

3次元画像処理の手法と
その医用画像診断支援システムへの応用

名古屋大学図書	
和	1250529

森 健 策

第 1 章 序論	1
1.1 医用画像と医用画像処理	1
1.2 3次元医用画像診断支援システム	3
1.3 3次元胸部 CT 像診断支援システム	4
1.4 3次元画像処理	5
1.5 3次元医用画像の表示とバーチャルリアリティ	5
1.6 本研究の位置づけ	6
1.6.1 3次元胸部 CT 像における肺野内構造物の自動認識	7
1.6.2 VR 技術を用いた仮想化人体の探索手法の開発	8
参考文献	9
第 2 章 胸部 CT 像の性質	13
参考文献	14
第 3 章 胸部 CT 像からの肺野領域の自動抽出	17
3.1 はじめに	17
3.2 肺野領域抽出の基本方針	18
3.3 具体的処理手順	18
3.3.1 大まかな肺野領域の決定	18
3.3.2 肺野領域の補正(1)	19
3.3.3 肺野領域の補正(2)	20
3.3.4 肋骨の形状を利用した補正処理	23
3.4 実験	29
3.4.1 試料画像	29
3.4.2 3次元胸部 CT 像への適用	29
3.5 考察	36
3.6 むすび	37
参考文献	37
第 4 章 胸部 CT 像からの異常陰影候補領域の 自動抽出	39
4.1 はじめに	39
4.2 3次元 SR 抽出の基本的考え方	40

4.3	具体的処理手順	42
4.3.1	距離値に対する位置可変しきい値の決定法	42
4.3.2	具体的な3次元SR抽出手順	45
4.4	実験結果と考察	45
4.4.1	実験試料	45
4.4.2	実験結果	45
4.5	考察	52
4.6	むすび	54
	参考文献	54
第5章 胸部CT像からの気管支領域自動抽出		57
5.1	はじめに	57
5.2	3次元X線CT像上における気管支陰影の特徴	58
5.3	気管支領域自動抽出手順	59
5.3.1	基本的な考え方	59
5.3.2	全体の処理の流れ	59
5.4	実験	63
5.5	考察	68
5.5.1	抽出された領域の精度	68
5.5.2	他の抽出方法	68
5.5.3	仮想化気管支内視鏡システムへの応用	69
5.5.4	枝単位での抽出方法の開発	69
5.6	むすび	70
	参考文献	70
	付録 気管支領域抽出全体手順	72
第6章 仮想化内視鏡システム		77
6.1	はじめに	77
6.2	仮想化人体探索システムのための基本的処理モジュール	79
6.3	VESの実現	83
6.3.1	システムの全体像	83
6.3.2	3次元画像の取得	83
6.3.3	前処理部	83
6.3.4	対話的操作	84
6.4	実験	94
6.4.1	仮想化気管支内視鏡システム	94
6.4.2	仮想化血管内視鏡システム	95

6.4.3	仮想化胃内視鏡システム	95
6.5	考察	95
6.5.1	仮想化気管支内視鏡像システムの特徴	95
6.5.2	表示	112
6.5.3	ナビゲーション法	114
6.5.4	バーチャルリアリティとしてのVES	114
6.5.5	VESの今後の展望	114
6.6	むすび	115
	参考文献	116
第7章 仮想化気管支内視鏡システムの		
	高速表示手法	119
7.1	はじめに	119
7.2	高速表示手法の基本的な考え方	120
7.3	処理手順	121
7.3.1	処理手順の概要	121
7.3.2	前処理部	121
7.3.3	表示部	124
7.4	実験	128
7.5	考察	128
7.5.1	本手法の有効性	128
7.5.2	高速表示の利点	136
7.5.3	枝ごとによる表示の妥当性	136
7.5.4	他の手法との組み合わせ	136
7.5.5	面データ分類結果の他の目的への利用	136
7.6	むすび	137
	参考文献	137
第8章 3次元医用画像における物体表面上の		
	最短距離及び経路の計測	139
8.1	はじめに	139
8.2	準備	140
8.2.1	3次元デジタル画像における距離	140
8.2.2	図形表面上の2点間の最短距離及び最短経路	141
8.3	処理手順	141
8.3.1	処理の流れ	141
8.3.2	図形の表面画素抽出	142

8.3.3	表面距離変換による表面最短距離の計算	142
8.3.4	表面最短経路	143
8.4	実験	143
8.5	考察	144
8.5.1	表面最短距離の精度	144
8.5.2	表面最短経路の妥当性およびその数	150
8.5.3	計算時間	150
8.6	むすび	151
	参考文献	151
	付録	153
第9章	むすび	155
9.1	総括	155
9.2	今後の課題・展望	158
謝辞	161

第1章 序論

1.1 医用画像と医用画像処理

医学の分野において、画像は診断に欠くことのできない道具の一つである。1895年のレントゲンによるX線の発見以来、X線写真による診断は重要な診断法の一つとなっている[Umegaki95]。この発見により、医用画像および医用画像処理という分野が始まったといえるであろう。最近では2次元的な画像であるX線写真のみならず、X線CT像、超音波断層像、MRI像といった様々なモダリティで撮影された2次元、3次元、4次元と多次元にわたる医用画像が、ごく一般的に臨床の場において用いられるようになってきた。特に最近ではイメージング装置と計算機の発展により、人体の3次元構造を記録した、3次元医用画像が盛んに利用されている。

医用画像は人体の構造、形態、機能、およびそれらの経時変化が画像として記録されたものであり、多くの場合、人間の肉眼では直接観察することのできないものを可視化した画像である。別の見方をするならば、医用画像は個々の被検者毎の人体情報を表したものであるといえるであろう。そして、医用画像処理とは、このような人体の情報を表す画像を処理すること（ここでの処理とは画像自体を得ることも含む）を意味する。医用画像処理の分野を大別すると、イメージング、認識・理解、伝送、蓄積、検索、記録、表示、操作等の広範囲にわたる処理がある。もちろんこれらの分野は、それぞれお互いに密接に関係しており、個々が独立して存在するということはいえない。医用画像処理の主な研究分野としては、以下のようなものが挙げられる[Toriwaki93]。

イメージング: 人体の情報を何らかの手法により画像化する手法である。X線写真, CT, MRI [Yanaka89]等のイメージング装置に関する処理が含まれる

認識・理解: 医用画像を計算機により認識・理解する技術である。ここでは工学の分

野におけるパターン認識の技術が応用される。この分野に関する研究は古くから行われており、医用画像処理技術としての関心も高い。例えば、胸部X線間接像からの肺がん候補領域の自動認識が、代表的な研究としてあげられる[Toriwaki92]。しかし、医用画像のパターン認識は非常に難しく、実用化されたものは、血球自動分類装置がほとんど唯一である[Yamamoto92]。

伝送・記録：医用画像を伝送・記録する技術である。記録メディアとしては、フィルムへの画像の直接記録が一般的であるが、最近では光磁気ディスク等へのデジタル記録が盛んになっている。伝送の方法としては、フィルムの直接送付から始まり、ネットワークを利用したデジタル画像の伝送等多種多様な伝送方法があげられる。

蓄積・検索：臨床の場において、毎日大量に発生する画像を効率よく蓄積し、その中から検索する技術である。

表示：イメージング装置から得られた原画像をディスプレイ画面上に表示、あるいは、コンピュータグラフィックスの技術を用いて、3次元医用画像に含まれる臓器を立体的に表示する手法である。

操作：医用画像に含まれている人体情報は、人体の構造をそのまま表したものであるため、この画像を一種の計算機上に構築された人体とみなし、画像に対して何らかの操作を行う手法である。例えば手術シミュレーションがあげられる[Kitagawa94]。

医用画像処理に関しては、これまで数多くの研究者により、様々な分野において、世界的に研究が行われており、画像処理という工学的な研究分類のなかでも、医用画像処理に従事する工学研究者は非常に多い[IEICE93]。

こういった医用画像処理の研究分野の中でも、特に医用画像の計算機による診断支援システム[Toriwaki92, Toriwaki94]は、医学・工学の両分野の研究者から注目されている[MIT94, Yamamoto92]。診断支援システムは上記に挙げた様々な医用画像処理に分野における問題を解決せねばならず、非常に奥の深い分野であるためであろう。

特に3次元医用画像は、従来の2次元画像と比較して、膨大な量の画像情報を含んでいるため、計算機による診断支援は不可欠である。これは、3次元ボリューム画像の理解が人間の頭の中では直感的に行いにくいいためである。以下、本論文では3次元医

用画像の診断支援システムについて考察する。

1.2 3次元医用画像診断支援システム

医用画像の歴史の中で、レントゲンによるX線の発見以降で最大のできごとは、1969年英国EMI社のG.N.HounsfieldによるX線CT装置(CT: Computed Tomography)の開発であろう。従来のX線像は単なる一方向への投影像であるため、臓器同士の重なりや、散乱線の影響により、その画像の解像度に限界があった。しかし、X線CT装置により人体断面像を直接観察することが可能となり、画像による診断精度は飛躍的に向上した。現在では、CT装置は臨床の場において欠くことのできない装置となっている。特に最近では、人体を3次元的にスキャンすることが可能な、3次元CTが実用化されている。この3次元CTの一つであるヘリカルCT装置は、高精度の3次元ボリューム画像を高速に取得することを可能にし、臨床的に非常に高い評価を得ている[Katada91-1, Katada91-2, Katada95]。これにより、人体の臓器の形状を3次元的な形としてとらえることが可能となり、診断方法として一つの新しい分野を築くことになった。特に動きによるアーチファクト(画像のボケやぶれ)と体軸方向の精度不足のために、従来のCT装置では限界があった胸部の診断にも、3次元CT像が本格的に利用されることが確実視されるに至った。とりわけ、連続スライス像を肺がんスクリーニングに導入することは、肺がん早期発見における従来のX線診断の限界を破るものとして大きな期待を持たれている[Tateno90, Yamamoto93]。

しかし、3次元CT装置の普及は、臨床の場で扱われる画像情報量を爆発的に増大させることになった。これまでとは比べものにならないほど大量の3次元画像が臨床の場で扱われることになり、医師の読影労力は大幅に増大している。しかし、これらの画像は、従来のX線写真とは異なり、当初からデジタルデータとして記録されているため、このデジタルデータを、画像認識とコンピュータグラフィクス技術に基づき計算機上で処理し、読影を行う、計算機支援読影の重要性が高まっている。

ここで、簡単に3次元医用画像の計算機読影診断支援システムについて考えてみる[Toriwaki94]。一般的に診断支援システムは、何らかの医用画像が与えられたときに、計算機によりその画像の中から異常と思われる部位をマーキングする機能(画像認識機能)、異常と判断された部位を解析する機能、および、計算機による認識結果・画像に含まれている情報を分かりやすく表示する機能、の3つが不可欠な機能として挙げ

られる。すなわち、画像の認識、解析、表示の3つの機能が必要であると言えよう。この場合、画像の認識・解析には、工学分野における画像処理技術（ここでは2次元、3次元、動画像処理といったすべての画像処理技術を含む）および知識処理技術、また、わかりやすい表示法にはコンピュータグラフィックス技術を応用できる。

特に3次元胸部CT像の場合、前述のように、これを用いた肺がんスクリーニングが、本格的に検討され始めている段階にあり、早急に3次元胸部CT像の診断支援システムを開発する必要がある。このシステム開発で得られた技術は、他の部位の3次元像診断支援システムの開発においても有効であると考えられる。

以上のような背景から本論文では、主に3次元胸部CT像診断支援を目的としたシステムについて述べる。

1.3 3次元胸部CT像診断支援システム

3次元胸部CT像診断支援システムの開発を考えた場合、このシステムに必要な機能としては、次のようなものが挙げられる。

a. 胸部CT像における構造物の自動認識機能

胸部CT像に含まれる肺野領域、肺血管、気管支、心臓、肋骨の認識（セグメンテーション）を行う。ここでは3次元画像処理手法を利用可能である。

b. 抽出された構造物の人体構造知識を用いた解析

3次元胸部CT像から、人体の正常組織、主として血管・気管支の構造を取り出し、計算機の中でその解析を行う方法を開発する。ここでは、3次元画像処理手法のみでなく、知識利用に関する人工知能的手法の導入も必要となる。この理解機能は、例えば次のようなことに利用できる。

まず、aで自動的に抽出された病変部候補領域に関しての解析を行い、抽出された病変部が、真のがん病変部であるか否かの判定を行う。肺がんの検出においては、比較的太い血管が存在するような場所において、他の組織との混同が生じ易い。そこで、このbの機能で抽出された血管・気管支構造と、あらかじめ入力してある人体の血管・気管支構造（解剖学的知識）を照合しつつ解析を進めることによって、がん、その他の病変、および、正常組織の分類が行える。次に、このプロセスの中で、CT像に含まれる個々の血管・気管支の名称を、あらかじめ計算機に入力してある知識と照らし合わせることにより、解剖学的記述で与えられた医師の診断論理をシステムに組み込むこ

とを可能にする。

c. 得られた情報のわかりやすい表示

入力される3次元胸部CT像から得られた情報をなるべく分かりやすく表示する機能である。医用画像の最終的な診断は医師が行うものであるため、多数枚スライスのCT像や、既に述べた2つの機能から得られた情報（例えば自動的に抽出された異常陰影候補領域）を、医師にわかりやすく表示しなければならない。そのために、コンピュータグラフィクス、あるいはバーチャルリアリティの技法に基づいた表示法の開発が必要である。

以下では、この3次元胸部診断支援システムの要素技術について述べる。

1.4 3次元画像処理

3次元医用画像に人体の3次元的な情報が含まれているため、これを処理するには、3次元画像処理を用いるのが自然であると考えられる。医用画像への3次元画像処理の適用は、CT装置の登場後の比較的早い時期から行われている。しかし、3次元画像は膨大なデータ量であり、2次元画像処理と比較し、計算量も増大することになる。そのため、これまでは基本的なアルゴリズムの蓄積、および、ごく小規模の症例への適用しか行われておらず、3次元画像処理の実用化例はほとんどない。特に3次元胸部CT像の場合、高精度な3次元画像が得られるようになったのはごく最近のことであること、また、計算機の記憶容量および計算能力が不足していたことから、胸部CT像への3次元画像処理への適用例は全くない。また、3次元画像処理アルゴリズム自体の蓄積も、2次元画像処理の場合のそれと比較して、十分であるとは言えず、実際の3次元画像を処理し、アルゴリズムの蓄積を行う必要がある[Toriwaki85, Toriwaki89, Toriwaki95]。

1.5 3次元医用画像の表示とバーチャルリアリティ

CT装置で得られた画像を立体的に表示する手法に関しても、かなり早い時期から報告がなされている[Glenn75, Rob76, Toriwaki86, Yokoi89]。これまでに、3次元医用画像の特徴を生かした効果的なアルゴリズムが数多く報告されており、現在までで、ほぼアルゴリズム的には確立されたといえよう[Yokoi95]。従って、今後はこれらの表示技術を用いた、新しい画像提示方法の開発が必要となる。

ところで、最近、計算機の能力の向上に伴い、仮想的な環境を計算機上に構築し、その環境を人間が計算機を介して体験する、“バーチャルリアリティ (Virtual Reality, VR)”の研究が盛んに行われるようになってきた。“バーチャルリアリティ”には厳密な定義があるわけではないが、文献[Toriwaki95-4]に示されている言葉を借りるならば、

「主としてコンピュータ上に生成される仮想的環境(仮想世界, 仮想環境(virtual environment))を現実の人の感覚に訴えてリアルに体験させてくれる技術」

と定義することができるであろう。ところで、前述したヘリカルCTなどの3次元イメージング装置により撮影された3次元画像は、人体そのものを表した一種の仮想的な環境であると換言することができる。仮想環境には様々なタイプの仮想環境があるが、医学応用としてのバーチャルリアリティを考えた場合[BME95, Dohi95, Toriwaki95-2, Toriwaki95-3, Toriwaki95-4], 特徴的なことは、完全に仮想的な環境を考えるのではなく、実物（ここでは人体）に基づいた環境を構築する点にあらう。従来、VRの分野において多く使われている“仮想”という言葉は、個別の「実物」には対応しない一般的なものを意味している場合が多い。これに反し、VRの医学応用では、計算機上に構築される環境は、個々の患者に応じたもの（現実の世界と対応がとれること）であるため、“仮想”という言葉ではなく、“仮想化”という言葉が用いられている。

もしも、3次元医用画像を用いて、人体が計算機上において仮想化された場合（ここでは仮想化人体と呼ぶ）、この仮想人体内部を探索することにより、診断を行うことも可能である。この場合には、仮想化された人体を、何らかの方法により表示する必要があるが、これにはこれまでに数多く研究されてきた3次元医用画像の表示手法が利用できる。従って、仮想化人体内部を効率よく探索する手法（ユーザインタフェースの問題も含む）を開発することができれば、この探索手法も、3次元医用画像診断支援システムの新しい機能の一つとなりうる。

1.6 本研究の位置づけ

上述のような背景から、本論文では、3次元医用画像、とりわけ、3次元胸部CT像の診断支援システムに関する研究について述べる。本研究の成果は、他の部位の画像にも適用可能であり、ここで得られた知見は、胸部CT像診断支援システム以外の、一般的な3次元医用画像診断支援システムにも有効である。より具体的に、本研究では、3次元胸部X線CT像が入力されたとき、胸部の様々な構造物を計算機において認識し、

その結果をVRの技術を用いて表示する手法について研究する。以下、この順に本研究の位置づけを、従来の研究を踏まえて述べる。

1.6.1 3次元胸部CT像における肺野内構造物の自動認識

医用画像の計算機による診断支援システムを考えた場合、画像に含まれる血管、病変部等の様々な領域を、自動的に認識する機能が必要となる。3次元胸部CT像においても、肺領域、肺血管、肺がん病変部、気管支、肋骨、心臓、リンパ節等を自動的に抽出する機能が必要とされる。特に、3次元胸部CT像を用いたスクリーニングが本格的に導入される場合には、計算機による肺がん領域の自動抽出は、必須の機能といえよう。この場合、肺がん候補領域を正確に抽出するには、肺がんのみを抽出するのではなく、先ほど述べた肺野内構造物をすべて認識し、総合的に判断する必要がある。

3次元胸部CT像に関する処理に関しては、ヘリカルCT装置の登場が最近であることもあり、本研究以前にはほとんど報告されていない。例えば、胸部X線像の計算機診断に関する研究は、既に1970年代から行なわれているが、すべて標準的な直接または間接像を対象としており[Toriwaki92]、CT像を扱った論文は、陳らによるじん肺診断への応用が唯一のものである[Chen90]。但し、そこでは各断層像(スライス)ごとの2次元処理にとどまる。肺がん診断への応用に関する検討が文献[Yamamoto93]にあるが、これもやはり2次元処理にとどまる。

しかし、3次元医用画像に含まれる診断情報を十二分に利用するには、3次元デジタル画像処理の適用が不可欠である。3次元画像処理については、主に基礎的な研究が進められている[Toriwaki85, Toriwaki89]。筆者らの研究グループでも、これまでにいくつかの基本手法を開発した[Toriwaki85, Saito92, Saito93]。それらは手法の理論や、アルゴリズムの検討が中心であり、実際の画像に適用して、その実用上の有効性を示した報告はない。これは、3次元画像処理手法の蓄積が、まだ十分でなかったこともあるが、3次元画像そのものが従来十分な精度で得られなかったこと、従って、その処理に対する需要も少なかったことなども理由にあげられよう。

そこで、本論文の前半2～5章では、3次元胸部CT像診断支援システム開発の第一段階である、肺野内構造物の認識手法について述べる。まず第2章では、本論文で取り扱う画像の性質を簡単に述べる。第3章では、胸部CT像を処理する上で、重要な情報である肺野領域を認識する方法を、第4章では、基本的な3次元画像処理手順を用

いた肺がん候補領域認識手順を、第5章では、気管支領域を自動認識する方法について述べる。

1.6.2 VR技術を用いた仮想化人体の探索手法の開発

3次元医用画像の診断支援システムにおいて、画像内に含まれている情報、あるいは、画像認識結果を分かりやすく表示する機能は、必須である。そこで、本論文では3次元画像に含まれる人体情報から、対象となる臓器を仮想化し、その内部を自由に探索することで、画像に含まれる情報を提示する手法を提案する。

これまでに、3次元ボリューム画像の可視化手法については、多くの研究がなされてきた[Toriwaki86, Yokoi89]。ボリューム画像の可視化手法としては、Levoys, Drebinらによるボリュームレンダリング法[Levoy88, Drebin88]、あるいはLorenzenによるMarching Cubes法[Lorenzen87]が、代表的な可視化手法として挙げられよう。しかし、医用3次元画像の可視化に関する研究の多くは、対象となる臓器の外形の表示に関するものであり、3次元医用画像に含まれている臓器の内部に入り込み、観察を行う手法はこれまでに報告されていない。また、そのほとんどにおいて、リアルタイムでの描画は考慮されていない。これとは対照的に、本論文で述べる仮想化内視鏡シミュレーションシステムは、3次元医用画像に含まれる臓器の中に、あたかも入り込んだかのように観察を、リアルタイムで生成される動画を用いて行うことができるシステムであり、このようなシステムの報告例はこれまでのところない。そのため、本研究は、従来の3次元医用画像の可視化・観察技術に関する研究とは大幅に異なるものであると言える。この観察手法は、3次元胸部CT像に限らず、様々な部位に適用可能である。これはバーチャルリアリティの技術で定義される仮想環境として、仮想化された人体を構築し、その内部を探索しながら診断を行うシステムであるとも受けとめることができる。

本論文では、第6章において、上記のバーチャルリアリティによる画像観察手法の一つとして、仮想化内視鏡シミュレーションシステムについて述べる。これは、対象となる臓器を計算機内に構築し、その内部を自由に探索を行うことが可能なシステムである。

また、このような対話的なシステムでは、システムの応答速度が重要な問題となる。とりわけ、表示速度は重要な問題である。そこで、第7章では、仮想化内視鏡システムの一つの発展型である仮想化気管支内視鏡システムにおいて、対象となる臓器の構

造を，計算機で解析し，表示すべき部位をリアルタイムで決定することにより，高速な表示を実現する方法を提案する．これは，画像認識とコンピュータグラフィックスの技術を組み合わせた新しい表示手法であるといえる．

さらに仮想化された人体上では，臨床に必要な様々な特徴量を計測することが可能である．そこで，第8章では，この計測技術の一つとして，3次元画像処理による臓器表面上の2点間の壁面に沿った最短距離の計測法について述べる．

参考文献

- [BME95] 特集“バーチャルリアリティとME”，BME, 9, 11 (1995-11)
- [Chen90] 陳旋，鈴木秀智，長谷川純一，鳥脇純一郎，じん肺 X 線 CT 像における粒状影の自動抽出と定量計測，Medical Imaging Technology, 8, 2, pp.107-114 (1990-06)
- [Dohi95] 土肥健純：バーチャルリアリティとME，BME, 9, 11, pp.1-2 (1995-11)
- [Drebin88] R.A.Drebin. : Volume Rendering, Computer Graphics (SIGGRAPH'88 Conference Proceedings), 22, 4, pp.65-74 (1988-08)
- [Glenn75] W. V.Glenn , R J Johnson, P.E.Moroton et al. : Image generation and display techniques for CT Scan data -thin traverse and reconstructed coronal and sagittal planes, Investigation Radiography, 10, 5, pp.403-416 (1975)
- [Hasegawa93] 長谷川純一，森健策，鳥脇純一郎，安野泰史，片田和廣：3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出，電子情報通信学会論文誌，J76-D-II, 8, pp.1587-1594 (1993-08)
- [IEICE93] 医用画像処理技術論文特集号，電子情報通信学会論文誌，J76-D-II, 2 (1993-02)
- [Katada91-1] 片田和廣：総特集:CT グレードアップ活用術，新医療，202 (1991-10)
- [Katada91-2] 片田和廣：ヘリカル CT の臨床経験，新医療，202, pp.60-64 (1991-10)
- [Katada95] 片田和廣：ヘリカルスキャンCTを中心とした3次元画像診断の現状と問題点，Medical Imaging Technology, 13, 3 pp.208-214 (1995-05)
- [Kitagawa94] 北川英志，岡田稔，横井茂樹，鳥脇純一郎：手術シミュレーションのための仮想空間操作システムの開発，Medical Imaging Technology, 12, 5, pp.619-625 (1994-09)
- [Levoy88] M.Levoy : Volume Rendering -Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Com-

- puter Graphics & Applications, 8, 3, pp.29-37 (1988-05)
- [Lorensen87] W.E.Lorensen and H.E.Cline : Marching cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm, Computer Graphics (SIGGRAPH'87 Conference Proceedings), 21, 4, pp167-169 (1987-07)
- [MIT94] 特集 / 画像診断支援 , Medical Imaging Technology, 12, 3, pp.216-223 (1994-05)
- [Rob76] R A,Rob, J, F.Greenleaf, R E.Strum et al. : Quantitative imaging of dynamic structure and function of the heart, lung and circulation by computerized techniques, Proc. ACM SIGGRAPH'76, pp.246-256 (1976)
- [Saito92] 齊藤豊文, 鳥脇純一郎 : 3次元ユークリッド距離変換及び拡張ポロノイ分割アルゴリズムと肝組織標本画像の解析 , 画像電子学会誌 , 21, 5, pp.468-472 (1992)
- [Saito93] 齊藤豊文, 鳥脇純一郎 : 3次元デジタル画像に対するユークリッド距離変換 , 電子情報通信学会論文誌(D-II), J76-D-II, 3, pp.445-453 (1993-03)
- [Tateno90] 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 遠藤真広, 山本眞司, 松本満臣 : 肺癌検診のための X 線 CT の開発 , 新医療 , 通巻第 190 号 , pp.28-32 (1990-10)
- [Tateno95] 館野之男 : X線の発見と初期における医学応用の展開, Medical Imaging Technology, 13, 1, pp.14-22 (1995-01)
- [Toriwaki85] 鳥脇純一郎, 横井茂樹 : 3次元デジタル画像処理アルゴリズムの基礎, 電子情報通信学会論文誌 , J68-D, pp.426-432 (1985)
- [Toriwaki86] 鳥脇純一郎 : 最近の医用画像三次元表示の表示手法 , BME, 24, 5, pp.293-303 (1986)
- [Toriwaki89] 鳥脇純一郎, 鈴木秀智 : 医用 3 次元画像の解析・認識技法, BME, 3, 8, pp.18-27 (1989-08)
- [Toriwaki92] 鳥脇純一郎 : X 線像の計算機診断 - 歴史と現状 , Medical Imaging Technology, 10, 1 pp.1-11 (1992-03)
- [Toriwaki93] 鳥脇純一郎 : 医用画像処理技術論文特集の発行にあたって , 電子情報通信学会論文誌 J76-D-II, 2, pp.175-177, (1993-02)
- [Toriwaki94] 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼武編 : 医用 X 線像のコンピュータ診断 , シュプリンガー・フェアラーク , 東京 (1994)
- [Toriwaki95-1] 鳥脇純一郎 : 3次元医用画像処理の現状と将来 , 3次元画像コンファレ

