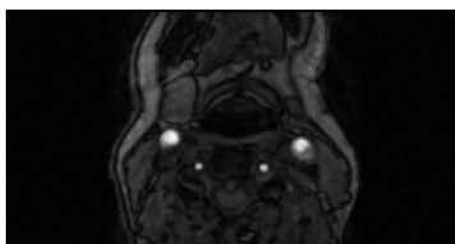


図 29 原画像 (スライス番号 087)



図 30 失敗例 (スライス番号 087)

### 5.3 低輝度を含むスライスで異なる制御を導入する手法

レベルセット法で抽出した血管画像を用いて血管内低輝度領域の有無の判定を行い、低輝度領域を含んでいた場合には注目画素の輝度値と補助関数外部における平均輝度値との差を利用したレベルセット法を再度行う手法について説明する。

#### 5.3.1 低輝度領域を含むかどうかの判定

4.3 で述べたように、濃度勾配を用いたレベルセット法では勾配値が弱くなる血管内の低輝度の領域に侵入してしまうため、抽出した血管の重心は低輝度の存在する方向とは逆の方向にずれるが生じる。そのため、抽出が成功しているスライスと失敗しているスライスの重心にはある一定の距離差が生まれる (図 31)。また、同様の理由により抽出した血管の形状がいびつな形状となるため、血管の輪郭と重心点との距離にも差が生じる (図 32)。

これらに基づき、スライス間の重心点の距離差が 3 画素以上または血管の各輪郭と重心点との距離差が 3 画素以上離れている場合、血管内に低輝度領域を含んでいると判断する。

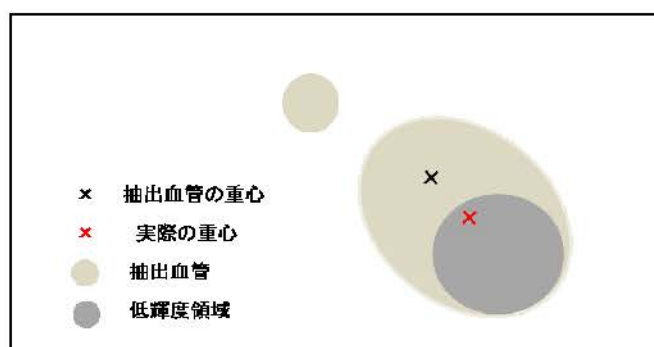


図 31 重心の推移

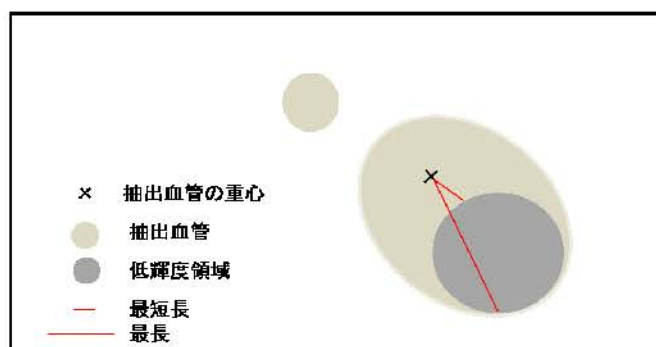


図 32 輪郭点の重心点との距離

### 5.3.2 初期領域の再設定

一段階目の 3 次元レベルセット法で抽出した血管画像をもとに初期領域を再設定することで，初期領域に依存しない血管抽出を実現させるとともに計算コストの削減を計る．今回，重心から半径 17 の円を描き，その円の輪郭を初期領域として設定した．

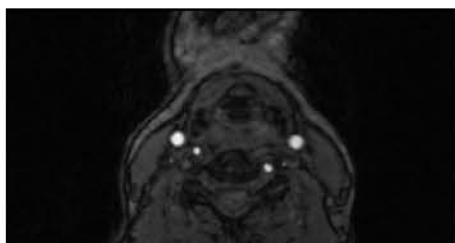


図 33 原画像



図 34 血管抽出画像

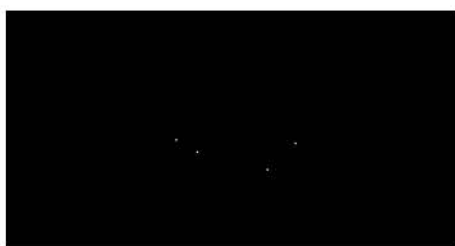


図 35 重心画像



図 36 初期領域の再設定

#### 5.4 輝度差を利用した速度制御の導入

血管内に存在する低輝度領域には，正常な血管領域の輝度値には及ばないものの血管外の組織部領域に比べると高い輝度特徴があることが確認できた．そこで，血管内に低輝度領域が存在すると判断した場合には，二段階目に行う３次元レベルセット法の成長速度の計算に注目画素と補助関数外部の輝度平均値との差を用いることで低輝度領域の抽出を行う．

速度関数を以下のように定義する．

$$F = \int_{\Omega} (I(x, y) - \mu_0)^2 dx dy \quad (9)$$

ここで  $\mu_0$  は平均背景強度レベル（補助関数外部の輝度値の平均値）， $I(x, y)$  は画像の輝度値，開集合  $\Omega$  はゼロ等高面を示している．

