動的変形モデルを用いた腹部CT造影画像からの血管抽出手法

The Automatic Extraction of the Aortic Region from an Abdominal CT Image with Contrast Medium Using an Active Model

藤　原　浩　一＊
Fujiwara, Koichi

要旨

血管造影された腹部CT画像から大動脈領域を自動的に抽出する手法を開発した。従来の領域抽出手法を用いて大動脈領域を抽出すると，CT値が近いため，造影された血管領域と脊椎領域が混在して抽出されてしまう問題が生じる。そこで本提案手法では，三次元の脊椎標準モデルを用意し，計測データの脊椎領域にあうように動的に変形することで脊椎領域の境界を抽出し，血管領域と脊椎領域を分離する。
この手法を臨床データ26例に対して適応し，技師が手作業で与えた血管領域の99%を自動抽出し，良好な血管抽出結果を得ることができた。

Abstract

We have developed a method of automatically extracting the aortic region from an abdominal CT image with contrast medium. In traditional extraction methods, the blood vessel region and vertebrae region are extracted together because their CT values approximate each other. However, we propose a new method which separates the blood vessel region from the vertebrae region using a three-dimensional standard vertebrae model. Our method employs deformation followed by the extraction of the vertebrae region and dynamically morphs the model to fit the CT volumetric data. We performed an experiment using 26 examples of real CT data. Our automatic extraction method gave excellent results, yielding 99% of the blood vessel regions manually extracted by a technologist.

＊コニカミノルタテクノロジーセンター㈱
システム技術研究所　イメージシステム開発室

1　はじめに

近年，モダリティの発展とともに，得られる医用画像の多くがディジタル化されており，それらディジタル画像は，コンピュータによる診断支援，手術計画[1)]，手術シミュレーションなどに広く使われている。コンピュータによる診断支援や手術計画をおこなう上で，注目すべき臓器を抽出することは必要不可欠な機能のひとつである。

我々は，大動脈疾患の治療をおこなう際，治療計画を立てるためには大動脈血管抽出が必要な点に注目した。大動脈血管抽出を従来の領域抽出手法によって実施した場合，CT値の近い領域である造影血管領域と脊椎領域との分離が困難である。そのため，血管領域を抽出するにあたり手作業を必要とし，抽出に手間と時間がかかってしまうという問題がある。

そこで我々は，新たなアプローチとして，血管を直接抽出するのではなく，まず脊椎を抽出する方法を提案する。脊椎の標準モデルを用意し，計測データの脊椎領域にあうように動的に変形させることで，脊椎領域の境界を抽出し，その結果により脊椎領域と血管領域とを自動的に分離する。特に標準モデルの動的変形前に，計測データに対して画像処理をおこなうことで局所的最適解に陥らないようにしている。本報告では，開発した抽出処理アルゴリズムを説明する。さらに，抽出結果および手作業により抽出した画像との比較評価結果を示し，その有効性を検証する。

2　提案手法

2．1　手法概念

造影された大動脈血管のCT値は骨のCT値と近い値をとる。そのため，従来の領域抽出手法を用いた血管抽出では，血管領域と脊椎領域との分離が困難である。

我々は，形状的な個人差を比べた場合，脊椎は血管に比べて個人差が少ない点に注目した。血管は個人によって形状状態が大きく異なるので，血管側からではなく，脊椎側からのアプローチが望ましいと考えた。