ンス'95講演論文集(1995-07)

[Toriwaki95-2] 鳥脇純一郎：バーチャルリアリティ(VR)と医学の出会い(1) -VRとは何か, コンピュータ支援画像診断学会 CADM NewsLetter, 12, pp.8-14 (1995-09)

[Toriwaki95-3] 鳥脇純一郎：医用画像処理とバーチャルリアリティ, BME, 9, 11, pp.12-20 (1995-11)

[Toriwaki95-4] 鳥脇純一郎：バーチャルリアリティ(VR)と医学の出会い(2) - 実例から見た応用例, コンピュータ支援画像診断学会 CADM NewsLetter, 13, pp.2-13 (1995-12)

[Umegaki95] 梅垣洋一郎：X線発見以降100年の技術発展の歴史年表, Medical Imaging Technology, 13, 1, pp.1-13 (1995-01)

[Yamamoto92] 山本眞司：実用化への課題, Medical Imaging Technology. 10, 1, pp.45-48 (1992)

[Yamamoto93] 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 松本満臣：肺癌検診用X線CT(LSCT)の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II, 250-260 (1993-02)

[Yanaka89] 矢仲重信：磁気共鳴イメージング装置の最新の動向, 日本ME学会雑誌(BME), 3, 2, pp.34-41 (1989-02)

[Yokoi89] 横井茂樹：医用3次元画像の表示技法, BME, 3, 8, pp.11-17 (1989)

[Yokoi95] 横井茂樹：3次元画像の解析と仮想空間操作, Medical Imaging Technology, 13, 3, pp.202-207 (1995-05)

第2章 胸部CT像の性質

本論文では主として、胸部CT像を取り扱う。3次元胸部CT像の性質は、従来方式のX線写真(以下、単純撮影像と略記)とはかなり異なる。そこで、本章では画像処理の観点からみた、CT像の性質を簡単に説明し、処理を行う上での注意点をまとめておく。

まず、入力画像としては、体軸に垂直な断面上の各微小体積要素におけるX線減弱係数(CT値とよばれる)を記録した、2次元濃淡画像(スライス)の組を考える。CT値は水を0、空気を-1000とした臨床目的のための単位であり、X線吸収係数に比例した値である。人体の主な臓器および組織ではほぼその値は決まっており、その一例をTable 2.1に示す[Handbook1]。また、スライス(slice)の一例をFig.2.1に示す。

この中で、皮膚(skin)、体表面脂肪(fat)および筋肉(muscle)の層、心臓(heart)、縦隔部(mediastinum)は高いCT値をもち、それに囲まれた肺野部(lung area)(実際は大半が空気)は、極めて小さいCT値をとる(図では黒くみえる)。肺野内において、血管(blood vessel)および肺がん(lung cancer)などの病巣(もし存在すれば)は、やはり背景肺野よりは高いCT値をもつ。気管支は、内部に空気を含む管状の構造であり、気管支壁は非常に薄いため、CT像上における気管支の被写体コントラストは非常に低い。脊椎(spine)や肋骨(rib)は、その断面が体表面組織の中のみ見えるので、肺野には全く影響ない(これは2次元投影像とは大きく異なる点である)。但し、血管や病巣のCT値はその大きさ等でかなり変るため、CT値に対するしきい値処理のみでそれらを抽出することはできない。

ヘリカルCT像撮影時のパラメータは、さまざまなものがあるが[Handbook2]、CT像を処理する上で考慮しなければならないものとしては、実空間における画素サイズ、スライス厚、寝台移動速度、3次元再構成間隔、がある。特にX線CTの場合、スライス厚、および再構成間隔が重要である。各スライスは実際には面でなく、ある有限の

厚みをもっている。被写体を通過するX線ビームの幅を、スライス厚と呼ぶ。通常は、5mmから10mm程度のビーム幅のX線が用いられるが、肺の微細構造を観察する場合には、ビーム幅2mmのX線を用いることが多い。スライス厚が厚くなると、パーシャルボリューム効果が大きくなり、本来その組織がもつCT値とは異なった値が画像に記録されることになる。また、単純なしきい値処理によると、実際には存在しない空洞等が、画像上で現れる可能性があり、十分注意を要する。ヘリカルCTで得られる投影データは、3次元的なボリュームデータであるため、任意の位置・間隔でスライスを再構成することが可能である。しかし、この場合でも、画像の解像度は撮影時のX線ビーム幅に依存する。高精度の解析を行う場合には、再構成間隔、および、X線ビーム幅はできる限り細かいピッチの方が望ましい。

入力される画像は、現在のCT装置の技術では、体軸方向の解像度はスライス内の解像度と比較して低くなっている。体軸方向の解像度は、主にスライス厚に依存する。実際によく用いられるCT像撮影パラメータ例を、Table 2.1に示す。この表から知られるように、入力される3次元画像は、立方体画素として構成される3次元デジタル画像であることはほとんどない。そのため、画素が立方体画素でない場合には、適当な内挿処理を行うか、あるいは処理の際、処理パラメータを画素の大きさに合わせ調整することにより、補正を行う。

参考文献

[Handbook1] 医用放射線辞典編集委員会：医用放射線辞典，共立出版，東京(1994)

[Handbook2] 日本医用画像工学会医用画像工学ハンドブック編集委員会：医用画像工学ハンドブック，篠原出版，東京(1994)

[Katada95] 片田和廣：ヘリカルスキャンCTを中心とした3次元画像診断の現状と問題点”，Medical Imaging Technology, 13, 3, pp.208-214 (1995-5)

Table 2.1 Example of CT number (referred from [Handbook1])

Organ	CT number	Tissue	CT number
bone (cortex)	>250	gray substance	40±7
bone (medulla)	130±100	white substance	25±5
glandula thyrodea	70±10	fat	-90±10
liver	60±5	blood (coagulation)	80±10
lymph node	45±15	blood (vein)	55±5
muscle	45±5	blood plasma	27±2
pancreas	45±10	exudate	>18±2
kindey	30±10	transudate	<18±2

Table 2.2 Example of exposure parameter

Taget	Exposure	Pixels	Slices	Pixel Size (mm)	Thickness (mm)	Speed (mm/sec)	Recon. Pitch (mm)
chest	120kV/150mA	512x512	60	0.625	2	2	1
chest	140kV/200mA	512x512	183	0.625	5	5	1
chest	140kV/200mA	512x512	82	0.625	5	5	2
cartoid artery	135kV/150mA	512x512	65	0.35	2	2	1
stomach	120kV/150mA	512x512	71	0.63	5	5	2

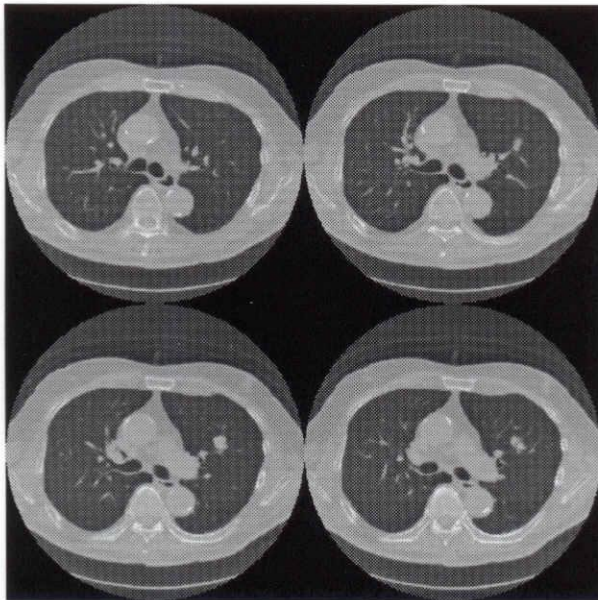


Fig. 2.1 An example of chest X-ray CT images

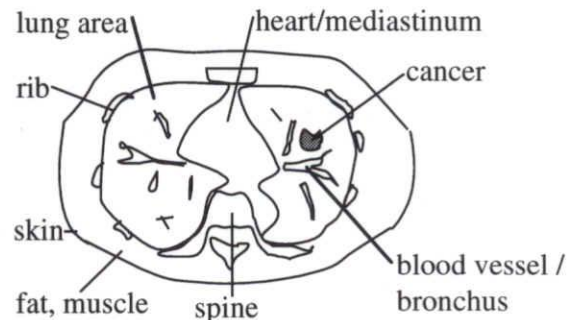


Fig. 2.2 Explanation of representative organs in Fig.2.1

第3章 胸部CT像からの肺野領域の自動抽出

3.1 はじめに

本章では、胸部CT像における肺野内構造物の自動認識を行う上で、基礎的な情報となる肺野領域の認識手順について述べる。

3次元胸部X線CT像を処理する上で、肺野領域を自動認識しておくことは、胸部CT像に対する様々な処理を適用する上で重要である。特に、第4章で示す肺がん候補領域の抽出手順では、拾いすぎをできる限り抑制するため、処理対象領域を肺の内部に限っている。また、文献[Shimizu95]で示される、3次元フィルタ処理による肺がん検出でも、対象とする領域は肺野内部に限られている。この場合、正確に肺野領域を抽出しておかなければ、肺がん抽出処理を施した時に、肺がんの見落としが発生してしまう可能性がある。

肺野領域の抽出は手入力でも可能であるが、一被検者あたり数十枚から百数十枚のスライスが計算機上に入力されるため、ここを自動化しておくことはシステムを実用化する上で欠かせない。

本研究以前において、胸部CT像から肺野領域を抽出する方法については、主に2次元CT像に関する報告しかなされておらず[Chen90, Preteux91]、3次元胸部CT像から3次元画像処理により肺野領域を抽出する手順の報告はなされていない。

胸部CT像から肺野領域を抽出する場合には、肺野領域が主として空気で満たされているため、CT値に対するしきい値処理によって、おおよその形を抽出することができる。しかし、しきい値処理のみによると、血管・病変部は比較的高いCT値を持つため、その部分が肺野領域外と認識されてしまう可能性があるため、何らかの補正処理を施す必要がある。

本章では、3次元胸部CT像から肺野領域を自動的に抽出する手順を提案する

[Hasegawa93]. 本手法は、主にしきい値処理を用いて、大まかな肺野領域の抽出を行い、次にスライス間の形状差異、および、肺野領域を覆っている肋骨の形状を用いることにより[Endoh95]、最終的に正確な肺野領域を得る手順である。以下、3.2で肺野領域抽出の基本方針を述べ、3.3で具体的な処理手順について述べる。3.4で実際の胸部CT像に対して、本手順を適用した結果を示した後、3.5で考察を加える。

3.2 肺野領域抽出の基本方針

第2章で述べたように、肺野内はCT値が他の組織と比べてかなり低いことから、肺野領域の切出しはしきい値処理を基本とする。すなわち、第一段階として、入力画像に対して、CT値がある値より大きな部分を肺野領域外とし、それ以外を肺野領域とする。

しかし、この方法では、血管や気管領域の一部も肺野領域外とされる可能性が高いので、肺野領域外とされた部分から、そのような血管・気管等の部分を削除しなければならない。ところで、血管や気管は3次元的に見ると細長い筒状であり、その直径は肺門部以外では今回用いた画像で、おおよそ半径4画素以下であることがわかっている。この特徴から3次元的な図形融合を用いれば、血管・気管の細長い筒状領域を削除できる。以上の処理でも削除できないような比較的大きな血管・気管領域による欠損部分に対しては、スライス毎の形状特徴を用いた補正処理で削除する。しかし、この補正処理では、比較的大きな病変部の存在による肺野領域の欠損が補正できない場合があるため、肺野領域をすっぽり覆っている肋骨から肺輪郭面を推定し、その結果を用いて補正処理を行う。肺野領域抽出の概要を Fig. 3.1 に示す。

なお、3次元図形融合とは、3次元2値画像の収縮(1画素分細める操作)と拡散(1画素分太める操作)をそれぞれ n 回ずつ行なう処理をいう[Toriwaki85]。

3.3 具体的処理手順

3.3.1 大まかな肺野領域の決定

上述の考え方に基づいた、肺野領域の抽出手順を以下に示す。

[切出し手順]

[Step1] 入力された3次元胸部CT像に対してしきい値処理(しきい値 t_1)を施し、CT値の低い部分が1、それ以外が0の3次元2値画像を得る。

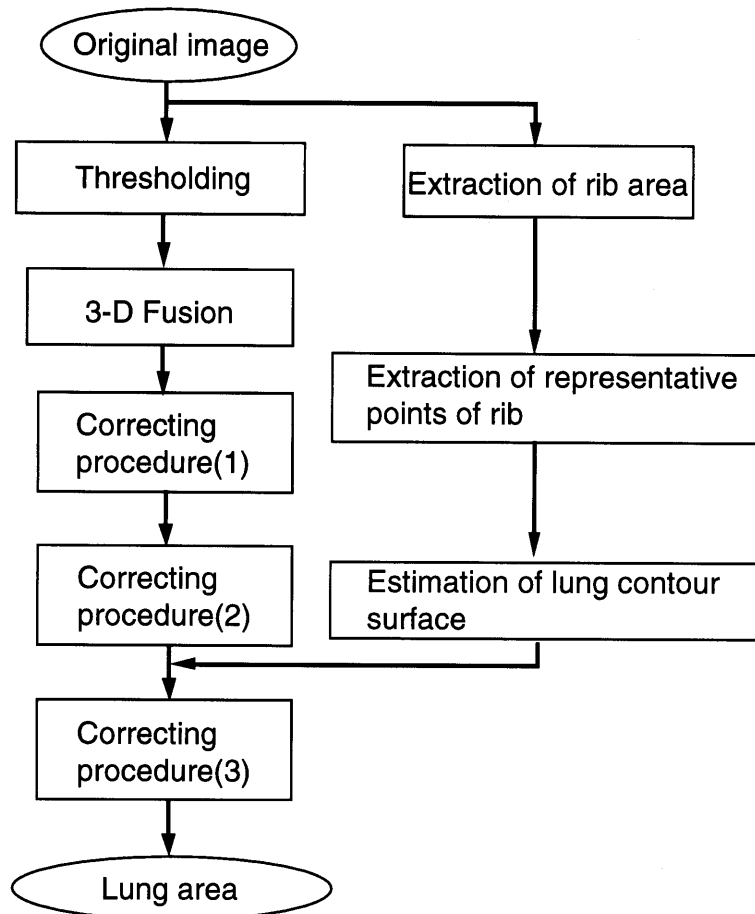


Fig. 3.1 Whole procedure of lung area extraction

[Step2] 上記3次元2値画像の値1の3次元連結成分の中で、画面の枠に触れた部分を人体以外の領域として削除し、残りの連結成分を粗肺野領域とする。

[Step3] 上記の初期肺野領域に、3次元図形融合(収縮 n 回→拡散 n 回)を施す。

[Step4] さらに上で得られた結果に、再度3次元図形融合(拡散 n 回→収縮 n 回)を施す。

なお、図形融合の詳細は文献[Toriwaki85]を参照。また、上記のStep3は誤って肺野領域と接続されて抽出される気管領域を除外すること、Step4は肺野内の血管・気管領域の脱落で生じた欠損部分を埋めることに対応する。

3.3.2 肺野領域の補正(1)

上記の手順でも、比較的太い血管・気管領域による欠損部分は、埋められずに残る可能性がある。そのような欠損部分が、肺野領域内で3次元的に孤立した空洞のような状態の場合には、背景の連結成分に対する小成分除去で、ある程度除去できると思われる。しかし、欠損成分が空洞ではなく、ほら穴のような状態の場合には、そのよう

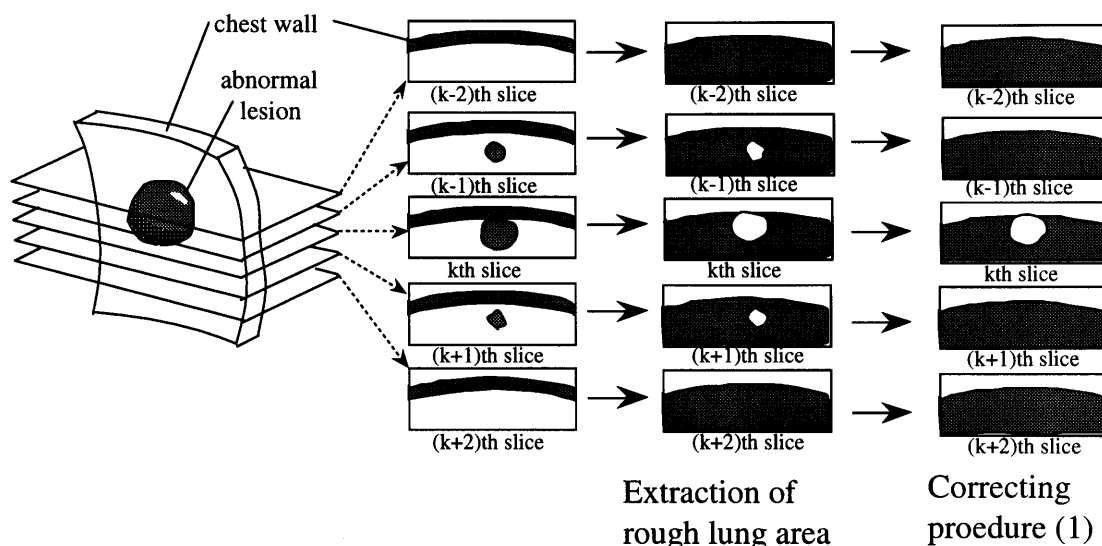


Fig. 3.2 Illustration of correcting procedure (1)

な方法でも削除できない。ただし、このような欠損部位は、ちょうど肺野領域外と接続する部分の近傍以外では、2次元スライスごとに見れば、肺野領域内の孤立した穴成分になっていることが多い。

そこで、先の基本手順に次の補正手順を加える。

[補正手順(1)]

[Step5] Step4 で得られた肺野領域の3次元2値画像の0,1を反転する。

[Step6] 上記反転画像の各スライスごとに2次元的な小成分除去を行ない、面積が小さい値 a 以上の連結成分を残す。

[Step7] 01を反転し元に戻す

なお、上記の手順は、ほら穴の状態になっている欠損部分を埋めるための手順であるが、孤立した空洞の状態の欠損部分も同時に埋めることができる。

3.3.3 肺野領域の補正(2)

さて、上記の補正を加えてもなお、病変部等の比較的大きな部分が胸壁などに接触している場合には、その部分を肺野領域外と判断してしまう恐れがある(Fig. 3.2 参照)。しかし、2次元スライスで見れば、そのような接触はがん病巣の中央付近にあるスライスだけに見られるであろう。隣接するスライス間では、肺野領域の形の違いは極めて小さいと考えられるが、上記のようながん病変部が接触する部分では、その形がスライス間で大きく異なることが予想される(Fig. 3.3(a)参照)。この差を利用して以下の補

正手順を加える。

[補正手順(2)]

[Step8] Step7までの結果で得られた肺野領域の3次元2値画像を $F = \{f_{ijk}\}$ とし、作業用画像 $G^{(1)} = \{g_{ijk}^{(1)}\}$ を用意する。 F の内容を $G^{(1)}$ に複写する。

[Step9] $G^{(1)}$ の第 k スライス の 2次元画像を $G_k^{(1)} = [g_{ij}^{(1)}]_k$, 第 $(k-1)$ スライス の 2次元画像を $G_{k-1}^{(1)} = [g_{ij}^{(1)}]_{k-1}$ とし、スライス間差分画像 $H = \{h_{ij}\}$

$$h_{ij} = \begin{cases} 1 & [g_{ij}^{(1)}]_{k-1} - [g_{ij}^{(1)}]_k > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

を計算する (Fig.3.3(a)参照)。

[Step10] 2次元画像 H に対して小成分除去を行ない、面積がしきい値 b 以上の連結成分を残す。

[Step11] 得られた H で値1の部分は、 $G_k^{(1)}$ において病変部等の接触による肺野の欠損部分に対応すると考えられるので、 $G^{(1)}$ に対する次の補正操作

$$g_{ijk}^{(1)} = \begin{cases} 1 & h_{ij} > 0 \\ g_{ijk}^{(1)} & \text{otherwise} \end{cases}$$

を行なう。

[Step12] Step9～Step11の操作を k を増加させながら、入力画像の全体にわたって行なう (Fig.3.3(b))。

[Step13] 作業用画像 $G^{(2)} = g_{ijk}^{(2)}$ を用意する。 F の内容を $G^{(2)}$ に複写する。

[Step14] $G^{(2)}$ の第 k スライス画像を取り出した2次元画像 $G_k^{(2)} = [g_{ij}^{(2)}]_k$, 第 $(k+1)$ スライス の 2次元画像 $G_{k+1}^{(2)} = [g_{ij}^{(2)}]_{k+1}$ について、差分画像 $H = \{h_{ij}\}$

$$h_{ij} = \begin{cases} 1 & [g_{ij}^{(2)}]_{k+1} - [g_{ij}^{(2)}]_k > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

を計算する。

[Step15] 2次元画像 H に対して小成分除去を行ない、つぎに面積がしきい値 c 以上の連結成分を残す。

[Step16] 得られた H で値1の部分は、 $G_k^{(2)}$ において病変部等の接触による肺野の欠損部分に対応すると考えられるので、 $G^{(2)}$ に対する次の補正操作

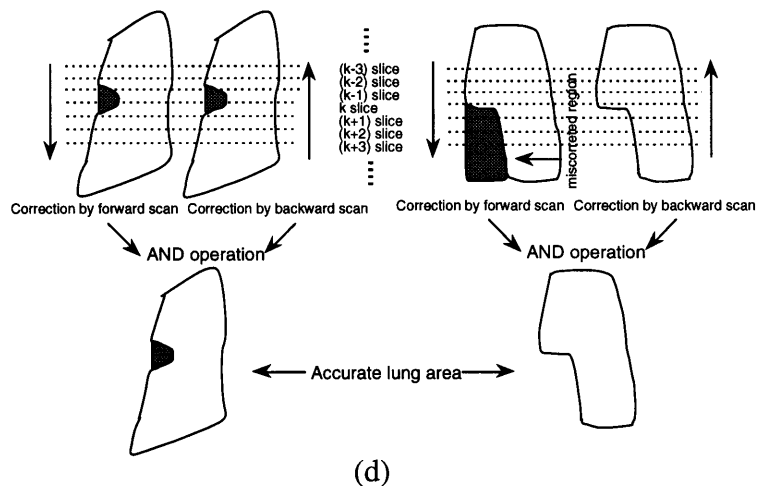
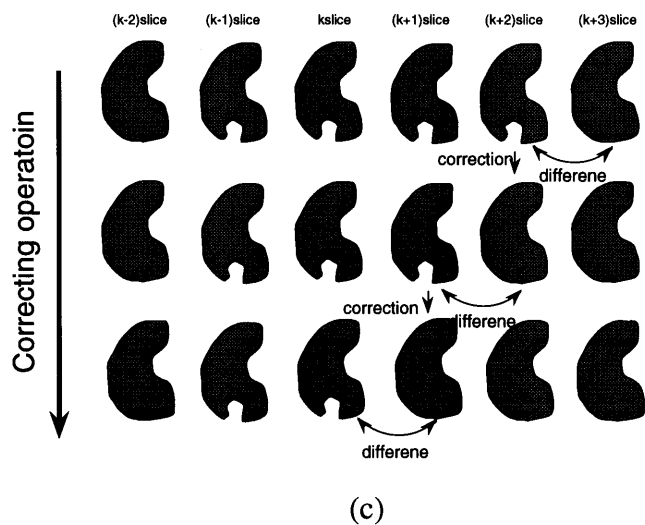
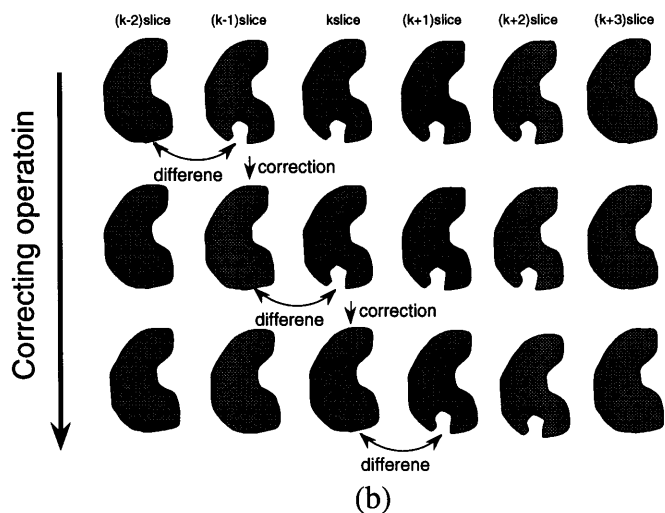
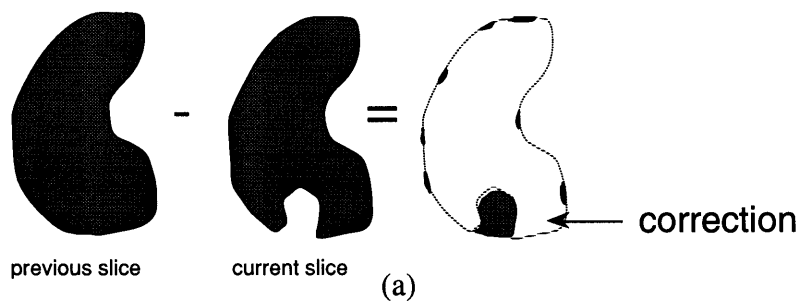


Fig.3.3 Illustration of correcting procedure(2)

$$g_{ijk}^{(2)} = \begin{cases} 1 & h_{ij} > 0 \\ g_{ijk}^{(2)} & otherwise \end{cases}$$

を行なう。

[Step17] Step14 ~ Step16の操作を画像全体にわたって k を減少させながら行なう(Fig. 3.3(c)).

[Step18] 作業用画像 $G^{(1)}$ と $G^{(2)}$ の論理積の結果を初期肺野領域とする。

なお, Step9 ~ Step12の処理, あるいは, Step14 ~ Step17の処理で, 病変部の胸壁への接触による肺野領域の誤抽出を補正することができる。しかし, 心臓の接触によって肺野領域の形がスライス間で大きく変化する場合, 心臓領域が誤って欠損部分と認識される可能性がある。ただし, 一般に心臓は肺野の下半分に接触しているので, そのような誤認識が, たとえある一方向の補正で起きても, その逆方向の補正で起きる可能性は極めて低い。このため, 上記補正手順(2)では, 両方向の補正結果の論理積をとることによって, 最終的に心臓領域の誤認識を防いでいる

3.3.4 肋骨の形状を利用した補正処理

上記までの補正手順のみによると, 次のような問題が起こる可能性がある[Endoh95].