以下に提案手法（２）によって血管内低輝度領域への侵入を抑制できた例を示す．

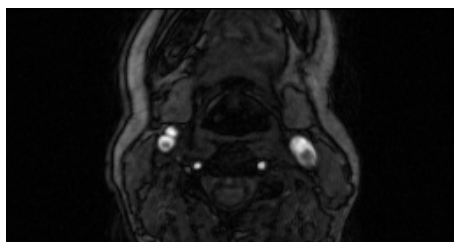


図 37 原画像



図 38 目視画像



図 39 ３次元レベルセット法

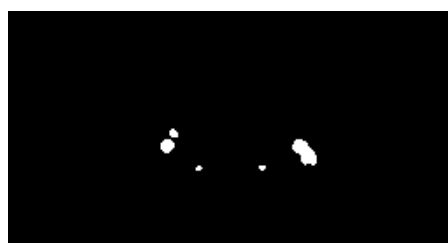


図 40 提案手法



## 第 6 章

# 実験及び考察

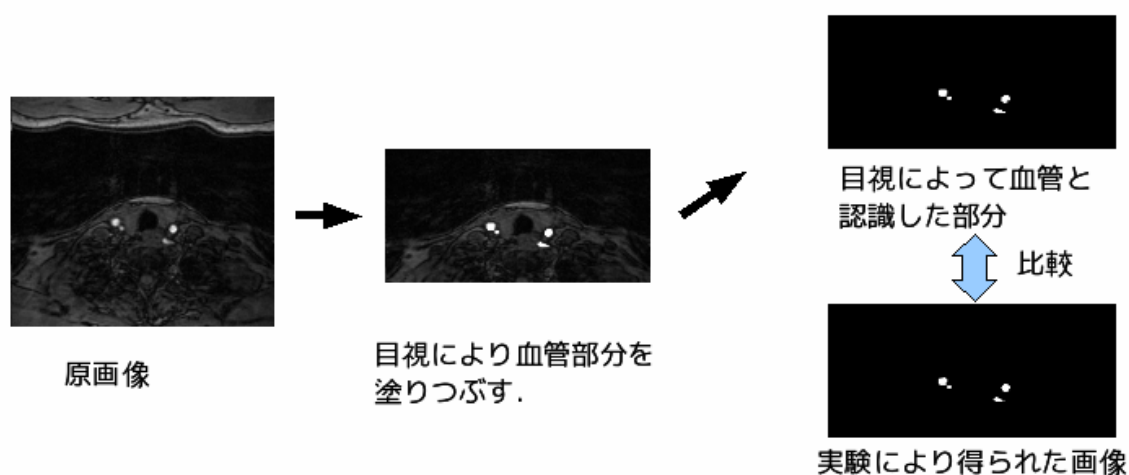
### 6.1 概要

1 データ 168 枚で構成される MR 画像 3 例 (MR306,MR313,MR315) を用いて実験を行う。  
精度の評価基準として以下に示す方法で血管抽出精度の測定を行う。

- 抽出精度の測定

本研究では医師の目視で血管と認識する部分を抽出することを目的としている。そこで自分が目視によって血管と認識し抽出したものと、実験で得られた画像とを比較し、どの程度の精度で抽出できているかを調べる。

また血管内に低輝度領域の存在するスライスの血管抽出に焦点をあてていること、全スライスの精度評価ではこの範囲の精度が平均化されてしまうことから、今回は低輝度領域が存在する血管分岐前後スライス (MR306 : 10 枚, MR313 : 10 枚, MR315 : 17 枚) での精度評価とした。



精度として、画像全画素数に対する TP(True Positive:血管を血管として認識できた割合)・FP(False Positive:過抽出の割合)・TN(True Negative:背景を背景として認識できた割合)・FN(False Negative:抽出もれの割合)を示すと共に、再現率と適合率をそれぞれの計算式に従って計算し、どの程度の精度改善を行うことができたのかを示すと共にそれについての考察を述べる。

精度の比較には、(1) 通常の 3 次元レベルセット法による血管抽出、(2) 3 次元レベルセット法に制御の追加を加えた [11] の手法を用いた血管抽出 (以後従来手法と呼ぶ)、(3) 提案手法 (5.3) による血管抽出のそれぞれについて血管抽出精度の評価を行う。

なお、判別分析法を用いた血管抽出 [1] については自身の研究成果 [13] でレベルセット法を用いた方が優れていると判断したため、今回は精度評価の対象外とし、レベルセット法をベースとしている血管抽出法についての精度をそれぞれ比較することにした。

## 6.2 実験結果

### 6.2.1 MR306

表 1 通常の 3 次元レベルセット法 [%]

		抽出結果	
		血管	その他
目視	血管	0.4728	0.1334
	その他	0.0561	99.3377

再現率 77.99 %

適合率 89.39 %

表 2 従来手法 [%]

		抽出結果	
		血管	その他
目視	血管	0.4948	0.1206
	その他	0.0910	99.2937

再現率 80.41 %

適合率 84.47 %

表 3 提案手法 [%]

		抽出結果	
		血管	その他
目視	血管	0.5199	0.0862
	その他	0.0492	99.3447

再現率 85.78 %

適合率 91.35 %

### 6.2.2 MR313

表 4 通常の 3 次元レベルセット法 [%]

		抽出結果	
		血管	その他
目視	血管	0.4129	0.0671
	その他	0.0449	99.4751

再現率 86.02 %

適合率 90.19 %

表 5 従来手法 [%]

		抽出結果	
		血管	その他
目視	血管	0.4175	0.0625
	その他	0.0726	99.4473

再現率 86.98 %

適合率 85.18 %

表 6 提案手法 [%]