そこで個人差の少ない脊椎を標準的な形状モデルとしてモデル化しておき，その標準モデルを計測データに合

うように変形させる方法を提案する。その変形させたモデルを用いて，血管領域と脊椎領域を分離し，最終的に血管領域を抽出する。

２．２　処理の流れ

抽出処理の大まかな流れをFig. 1に示す。大きく,「初期領域抽出処理」,「領域分割前処理」,「領域分割処理」の３つに分かれる。

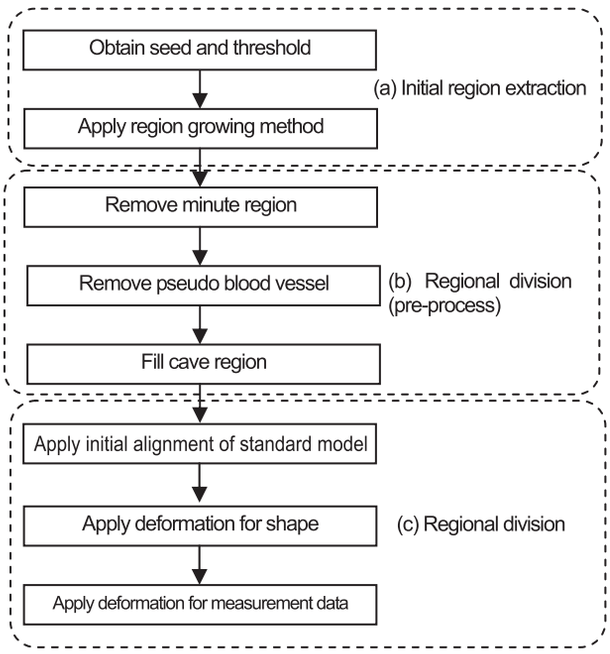


Fig.1　Extraction method

初期領域抽出処理(図中，(a))では，計測データであるスライス画像群（ボリュームデータ）に対して，領域を抽出するための従来手法のひとつである領域拡張法により領域抽出をおこなう。この初期領域抽出処理の結果として，血管領域だけではなく脊椎領域を含んだ抽出結果が得られる。

領域分割前処理(図中，(b))では，後段の処理において標準モデルが最適な形へ変形しやすくし，かつ，局所的最適解にならないように，初期領域抽出処理の結果画像に対して前処理を実施する。

領域分割処理(図中，(c))では，脊椎の標準モデルを計測データ内に存在する脊椎領域の境界に合うように動的に変形させる。そうすることで，脊椎領域と血管領域との分割をおこなう。

以下では，それぞれの処理について詳細に説明する。

２．３　初期領域抽出処理

２．３．１　概要

初期領域抽出処理での目的は，初期領域として血管を含んだ領域を抽出することである。ここでは脊椎などの血管以外の部位を含んでいてもかまわない。

血管を含んだ領域を抽出するために，領域を抽出するための従来手法のひとつである領域拡張法[2)]を使用した。領域拡張法は，画素値に対する閾値を決定し，ある注目点から近傍画素が条件を満たしているかどうかをチェックし，その条件を満たしていれば同じ領域に属していると判断する。それを繰り返していくことで領域を広げながら抽出を実施する。すなわち，ある条件内に連続して存在する画素をすべて抽出するため，血管領域と脊椎領域のように画素値が近い領域が存在し，それらがどこか１点で繋がっていると，血管領域と脊椎領域が同時に抽出される。

領域拡張法を実施するためには，領域を探索するための開始点（seed）と,拡張させるための閾値（threshold）を設定する。今回，血管領域を抽出することが目的なので，血管領域内に開始点を設定した。閾値は拡張をおこなうための条件となるので，血管領域を確実に捉えるために次のようにして適切な値に設定した。

２．３．２　領域拡張閾値決定

その閾値を決定するために，CT造影画像の血管領域のCT値と,計測データ全体のCT値との統計を解析した。

解析結果の一例をFig. ２に示す。この図が示すように，血管領域のCT値のヒストグラムも計測データ全体のCT値のヒストグラムも共に，正規分布に近い傾向があることがわかる。我々が持つ他の計測データに対しても同様の傾向が見られた。