1. 病変部等による欠損が隣接スライス間で徐々に変化する場合, 欠損が補正されない。
2. 補正が行われた場合でも, 補正された部分とそうでない部分のつながりが不自然(不連続)になってしまう。

第1の問題点は, 欠損の補正処理が隣接するスライス間の大きな違いにしか着目していないためである。しかし, 小さな違いにまで着目すると, それが補正すべき欠損によるものであるかどうかの判別が難しく, 補正の必要がない箇所までも誤って補正する恐れが生じる。

第2の問題点は, 欠損の補正は隣接スライスの輪郭を利用して行うのであって, 補正しようとするスライス本来の輪郭を推定していないということである。

そこでここでは, 肺をすっぽり覆っている肋骨に着目する。肋骨の内側包絡面はちょうど肺輪郭面に相当する(Fig. 3.4)。そこで, 原画像に対するしきい値処理により安定して抽出可能な肋骨領域から, 肺輪郭面を推定し, これまでの処理で得られている結果に対して, 補正処理を施すことで, 上記の問題点は解決可能となる。しかしこの方

法では、縦隔部に発生した欠損部を補正することはできないが、この部分の補正は、前記補正手順(1)(2)で補正可能である。以下処理手順を示す。

[肋骨領域の抽出]

入力された3D胸部CT像から任意に1枚スライスを取り出し、これに対して、しきい値処理(しきい値 t_2)を施し、CT値の高い部分が1、それ以外が0の2次元2値画像を得る。この結果に対してラベリングを行い、面積がしきい値 d 以上の連結成分を残し、それぞれその平均位置座標(重心)を求める。得られた各点について、それを開始点とし、CT値がしきい値 t_3 より高い部分で開始点に連結する成分を3次元領域拡張により抽出する。すべての抽出領域の論理和をとり、この結果を肋骨領域とする。

[肋骨代表点の抽出のための画像走査]

Fig. 3.5 に示すように、肋骨領域画像上で左右肺に対して、それぞれ中心・半径を固定した半円柱を考える。この中心と円弧上の点を結んだ直線を含み、スライスに垂直な平面の断面画像(以下走査面) S_{ij}^k ($k; 0 < k < k_{max}$ (円弧の分割数); $\forall(i, j)$)を作る。この画像走査は、なるべく肋骨を垂直に切る断面を得ることを目的とする。

[各走査面における処理]

ここでは、走査面上の各肋骨の断面から、最も体の内側であると思われる1点(以下代表点)を抽出する。肋骨の代表点は、上記の各走査面において以下のように求められ、1つの走査面につき肋骨の本数分抽出される。

[step1] 各走査面(2D2値画像: Fig. 3.6(a))に対し肋骨の縦隔側の輪郭線のみを残し、Fig. 3.6(b)のような画像を得る。これを肋骨の内側輪郭線とする。肋骨の内側輪郭線は肋骨の本数分抽出される。

[step2] step1で得られた画像に対し各肋骨の内側輪郭線の中央点のみを残し、これらを各走査面における肋骨の代表点とする(Fig. 3.6(c))。

[代表点列の作成]

次に、この走査によって得られる点列を、各肋骨ごとに集め、同一肋骨での代表点の集合(以下代表点列)を求める(Fig. 3.7 参照)。以下、具体的手順を示す。

[step1] $k=1$ における走査面 S_{ij}^1 (第1番目の走査面)で抽出された各代表点に対し、各代表点列の初期点とする。

[step2] $k=2$ 以降のある k において、走査面 S_{ij}^k (第 k 番目の走査面)で抽出された各代

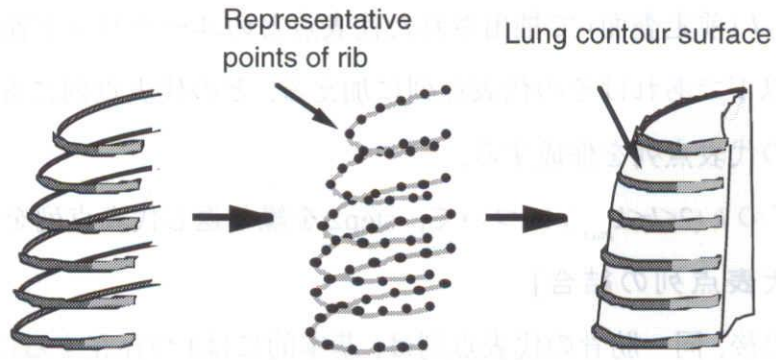


Fig. 3.4 Estimation of lung contour from rib area

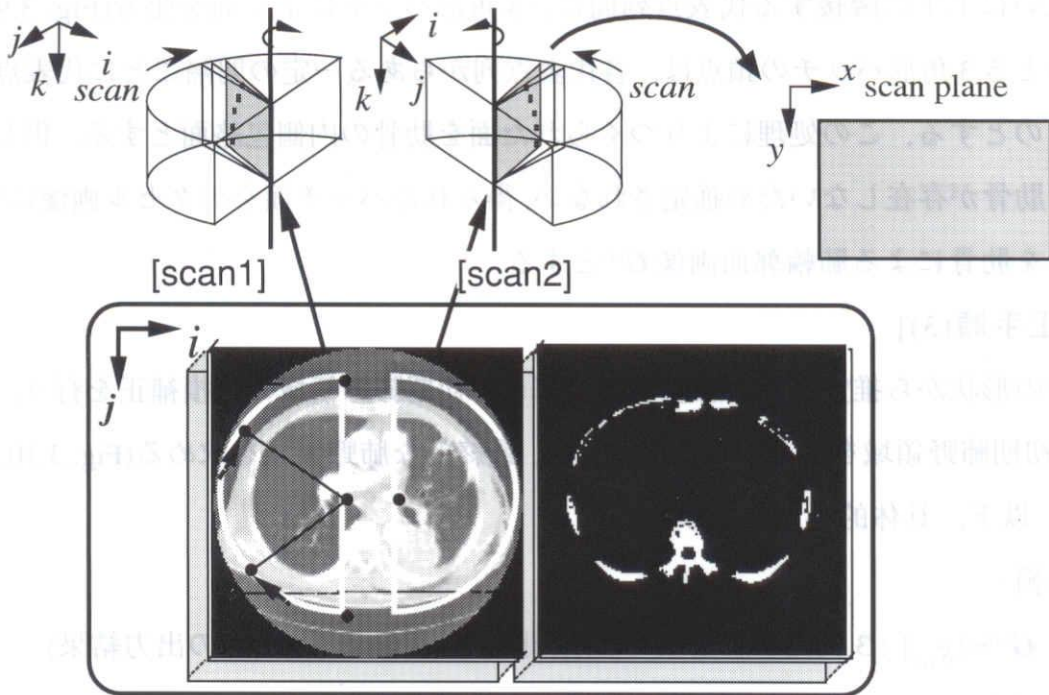


Fig. 3.5 Scan plane for extracting rib area

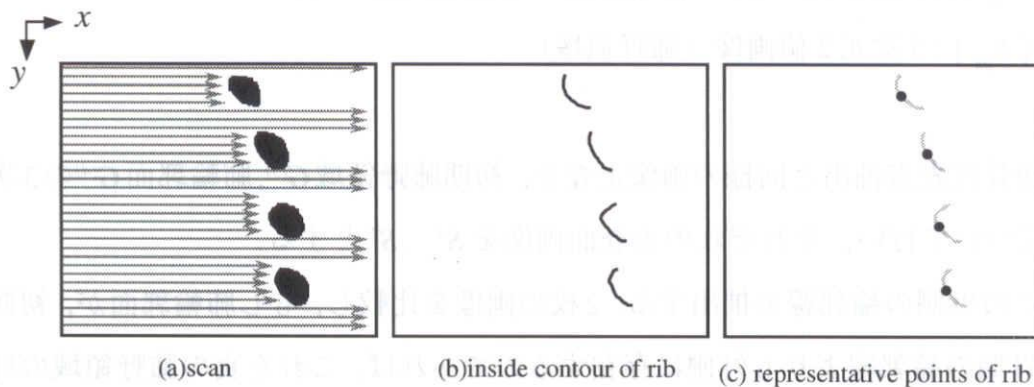


Fig. 3.6 Extraction of representative points of rib

表点に対し、 $k-1$ (前走査面) で抽出された代表点とのユークリッド距離を計算し、これがある値 d_1 以下であればその代表点列に加える。どの代表点列にも加えられなかった場合、新規の代表点列を作成する。

[step3] すべての k ($2 \leq k \leq k_{max}$) について、step2 を繰り返し代表点列を作成する。

[同一肋骨の代表点列の結合]

代表点列作成の後、同一肋骨の代表点列は、基本的には1つ存在するはずであるが、分断されて複数存在することもあるため、点列の端点間の距離がある値以下であり、かつ、端点同士の間隔がほぼ同じ向きである代表点列の結合を行う (Fig. 3.8)。

[代表点列間の面の作成]

互いに上下に隣接する代表点列間に、3角形パッチにより面を張る (Fig. 3.9 参照)。このとき3角形パッチの頂点は、各代表点列からある一定の間隔ごとに代表点を選んだものとする。この処理によりつくられた面を肋骨の内側包絡面とする。但し、縦隔部は肋骨が存在しないため推定されない。得られたパッチ面をボクセル画像に変換し、これを肋骨による肺輪郭面画像 $G^{(4)}$ とする。

[補正手順(3)]

肋骨の形状から推定された肺輪郭面を基に、初期肺野領域の欠損補正を行う。肺輪郭面・初期肺野領域を統合することにより、最終的な肺野領域を求める (Fig. 3.10, 3.11 参照)。以下、具体的手順を示す。

—準備—

$G^{(3)} = \{g_{xyz}\}$: 3次元2値画像 (初期肺野領域画像 .3.3.3 までの出力結果)

$G^{(4)} = \{g_{xyz}\}$: 3次元2値画像 (肋骨による肺輪郭面画像)

$S^1 = \{s_{xy}^k\}$: 2次元2値画像 (初期肺野領域画像の走査面画像の集合)

$S^2 = \{s_{xy}^k\}$: 2次元2値画像 (肺輪郭面の走査面画像の集合)

$H = \{h_{ijk}\}$: 3次元2値画像 (肺野領域)

—処理—

[step1] 肋骨代表点抽出と同様の画像走査を、初期肺野領域 $G^{(3)}$ 、肺輪郭面 $G^{(4)}$ の3次元2値画像について行い、それぞれの走査面画像を S^1 、 S^2 とする。

[step2] S^1 の外側の輪郭線を抽出する。2枚の画像を比較し、もし肺輪郭面が、初期肺野領域の外側の輪郭線よりも外側に存在するのであれば、これを真の肺野領域の外側

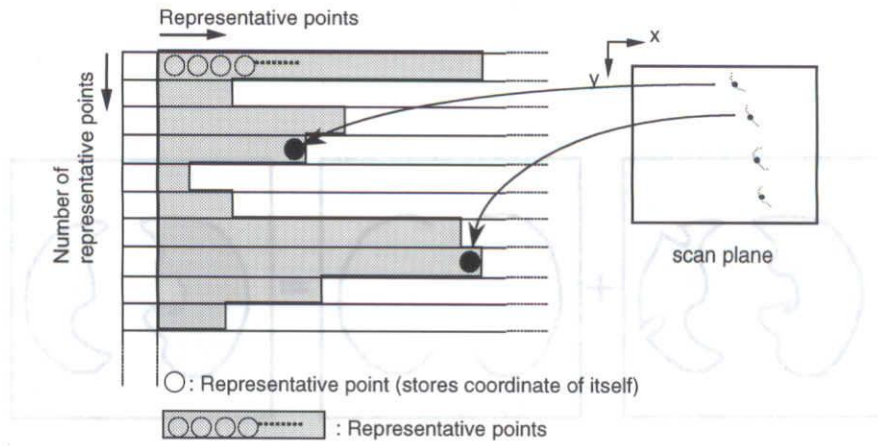


Fig.3.7 List of representative points of rib

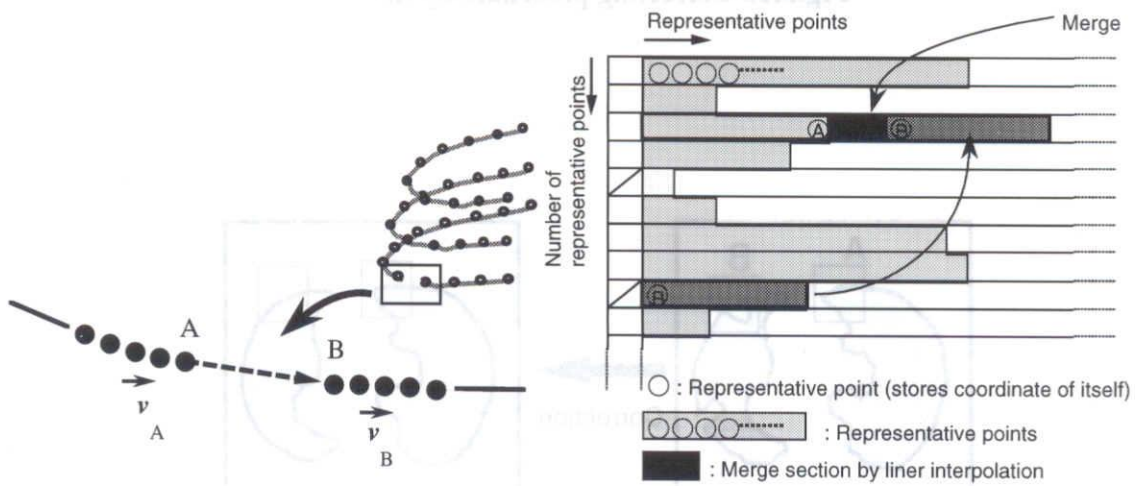


Fig.3.8 Merge of list

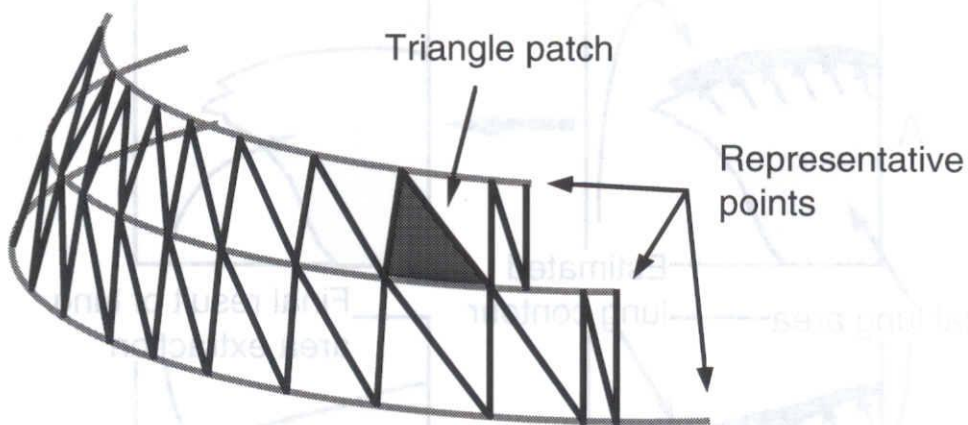


Fig.3.9 Generation of triangle patches for estimating lung contour surface

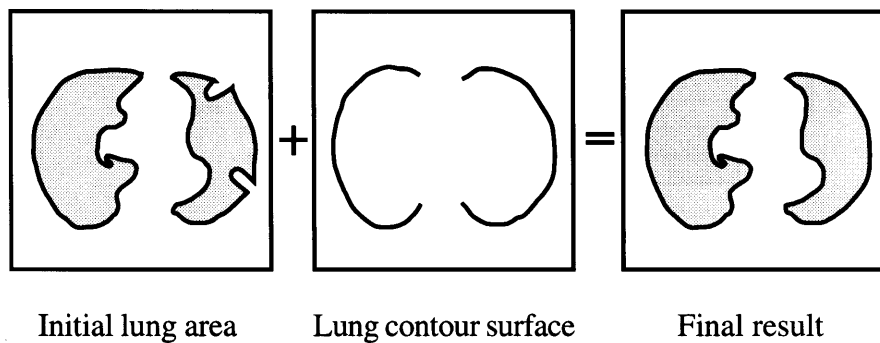


Fig.3.10 Correcting procedure by rib

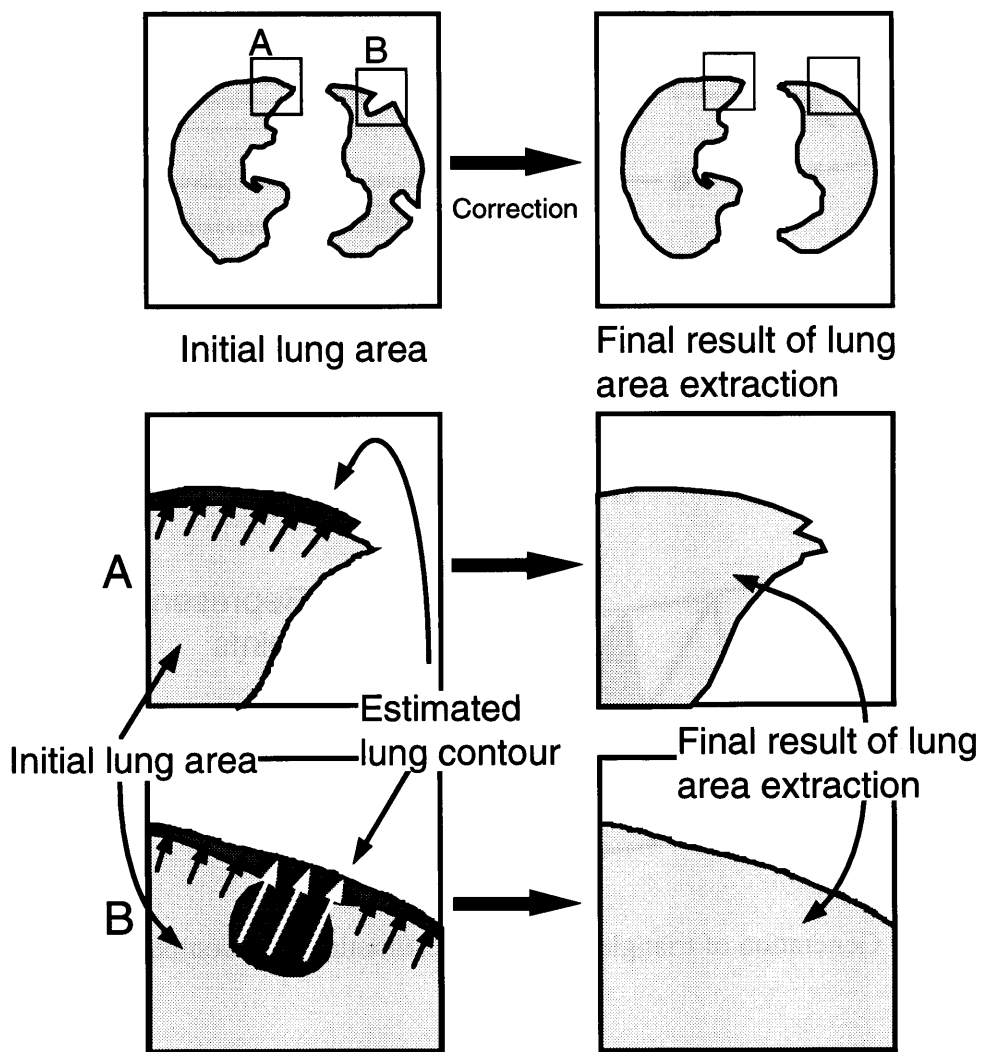


Fig.3.11 Illustration of correcting procedure(3)

の輪郭線として補正を行い，その結果を S' に格納する．

[step3] 各 k ごとに step2 で得られた画像 S' を H の対応する位置に格納する．

[step4] 上記の処理をすべての k について行い，最終的な結果 H を肺野領域とする．

3.4 実験

3.4.1 試料画像

実験に用いた試料画像は，ヘリカル型CTにより撮影されたものであり，計16例である．画像の仕様(画像サイズ・スライス厚・スライス間隔・スライス内画素間隔)をTable 3.1に示す．このうち，肺野辺縁部において病変部が存在する例が8例，縦隔部において病変部が存在する例が2例(いずれも肺がん)である．

3.4.2 3次元胸部CT像への適用

上記の症例に対し，本論文で示した手順を適用した．実験に用いたパラメータをTable 3.2に示す．

本手順により抽出された初期肺野領域，および肋骨による肺野領域補正結果をFig.3.12, 3.13に，抽出された肺野領域を3次元表示したものをFig.3.14に示す．Fig.3.13は，胸壁に接触する病変部により欠損している肺野領域が，本章で述べた方法により補正されている様子を一連のスライスで表示したもの，Fig.3.15, 3.16は補正処理で用いられた肋骨領域，および，推定された肺輪郭面を，それぞれ表している．

さらに，本手法による肺野領域抽出結果を症例ごとに検討した結果をTable 3.3に示す．

Table 3.1 Specification of images

Image size	Number of slices	Thickness (mm)	Table speed (mm/sec)	Recon. pitch (mm)	Number of cases
512x512	45-74	2	2	1	7
512x512	79	5	2.5	1	1
512x512	50-82	5	5	2	8

FOV = 512pixel/320mm

Table 3.2 Parameter table employed in experiments

Parameter name	Value	Procedure name
<i>a</i>	5000(voxel)	Correcting Procedure(1)[step6]
<i>b</i>	13(voxel)	Correcting Procedure(2)[step10]
<i>c</i>	13(voxel)	Correcting Procedure(2)[step15]
<i>d</i>	100(voxel)	Rib area extraction
<i>t</i> ₁	-400 H.U.	Roug extraction of lung[step1]
<i>t</i> ₂	250 H.U.	Rib area extraction
<i>t</i> ₃	100 H.U.	Rib area extraction
<i>d</i> ₁	5.0(voxel)	Merge of representative points
<i>d</i> ₂	50.0(voxel)	Generation of representative points[step2]
<i>k</i> _{max}	50.0(voxel)	Generation of representative points[step2]
<i>q</i>	50.0(voxel)	Generation of representative points[step2]

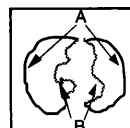
Parameters are fixed in all casee.

Table 3.3 Results of extraction

Case	Lesions contact to lung wall	Results of initial lung area extraction	Reason for mis-extraction of initial lung area	Final result	Reason for mis-extraction of final lung area
00	No	○		○	
01	No	○		○	
02	Yes-A	○		○	
03	Yes-A	○		○	
04	Yes-AB(2)	× ×	contact of lesion	○ ×	contact of lesion at mediastinum
05	No	○		○	
06	No	○		○	
07	No	○		○	
09	No	○		○	
10	Yes-AB(2)	× △	contact of lesion	○ △	Partial improvement of extraction result
11	Yes-A	×	contact of lesion	○	
12	Yes-A	○		○	
13	No	○		○	
14	No	○		○	
17	Yes-A	×	contact of lesion	○	
18	Yes-A	×	contact of lesion	○	

○ : With no lack of lung area
 × : With lack of lung area
 △ : With partial lack of lung area

A : Peripheral
 B : Mediastinum



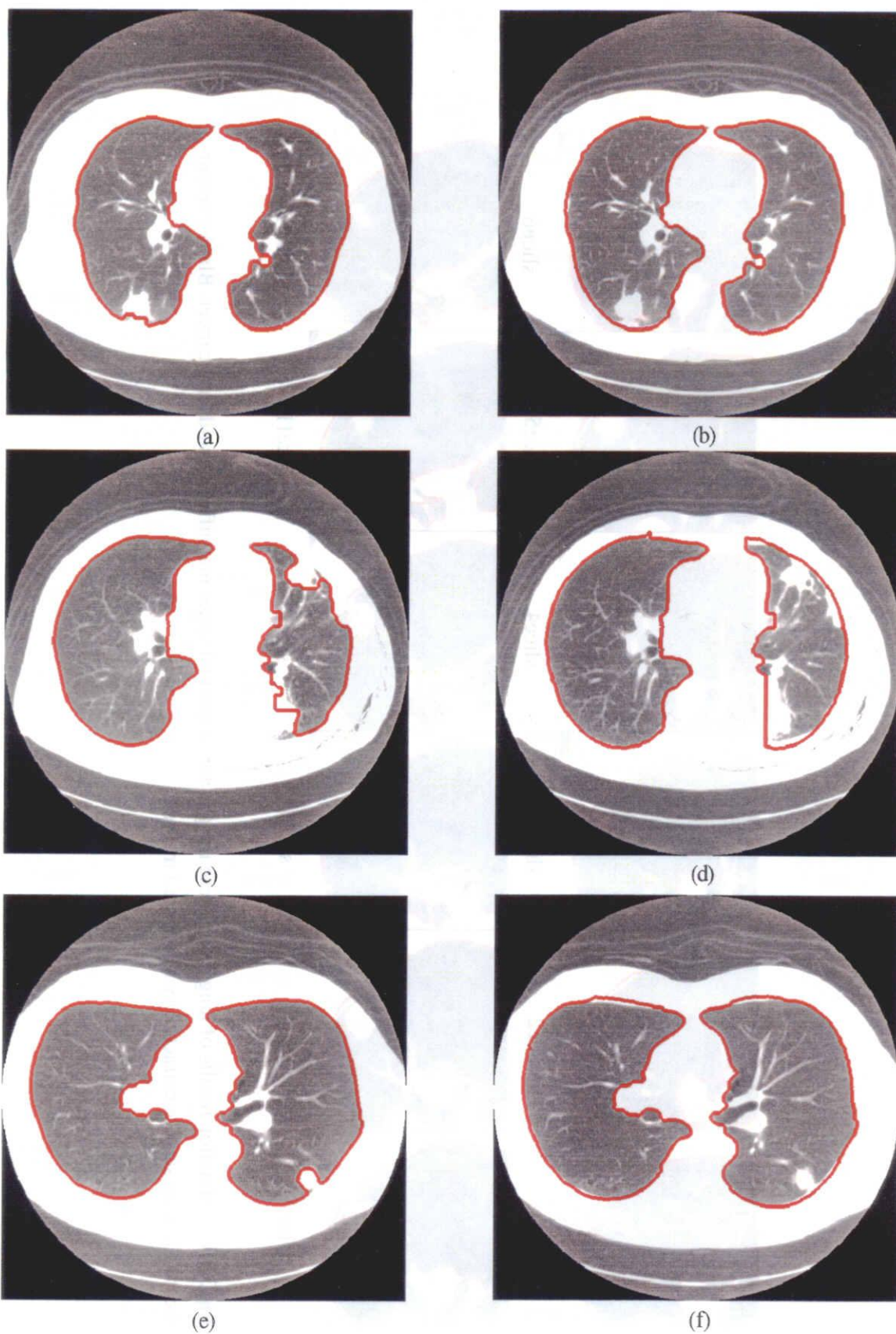


Fig. 3.12 Extraction results of lung area : (a)(c)(e) Initial lung area, (b)(d)(f) Final extraction results of lung area ((a)(b)Data3 (c)(d)Data10 (e)(f)Data18)

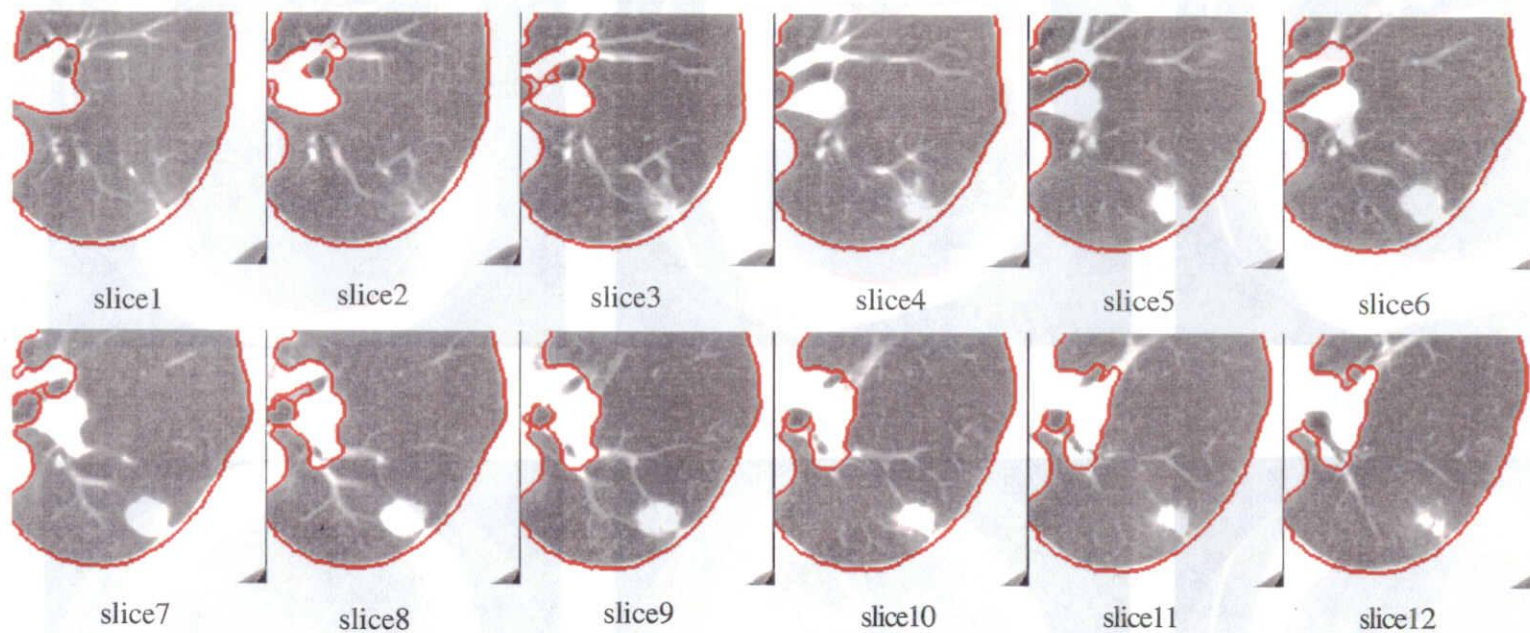


Fig.3.13 Extraction results of lung area, These images are sequential slices magnified around lung cancer. Black contour means the lung surface extracted by a proposed method.