抽出結果			
目 視		血管	その他
	血管	0.4251	0.0549
	その他	0.0417	99.4783

再現率 88.25 %

適合率 88.37 %

## 6.2.3 MR315

表 7 通常の 3 次元レベルセット法 [%]

抽出結果			
目 視		血管	その他
	血管	0.4439	0.1174
	その他	0.0903	99.3483

再現率 79.08 %

適合率 83.08 %

表 8 従来手法 [%]

抽出結果			
目 視		血管	その他
	血管	0.4749	0.0865
	その他	0.1030	99.3357

再現率 84.60 %

適合率 82.18 %

表 9 提案手法 [%]

抽出結果			
目 視		血管	その他
	血管	0.4662	0.0951
	その他	0.0763	99.3624

再現率 83.05 %

適合率 85.94 %

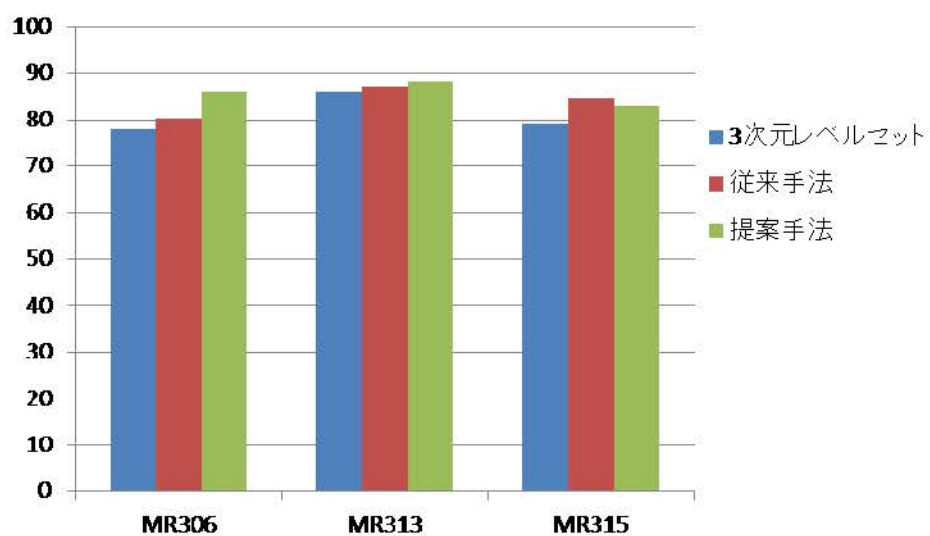


図 41 再現率

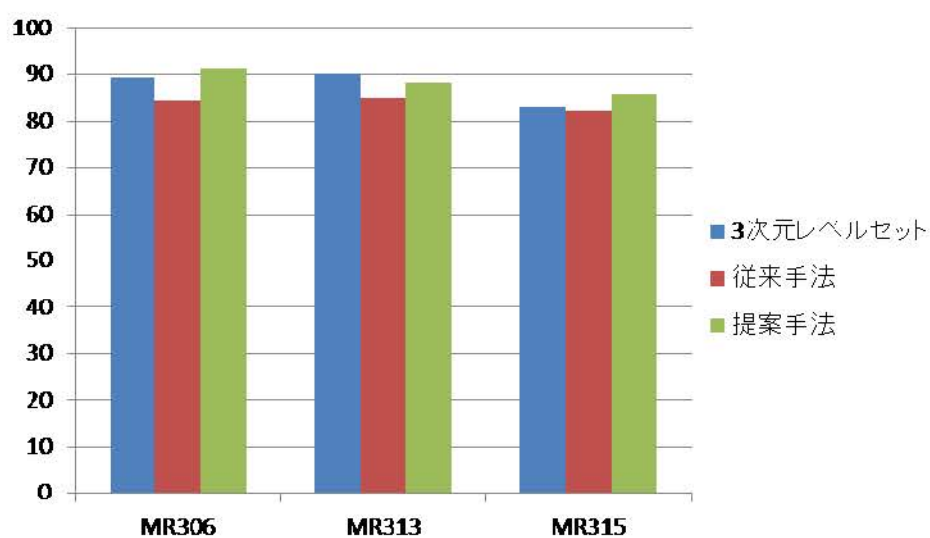


図 42 適合率

さらに，それぞれの MR データに対してスライスごとに評価した精度とそのグラフを以下に示す．

表 10 MR306[%]

	精度	レベルセット	従来手法	提案手法
スライス 86	再現率	78.13	80.00	75.00
	適合率	88.03	80.50	89.55
スライス 87	再現率	72.73	76.26	80.30
	適合率	91.03	83.89	93.53
スライス 88	再現率	74.44	79.82	91.03
	適合率	92.74	85.99	95.31
スライス 89	再現率	74.15	77.97	88.14
	適合率	91.15	83.26	93.27
スライス 90	再現率	74.90	80.25	84.77
	適合率	90.55	87.84	93.64
スライス 91	再現率	73.25	79.01	84.77
	適合率	96.22	88.89	95.81
スライス 92	再現率	76.33	75.85	91.30
	適合率	83.60	79.70	89.15
スライス 93	再現率	86.11	86.11	85.19
	適合率	88.99	85.71	86.38
スライス 94	再現率	88.30	89.36	88.30
	適合率	86.46	82.76	85.57
スライス 95	再現率	86.19	86.74	86.19
	適合率	85.25	87.71	90.17