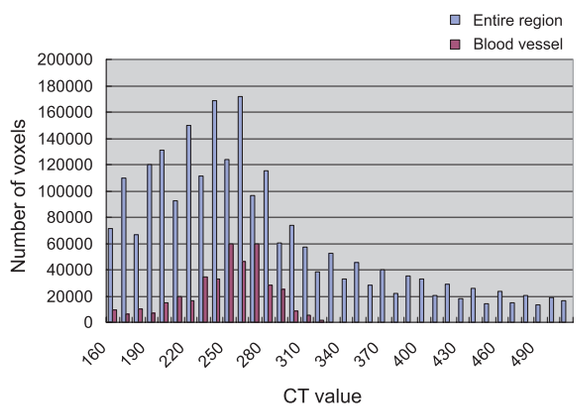


Fig.2　CT value histogram

次に全体のCT値の統計量をもとに，以下の式から血管領域の閾値（下限値）を決定した。

$$V_{\min} = \alpha_{Av} A_{Av} - \alpha_{Sd} A_{Sd} \qquad (1)$$

ここで，A_{Av} は計測データ全体から得られるCT値の平均値，A_{Sd} は計測データ全体から得られるCT値の標準偏

差を表す。またα_{Av}，α_{Sd}はそれぞれ係数を表す。α_{Av}，α_{Sd}の値は，あらかじめ経験的な値が設定されており，計測データからA_{Av}，A_{Sd}を得ることで，(1)式を用いて計測データに応じた適切な$V_{\min}$を求めることができる。

２．４　領域分割前処理

領域分割前処理の目的は，後段の「領域分割処理」で用いられる標準モデルと計測データとの対応関係における誤対応を軽減するものである。誤対応が多く生じると，「領域分割処理」での標準モデルを動的に変形させる際に，局所的最適解に陥ってしまい，最適なモデル変形がおこなわれない危険性があるため，この前処理によってそれを出来る限り回避する。

本手法では脊椎の標準モデルを用いて，標準モデルと計測データの対応をとるため，まず元の計測データから脊椎領域だけを残すことを目指す。

脊椎領域と血管領域とではCT値として近い値を持つため，画像処理だけで脊椎領域を確実に抽出することは困難である。しかしながら，２．４．４で説明するように，本処理では正確に脊椎領域を抽出する必要はなく，おおまかな抽出をおこなう。処理は，ボリュームデータ全体ではなく，スライス画像１枚ずつに対して実施し，初期領域抽出処理によって得られた部分領域（以下，セグメントと呼ぶ）を抽出し，セグメントごとに判定をおこなう。

具体的には，「微小領域除去」，「擬似血管セグメントの除去」，「空洞領域境界の除去」の３つの処理を順におこなう。以下，これら３つの処理について説明する。

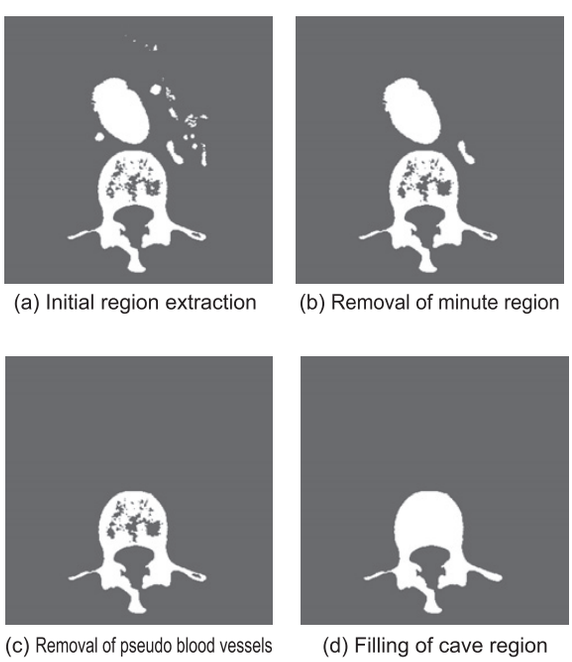


Fig.3　Results of preprocessing of regional division

２．４．１　微小領域除去

領域分割処理では，脊椎の標準モデルと計測データの脊椎領域との対応関係をとる。このとき，明らかに脊椎領域ではない微小領域は，誤対応の原因となりうる。そこで，セグメントの面積がある閾値以下である場合，そのセグメントは微小領域であると判断し，削除する処理にした。