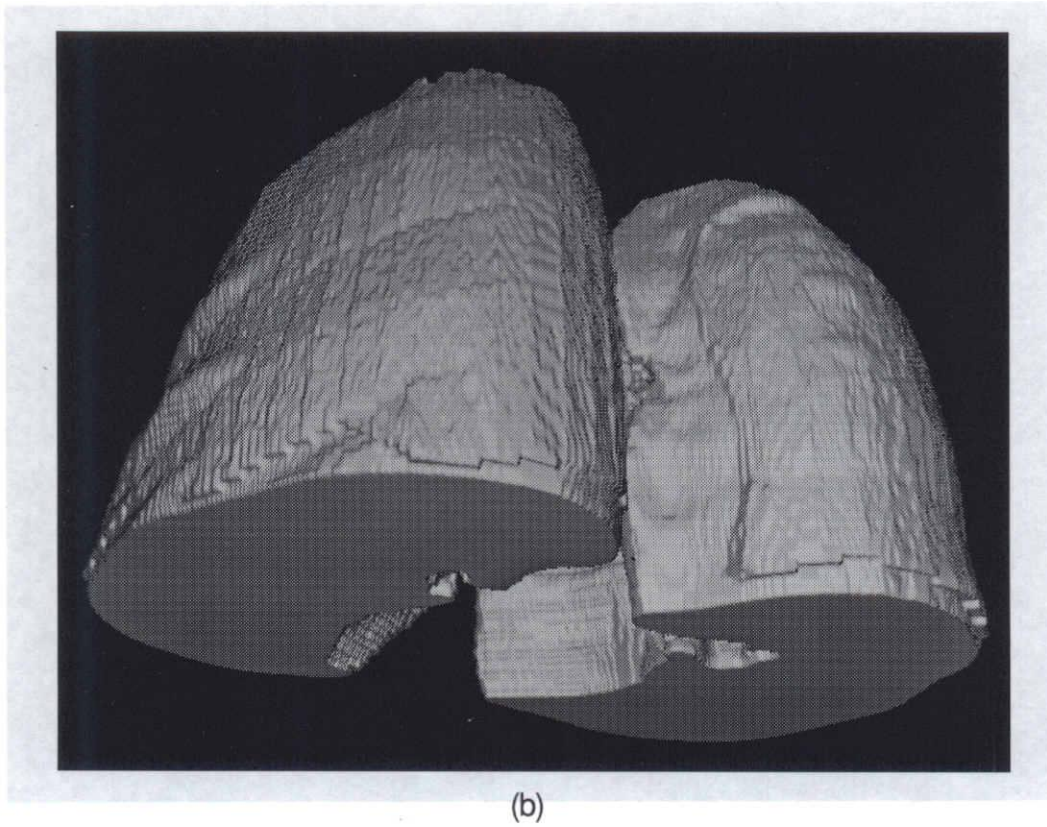
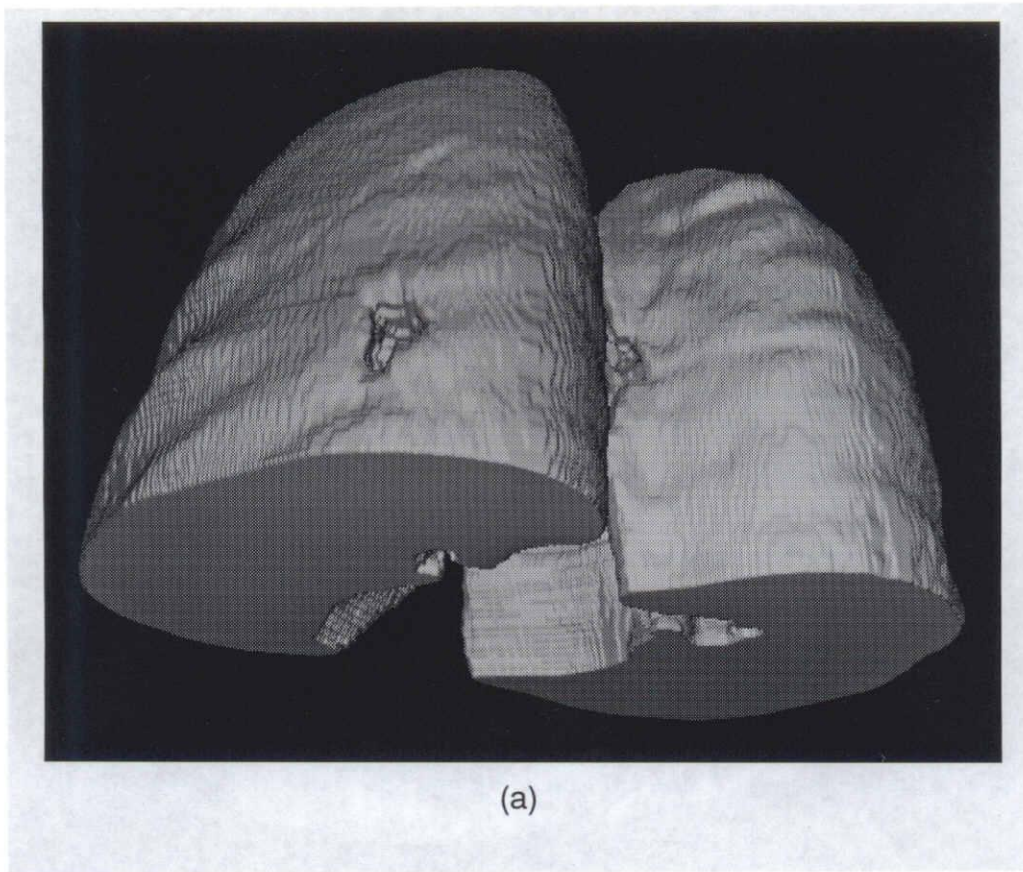


Fig.3.14 3-D shaded images of lung area extracted by a proposed method : (a) Initial lung area, (b) Final result

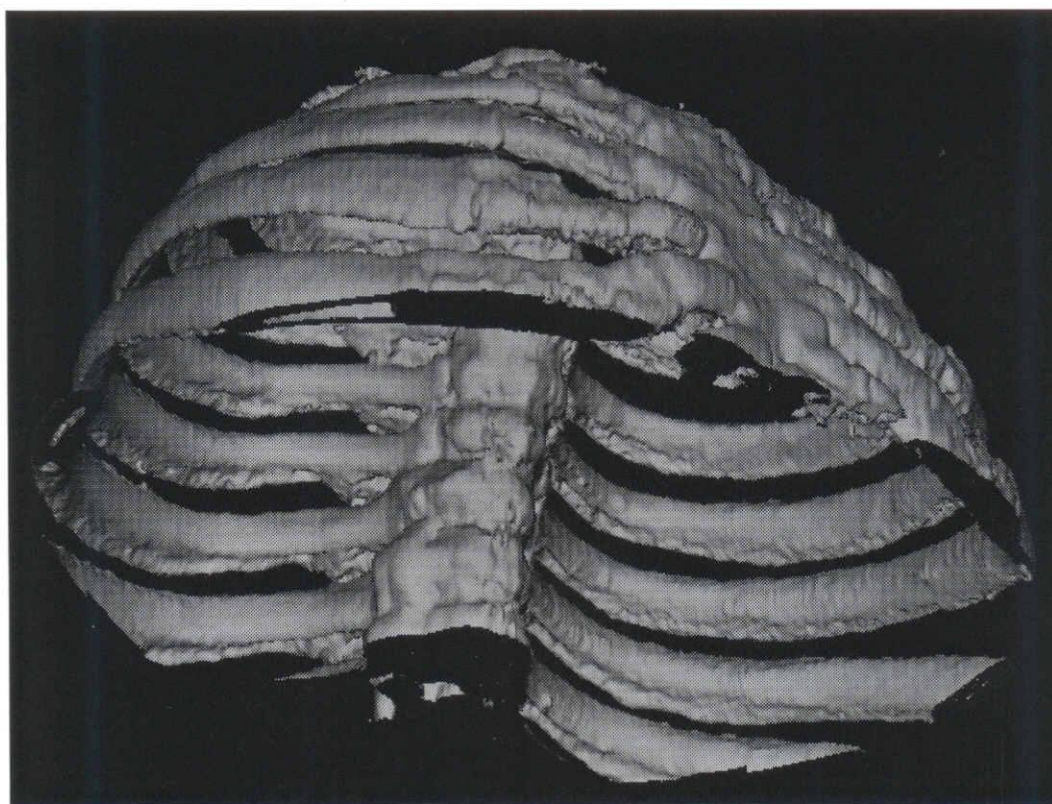
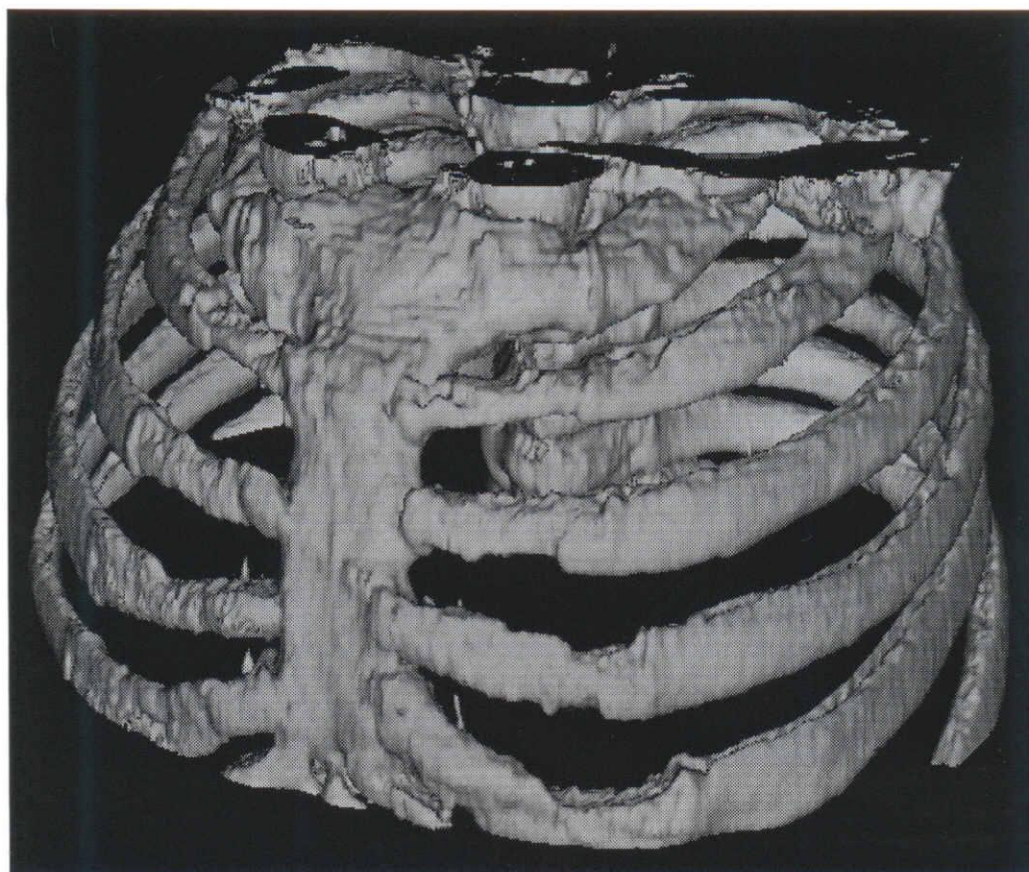
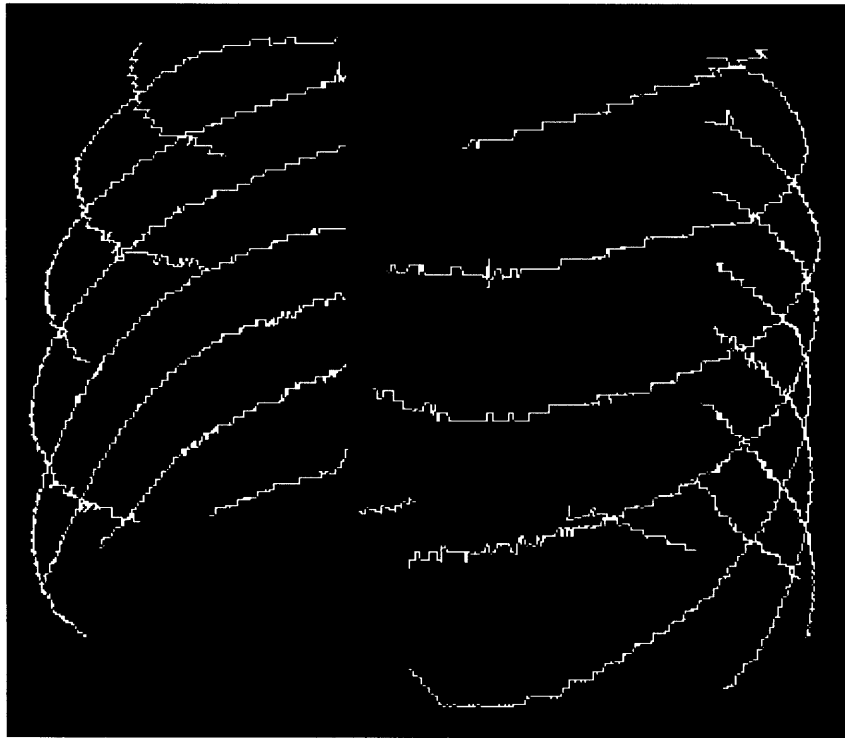
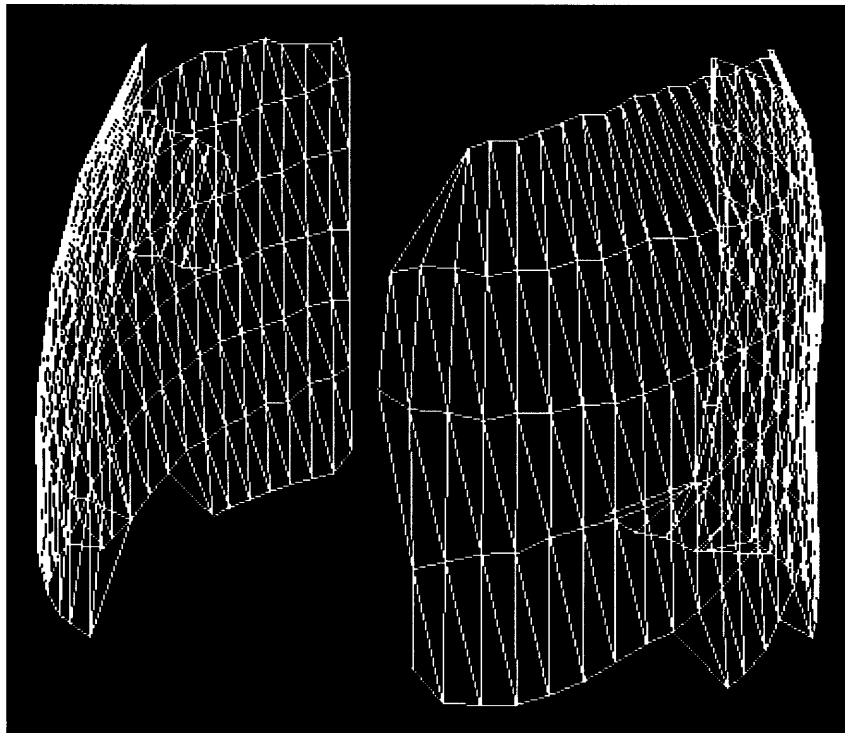


Fig. 3.15 3D shaded images of rib area used for estimating lung contour surface



(a)



(b)

Fig. 3.16 Lung contour surfaces estimated from rib area : (a) Representative points of rib
(b) Lung contour surface

これらの結果からわかるように、本章で示す方法を用いることにより、2症例を除き、正確に肺野領域が抽出可能である。

本手順の処理に使用した計算機は Sun SPARC station 20/61(160MB)で、計算時間は1症例あたり初期肺野領域の抽出に約492秒、肋骨領域の抽出に約17秒、肺輪郭面の推定に約55秒、肺野領域の統合に約401秒、全処理で約965秒を要した。

3.5 考察

本手順は、しきい値処理により抽出された肺野領域に対して、前後スライス間の形状差異、および、肋骨の骨格形状を用いることにより、肺野辺縁部において、病変部が胸壁に接触するような症例に対しても、良好に肺野領域を抽出することができる。このような症例の中には、肺輪郭付近におけるCT値の差が非常に小さい例も存在し、CT値に対するしきい値処理のみでは肺野領域内外の区別が難しいため、本章で示す手法は有効であると思われる。特に非常に大きな病変部が胸壁付近に存在し、初期肺野領域の形状からは、元の肺の形の復元が難しいような場合に、特に威力を発揮することになる。例えば、文献[Kubo96]では、しきい値処理により大まかに抽出した肺野領域に対して、それ自身の形の凹凸性を用いて、欠損領域の補正を行っている（ただし、この文献では処理は2次元的に行われている）。しかし、この方法によると、上述のような症例が入力されたときには対処できないことになる。

しかし、肋骨が存在するのは肺野辺縁部のみであるため、縦隔部において病変部が胸壁に接触するような症例に対しては、スライス差分による補正のみが用いられることになり、縦隔部における欠損を完全に補正することは難しい。今回の実験でも、縦隔部に病変部が接触する症例が2例ほど存在するが、その補正には失敗している。これに対応するには、やはり人体の肺のモデルをあらかじめ入力しておき、それと現在入力されている症例の肺野領域との対応をとりながら補正を行う、一種の知識型処理が必要であろう。その一つの手がかりとして、文献[Miguchi96, Tomida96]ではあらかじめ、肺野のモデル形状を入力しておき、現在入力されている症例の肺野領域形状を用いてそれを変形させることで、肺野領域の抽出を行う試みが述べられている。しかし、ここで扱われる画像は、体軸方向の解像度が非常に粗い画像であるので、今回の実験で用いた高精度な3次元画像に適した手法の開発が必要であろう。また、文献[Mori96]ではアクティブバルーンモデルと呼ばれる、動的な輪郭面を用意し、この輪郭面を本

章で述べた初期肺野領域を包み込むように収縮させて、欠損の補正を行っており、縦隔部における欠損補正でも良好な結果を得ている。今後は、あらかじめ計算機に入力されたモデル情報を基に抽出を行う手順の開発が必要であろう。

3.6 むすび

本章では、3次元胸部X線CT像からしきい値処理により大まかな肺野領域を決定し、それに対してスライス間の差異に注目した補正処理、および肋骨の内側包絡面を用いた補正処理を施すことにより、正確に肺野領域を決定する方法を示した。その結果、病変部が胸壁に接するような症例でも、正確に肺野領域を推定することが可能であることを確認した。今後は縦隔部付近での肺野領域の欠損を補正する手順を開発する必要がある。これには、計算機内部に肺野領域の形状をモデル情報として格納し、これに基づき肺野領域の抽出を行う手順の開発が必要である。

参考文献

- [Chen90] 陳旋, 鈴木秀智, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: じん肺 X 線 CT 像における粒状影の自動抽出と定量計測, *Medical Imaging Technology*, 8, 2, pp.110-117 (1990-6)
- [Endoh95] 遠藤知彦, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: 肋骨位置情報を利用した利用した3次元胸部X線CT像からの肺野領域自動抽出, *Medical Imaging Technology* (日本医用画像工学会第14回大会特集号), 13, 4, pp.481-482 (1995-07)
- [Hasegawa93] 長谷川純一, 森健策, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣: 3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出, *電子情報通信学会論文誌*, J76-D-II, 8, pp.1587-1594 (1993-08)
- [Kubo96] 久保満, 金沢啓三, 仁木登, 佐藤均, 大松広伸, 江口研二, 森山紀之: 集検用ヘリカルCT画像による肺がん検診支援アルゴリズム, *日本医用画像工学会JAMIT Frontier '96 講演論文集*, pp.101-106 (1996-01)
- [Miguchi96] 見口良輔, 富田稔啓, 奥村俊昭, 江浩, 山本真司, 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, *日本医用画像工学会 JAMIT Frontier'96 講演論文集*, pp.21-24 (1996-01)
- [Mori94-2] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣: 可変しきい値処理と距離変換を用いた3次元胸部CT像からの肺がん候補領域自動抽出手順, *Medical*

Imaging Technology, 13, pp.216-223, (1994-05)

[Mori94-1] 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, 電子情報通信学会パターン認識理解研究会資料, PRU93-149: (1994-03)

[Mori96] 森健策, 岡修次, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣: アクティブバルーンモデルを用いた3次元胸部CT像からの肺野領域自動抽出手順, Medical Imaging Technology, 15, 4 (日本医用画像工学会第15回大会特集号) (1996-07, 印刷中)

[Preteux91] F. Preteux, Y. Hel-or: Mathematical Morphology and Active Contour Model: A Cooperative Approach for Segmentation of Lung Contours in CT, Proceedings of the International Symposium CAR'91, pp.563-568

[Shimizu95] 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: 3次元胸部CT像からの肺がん陰影検出のための3次元強調フィルタの性能評価. Medical Imaging Technology 13, 6, pp.853-864, (1995-11)

[Tomida96] 富田稔啓, 見口良輔, 奥村俊昭, 江浩, 山本眞司, 松本満臣, 館野之男, 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, 日本医用画像工学会 JAMIT Frontier'96 講演論文集, pp.17-20 (1996-01)

[Toriwaki85] 鳥脇純一郎, 横井茂樹: 3次元デジタル画像処理アルゴリズムの基礎, 電子通信学会論文誌, J68-D, pp.426-432 (1985)

第4章 胸部CT像からの異常陰影候補領域の自動抽出

4.1 はじめに

従来、肺がんの集団検診においては、単純な投影像である間接撮影胸部X線像が用いられてた。しかし、この画像は、2次元平面への投影像であるために、様々な臓器（肋骨、心臓、血管）の重なりにより、小さな病変部の診断には自ずと、解像度、コントラスト共に限界があった。そこで、早期肺がんの診断に、3次元のCT像を用いて検診を行う動きが現在高まっている[Tateno90, Yamamoto92]。肺はもともと、3次元的な構造であるために、3次元的な構造を持つ胸部の診断を行うには、やはり、胸部の3次元画像を用いるのが自然であろう。しかし、この場合には、一患者あたり多数枚のスライス像がイメージング装置から出力されるため、読影医師が個々の画像をフィルムに記録された画像上で読影するのでは負担がかかることになる。そのために、計算機により読影支援を行うことが必須となっている。この読影支援の一つの形として、計算機が何らかの画像処理により、異常と思われる部位(異常陰影候補領域, Suspicious Region. 本手順では3次元的に抽出されるので3次元SRと略記する)を予めマークし、読影の際には、マーキングされた画像を中心に医師に提示することが、一つの方法として考えられる。

3次元胸部CT像を用いた場合、入力されるデータの量は、2次元X線像を用いた場合と比較し、はるかに多くなるが、逆に3次元画像では、臓器同士の重なりがなくなり、肺野内の3次元的な構造を、計算機内部で解析することが可能となるため、2次元画像よりも、計算機による診断を行いやすい、といった利点もある。そのため、長い間研究が行われてきたにも関わらず、その認識の難しさから、なかなか実用化され