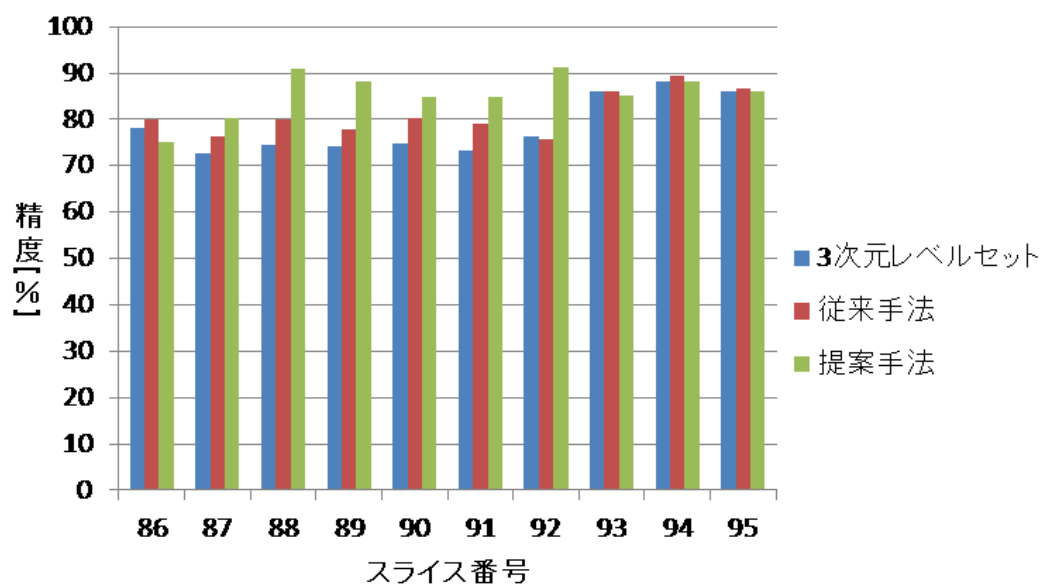


図 43 再現率 (MR306)

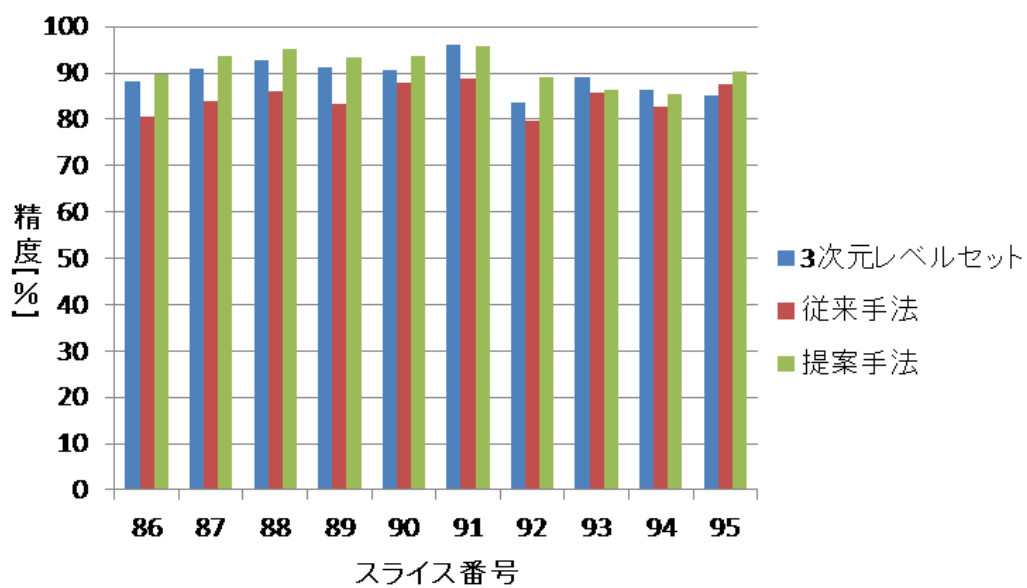


図 44 適合率 (MR306)

表 11 MR313[%]

	精度	レベルセット	従来手法	提案手法
スライス 87	再現率	92.86	92.86	91.27
	適合率	90.00	80.69	96.64
スライス 88	再現率	93.53	94.96	93.52
	適合率	89.04	80.98	93.52
スライス 89	再現率	92.86	95.00	97.86
	適合率	83.87	75.14	85.09
スライス 90	再現率	85.47	90.11	87.79
	適合率	90.74	83.33	90.96
スライス 91	再現率	81.36	85.88	86.44
	適合率	86.75	83.06	87.43
スライス 92	再現率	76.29	76.29	88.14
	適合率	90.80	88.09	90.00
スライス 93	再現率	84.00	80.50	84.00
	適合率	92.82	90.45	92.31
スライス 94	再現率	83.68	84.21	83.68
	適合率	94.08	91.43	94.08
スライス 95	再現率	89.16	89.76	89.16
	適合率	93.08	91.41	93.09
スライス 96	再現率	87.74	87.74	88.39
	適合率	90.06	87.18	89.54