２．４．２　擬似血管セグメントの除去

血管領域は誤対応の大きな要因のひとつとなるため，なるべく前処理で除去する。

血管領域らしさを捉えるために，Fig. ２にある血管領域のCT値のヒストグラムを参考にした。Fig. ２からわかるように，血管領域は，他の領域に比べて，CT値の最大値が低く，また分布の幅が狭い傾向がある。そこで，セグメント内のCT値の最大値が，ある閾値V_1以下で，かつセグメントのCT値の標準偏差が閾値V_2以下である場合，そのセグメントを血管領域と判断することとして，そのセグメントを除去した。

２．４．３　空洞領域境界の除去

今回用いる脊椎の標準モデルは，脊椎外部の境界を抽出することが目的であるため，計測データに存在する脊椎内部の空洞領域境界は存在しないことが望ましい。そこで，抽出領域に囲まれた非抽出領域を抽出領域と変換することで脊椎内部の空洞領域境界を排除した。

２．４．４　前処理の効果

ここで説明した３つの各処理により，必ずしもすべてのスライス画像に対して正確におこなわれる必要はない。例えば誤って脊椎のセグメントを除去する可能性や，血管のセグメントが残ったままになる可能性があるが，そのような場合があってもかまわない。以下にその概念を説明する。

Fig. ４は，領域分割前処理の結果と領域分割処理で用いる標準モデルを模式図として表している。s3のスライ

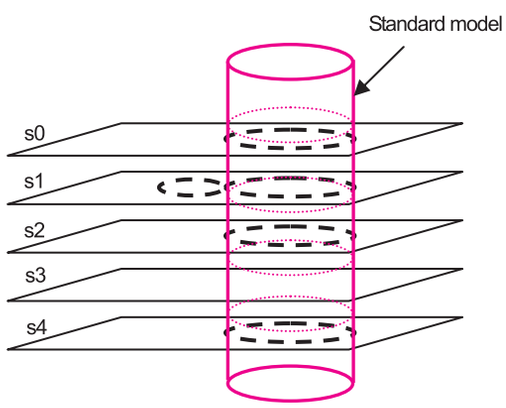


Fig.4　The effect of pre-processing

ス画像では，前処理で誤って脊椎のセグメントを除去してしまった場合を表しており，また，s1のスライス画像では，同様に，血管のセグメントが残ったままの場合を示している。

後述の標準モデルの変形時には，モデルの形状が極端に変わらないような最適化を行うため，Fig. 4に示すような誤りは本処理で補償される。すなわち，大半のスライス画像で脊椎のセグメントのみが残っていれば，それらのスライス画像において標準モデルとの対応関係を正しく設定することができる。

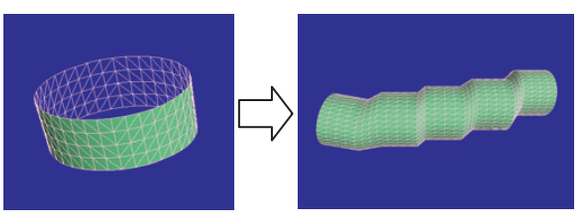
このように，領域分割前処理で実施した画像処理では，おおまかには所望領域を抽出することで，本処理での標準モデル変形が適切に動作する効果をもたらす。

２．５　領域分割処理

領域分割処理は，脊椎の標準モデルを対象境界である計測データの脊椎領域部分にあうように動的に変形させ，脊椎領域と血管領域とを分割する。

標準モデルを動的に変形させる手法は，あらかじめ標準モデルに先見的知識として形状情報を入れることが可能であり，また形状情報を利用することで不自然な変形を抑制することができ，安定的に抽出が可能であるという利点がある。

今回，標準モデルとして，椎体を表現した円柱形のモデル（以後，椎体標準モデル）を用意した。さらに，この円柱モデルを連ねることで，脊椎全体を表現した標準モデルを作り上げた（以後，脊椎標準モデル）。