てこなかった胸部X線間接撮影像診断支援システムよりも、早い段階で実用化される可能性もある。

これまでに、胸部CT像から異常陰影候補領域を抽出する手順に関する報告としては、本研究開始と同時期のものとして文献[Yamamoto92]、またごく最近のものとして文献[Kubo96, LSCT96]があるが、そこで用いられる画像は、体軸の方向がスライス内の解像度と比較して、はるかに粗い画像であるため、主要な処理として、2次元画像処理を用いて、3次元SRの抽出を行っており、3次元画像処理の利用はされていない。しかし、肺構造の3次元的なつながりを考えるならば、肺がんの検出には、やはり3次元画像処理が適当であろう。最近の文献[Tomida95]で肺がん候補領域の抽出に3次元画像処理が用いられているが、本研究の発表時点においては、3次元画像処理手順を用いた肺がん候補領域抽出手順の報告はなされておらず、本章で述べる手順は、3次元画像処理を利用した初めての肺がん候補領域抽出手順と言える。

以上のような背景から、本章では3次元画像処理手順を用いた、胸部CT像からの異常陰影候補領域の自動抽出手順について述べる[Hasegawa93, Mori94]。この方法は、肺野内の主な構造物である、血管とがん病変部の大きさの差異を、3次元画像処理手順を利用することで検出し、異常陰影候補領域の抽出を行うものである。以下、4.2で3次元肺がん影候補領域の基本的な考え方を述べた後、4.3で具体的処理手順について述べる。4.4で実際の胸部CT像に本手順を適用して3次元SRの抽出実験を行った結果を示し、4.5で簡単に考察を加える。

4.2 3次元SR抽出の基本的考え方

一般に、肺野内の正常な血管・気管支は、細長い管状の領域であり、肺がんなどの異常陰影候補領域(Suspicious region, 以下SRと略記)は、球状あるいは塊状の比較的まとまった領域である。従って、それぞれの中心に位置する線(点)から、その表面までの距離は、後者より前者の方が小さいと考えられる(Fig. 4.1)。このような特徴をもとに、3次元SR抽出手順を構築した。まず原画像に対して2値化を行う。次に得られた画像に対して、3次元距離変換を施し、さらに、3次元スケルトン抽出処理を行う。得られた3次元スケルトンの内、ある距離値 t_s 以上のものを残すものとする。このときの距離値のしきい値は、抽出したい3次元SRの最小半径に設定する。残った3次元スケルトンに対して、3次元逆距離変換を施し、得られた結果を最終的な3次元SRと

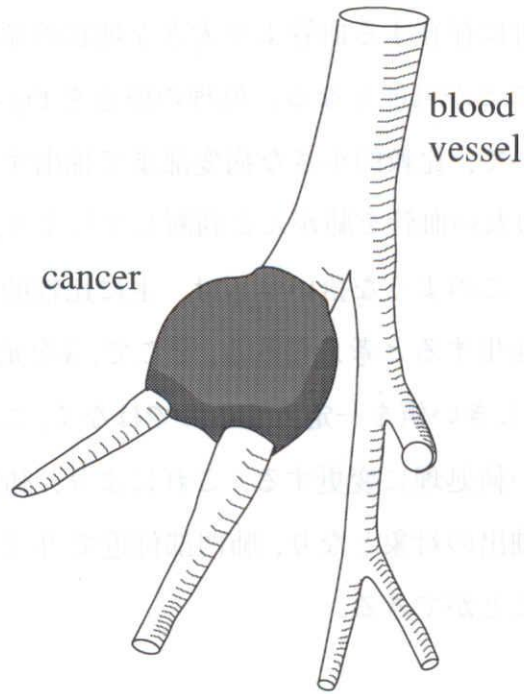


Fig.4.1 Illustration of lung cancer lesion and vessel

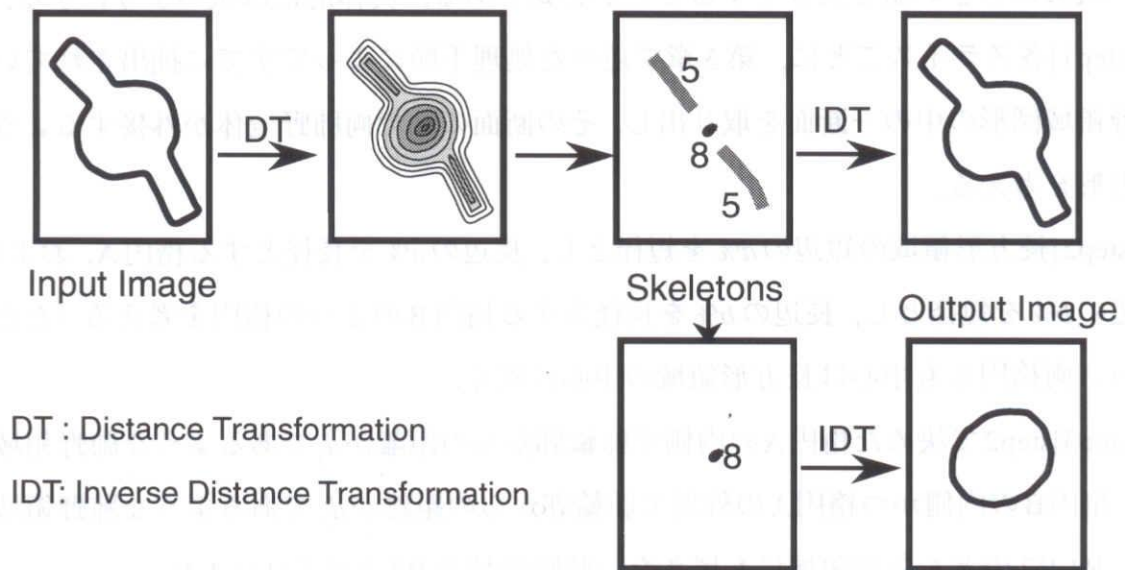


Fig.4.2 Overview of 3D suspicious region extraction

する。異常陰影は、同じ場所に存在する血管より大きな塊状の領域であるため、このような処理により抽出することが可能となる。処理の概念を Fig.4.2 に示す。

しかし、上記の方法において、比較的小さな病変部まで抽出するために距離値のしきい値を低くすると、比較的太い血管を肺がんと判断してしまう、「拾いすぎ」が増加する可能性がある。しかし、このような拾いすぎは、主に比較的太い血管・気管支が集まっている肺門部付近で発生すると考えられる。そこで、3次元SRを抽出する際に、3次元スケルトンの距離値のしきい値を一定とするのではなく、これを肺野内の位置に応じて変化させる可変しきい値処理に変更する。これにより、肺門付近では辺縁と比較してより大きな肺がんが抽出の対象となり、肺門部付近で生じた（血管や気管支による）拾いすぎを抑さえることができる。

4.3 具体的処理手順

ここでは、上述の考え方に基づいた3次元SRの抽出手順について述べる(Fig.4.3)。

4.3.1 距離値に対する位置可変しきい値の決定法

上で述べたように、肺野内の場所に応じて、抽出される3次元SRの大きさの下限を変えるには、3次元スケルトンの距離値のしきい値を変化させればよい。すなわち、肺野辺縁では小さなSRまで抽出するためにしきい値を小さく、肺門付近に近づくにつれて、次第にしきい値を大きくすることが必要である。具体的には次のようにする。

[step1]各スライスごとに、第3章で述べた処理手順によってすでに抽出されている肺野領域図形の中の一断面を取り出し、その断面の中で両肺野全体が外接するような長方形を考える。

[step2]長方形領域の短辺の $a\%$ を短径とし、長辺の $a\%$ を長径とする楕円A、および、短辺の $b\%$ を短径とし、長辺の $b\%$ を長径とする楕円Bの2つの楕円を考える（ただし $a < b$ ）。両楕円とも中心は長方形領域の中心に置く。

[step3]step2で決めた楕円Aの内側で肺輪郭からの距離が d_1 であるような肺野領域をR1、楕円Bの内側かつ楕円Aの外側で肺輪郭からの距離が d_2 であるような肺野領域をR2、R1,R2のどちらの領域にも属さない肺野領域をR3とする(Fig.4.4)。

[step4]領域 R_1, R_2, R_3 に対してそれぞれしきい値 t_{d1}, t_{d2}, t_{d3} を与える。（ただし $t_{d1} \geq t_{d2} \geq t_{d3}$ とする。）

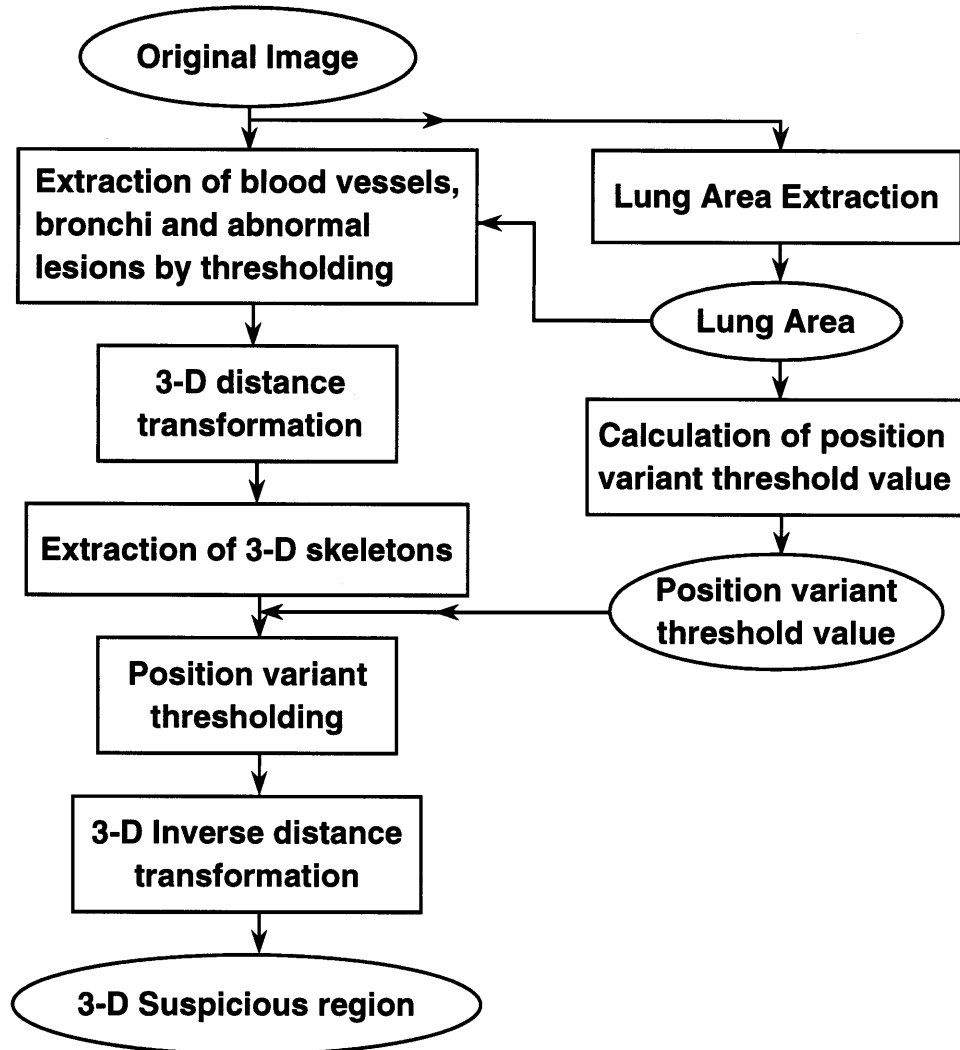


Fig. 4.3 Whole procedure

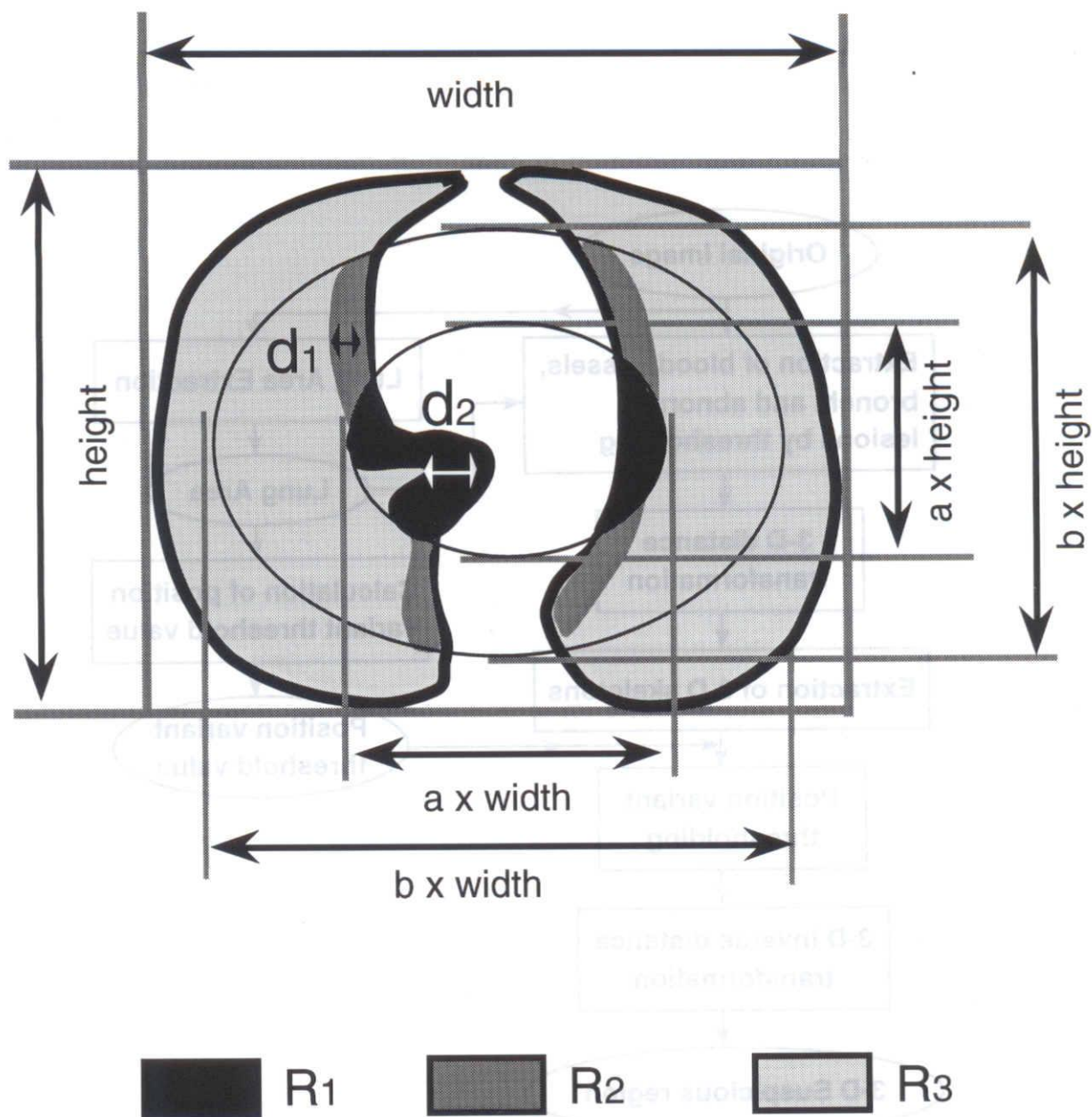


Fig. 4.4 Illustration of partitioning of a lung area into three parts R1, R2 and R3 for position-variant thresholding.

[step5]上記 step1-step4 を各スライスに対して行う。

4.3.2 具体的な3次元SR抽出手順

3次元SR抽出手順の全体は次のようになる。

[step1] 原画像（3次元胸部CT像）を入力する。

[step2] 肺野領域を自動抽出する（第3章参照）。

[step3] しきい値処理により（しきい値 t_v ），肺野領域内の血管・気管支領域を自動抽出する。

[step4] 得られた領域（3次元2値画像）に対して3次元距離変換を施す。

[step5] step4の結果から3次元スケルトンを抽出する。

[step6] 4.3.1の方法で得られる位置可変しきい値を用いて小さな距離値の3次元スケルトンの削除をする。

[step7] 残った3次元スケルトンに対して3次元逆距離変換を施す。

[step8] 得られた結果を最終的な3次元SRとする

なお、3次元距離変換、3次元逆距離変換、3次元スケルトンに関しては文献[Toriwaki85]を参照。

4.4 実験結果と考察

4.4.1 実験試料

実験に用いた試料画像は、ヘリカル型CTにより撮影されたものであり、計4症例で、すべて肺がん症例（腫瘍陰影の径は直径約9mm, 15mm, 40mm, 22mm）である。なお陰影の径は、最大径を示すスライス像上での径である。詳細をTable 4.1に示す。また、画像サイズは320画素×320画素×約60スライス、スライス厚2mm、スライス間隔1mm、スライス内画素間隔1mmである。今回の実験に用いた試料の一例をFig.4.5に示す。

4.4.2 実験結果

今回の実験で、血管・気管支抽出用のしきい値(step3)を $t_v=-600$ H.U.（全症例に共通）とした。また肺野内の位置に可変なしきい値を決定する際に用いるパラメータ a, b, d_1, d_2 は、それぞれ40%, 80%, 1.2cm, 1.6cmとした。各領域R1, R2, およびR3に与えるしきい値 $\{t_{d1}, t_{d2}, t_{d3}\}$ については、今回、 $\{12\text{mm}, 8\text{mm}, 3\text{mm}\}$ および $\{12\text{mm}, 8\text{mm}, 4\text{mm}\}$ の2通りの場合について実験を行った。また、比較実験のために、肺野内で距離値のしき

Table 4.1 Diagnosis of each case used in the experiment.

	Diagnosis	Origin	Size*	Computed Lung Area
Data1	Lung Cancer	RtS _b ² peripheral	9mm	R3
Data2	Lung Cancer	LtS _a ³ peripheral	15mm	R3
Data3	Lung Cancer	RtS _a ³ hilar	40mm	R1
Data4	Lung Cancer	RtS ⁶ , peripheral	22mm	R3

*Size: measured on the image

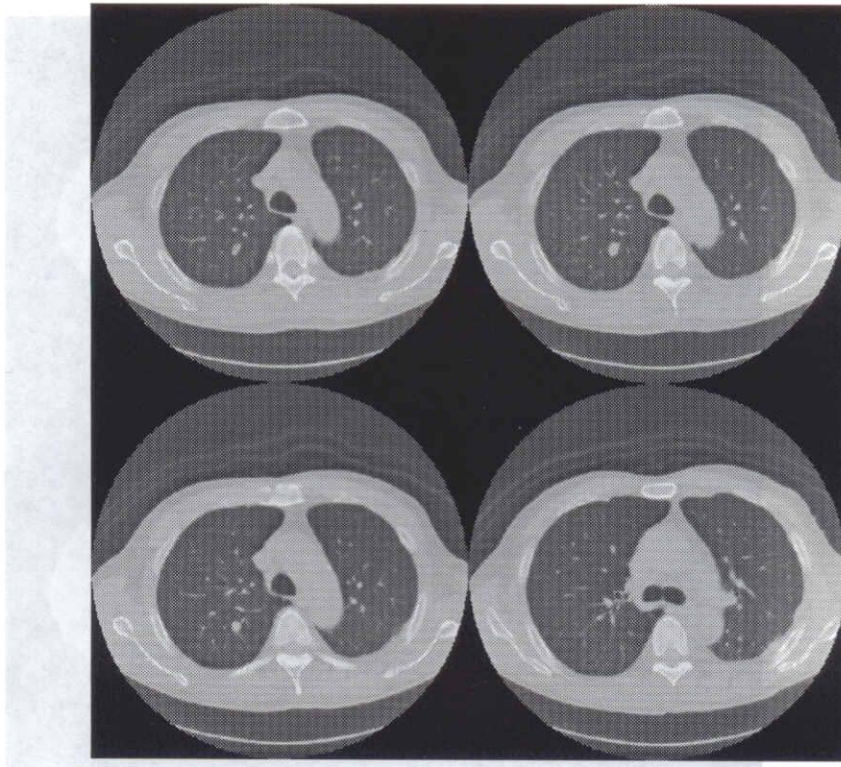
Table 4.2 Number of suspicious regions extracted by using fixed value thresholding and position variant thresholding (a) $\{t_{d1}, t_{d2}, t_{d3}\} = \{12\text{mm}, 8\text{mm}, 4\text{mm}\}$, (b) $\{t_{d1}, t_{d2}, t_{d3}\} = \{12\text{mm}, 8\text{mm}, 3\text{mm}\}$

(a)

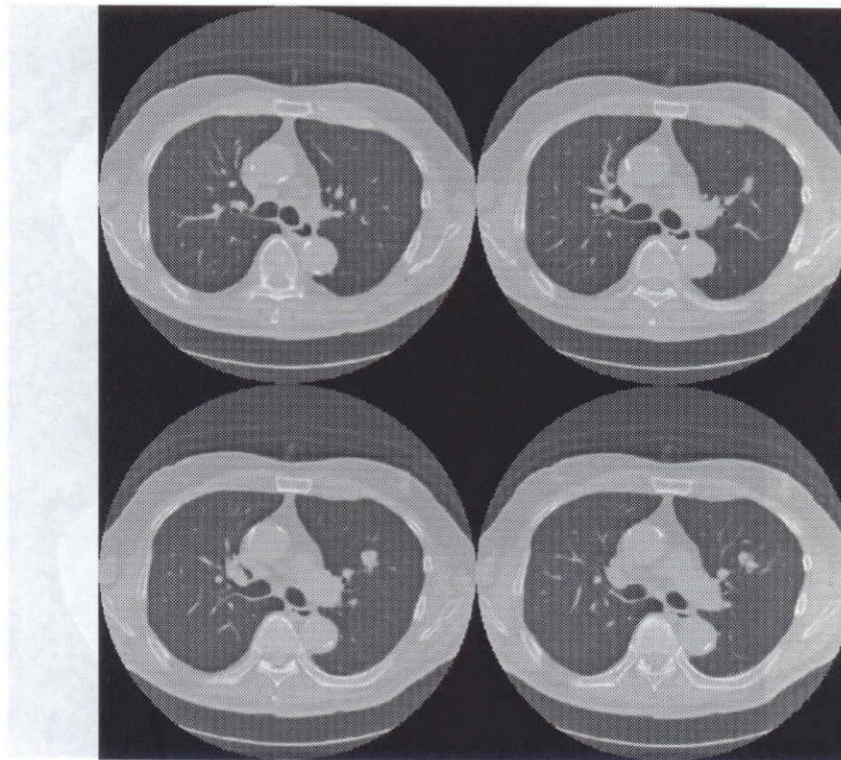
	Fixed value thresholding	Position variant thresholding
Data1	3	1
Data2	3	1
Data3	1	1
Data4	5	4

(b)

	Fixed value thresholding	Position variant thresholding
Data1	9	2
Data2	9	3
Data3	14	7
Data4	15	5

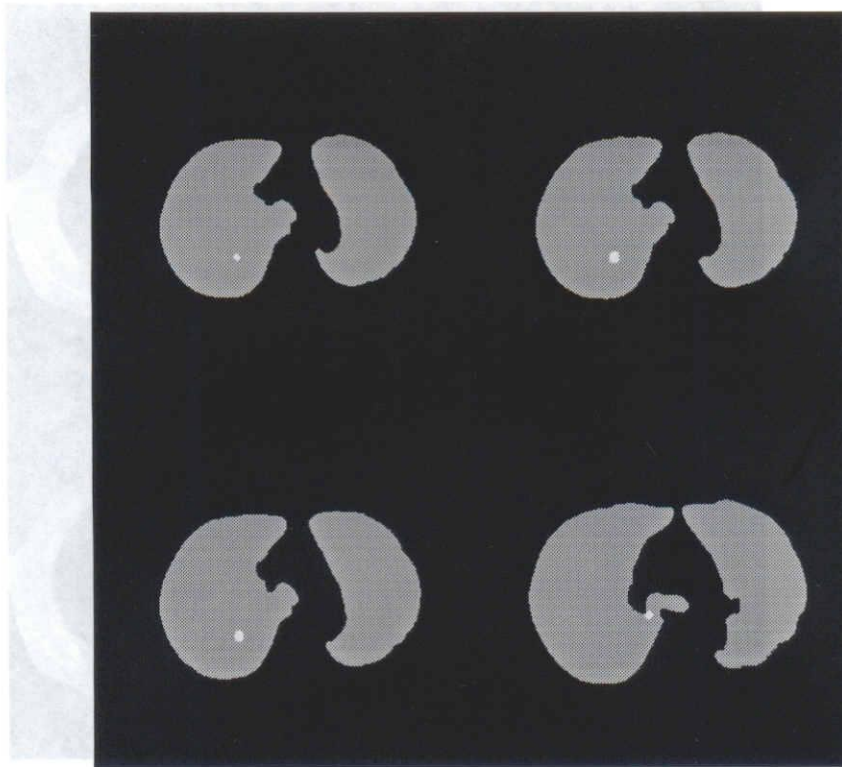


(a)

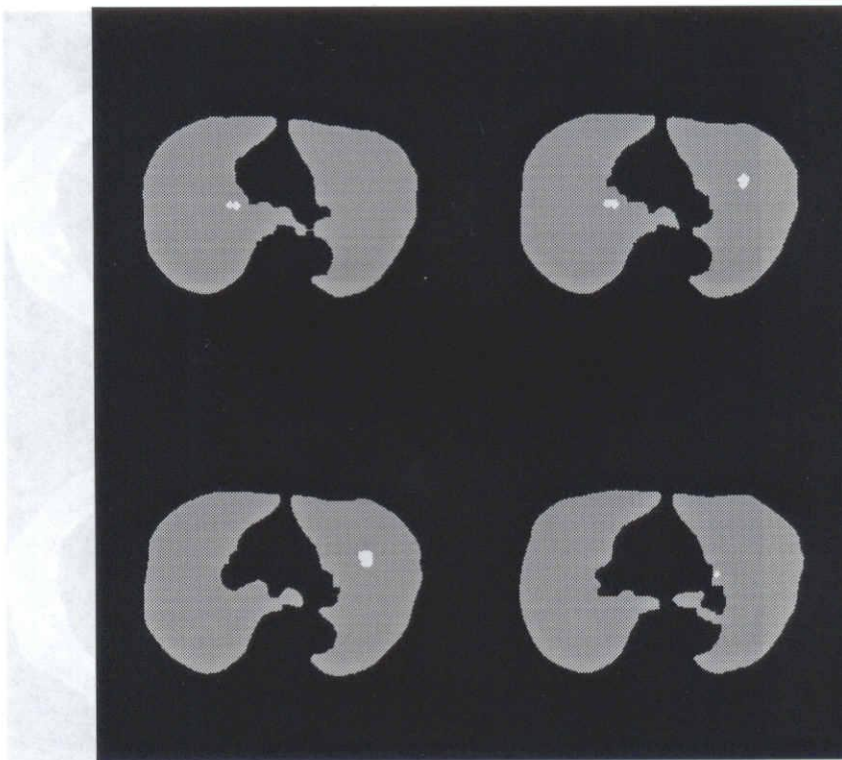


(b)