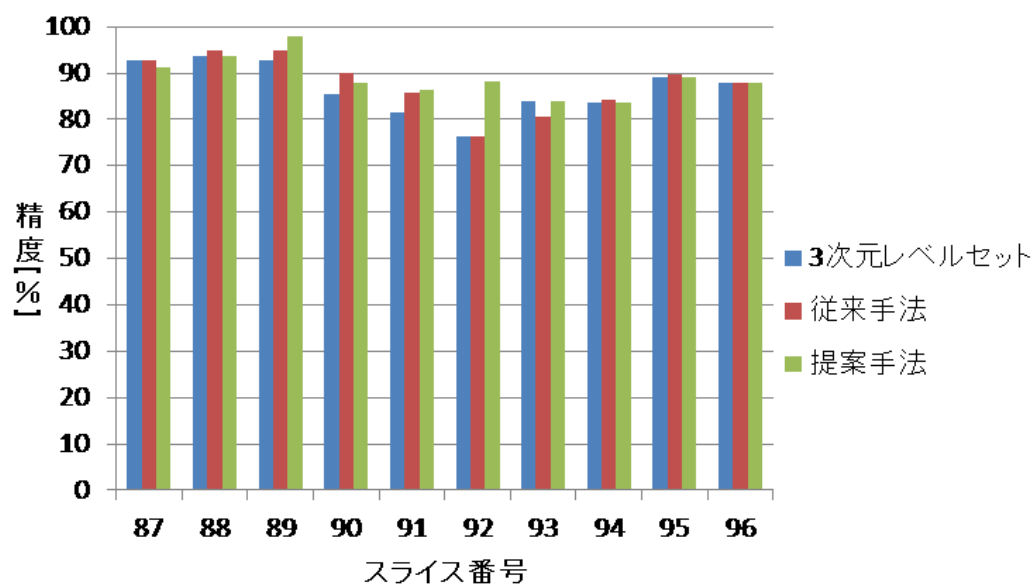


図 45 再現率 (MR313)

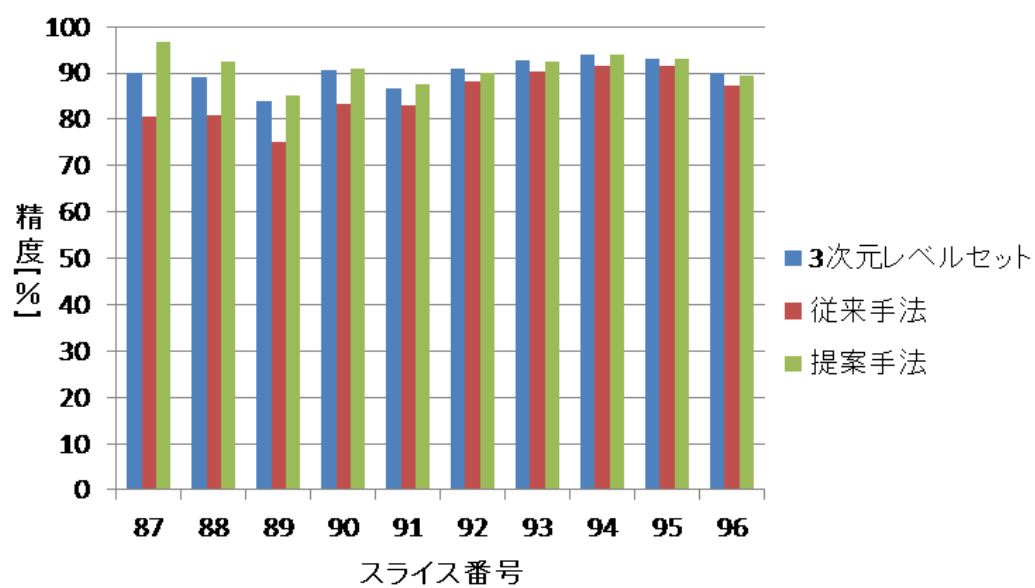


図 46 適合率 (MR313)

表 12 MR315[%]

	精度	レベルセット	従来手法	提案手法
スライス 90	再現率	86.81	89.58	76.39
	適合率	90.58	83.23	95.65
スライス 91	再現率	78.62	81.76	78.62
	適合率	91.91	85.53	94.70
スライス 92	再現率	69.49	71.19	80.79
	適合率	84.83	80.25	91.08
スライス 93	再現率	81.52	94.02	93.48
	適合率	83.80	80.47	86.00
スライス 94	再現率	90.38	91.35	89.90
	適合率	86.24	79.17	81.30
スライス 95	再現率	78.76	85.39	85.84
	適合率	89.90	85.02	88.99
スライス 96	再現率	82.14	88.39	87.50
	適合率	89.32	86.09	89.50
スライス 97	再現率	93.70	92.72	83.01
	適合率	84.28	81.62	92.93
スライス 98	再現率	75.26	92.11	86.13
	適合率	68.09	72.61	80.79
スライス 99	再現率	67.74	90.32	85.71
	適合率	74.62	84.12	84.54
スライス 100	再現率	66.51	84.21	85.17
	適合率	76.79	88.44	84.55
スライス 101	再現率	88.72	88.72	88.72
	適合率	78.28	82.78	83.98
スライス 102	再現率	82.79	85.58	85.58
	適合率	86.41	88.89	89.32
スライス 103	再現率	78.54	77.07	77.03
	適合率	87.98	87.29	87.78
スライス 104	再現率	73.66	73.66	73.66
	適合率	85.63	82.04	82.53
スライス 105	再現率	77.01	75.86	75.86
	適合率	80.72	77.65	78.11
スライス 106	再現率	72.63	72.07	72.07
	適合率	78.31	72.47	72.07