(a) section of vertebrae　(b) combined sections of vertebrae

Fig.5　Standard model

領域分割処理では，標準モデルのサイズ変更および位置合わせをおこなう「初期調整」，計測データに対して形状的な矛盾を生じさせることなく大まかにあわせる「形状重視変形」，計測データに対して細かくあわせる「対応重視変形」の３段階の標準モデルの変形処理を実施する。最初の段階では粗く合わせ，段階を進むごとに徐々に細かく計測データに合わせていく処理にしている。そうすることで，標準モデルと脊椎領域に精度よく合わせることができ，その結果として正確に分離処理をおこなうことができる。

以下では，これら３段階の処理について詳細に説明する。

２．５．１　初期調整

初期調整では，個々の椎体標準モデルを計測データ内に配置し，サイズ・位置あわせを実施する。脊椎の形に変形することはせず，全体的なサイズと位置をあわせる。

椎体標準モデルを計測データ内に配置するには，まず，計測データの各スライス画像から棘突起部の先端に相当する座標を抽出する。領域分割前処理後の画像では，脊椎のセグメントを誤って除去している可能性があるため，ここで用いるスライス画像は，初期領域抽出処理後の画像を用いた。これらの抽出された座標を並べるとFig. 6のように山状に連なり，その山の中心を，椎体標準モデルを配置するための基準点とした。

この結果，椎体標準モデルは，椎体標準モデルの中心がこの基準点から一定距離だけ離れた位置にくるように配置される。

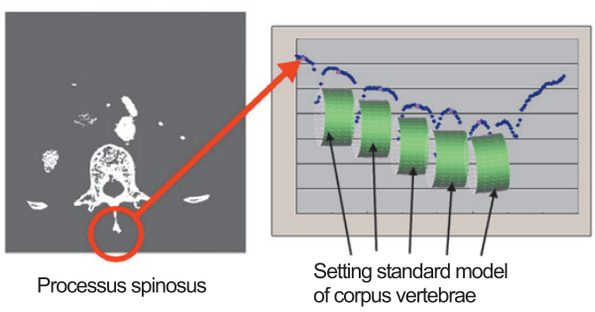


Fig.6　Initial deformation

次に，各椎体標準モデルのサイズ，回転，並進位置の合わせをおこなう。サイズ，回転，並進位置のあわせをおこなうために，以下のような評価関数E_{init}を用意した。

$$E_{init} = \frac{1}{n}\sum_{n} l_i^{\,2} \qquad (2)$$

ここでnは椎体標準モデルの頂点数を表し，l_iは，サイズ，回転，並進移動をおこなったあとの椎体標準モデルの頂点と計測データ側の対応点との距離を表す。計測データ側の対応点は，「領域分割前処理」によって得られた画像において，存在しているセグメントの境界に存在するボクセル（これらを「対応候補点」とする）から求める。ここでは，椎体標準モデルの各頂点において，対応候補点の中でもっとも近接している点をその頂点の対応点とする。

この評価関数を最小にすることで，サイズ，回転，並進位置が合わされる。

２．５．２　形状重視変形

形状重視変形では，局所的に過剰に変形することなくおおまかに変形することで，計測データに対して矛盾ない脊椎形状を表現することを目指した。

まず，個々の椎体標準モデルをつなげ合わせ，ひとつの脊椎標準モデルを作成する。この処理においては，個々の椎体標準モデルを個別に変形させるのではなく，脊椎標準モデル全体を以下のように変形させる。

標準モデルの変形の最適化には，外部エネルギーと内部エネルギーの概念を用いる。外部エネルギーは脊椎標準モデルと計測データとの位置的な隔たりを表し，内部エネルギーは脊椎標準モデルの形状維持性を表す。この二つから得られる総エネルギー関数が最小となるように脊椎標準モデルを変形させる。

形状重視変形では，以下のような総エネルギー関数E_1を用いた。

$$E_1 = \exp(E_{\exp} + w_1 \cdot E_{\text{int}}) \tag{3}$$

ここで，$E_{\exp}$は外部エネルギー，E_{int}は内部エネルギー，w_1は外部エネルギーと内部エネルギーとの比重を表す重み係数である。ここでの変形では，外部エネルギーに対して内部エネルギーが相対的に大きくなるようw_1は大きな値となっている。指数関数を用いているのは，w_1の値が大きくなっている内部エネルギー部分の変化をより顕著に表すためである。