Fig.4.5 Representative four slices from 3D images used in the experiment : (a)Data2,(window level :-950, window width : 2100), (b)Data2(window level :-950, window width : 2100)

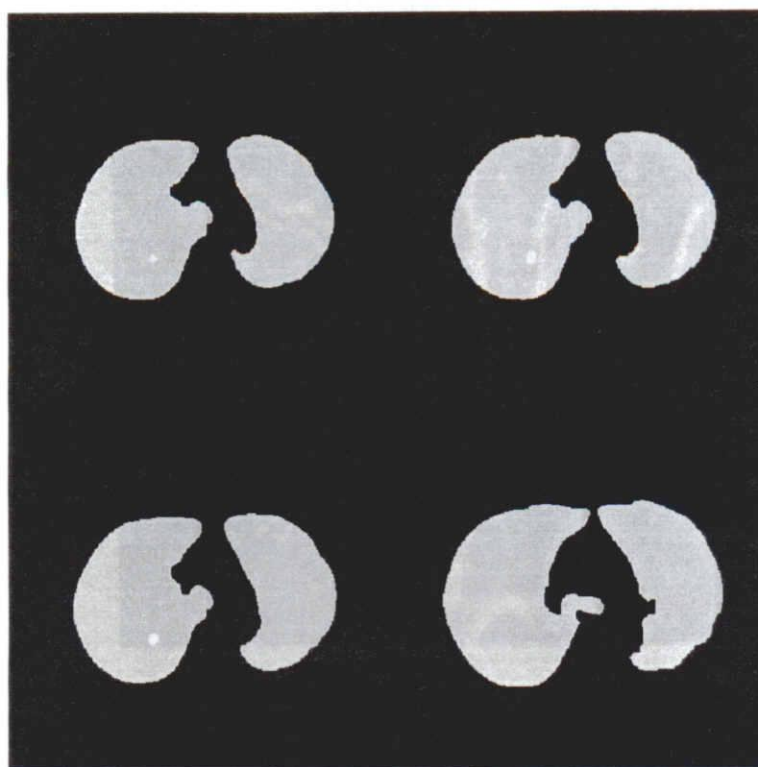


(a)

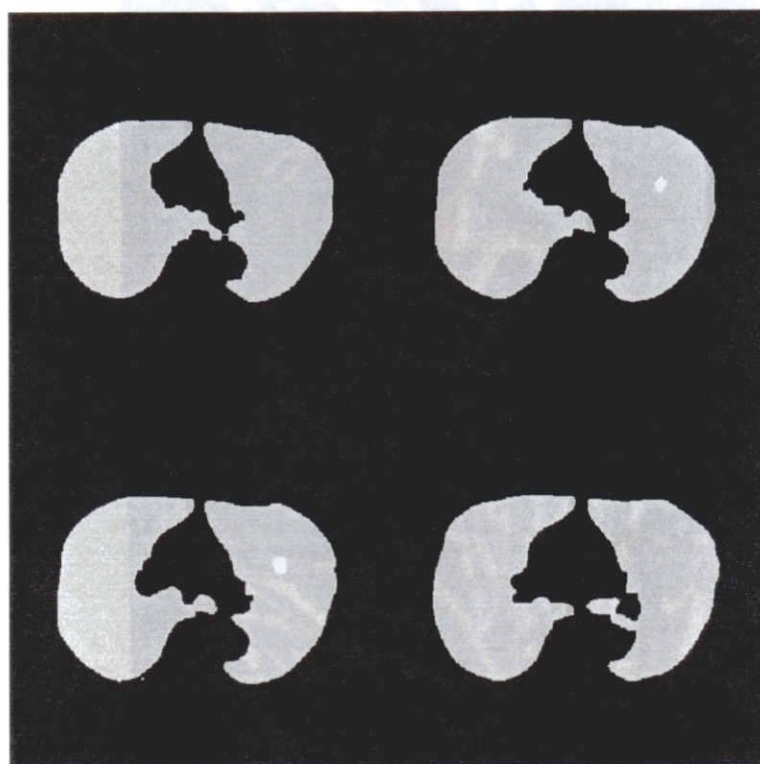


(b)

Fig.4.6 Extraction results of suspicious regions (white area(s)) (Data1) by fixed value thresholding (a) Data1 (b) Data2



(a)



(b)

Fig.4.7 Extraction results of suspicious regions (white area(s)) (Data1) by position variant thresholding (a) Data1 (b) Data2

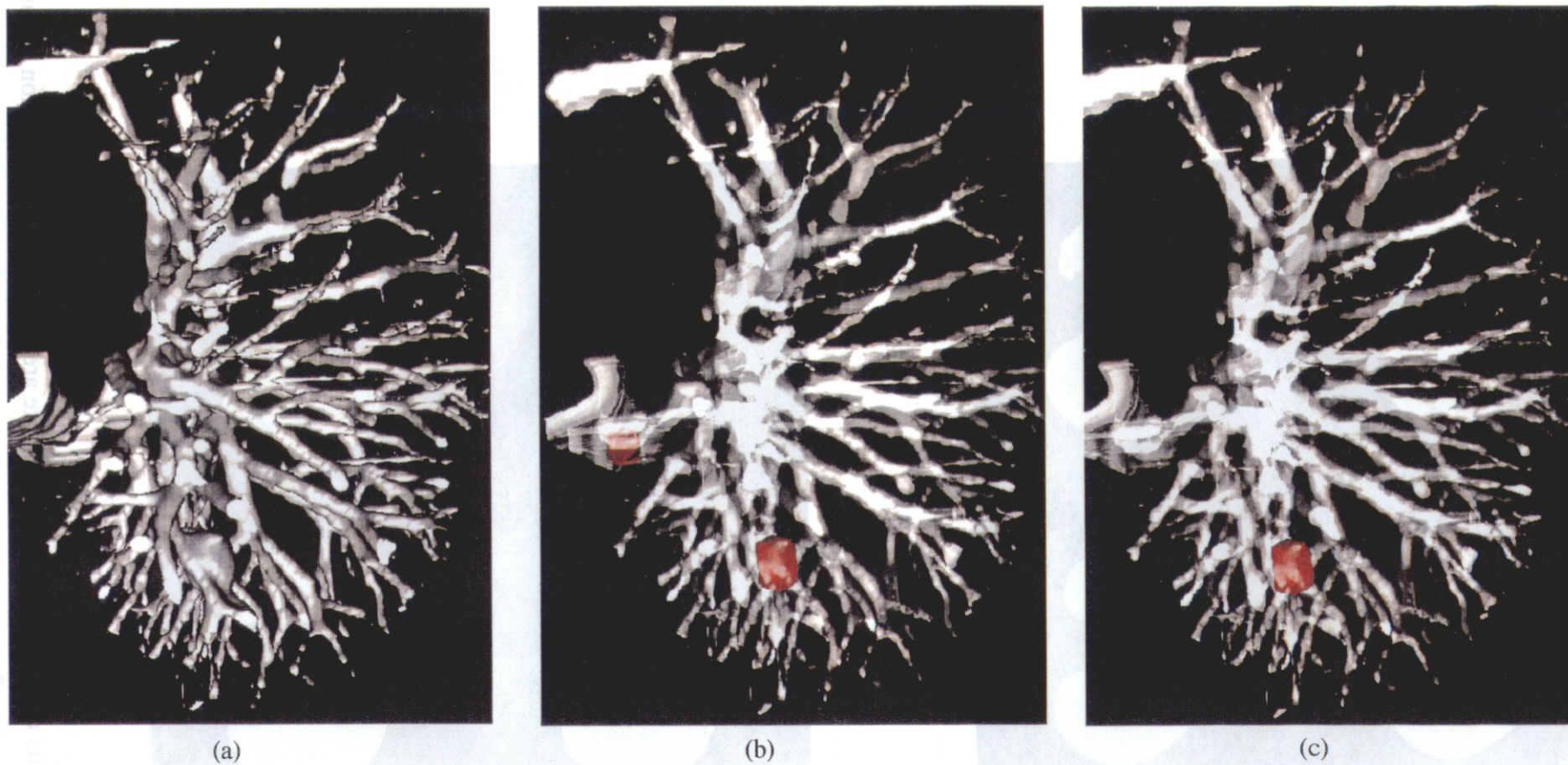


Fig. 4.8 A 3-D display of suspicious regions extracted from a chest CT image (Data1) by using (a) only blood vessel (b) result of fixed value thresholding (c) result of position variant thresholding and the same for another chest CT image (Data2) (d) (e) and (f), respectively.

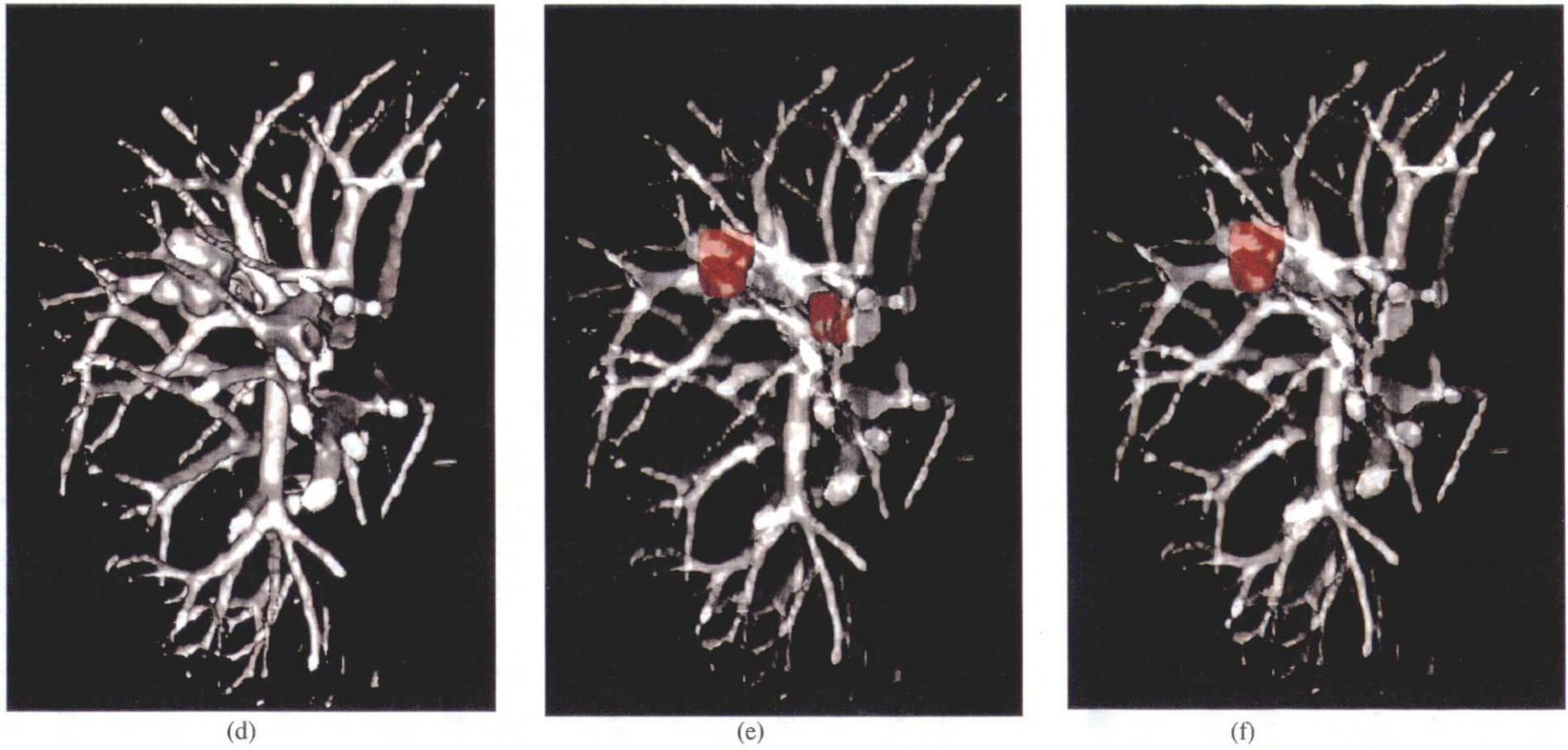


Fig. 4.8 A 3-D display of suspicious regions extracted from a chest CT image (Data1) by using (a) only blood vessel (b) result of position variant thresholding (c) result of position variant thresholding and the same for another chest CT image (Data2) (d) (e) and (f), respectively.

い値を一定とし（3mm および 4mm の 2 通り）とした場合の実験も行った。

固定しきい値、および可変しきい値により抽出された 3 次元 SR 数を Table 4.2 に示す。この表から分かるように、抽出すべき SR の大きさに関するしきい値を、位置可変にしたことにより、拾いすぎ領域数が、従来より大幅に削減されていることが分かる。なお、今回の実験に用いた 4 症例では真のがん病変部に対応する領域の見落としはない。

また、本手順により抽出された 3 次元 SR の例を Fig.4.6, 4.7 に示す。更に、抽出された 3 次元 SR の位置を把握するために、血管を半透明で 3 次元 SR を赤色で表示したものを Fig.4.8 に示す。この例では固定しきい値処理では抽出された肺門付近の拾いすぎ領域が、可変しきい値処理では抽出されていないことが分かる。

4.5 考察

血管・気管および病変部の構造的な特徴（大きさに関する特徴）に基づき、2 値化により抽出された血管・気管支および病変部に対して、3D 図形融合(またはこれと等価な 3D 距離変換・逆変換)の比較的簡単な処理を用い、適当なパラメータを設定することで、肺がん病変部候補領域の抽出を行なうことができた。特に、血管領域と病変部の 3 次元的な分離は、3 次元画像処理が最も威力を発揮した部分と言えよう。3 次元画像処理に基づく肺がんの計算機診断の研究は、まだ報告されていないため、文献 [Toriwaki92]における phase1-1 に対応する feasibility study の 1 つとしての評価は果たし得ると思われる。

今回は、肺野内の位置に応じて抽出するスケルトンの距離値の大きさを変化させることにより、拾いすぎ領域の削減を行った。その結果、できる限り拾いすぎを抑えながら、肺がん領域を抽出することに成功している。また、肺野内の位置に応じて距離値のしきい値を変化させない場合と比較し、拾いすぎ領域が減少していることが確認できた。距離値のしきい値は $\{t_{d1}, t_{d2}, t_{d3}\} = \{12\text{mm}, 8\text{mm}, 3\text{mm}\}, \{12\text{mm}, 8\text{mm}, 4\text{mm}\}$ の場合も共に、可変しきい値を用いない場合と比較し、拾いすぎは大幅に減少した。さらに、 $\{t_{d1}, t_{d2}, t_{d3}\} = \{12\text{mm}, 8\text{mm}, 4\text{mm}\}$ の場合では症例 1, 2, 3 において真の病変部のみを抽出することに成功している。しかし、症例 4 においてはまだ拾いすぎが存在している。これは、肺動脈と気管支が並走しかつ分岐する部分が、今回の領域 R3 に存在するときに拾いすぎが生じたものである。また、 $\{t_{d1}, t_{d2}, t_{d3}\} = \{12\text{mm}, 8\text{mm}, 3\text{mm}\}$ の場合

でも、拾いすぎ領域数は前の手順より減少しているが、まだ若干は存在している。これは、 t_{th} を3mmと低くしてより小さなSRまで抽出しようとしたためであり、これも先の例と同じく、肺動脈と気管支が並走しかつ分岐する部分が領域R3に存在するとき生じるものであり、このしきい値を境に拾いすぎは急激に増加する。これは、この程度の大きさの分岐部がR3の領域に比較的多数存在するためである。これらの拾いすぎを避けるためには、このような分岐部を計算機が認識できるようにする必要があると考えられる。

また、今回肺門部付近の領域を設定するため、4.3で示した方法は便宜的なものであり、肺門部そのものを正確に自動認識しているわけではない。従って今回の設定方法を用いると、肺門部よりかなり上側あるいは下側の部分も肺門部付近とみなされてしまうおそれがあり、今後検討が必要である。

統計学的にみた処理手順の信頼性という観点からは、実験試料数4例は極めて少ない。しかし、本文4.4で述べたように、今回用いた試料はそれぞれの病変部の位置も大きさもかなり異なることから、本文の処理手順は他の症例にもある程度対応できると考える。また、各処理パラメータについては、CT値の安定性や各臓器の平均的形状を考慮した上で実験的に決められており、今後試料数が増えても、若干の調整のみで対応可能と思われる。

ところで、本文で提案した手順は、病変部自身に関する特徴だけを用いており、この意味で識別能力はほぼ限界に近いと思われる。今後識別精度をより向上させて行くには、他の陰影、特に肺動脈、気管支、および肺静脈の情報を3次元SRの真偽判定に利用することがポイントになろう。そのために当然、肺動脈、気管支、肺静脈などの識別が必要となるが、この場合、現在のように、しきい値処理のみで単純に血管及び気管支を区別せずに抽出するのではなく、血管と気管支を区別し、それぞれの走行状態の認識を含めた精密な抽出を行う必要があるだろう。これには、3次元空間におけるある種の追跡型画像処理手法が適していると予想される。実際、気管支のみの抽出を試み、良好な結果を得ている（文献[Mori94-1]および次章参照）。これらに基づいて、血管・気管支の走行状態も含めた医師の診断論理を、何らかの形で計算機上に実現する必要がある。本研究開始以降の文献[Kubo96]では、2次元画像処理を中心に肺がん候補領域の抽出を行っているものの、SR自身の様々な特徴量を用いることによる拾いすぎ削

減手順が述べられており、今後はこうしたSR拾いすぎ削減論理を開発する必要があるう。

また、文献[Shimizu95]では3次元差分型フィルタを用い3次元CT像に含まれる肺がん領域を強調することにより、SRの抽出を試みている。本章で示した方法は、基本的にはしきい値処理により血管・気管支を抽出し、その結果を用いてSRの抽出を行っているため、淡い陰影の肺がんを見落としてしまう可能性がある。そのため、文献[Shimizu95]で示されているような肺がん強調フィルタを利用することに関して、今後検討を行う必要がある。

さらには、得られた結果の表示法を考える必要もある。いくら計算機が正確に異常陰影を抽出したとしても、最終的な判断は医師に委ねられるべきである。これは、CT像において、領域抽出のしきい値を変化させるだけで、その形状が大きく変化することからも明らかである。そこで、計算機による診断結果を医師に提示する手法の開発(第6章参照)も必要である。

4.6 むすび

本章では肺がん病変部と血管・気管支の形状の差異に注目し、胸部CTから肺がん候補領域を自動的に抽出する手順について述べた。ここでは、形状の差異の抽出に3次元画像処理手法の一つである3次元距離変換を利用した。また、拾いすぎの発生を抑えるため、肺野内の場所に応じて抽出のパラメータを変化させる手順の開発を行った。その結果、4症例であるが、真の肺がん領域を見落とすことなく抽出可能であることを確認した。

今後の課題として、多試料による処理手順の性能評価、血管、気管支の分岐構造を利用した真の肺がん領域の判定手法の開発があげられる。

参考文献

[Hasegawa93] 長谷川純一, 森健策, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣: 3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II, 8, pp.1587-1594 (1993-08)

[Kubo96] 久保満, 金沢啓三, 仁木登, 佐藤均, 大松広伸, 江口研二, 森山紀之: 集検用ヘリカルCT画像による肺がん検診支援アルゴリズム, 日本医用画像工学会 JAMIT Fron-

tier'96 講演論文集, pp.101-106 (1996-01)

[LSCT96] 胸部CT検診研究会編: 胸部CT検診, 3, 1 (1996-02)

[Mori94-1] 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, 電子情報通信学会パターン認識・理解研究会資料, PRU93-149 (1994-03)

[Mori94-2] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 他: 可変しきい値処理と距離変換を用いた3次元胸部CT像からの肺がん候補領域自動抽出手順. *Medical Imaging Technology*, 13, 2, pp.216-223, (1994-05)

[Nakayama95] 中山正人, 富田稔啓, 山本眞司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼武, 松本徹: “3次元モルフォロジカルフィルタによる肺癌病巣自動認識の検討”, 日本医用画像工学会 JAMIT Frontier'96 講演論文集, pp.60-67 (1996-01)

[Shimizu95] 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: 3次元胸部CT像からの肺がん陰影検出のための3次元強調フィルタの性能評価, *Medical Imaging Technology*, 13, 6, pp.853-864 (1995-11)

[Tateno90] 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 遠藤真広, 山本眞司, 松本満臣: 肺癌検診のためのX線CTの開発, 新医療, 通巻第190号, pp.28-32 (1990-10)

[Toriwaki85] 鳥脇純一郎, 横井茂樹: 3次元デジタル画像処理アルゴリズムの基礎, 電子情報通信学会論文誌, J68-D, pp.426-432 (1985)

[Yamamoto92] 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 松本満臣: 肺癌検診用X線CT(LSCT)の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II, pp.250-260 (1993-02)

第5章 胸部CT像からの気管支領域自動抽出

5.1 はじめに

第1章において論じたように、現在臨床の間では、多数の3次元画像が取り扱われている、しかし、3次元画像は膨大な量の情報を含んでいるため、これらの画像に含まれる情報を十分に生かしきっているとは言い難い。そのために筆者は第1章で述べた3次元胸部CT像の計算機による診断支援システムの開発を提案した。そこでは、肺野内構造物の認識技術の開発が重要であることはいままでのない。

ところで、胸部の診断において、気管支の存在は重要な意味を持つ[Omatsu94]。これは、例えば、肺区域の分類が気管支の分岐構造によって行われていることから明らかである。また、医師が肺がんの診断を行う際にも、がんへの気管支の関与の仕方が診断に大きな役割を果たす。従って、気管支領域を胸部CT像から自動的に抽出し、その構造を計算機上で解析を行うアルゴリズムを作成することは、胸部CT像診断支援システム[Yamamoto93, Hasegawa93, Mori94-2]を開発する上で欠くことのできない事柄である。

従来の研究において、胸部CT像からの肺野内構造物の抽出に関しては、血管・肺がんの抽出に重きがおかれていた。そのため、3次元胸部CT像から気管支領域を自動的に認識する手順の報告はこれまでのところなされていない[Mori94-1]。これは、CT像における気管支陰影のコントラストは非常に低いため、ヘリカルCT以前のCT装置により撮影された3次元CT像では、体軸方向の解像度が粗いため3次元的なつながりがとらえにくかったこと、気管支陰影のCT像におけるコントラストが低いことなどが理由としてあげられよう。しかし、ヘリカルCT装置によって高解像度の3次元ボリュームが短時間で得られるようになり、体軸方向の解像度の良いCT像が撮影可能となっ

た。そのため、気管支構造を計算機により自動的に認識できる可能性が最近になってでてきた。

ところで、胸部CT画像の自動診断という観点から見てみると、胸部CT像に含まれる主要な構造物として、血管（肺動脈・肺静脈）、気管支、心・縦隔部、胸壁（肺輪郭）、がん病変部などがあるが、その中で管状でかつ樹状の構造を持つ血管、及び、気管支が3次元画像独自のものとして注目される。管状の図形の認識は3次元胸部画像に現われる成分図形の認識手法の一つとして興味深いものがあり、また、この様な管状の図形の自動認識結果を、計算機によるがん診断に利用することも可能であると考えられる。

また、気管支を計算機により認識しておくことは、後述する仮想化内視鏡システム[Mori94-3, Mori95-1, Mori95-2]の一つの応用分野である、仮想化気管支内視鏡システムを実現する上でも、非常に有用である（6章参照）。このシステムは、胸部CT像から抽出された気管支領域を基に、気管支形状データを計算機上に構築し、観察を行うシステムである。気管支領域抽出は手入力でも行うことができるが、入力すべきスライス数（2次元断面像）は一患者あたり百数十枚に及ぶため、抽出を計算機により実現しておくことは、仮想化気管支内視鏡システムを実用化する上で重要である。これまでに、仮想化気管支内視鏡システムの開発に関しては、筆者の属す研究グループ以外にも報告されているが[Geiger95, RSNA94]、そのすべてにおいて気管支領域抽出は手入力で行われているのが現状である。

以上のような背景から、本章では3次元胸部CT像からの計算機による気管支領域自動抽出手順について述べる。本手法は気管支内部が空気で満たされてされているため、気管支内部のCT値が低くなっている事実を利用し、気管支壁を直接抽出するのではなく、その内腔を利用することにより抽出を行う。また、抽出に必要なパラメータは自動的に決定されるといった特徴も持つ。

以下、5.2で3次元X線CT像上における、気管支陰影の特徴について簡単に述べた後、この特徴を基にした気管支領域抽出手順を5.3で述べる。5.4で本手順を実際の胸部CT像に適用した結果を示し、5.5で考察を加える。

5.2 3次元X線CT像上における気管支陰影の特徴

本節では、気管支領域の特徴について簡単にまとめておく。

気管支は内部に空気を含む管状の構造である、気管支は気管の終わりから始まり、肺の中で木の枝の様に分岐しながら広がって行く。また、気管支壁は非常に薄く、気管支内部は空気で満たされているために、CT像上における被写体コントラストは非常に低い。

気管支内部のCT値は気管支壁におけるCT値よりも低い。従って、相対的にCT値が高い領域に囲まれた、気管支内部のCT値が低い部位を追跡することにより、気管支内腔領域（ここではこの内腔領域を気管支領域と呼ぶことにする）を抽出することが可能であると考えられる。

実際のCT像上における気管支陰影の例を Fig.5.1 に示す。この図から気管支陰影の被写体コントラストは非常に低く、スライスに対する2次元的な処理では抽出が困難であることがわかる。

5.3 気管支領域自動抽出手順

5.3.1 基本的な考え方

前節で述べたように、気管支は非常に薄い壁を持ち、内部は空気で満たされている。そこで今回は、気管支壁を抽出するかわりに、気管支壁と比較して比較的CT値の低い気管支内部の領域（以下気管支領域と書く）のみを3次元的に追跡することにより気管支領域の抽出を行う。また追跡開始点としては、今回はCT像上で容易に認識できる気管上の一点を用いる。なお、本手順の前提条件として、気管・気管支はすべて連結しているという事実を用いている。ここで用いられる方法は一種の領域拡張法(region growing)とみなすことができる[Jiang91, Sano95]。

5.3.2 全体の処理の流れ

全体の処理の流れを Fig.5.2 に示す(詳細な手順は付録参照)。

(1) 開始点の決定

ここで提案する手法は、基本的に3次元空間における領域拡張法を基礎としている。そのために、領域拡張の開始点を1つ決定しなければならない。そこで、本手法では気管内部の一点を領域拡張開始点として用いる。

気管はX線CT像上において低いCT値を持ち、また、その位置は人体上においてほぼ決まった位置（人体のほぼ中央）に存在する。そこで、原画像に対して、2次元的な

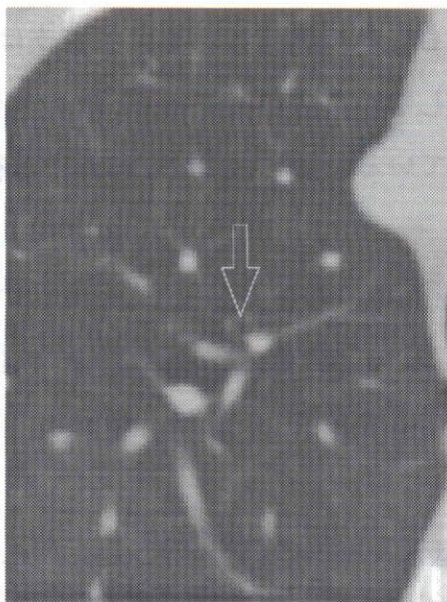


Fig.5.1 An example of bronchus area on an X-ray CT image (indicated by the arrow).