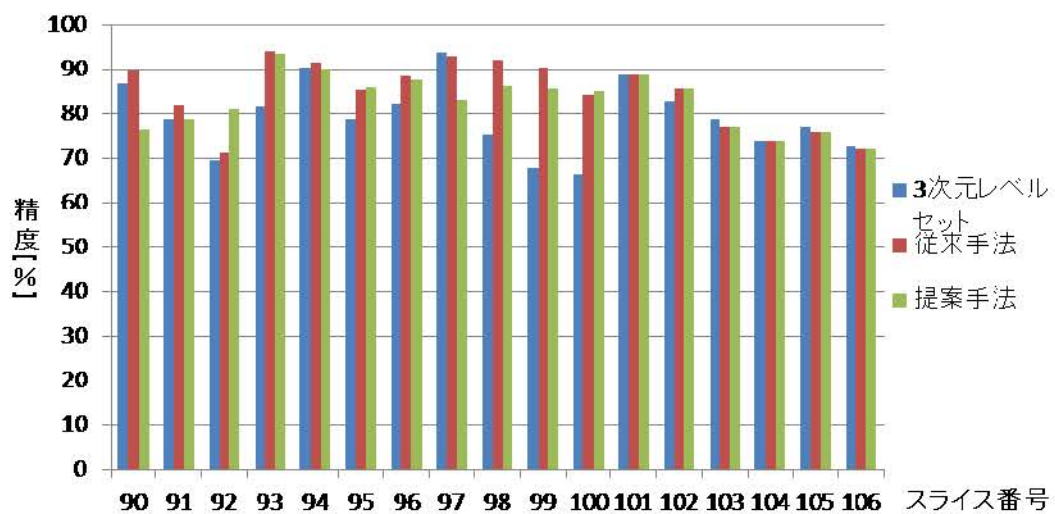


図 47 再現率 (MR315)

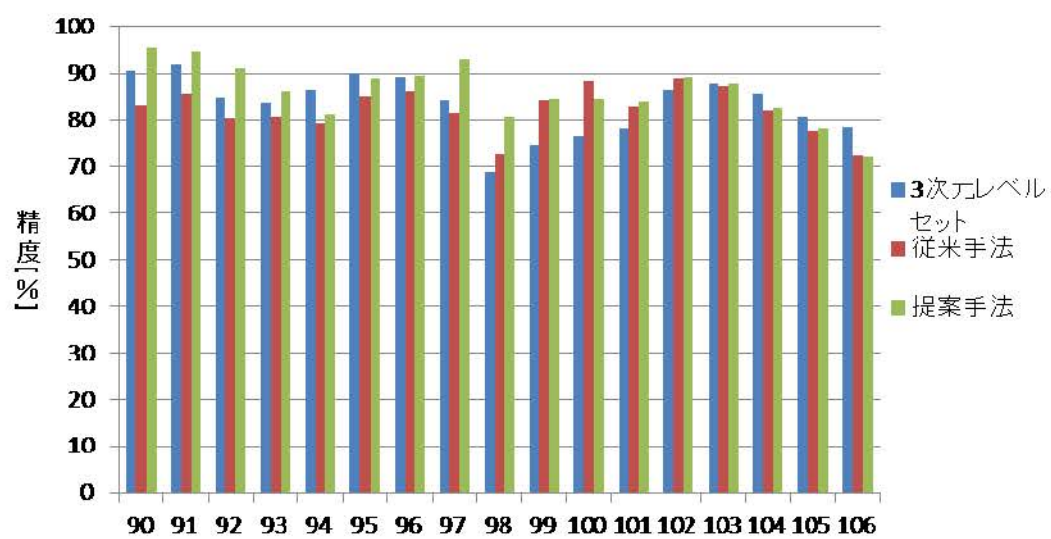


図 48 適合率 (MR315)

### 6.3 考察

提案手法により，全体として通常の 3 次元レベルセット法を用いた血管抽出に比べ再現率（どれだけ目視の血管領域を網羅できているか）が 4.66 % 向上した．これは主に濃度勾配を用いた 3 次元レベルセット法では抽出することができなかった血管内低輝度領域抽出の成功によるものだと考えられる．とくに，血管内の低輝度領域の面積が大きいスライスでは再現率が 70 % 前後になっていたのに対し，提案手法では 80 % を上回る精度まで改善することができた．

従来手法では 3 次元レベルセット法による抽出より再現率としては高い数値を示しているが，同時に過抽出の割合も増加しているために適合率（実際に抽出した領域の正解の割合）は 3 次元レベルセット法や提案手法に比べ低下している．抽出した血管を用いて形状の解析を行う際には，血管の領域を見落としなく再現できていることが必要条件ではあるが，同時に血管以外の領域が多く混雑している（本来血管ではない組織部の抽出など），または血管領域を大きく取りすぎているような場合，病変部の判定などに支障をきたす恐れがあるため，適合率のような指標も重要となる．

これらをふまえ，抽出することができていなかった血管内における低輝度領域を抽出することができた点や，従来手法に比べ過抽出を抑えることができているという点で提案手法は有効であると考えられる．

また，従来手法で問題点とされていた血管内低輝度領域を含むスライスの範囲決定については，提案手法によって大部分の範囲を指定することができるようになったがまだ完全ではないため，より精密に判定できるように改善していく必要がある．

## おわりに

本研究では，頸部 MR 画像からの頸動脈抽出及び血管内に低輝度領域を含むスライスの血流領域抽出精度を高精度化するために，レベルセット法を用いた血管領域抽出法の改善を行った．主な改善点を次に示す．