外部エネルギーは，脊椎標準モデルを構成する各頂点から，計測データの対応点までの二乗距離として表した。すなわち，外部エネルギーが小さくなれば，各頂点が対応点に近づく方向に移動することとなる。L_iを頂点から対応点までの距離としたとき，外部エネルギーは以下に示される。

$$E_{ext} = \frac{1}{n_v} \cdot \sum_{n_v} L_i^{\,2} \tag{4}$$

対応点は，計測データから得られる対応候補点から求められる。ここでは，頂点の法線ベクトルと対応候補点の法線ベクトルとのなす角がある一定値以下である対応候補点に対して，以下の評価式を用いて評価値を計算した。もっとも評価値が小さくなる対応候補点を，その頂点に対する対応点としている。

$$e = L'_j \cdot (1 + A \cdot \sin\phi_j) \tag{5}$$

ここでL'_jは頂点と対応候補点までの距離を表し，ϕ_jは頂点の法線ベクトルと頂点と対応候補点とを繋ぐ方向ベクトルとの角を表す。また，Aは定数であり，経験的に値を設定した。

この評価式を用いることで，対応点は，各頂点の法線ベクトルと近い方向の法線ベクトルをもった対応候補点の中で，なるべく頂点と正対した位置にある対応候補点を対応点とできる。また，対応候補点までの距離値が相対的に大きすぎる場合には，その対応候補点は適した対応点ではないとし，それよりも近い位置に存在する他の対応候補点が対応点となるような働きがある。

内部エネルギーは，形状情報を表現したものである。今回は形状を滑らかにし，また頂点同士の間隔を均一にする効果として用いた。標準モデルを構成する各頂点の形状状態を関数式として表現しやすくするために，各頂点における格子方向の頂点の繋がりのみに注目した。

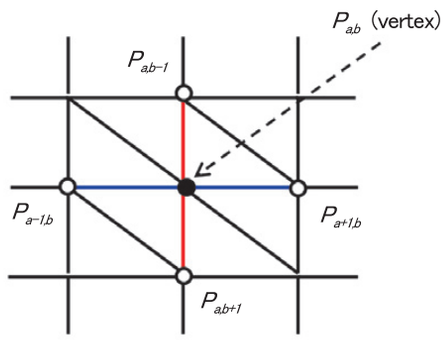


Fig.7 Explanation of internal energy. Blue line: edge of horizontal direction. Red line: edge of vertical direction

具体的には次式に示すように，注目している縦方向の繋がり（Fig. 7における赤ライン），横方向の繋がり（Fig. 7における青ライン）において，方向ベクトルの差分をとり，その差分ベクトルの二乗距離を内部エネルギーとした。この内部エネルギーは，脊椎標準モデルの形状が突起状になる方向に頂点が移動することを抑制し，また各頂点の配置が不均一にならないようにする働きがある。

$$E_{\text{int}} = \frac{1}{n_v} \cdot \sum_{n_v} (La_i^{\,2} + Lb_i^{\,2}) \tag{6}$$

ここで，La_iは注目頂点の縦方向の繋がりから得られる方向ベクトルの差分ベクトルの長さを表し，Lb_iは横方向の繋がりから得られる方向ベクトルの差分ベクトルの長さを表す。

２．５．３　対応重視変形

ここでは，形状重視変形で大まかに脊椎形状を表現している脊椎標準モデルが存在している状態にあり，まだ細かく計測データの所望領域に接した状態にはない。そこで対応重視変形では，脊椎標準モデルを正確に計測データにあわせることを目的として変形させる。

対応重視変形では，形状重視変形と同様に，外部エネルギーと内部エネルギーからなる総エネルギー関数を最小とするように脊椎標準モデルを変形させる。対応重視変形では，以下のような総エネルギー関数E_2を用いた。

$$E_2 = E_{\exp} + w_2 \cdot E_{\text{int}} \tag{7}$$

w_2は，形状重視変形と同様，外部エネルギーと内部エネルギーとの比重を表す重み係数である。ここでの変形では，内部エネルギーに対して外部エネルギーが相対的に大きくなるようw_2は小さな値となっている。すなわち，$w_1>w_2$の関係になっている。