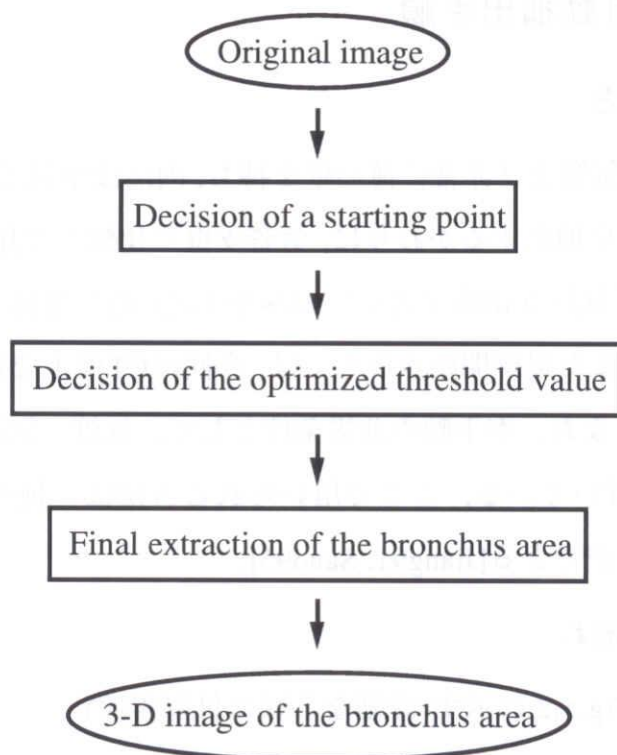


Fig.5.2 The whole procedure to extract the bronchus area

しきい値処理を施し、重心位置が人体の中央に位置し、かつ、その面積がある一定の範囲内の連結成分を選択することにより、気管支領域を決定することが可能となる。こうして得られた気管支領域のうち、濃度値が最も低い1点を選んで開始点とする。しかし、しきい値処理のみでは肺野領域等の他の領域も抽出されてしまうため、連結成分に対する特徴量の条件により気管支を抽出し、その中の1点を抽出開始点とする。詳細は付録(2)を参照。

(2) 3次元塗りつぶし処理

気管支領域を抽出するために、3次元塗りつぶし処理手順を新たに開発した。これは抽出開始点から、空気によりCT値が低くなっており、かつ互いに接続している画素を順次探索するものである。この処理は、上記の抽出開始点から逐次的に行われる。このとき、注目している画素と、それに連結している画素のCT値の差を、気管支内部の画素であるか気管支壁上の画素であるかの区別利用する。注目する画素のCT値が、与えられたしきい値よりも低く、かつ、上記の差の値もしきい値より小さいとき、その画素は気管支内の画素であると認識する。また、この塗りつぶしアルゴリズムは処理の高速化のために1次元探索の組み合わせで実現する(Fig. 5.3)。詳細は付録(3)を参照。

(3) 最適しきい値の決定法

上述の3次元塗りつぶしアルゴリズムを用いるためには、気管支内部と気管支壁を区別するためのしきい値を決定する必要がある。気管支領域の抽出もれ（見落とし）を防ぐためには、しきい値はできる限り高い方がよい。しかし、もしあまりにもしきい値が高い場合、抽出される領域は気管支壁を通り越して、肺野全体に広がってしまい、その部分が気管支領域と認識されてしまう（これを「抽出あふれ」と呼ぶ）。最悪の場合、肺野領域全体が気管支領域とされてしまうことになる。この場合、肺野領域の体積は、気管支領域の体積と比較してはるかに大きいため、抽出される画素の数は、正常に気管支領域が抽出される場合と比較して、非常に大きなものとなる。このような特徴を利用して、以下のように最適なしきい値を決定することが可能となる。(Fig. 5.4)。

最初に、比較的低いしきい値で3次元塗りつぶしを行う。この時、気管支領域として抽出された画素数をカウントしておく。次にしきい値を1だけ増加させ、3次元塗りつぶしを繰り返す。抽出される画素の数が爆発的に増加したならば（抽出あふれの発

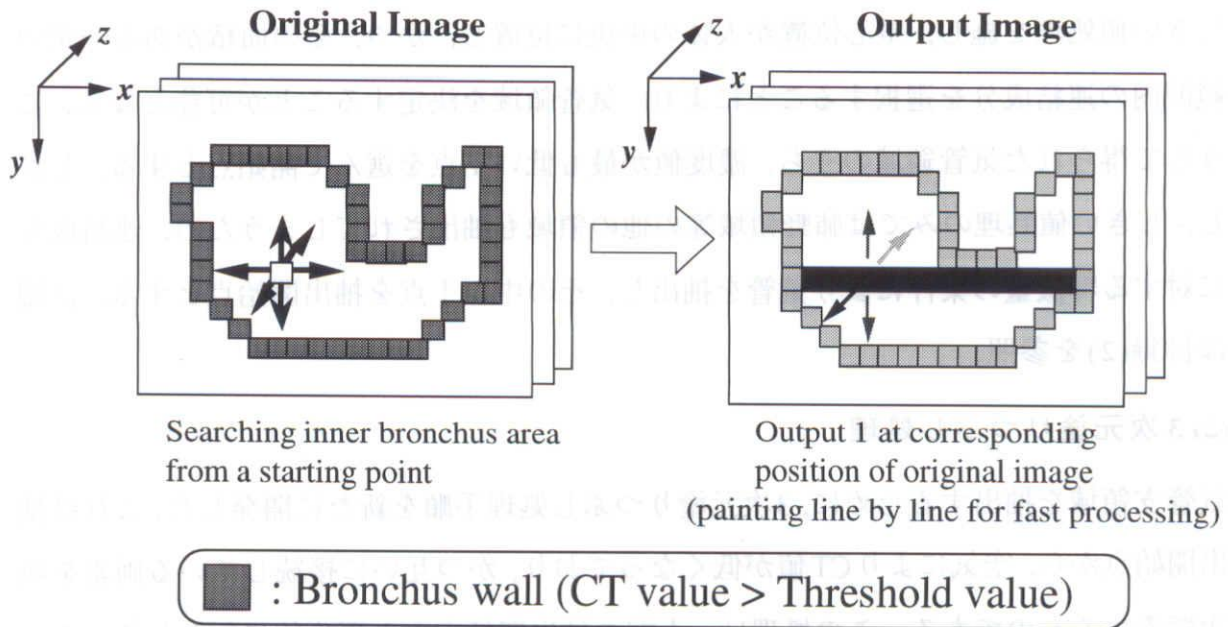


Fig. 5.3 Extraction of bronchus area by 3-D painting

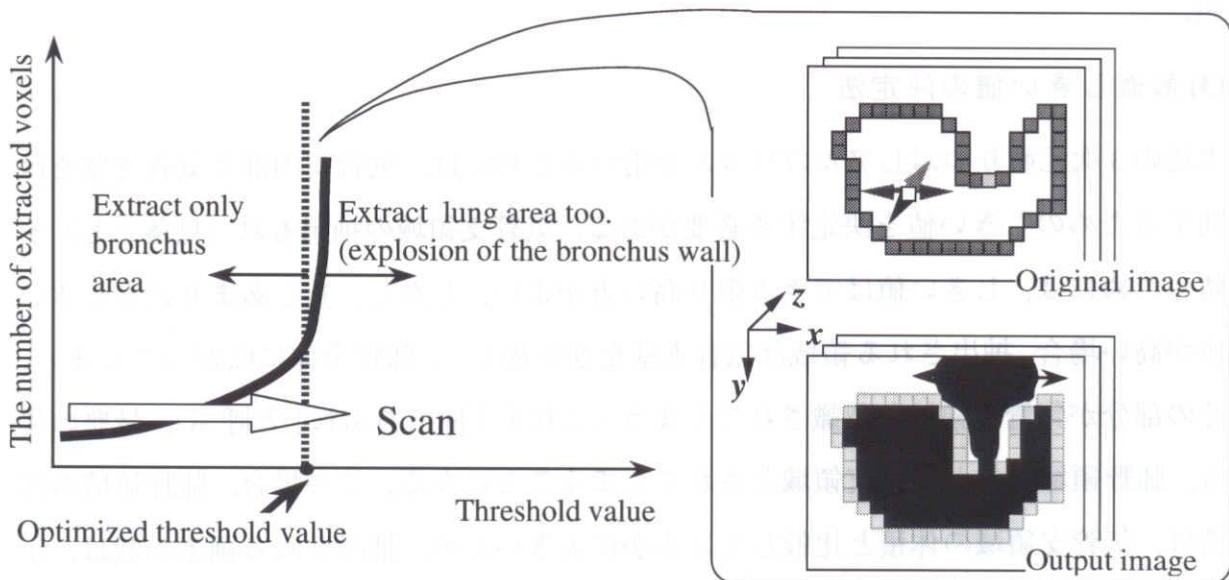


Fig. 5.4 Decision of optimized threshold value

生), 繰り返しは終了し, 抽出あふれの発生する1つ手前のしきい値を, 最適なしきい値とする. しかし, 最適なしきい値の探索を逐次的に行った場合, 非常に時間がかかる. 特に, 探索を開始するしきい値と, 最適なしきい値との間が離れているような場合, 探索に時間がかかることになる. そこで, しきい値探索を高速に行うために, ここでは2分探索法を導入する. まず, 最初に2つのしきい値, 開始しきい値 t_s および終了しきい値 t_e ($t_s \ll t_e$)を設定する. しきい値 t_s では抽出あふれは発生せず, t_e では発生する, すなわち最適なしきい値は t_s と t_e の間に存在するものとする. 最適なしきい値は, この2つのしきい値の間で2分探索法により高速に決定される. 詳細は付録(4)に示す.

5.4 実験

本論文で示す手法を実際の3次元胸部X線CT像16例に適用した. CT画像はヘリカル型CTにより撮影されたものである. 画像の仕様をTable 5.1に示す. 今回の実験では平滑化のような前処理は用いなかった. 抽出あふれ検出のための, 画素数に対するしきい値 t_d は, 原画像のスライス数に比例するように設定した. 今回は t_d を(スライス数 x 1100)画素と経験的に定めた.

原画像の一例, および, 処理結果をFig.5.5に示す. Fig.5.6は気管支領域抽出結果を陰影付け表示したものである. Fig. 5.7は本手法により抽出された結果を次章の仮想化内視鏡システムに適用した結果である. 計算時間は1症例あたり約5秒である(計算機 SGI Indigo2 HighIMPACT, CPU R4400SC 250MHz, 主記憶 256MB). なお, この計算時間は最初に与える t_s および t_e に依存する. この実験の結果から, 3次元塗りつぶしアルゴリズム, および2分探索法により最適しきい値決定手順を用いることにより, 高速に気管支領域を抽出可能であることを確認した. Table 5.2は最適しきい値において抽出された気管支領域の画素数, および, それより1つ大きなしきい値において抽出された気管支領域の画素数を示す. このことから分かるように, 抽出される画素数は, 抽出あふれが発生すると非常に大きく変化し, 最適しきい値を選択する事は容易であることがわかる.

Table 5.1 Specifications of original images

Pixels	Slices	Thickness (mm)	Speed (mm/sec)	Recon. Pitch (mm)	Number of cases
512x512	45-115	2	2	1	7
512x512	183	5	5	1	1
512x512	79	5	2.5	1	1
512x512	50-82	5	5	2	7

Table 5.2 Examples of the number of extracted pixels

Threshold Data number	value	Optimum	Surpassing optimum
Data1		50973	421932
Data2		48464	73794
Data3		45274	2123604
Data4		78475	1592115

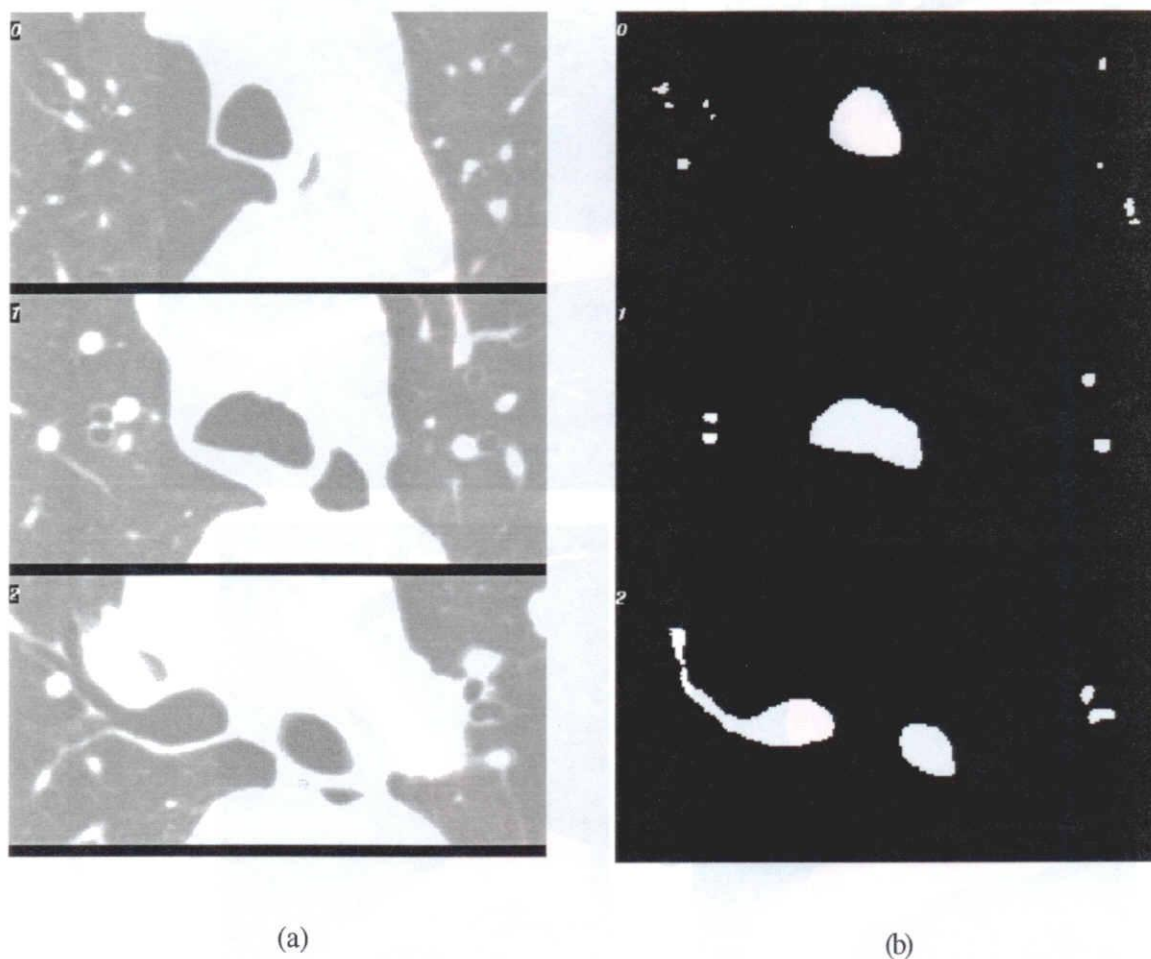


Fig. 5.5 Original image and results (only three slices are displayed)
(a) Original image. Results of extraction are successful. (b) Results corresponding to the original image in (a). White areas are extracted regions as the bronchus area.

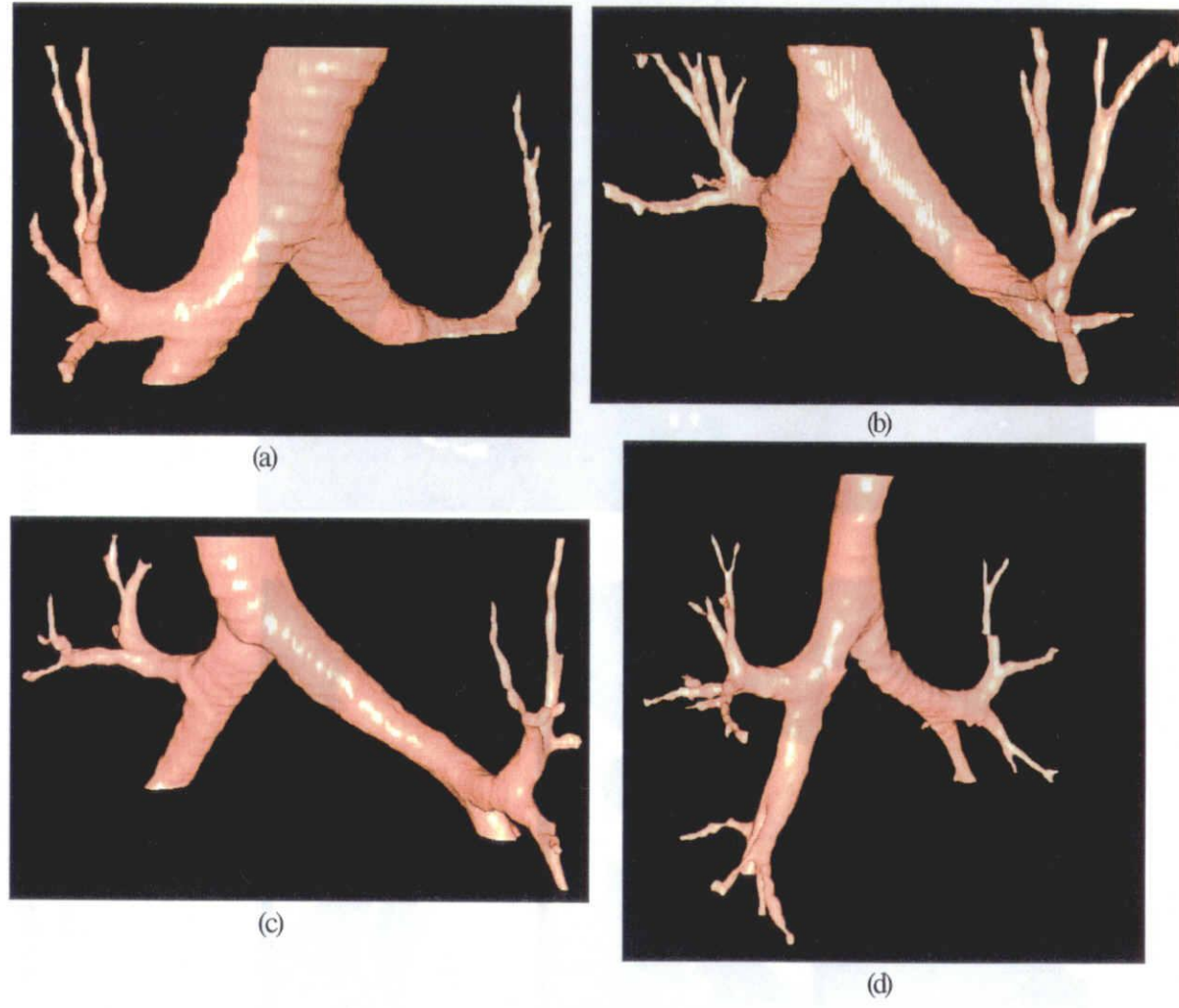


Fig. 5.6 The results of extraction with shaded display of a 3D surface. (a) data1, (b) data2, (c) data3, (d) data4

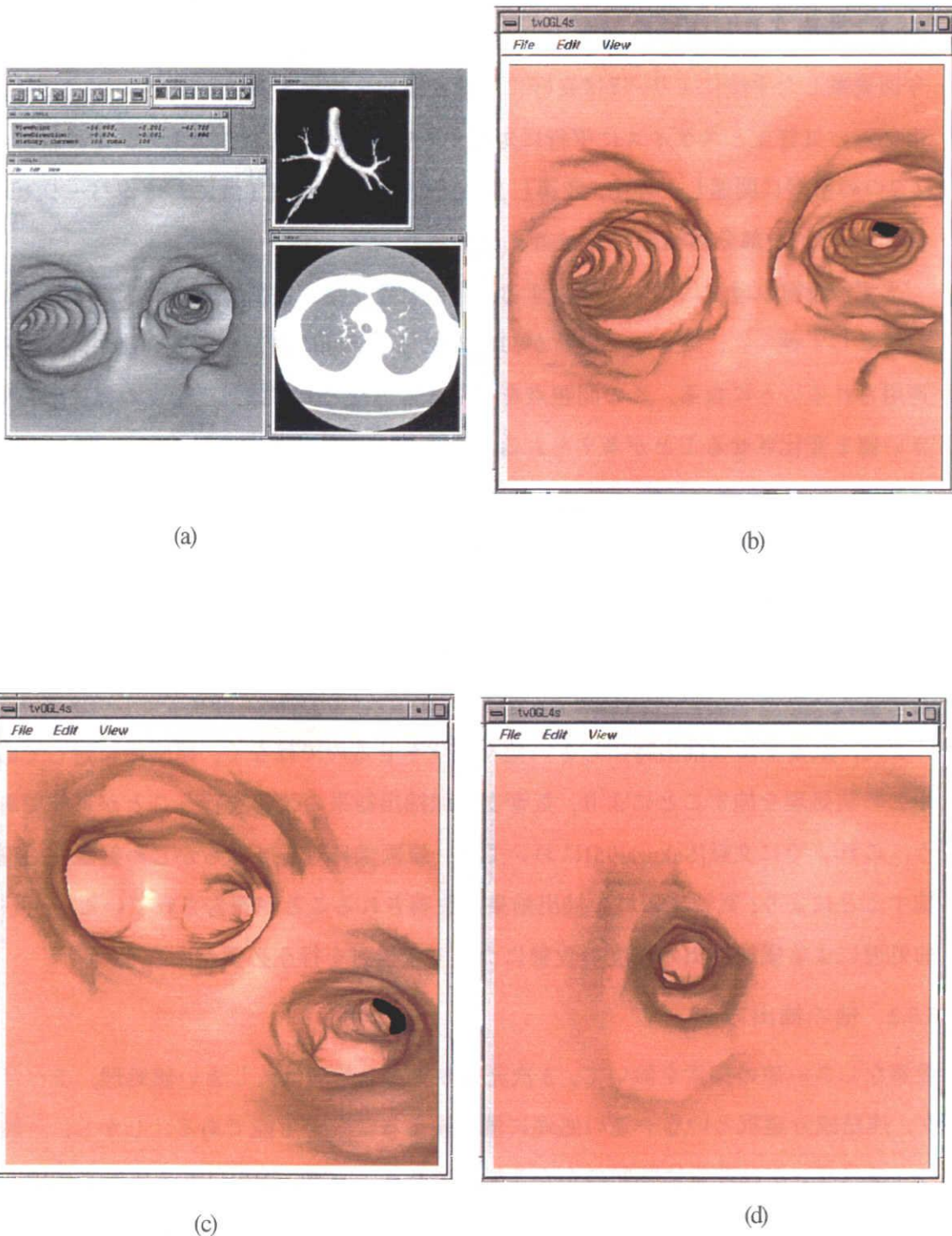


Fig.5.7 Virtualized bronchus endoscope system as one of applications of the recognition result. (a) Overview of VBE. (b)-(c) Generated images by VBE with different viewpoints and view directions. These images show the process of navigation inside the bronchus.