- レベルセット法の 3 次元化
- 血管内低輝度領域を含むスライスの判定
- 輝度差に着目した速度関数の導入

上記の改善の結果，従来手法より再現率が平均で約 1.70 %，適合率が平均で約 4.61 % 向上した．今後の課題として以下のことが挙げられる．

- 他データによる提案手法の有効性の確認と汎用性の高い各種パラメータの検討
- 血管内の大半が低輝度領域となるようなスライスの判定とその領域の抽出

## 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，テープウィロージャナボン・ニワット助教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] 和田 惇, "MR 画像を用いた頸動脈抽出と形状解析に関する研究", 修士論文, 平成 21 年
- [2] 大津 展之, "判別および最小 2 乗規準に基づく自動しきい値選定法", 電子通信学会論文誌 '80/4 Vol.J63-D No.4, 1980 年
- [3] 前川 利満, 福成 洋, 畝村 毅, 大島 まり, "医用画像に基づく血管モデリングと流体構造連成解析", 第 21 回数値流体力学シンポジウム 2007 年
- [4] Osher,S.and Sethian,J.A, "Fronts propagation with curvature dependent speed:algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations", Journal of Computational Physics,Vol.79,pp12-49, 1988
- [5] Sethian,J."Level Set Methods, 1st ed.", Cambridge University Press,New York,1996
- [6] 倉爪 亮, "レベルセット法とその実装について", 情報処理学会研究報告, 2006-CVIM-156(17), pp.133-145, 2006 年
- [7] 中口 俊哉, 他, "複数の Level Set を用いた CT 画像からの臓器抽出と術前シミュレーションシステムへの応用", 信学技報, PRMU2006-30,MI2006-30, 2006 年
- [8] 岩下 友美, 他, "Fast Level set Method を用いた複数移動物体の 3 次元追跡", 日本ロボット学会誌, Vol.23 No7,p813-820, 2005 年
- [9] 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", 信学技法, MI2004-81, 2005 年
- [10] 吉田 幸司, 他, "マルコフ確率場に基づく動的輪郭モデルを用いた医用画像からの臓器の輪郭抽出", 医用画像情報学会雑誌, Vol.17(2000)No.2,p. 80-87, 2000 年
- [11] Jana Hutter ,et al. , "Prior-Based Automatic Segmentation of the Carotid Artery Lumen in TOF MRA", MICCAI , 2012 , Part2,LNCS7511 , pp.511-518 , 2012
- [12] 神田 圭, "レベルセット法を用いた非凸任意位相 3 D モーフィングに関する研究", 修士論文, 2011 年
- [13] 若浪 旭基, "頸部 MR 画像からの頸動脈血管領域抽出精度の改善", 2014 年度電気・電子情報関係学会東海支部連合大会 (G4-3), 2014 年
- [14] 八木 康史, 斉藤 秀雄, "-CVIM チュートリアルシリーズ-コンピュータビジョン最先端ガイド 1", アドコム・メディア株式会社, 2008 年

## 付録

本研究の提案手法で用いるレベルセット法の移動速度，補助関数値の計算を文献 [6][12] を参考に 2 次元の場合と 3 次元拡張を行った場合について以下のように行う．

- 2 次元レベルセット法

濃度勾配  $k_{I,i,j}$  は， $I_{i,j}$  を画素  $(i,j)$  での濃度値とすると，

$$k_{I,i,j} = \frac{1}{1 + \sqrt{(I_{i+1,j} - I_{i,j})^2 + (I_{i,j+1} - I_{i,j})^2}} \quad (10)$$

となり，補助関数の曲率  $k_{i,j}$  は，各画素が保持する補助関数値を  $\phi_{i,j}$  とすると，

$$K_{i,j} = \nabla \cdot \left( \frac{\nabla \phi_{i,j}}{|\nabla \phi_{i,j}|} \right) = \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (11)$$

ただし，

$$\phi_x = \frac{\phi_{i+1,j} - \phi_{i,j}}{h} \quad (12)$$

$$\phi_y = \frac{\phi_{i,j+1} - \phi_{i,j}}{h} \quad (13)$$

$$\phi_{xx} = \frac{\phi_{i+1,j} - 2\phi_{i,j} + \phi_{i-1,j}}{h^2} \quad (14)$$

$$\phi_{yy} = \frac{\phi_{i,j+1} - 2\phi_{i,j} + \phi_{i,j-1}}{h^2} \quad (15)$$

$$\phi_{xy} = \frac{\phi_{i+1,j+1} + \phi_{i,j} - \phi_{i+1,j} - \phi_{i,j+1}}{h^2} \quad (16)$$

であり， $h$  は離散化幅である．(本手法では  $h = 1$ )



また，各画素において補助関数値を以下の Upwind Scheme([14] 参照) にしたがって更新する．

$$\phi_{i,j} \leftarrow \phi_{i,j} - \Delta t (\max(F_{ij}, 0) \nabla^+ + \min(F_{ij}, 0) \nabla^-) \quad (17)$$

ただし，

$$\nabla^+ = (\max(D_{ij}^{-x}, -D_{ij}^{+x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{-y}, -D_{ij}^{+y}, 0)^2)^{\frac{1}{2}} \quad (18)$$

$$\nabla^- = (\max(D_{ij}^{+x}, -D_{ij}^{-x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{+y}, -D_{ij}^{-y}, 0)^2)^{\frac{1}{2}} \quad (19)$$