この対応重視変形をおこなった結果が脊椎領域を表す。この結果を用いて，「初期領域抽出処理」で得られた抽出結果から，脊椎領域と血管領域との分割をおこない，その結果として血管領域の抽出結果を得る。

3　適用結果

3．1　評価データ

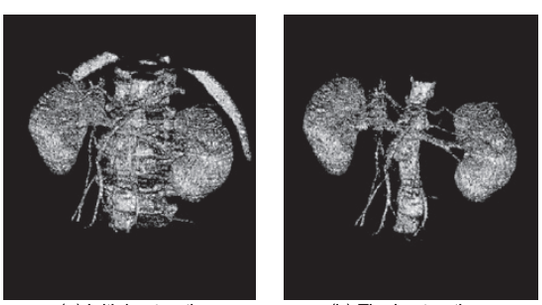
本手法の抽出精度を評価するために，26症例分の評価データを用いた。本手法を用いて評価データに対し血管抽出をおこなった結果（以後，評価対象データ）を評価対象とした。

評価対象データの比較対象として，評価データに対して技師が手作業により血管を抽出したデータ（以後，教師データ）を用いた。

3．2　抽出結果

上記評価データについて抽出処理をおこなった結果，目視によりすべてにおいて適切に血管抽出ができたことを確認した。

抽出結果の１例を以下に示す。初期抽出では脊椎も含まれているが，最終抽出結果では血管部分のみになっていることが分かる。



(a) Initial extraction　(b) Final extraction

Fig.8　Result of extraction

3．3　評価

血管の抽出度合いを定量的に評価するために，評価対象データと教師データとの比較をおこない，「不足抽出評価」をおこなった。不足抽出評価は，教師データに含まれている血管のうち，抽出されていないものを定量的に評価したものである。

不足抽出評価の結果，不足度合いが平均で1.0%，最大で2.6%となり，ほぼ99%を抽出でき，良好な結果が得られた。これより，本手法によって臨床上必要な血管を不足なく抽出する可能性を示すことができたと考える。

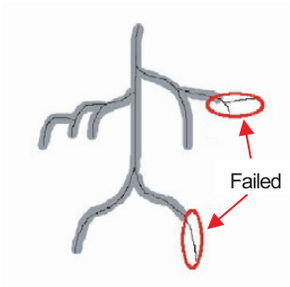


Fig.9　Lack of extraction. Grey region : automatic extraction. Black line : manual extraction

4　まとめ

血管造影された腹部CT画像から大動脈領域を自動的に抽出する手法を開発した。腹部CT造影画像において，脊椎の標準モデルを動的に変形することによって，脊椎領域と血管領域とを分離することで血管抽出をおこなう手法を開発し，その効果を確認した。評価データ26症例に対して適用し，教師データに対して平均99%の血管を自動抽出ができた。

今回，26症例という少ない評価データで抽出評価を行ったが，安定した抽出の検証には，より多くの症例に対して適用することが必要と考える。

また，本技術は，標準モデルの対象を変更することにより，肺野や心臓といった他の臓器の抽出も可能である。今後，用途開発も進めていきたい。

5　謝辞

本研究にあたり多大なご協力をいただきました，京都大学大学院医学研究科の杉本直三教授，武田病院の上野克也先生，PTMC研究所の井上寛治先生に厚く御礼申し上げます。

（本稿は，医用画像情報学会・平成18年度春季大会での口頭発表の内容に加筆した。）

●参考文献

１）今村裕之，杉本直三，英保茂，浦山慎一，上野克也，井上寛治，“ステントグラフト留置術支援のための大動脈血管形状の計測と病変検出”，電子情報通信学会論文誌DII，Vol.J84-DII，No.11，pp.2468-2476(2001)

２）鳥脇純一郎，“３次元ディジタル画像処理”，昭晃堂，東京，2002，p.55-58.