ここで，

$$\begin{aligned} D_{ij}^{+x} &= \frac{\phi_{i+1,j} - \phi_{i,j}}{h}, & D_{ij}^{-x} &= \frac{\phi_{i,j} - \phi_{i-1,j}}{h} \\ D_{ij}^{+y} &= \frac{\phi_{i,j+1} - \phi_{i,j}}{h}, & D_{ij}^{-y} &= \frac{\phi_{i,j} - \phi_{i,j-1}}{h} \end{aligned} \quad (20)$$

であり， $\Delta t$  は積分間隔である．(本手法では， $\Delta t = 1$ )

- 3次元レベルセット法への拡張

濃度勾配  $k_{I,i,j,k}$  は,  $I_{i,j,k}$  を画素  $(i, j, k)$  での濃度値とすると,

$$k_{I,i,j,k} = \frac{1}{1 + \sqrt{(I_{i+1,j,k} - I_{i,j,k})^2 + (I_{i,j+1,k} - I_{i,j,k})^2 + (I_{i,j,k+1} - I_{i,j,k})^2}} \quad (21)$$

となり, 補助関数の曲率  $k_{i,j,k}$  は, 各画素が保持する補助関数値を  $\phi_{i,j,k}$  とすると,

$$K_{i,j,k} = \nabla \left( \frac{\nabla \phi_{i,j,k}}{|\nabla \phi_{i,j,k}|} \right)$$

$$= \frac{\phi_x^2(\phi_{yy} + \phi_{zz}) - 2\phi_y\phi_z\phi_{yz} + \phi_y^2(\phi_{xx} + \phi_{zz}) - 2\phi_x\phi_z\phi_{xz} + \phi_z^2(\phi_{xx} + \phi_{yy}) - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy}}{2(\phi_x^2 + \phi_y^2 + \phi_z^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (22)$$

ただし,

$$\phi_x = \frac{\phi_{i+1,j,k} - \phi_{i,j,k}}{h} \quad (23)$$

$$\phi_y = \frac{\phi_{i,j+1,k} - \phi_{i,j,k}}{h} \quad (24)$$

$$\phi_z = \frac{\phi_{i,j,k+1} - \phi_{i,j,k}}{h} \quad (25)$$

$$\phi_{xx} = \frac{\phi_{i+1,j,k} - 2\phi_{i,j,k} + \phi_{i-1,j,k}}{h^2} \quad (26)$$

$$\phi_{yy} = \frac{\phi_{i,j+1,k} - 2\phi_{i,j,k} + \phi_{i,j-1,k}}{h^2} \quad (27)$$

$$\phi_{zz} = \frac{\phi_{i,j,k+1} - 2\phi_{i,j,k} + \phi_{i,j,k-1}}{h^2} \quad (28)$$

$$\phi_{xy} = \frac{\phi_{i+1,j+1,k} + \phi_{i,j,k} - \phi_{i+1,j,k} - \phi_{i,j+1,k}}{h^2} \quad (29)$$

$$\phi_{yz} = \frac{\phi_{i,j+1,k+1} + \phi_{i,j,k} - \phi_{i,j+1,k} - \phi_{i,j,k+1}}{h^2} \quad (30)$$

$$\phi_{xz} = \frac{\phi_{i+1,j,k+1} + \phi_{i,j,k} - \phi_{i+1,j,k} - \phi_{i,j,k+1}}{h^2} \quad (31)$$

であり,  $h$  は離散化幅である. (本手法では  $h = 1$ )

また，各画素において補助関数値を以下の Upwind Scheme([14] 参照) にしたがって更新する．

$$\phi_{i,j,k} \leftarrow \phi_{i,j,k} - \Delta t(\max(F_{ijk}, 0)\nabla^+ + \min(F_{ijk}, 0)\nabla^-) \quad (32)$$

ただし，

$$\begin{aligned} \nabla^+ = & (\max(D_{ijk}^{-x})^2 + \min(D_{ijk}^{+x})^2 + \max(D_{ijk}^{-y})^2 + \min(D_{ijk}^{+y})^2 \\ & + \max(D_{ijk}^{-z})^2 + \min(D_{ijk}^{+z})^2)^{\frac{1}{2}} \end{aligned} \quad (33)$$

$$\begin{aligned} \nabla^- = & (\max(D_{ijk}^{+x})^2 + \min(D_{ijk}^{-x})^2 + \max(D_{ijk}^{+y})^2 + \min(D_{ijk}^{-y})^2 \\ & + \max(D_{ijk}^{+z})^2 + \min(D_{ijk}^{-z})^2)^{\frac{1}{2}} \end{aligned} \quad (34)$$

ここで，

$$\begin{aligned} D_{ijk}^{+x} &= \frac{\phi_{i+1,j,k} - \phi_{i,j,k}}{h}, & D_{ijk}^{-x} &= \frac{\phi_{i,j,k} - \phi_{i-1,j,k}}{h} \\ D_{ijk}^{+y} &= \frac{\phi_{i,j+1,k} - \phi_{i,j,k}}{h}, & D_{ijk}^{-y} &= \frac{\phi_{i,j,k} - \phi_{i,j-1,k}}{h} \\ D_{ijk}^{+z} &= \frac{\phi_{i,j,k+1} - \phi_{i,j,k}}{h}, & D_{ijk}^{-z} &= \frac{\phi_{i,j,k} - \phi_{i,j,k-1}}{h} \end{aligned} \quad (35)$$