5.5 考察

5.5.1 抽出された領域の精度

今回提案した手法により、ほぼ良好に気管支領域を抽出することができた。しかし、非常に細い気管支とスライスに平行に走行する気管支の抽出に失敗した。この原因として2つの密接に関連した理由、最適しきい値の選択法及びCT像におけるパーシャルボリューム効果(部分体積効果)が考えられる。

まず、最初の理由について考察する。今回気管支壁が破断する一つ手前を最適しきい値として選んだ。従って、破断が初めて生じる部分に適したしきい値が、肺全体に適用されることになる。この問題点を解決する方法としては、気管支の径に応じてしきい値を変化させることが考えられる。

次に、partial volume effectによりスライスに平行に走行する気管支内部のCT値は、垂直に走行する気管支内部のCT値と比較して高くなる傾向がある。この影響により、今回の実験結果では特にスライス面に対して平行に走行する気管支の見落としが起きている。これを避けるためには、気管支の走行方向に応じてしきい値を変化させることが考えられる。

また、気管支領域抽出時にしきい値を変化させるのではなく、原画像に対してあらかじめ前処理を施すことにより、気管支領域抽出結果の改善を行うことが可能であろう。これまでに文献[Sakurai95]においては、原画像に対してあらかじめ鮮鋭化処理を施すことにより、気管支領域の抽出結果が改善されることが報告されている。今後は、前処理による領域抽出の精度の改善についての検討を行う必要があろう。

5.5.2 他の抽出方法

最適なしきい値の探索を除いて、3次元塗りつぶし処理は、しきい値処理、ラベリング、連結成分選択という一連の処理に置き換えることが可能である。しかし、一般的に、ラベリングは非常に時間のかかる処理である。一方、抽出される気管支領域の画素数は、画像全体の画素数と比較すると非常に小さく、それ故、3次元塗りつぶし処理に要する計算時間は短くて済むことになる。もし、ラベリングが気管支領域抽出手順に用いられる場合、ラベリングに要する時間のほとんどは、気管支領域とは関係のない領域のラベリングに費やされることになり、気管支領域を抽出する上では無駄な計算時間を要することになる。このような観点から、気管支領域抽出手順において、3

次元塗りつぶし処理を適用することは効果的であると言えよう。

5.5.3 仮想化気管支内視鏡システムへの応用

本手法により抽出された領域は、気管支に関する病変を発見する上で非常に有用である。この抽出結果を、仮想化気管支内視鏡システム(Virtualized Bronchus Endoscope System)(第6章参照)に対して適用した。このシステムは本手法により抽出されたデータを基に、仮想化された気管支を構築し、その内部・外部の観察を自由に行うことができるものである。一般的に、医用画像の処理において、対象となる臓器はあらかじめ原画像から切り出しておく必要がある。この切り出しは手作業によりしきい値を調整しながら行うことも、もちろん可能である。しかし、ユーザは各スライス像上において、対象臓器の領域を入力する必要がある。3次元画像は一般に多数枚のスライス像から構成されているため(一般的には一被検者あたり100枚以上)、この作業は非常に負担のかかるものであり、現実的ではない。そのため、気管支領域の抽出を自動化しておくことは十分に意義のあることである。また、今回示した方法は、抽出のパラメータ等を自動的に最適化し、原CT画像のみ入力すれば気管支領域の抽出が行われ、気管支内視鏡シミュレーションが行われるため、一切手入力を要しないで結果が得られる。仮想化気管支内視鏡シミュレーションシステムが、実際の臨床の場で使われる場合、気管支の自動セグメンテーション機能は、医師の負担を減らす上で非常に重要であろう。

しかし、病変部の抽出に関しての最終的判断は専門医に委ねられるべきであり、そのために、対話的抽出機能もシステムには不可欠である。また、気管支領域自動抽出において、抽出されていない細い気管支等もあるために、今後、気管支領域抽出手順の精度をさらに向上することが望まれる。更に、本手順で用いた気管支領域抽出処理は追跡型手順であるため、前提条件として気管・気管支はすべて連結していることが必要となる。そのため強度の狭窄等により気管支の連続性が絶たれているような場合には、狭窄の先の気管支の抽出は行われぬ。今後、このような症例にも対応できるような気管支領域抽出手順を考える必要がある。

5.5.4 枝単位での抽出方法の開発

今回の抽出手順では、画素毎に気管支内部を追跡することにより、気管支領域全体の抽出を行った。そのため、抽出の途中では、気管支がどのように分岐していつている

かの情報を取り出すことは困難である。そこで、気管支の分岐を追跡しながら抽出した方が、気管支の走行状態に応じて抽出パラメータを動的に変更する、あるいは気管支の構造を抽出時に取得する、といったことを容易に行える。今後、画素単位の抽出ではなく、枝単位という一つ上の単位での抽出手順の開発が必要である。

5.6 むすび

本章では、3次元胸部CT像に含まれる構造物の一つである気管支領域の認識手法について述べた。本章で提案した手法を実際の胸部CT像に適用した結果、良好に抽出可能であることを確認した。

今後の課題として、多試料による評価、可変しきい値処理の導入、枝単位ではなく画素単位での抽出手順の導入といったことがあげられる。

参考文献

- [Geiger95] B.Geiger and R.Kikinis : Simulation of Endoscopy, Computer Vision, Virtual Reality, and Robotics in Medicine, 905, pp542-548, Springer-Verlag, Heiderberg, Germany (1995-04)
- [Hasegawa93] 長谷川純一, 森健策, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣 : 3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II, 8, pp.1587-1594 (1993-08)
- [Jiang91] 江浩, 鈴木秀智, 鳥脇純一郎 : エッジ情報を組み入れた3次元領域拡張法による頭部MRI画像のセグメンテーション, 医用電子と生体工学, 29, 3, pp.170-177 (1991-09)
- [Mori94-1] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 他 : 3次元胸部X線CT像からの気管支領域の自動抽出. 電子情報通信学会パターン認識理解研究会資料, PRU93-149 : (1994-03)
- [Mori94-2] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 他 : 可変しきい値処理と距離変換を用いた3次元胸部CT像からの肺がん候補領域自動抽出手順. Medical Imaging Technology, 13, 3, pp.216-223, (1994-05)
- [Mori94-3] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 安野泰史, 片田和廣 : 医用3次元画像における管状図形抽出と気管支内視鏡画像のシミュレーション, 3次元画像コンファレンス '94 講演論文集, pp.269-274 (1994-07)

[Mori95-1] K.Mori, J. Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, K.Katada : Automated Extraction and Visualization of Bronchus from 3D CT Images of Lung, in N. Ayache ed., Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, 905, pp.542-548, Springer-Verlag, Heiderberg (1995-04)

[Mori95-2] 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CT像に基づく気管支内視鏡シミュレーションシステム(仮想化気管支内視鏡システム), 医用電子と生体工学, 33, 4 (1995-12)

[Mori96] K.Mori, A.Urano, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada : Virtualized Endoscope System - an Application of Virtual Reality Technology to Diagnostic Aid, IEICE Transaction of Information and System, E79-D, 6 (1996-06) (印刷中)

[Omatsu94] 大松広伸, 西脇裕, 森山紀之 : “ヘリカルCTによる胸部疾患の診断”, 病理生態, 13, 2, pp.113-119 (1994)

[RSNA94] 例えば, RSNA Scientific Program, Radiology, 197(P), Supplement to Radiology (1994)

[Sakurai95] 櫻井映治, 森健策, 長谷川純一 : 3次元胸部X線CT像からの気管支領域自動抽出における3次元鮮鋭化処理の効果, 平成7年度電気関係学会東海支部連合大会講演論文集, p.411(1995-09)

[Sano95] 佐野耕一, 及川道雄, 磯部義明 : リージョングローイング法による軟部組織の抽出と3次元表示, Medical Imaging Technology, 13, 3, pp.189-194 (1995-05)

[Yamamoto93] 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 松本満臣 : 肺癌検診用X線CT(LSCT)の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II, 250-260 (1993-02)

付録 気管支領域抽出全体手順

(1) Whole procedure

The whole procedure consists of the following three steps.

[Whole procedure]

[step1] Input of an original image (a set of slices).

[step2] Determination of a start point.

[step3] Extraction of bronchus area.

(2) Decision of start point

[Decision of a start point]

-preparation-

Input

$F=\{f_{ijk}\}$: Input image. Initialize as $f_{ijk}=0, \forall(i, j, k)$

t_{slice} : Threshold value for slice image

t_{s1}, t_{s2} : Area threshold value for detection of trache

$G=\{g_{ij}\}$: Temporary image. Initialize as $g_{ij}=0, \forall(i, j)$

-process-

[step1] Load the original image on F .

[step2] Copy one slice in F to G .

[step3] Binarize G by thresholding with the threshold value t_{slice} .

[step4] Extract a connected component in G whose area satisfies $t_{s1} < S < t_{s2}$ and whose center is located in a predetermined rectangle.

[step5] Extract the minimum CT value point in the above connected component in G .

(3) 3-D painting algorithm

[3-D painting algorithm]

-preparation-

Input

 $F = \{f_{ijk}\}$: Input image. Initialize as $f_{ijk} = 0, \forall(i, j, k)$ (x_s, y_s, z_s) : Starting point as constant value

Output image

 $G = \{g_{ijk}\}$: Output image. Initialize as $g_{ijk} = 0, \forall(i, j, k)$

(We assume through the whole of the procedure that the outside of images treated here is filled with a sufficiently large value.)

Queue

 Q : FIFO (First In First Out) type Queue. Initialize as empty and stores coordinates

Variable

 (x, y, z) : Stores the coordinate (p_x, p_y, p_z) : Stores the coordinate l : Integer variable i : Integer variable

-process-

[step1] Load the original image on F [step2] Put the coordinate of (x_s, y_s, z_s) of the starting point coordinate to Q .[step3] Get the coordinate from Q and store it to Variable (x, y, z) . If the Q is empty, quit this procedure.

[step4] Do the next procedure (see Fig. 5-8).

```

while( $f_{xyz} < t$ ){
     $x := x - 1$ ;
}

```

 (“ $f_{xyz} < t$ ” means that the voxel (x, y, z) is an inside point of the bronchus).

[step5] Do the next procedure.

$p_x := x; p_y := y; p_z := z;$

[step6] Do the next procedure (see Fig. 5-9).

$l := 0;$

while($f_{xyz} < t$) {

$g_{xyz} := 1;$

$l := l+1;$

}

[step7] Do the next procedure.

$x := p_x; y := p_y - 1; z := p_z;$

[step8] Do the next procedure (see Fig. 5-10).

if (($f_{xyz} > t$) and ($g_{xyz} = 0$)) **then** {

put (x,y,z) to Q .

}

[step9] Do the next procedure.

$x := x+1;$

[step10] Do the next procedure (see Fig. 5-11).

for $i := 0$ to l **do** {

if (($f_{x+1,y,z} \geq t$) and ($f_{xyz} < t$) and ($g_{xyz} = 0$)) **then** {

put (x,y,z) to Q .

$x := x + 1;$

}

[step11] Do the next procedure.

$x := p_x; y := p_y + 1; z := p_z;$

[step12] Repeat [step8], [step9] and [step10] ..

[step13] Do the next procedure.

$x := p_x; y := p_y; z := p_z - 1;$

[step14] Repeat [step8], [step9] and [step10] .

[step15] Do the next procedure.

$x := p_x; y := p_y; z := p_z + 1;$

[step16] Repeat [step8], [step9] and [step10] .

[step17] go to [step3]

(4) Iteration for threshold optimization (see Fig.5-12)

[Threshold optimization by binary search]

-preparation-

Input

t_s, t_e : Threshold value optimization period, $t_s \ll t_e$
 t_a : Threshold value for detecting extraction explosion.

Output

t : Optimum threshold value

Variable

l : Integer variable
 r : Integer variable
 m : Integer variable

Function

3Dpainting(t) Perform 3D-painting with threshold value t and returns the number of extracted voxels

-process-

Do next procedure

```

 $l = t_s;$ 
 $r = t_e;$ 
do{
     $m = integer((l + r) / 2);$ 
    if( 3Dpainting(  $m$  ) <  $t_a$  )  $l = m;$  else  $r = m;$ 
}until ( (  $r-l$  ) == 1);
 $t = l;$ 

```

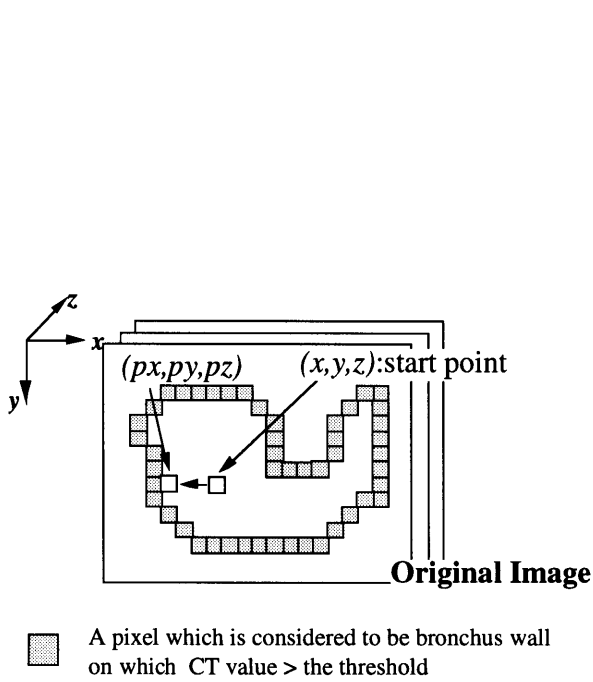


Fig. 5.8 Illustration of step4

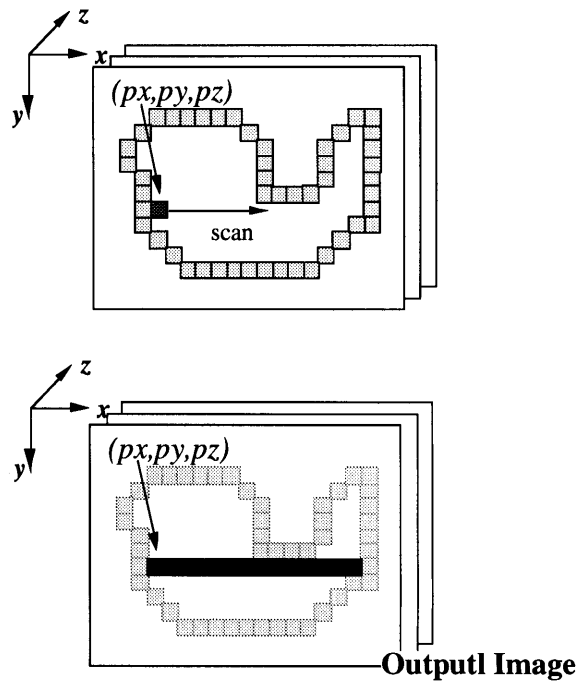


Fig. 5.9 Illustration of step4

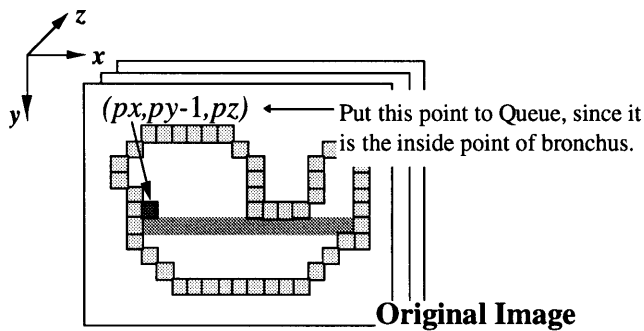


Fig. 5.10 Illustration of step10

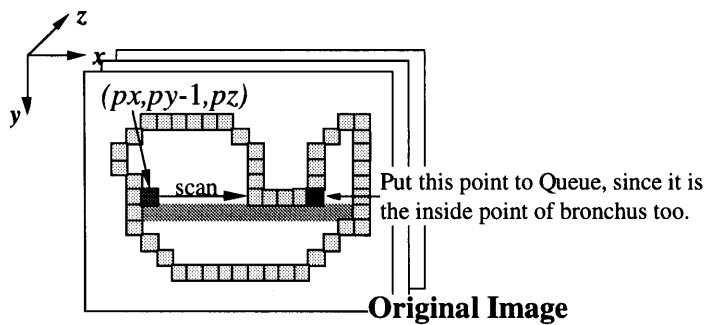


Fig. 5.11 Illustration of step8

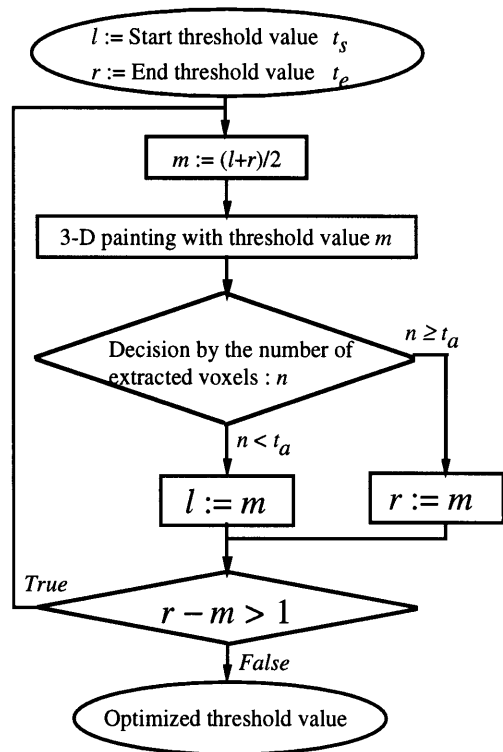


Fig. 5.12 Flow of decision of optimized thresholding value

第6章 仮想化内視鏡システム

6.1 はじめに

ヘリカルCT装置のような3次元イメージング装置により、人体の高精度な3次元ボリュームデータが取得可能となった。これらの装置によって得られる画像は、人体の仮想化された表現であると考えられる。そこでこれらの3次元画像に含まれる人体を、ここでは、仮想化された人体、“仮想化人体(Virtualized Human Body)”と呼ぶこととする。仮想化人体は、計算機上において、自由に操作・変形可能であり、グラフィックス端末上において自由な方向から観察を行うことが可能である。特に、最近ではバーチャルリアリティに関する技術が非常に進歩し、仮想化人体の操作・変形といった、医学の分野への応用が検討され始めている[CVRMed95, CBM95, Dohi95, Toriwaki95-1, Toriwaki95-2, Toriwaki95-3]。

現在、臨床の場において、3次元医用画像の読影はフィルムに出力されたスライス像単位で行われていることが多い。今後、より大量の3次元画像が用いられるようになると、この読影法は医師に対して多くの負担を強いる事になる。また、スライス単位での読影が、3次元画像に含まれる情報を十分に引き出しているとは言いがたい。そこで、バーチャルリアリティ技術と仮想化人体を組み合わせた新しい診断法(3次元画像観察手法)の開発が望まれている。

ところで、内視鏡は、人体内部を観察するための、曲げ伸ばし自由な光ファイバーで構成された細い管状の観察機器である。その管の先端には光学レンズがついており、もう一方の先端にはカメラあるいは観察者が直接ファイバーを覗くためのレンズがついている。細い管である内視鏡を人体内部に挿入することによって、人体内部を直接観察することが可能となる。典型的な内視鏡としては、気管支内視鏡(Bronchoscope)、胃内視鏡(stomachscope)、直腸内視鏡(rectoscope)がある。内視鏡は人体内部の直接の観

察を可能とする非常に有力な観察装置である。しかし、光ファイバが格納されている管は、有限の径をもっているため、内視鏡により観察できる範囲は限られたものとなる。内視鏡の人体内部への挿入には熟練を要し、内視鏡による観察には、正常の臓器を傷付けてしまうなど、いくつかの危険も伴う。また、例えば気管支狭窄など、管状臓器が狭窄しているような場合、それ以上内視鏡は進むことはできず、内視鏡によって観察できる場所・方向も限られている。

ところで、対象となる臓器の内視鏡的な画像は、それが仮想化人体上において認識されているのならば、コンピュータグラフィックス技術を用いることによって計算機により簡単に生成することができよう。またこの場合、始点位置を臓器内部で連続的に変化させ、それに応じた内視鏡像を計算機で生成することも可能である。もしも、ユーザが対話的に計算機を操作し、これに応じた内視鏡画像の動画を生成することができるならば、これは計算機による一種の内視鏡シミュレーションとみなすことができよう。そこで、ここではこのシミュレーションシステムを、“仮想化内視鏡システム (Virtualized Endoscope System; VES)”と呼ぶ。このシステムは、ユーザに対し仮想人体の探索を行うことを可能とし、実際の内視鏡システムと比較して、(1) 実際の内視鏡では観察不可能な場所の観察が可能、(2) 実際の内視鏡では不可能な臓器に関する定量的な計測が仮想化内視鏡像上で可能、(3) 3次元ボリュームデータを撮影するのみで、患者に苦痛を与えることなく何度でも観察可能、(4) 時間制約にとらわれない観察が可能、といった特徴を持つ。このシステムは、3次元画像が得られさえすれば、基本的に人体のどの部位にでも適用可能であり、実際の観察器具が容易に入り込むことのできないような場所でも観察可能である。

例えば、血管内部の観察のために血管内視鏡が開発されているが、その方法は、観察部位においてバルーンを膨らませることにより血流を止め、その部位を生理的食塩水で置き換えるという非常に侵襲的なものである。また、血流を止めることのできない血管の観察は基本的にできない。そこで、もし上記の仮想化内視鏡システムを血管に適用できれば、対象とする血管をCTもしくはMRIによって撮影するのみで、血管の内部の形状を知ることができ、狭窄や動脈瘤の様子を血管内部にあたかも入り込んだかのような状態で観察・診断することが可能となる。また、例えば動脈瘤の位置を血管の内部に入り込んで測定できるので、その結果を血管手術の術前計画に役立てる

ことも可能である。現在、臨床の場で用いられている対象臓器の観察手法は、スライス単位での原画像の直接観察あるいは、対象臓器の外形観察に限られてきており、対象臓器の内部に入り込んで観察する手法は全く用いられていない(ただし、3次元像の表示面に切り口が現れている器官は、そこが見通せる範囲の内部は観察できる [Omatsu94])。)

これまでに、内視鏡的画像を生成する2,3のシステムが報告されているが[Vining94, Geiger95, RSNA95], 本章で示すシステム以外に、リアルタイムで画像を生成するシステムの報告はない[Mori94-2, Mori95, Mori96, Anno96]。これは、これらの研究の多くは“Volume Rendering”と呼ばれる [Drebin88, Levoy88], 計算時間のかかる手法を描画に用いているためである。これに対し、我々のシステムでは、グラフィックスハードウェアにより高速に描画可能なポリゴンモデルを利用することで、リアルタイムでの描画を可能としている。また、対話的操作による画像観察、対象臓器に対する自動セグメンテーション機能、あるいは、特徴量計測機能を持ったシステムの報告も、現在のところない。文献[Kawada94]に示されたシステムでは、血管に関する測定を行う機能を持っているが、内視鏡的な観察を行いながら測定する機能は持っていない。

以上のような背景から、本章では、仮想化内視鏡システム(Virtualized Endoscope System)について述べる。上記の他のシステムと比較し、本システムは、(a) 対話的操作によるリアルタイムでの仮想化内視鏡像の生成、(b) 任意の場所・任意の方向に視線位置および視線方向を設定できるため、対象臓器の内部・外部の区別なく探索を行うことが可能、(c) 画像上において対話的に特徴量の定量的計測が可能、(d) 対象臓器の自動認識が可能、といった特徴を持つ。

以下、最初に、対話的に仮想化人体内部を探索するシステムにおいて必要とされる基本的考え方、およびその処理モジュールについて説明した後、この考え方に基づいて実現した仮想化内視鏡シミュレーションシステムを紹介する。次にこのシステムを実際の医用3次元画像に適用し、評価を行った結果について述べ、最後に、様々な視点から仮想化内視鏡システムに対して考察を加える。

6.2 仮想化人体探索システムのための基本的処理モジュール

この節では、簡単にVESにおいて実現されなければならない基本的な機能について述べる。

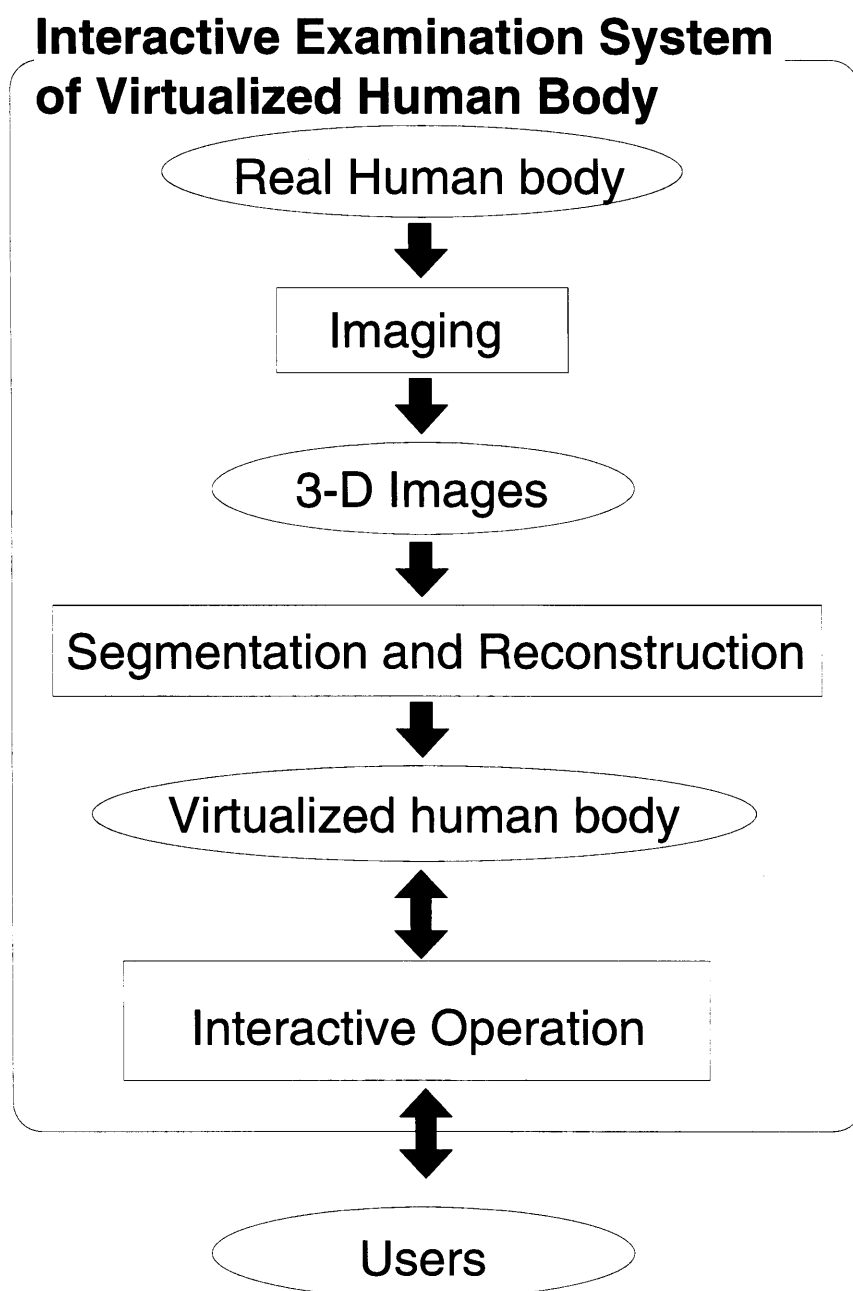


Fig. 6.1 General framework of interactive examination system of virtualized human body

(1) イメージングモジュール (Imaging Module)

対象となる臓器の3次元ボリューム情報をCTスキャナ, MRIスキャナ等により得る。正確な観察のため画像はできる限り高い精度で撮影されることが望ましい

(2) セグメンテーションモジュール (Segmentation Module)

対象となる臓器あるいは関心領域が, 3次元ボリューム画像から何らかの方法により自動的に抽出される。一般的に100枚程度の画像(スライス)が入力されるため, 手入力により対象臓器を抽出することは困難であり, ここを自動化しておくことは重要である。

(3) 対話的操作モジュール (Interactive Operation Module)

このモジュールはVESのメインモジュールであり, ユーザに対して仮想人体の対話的な探索法を提供する。このモジュールを用いた典型的な対話操作は以下ようになる: 仮想化人体の内部像が表示され, ユーザはこの画像を基に, 観察位置・観察方向の変更, 例えば視線方向に前進といった指示を, システムに対して行う。これらの指示に応じた計算機からの応答は直ちに画面上に表示される。さらに, この表示結果を基にユーザは更に指示を行う。この対話操作を実現するため, この操作モジュールは次のような機能を持つ。

表示(Display): 仮想化人体はこの機能を用いることにより描画される。描画の際, 視点位置は対象臓器の内部・外部どちらにも自由に置くことができる。外形像(対象臓器を外から観察した画像), 内形像(対象臓器をその内部から観察している画像)両方を含むmultiple view機能を用意した方が望ましい。これはどちらか一方の画像のみでは, 臓器の形状を把握することは困難なためである。

視点位置・視線方向が変化した場合, それに対応する描画は, リアルタイムで行われることが望ましい。ステレオ視等による臓器内部への没入感向上も必要である。

計測 (Measurement): 臓器の形状特徴の計測が画面上で行われる機能である。例えば, 気管支の計測の場合, 気管支の枝の分岐角度, 分岐の長さ, 気管支壁に沿った長さなど, 定量的な診断に重要である。

操作 (Manipulation): 対話的に対象となる臓器を操作・変形することのできる機能も必要である。この機能は, 例えば気管支形成術等の手術シミュレーションに役立つ。

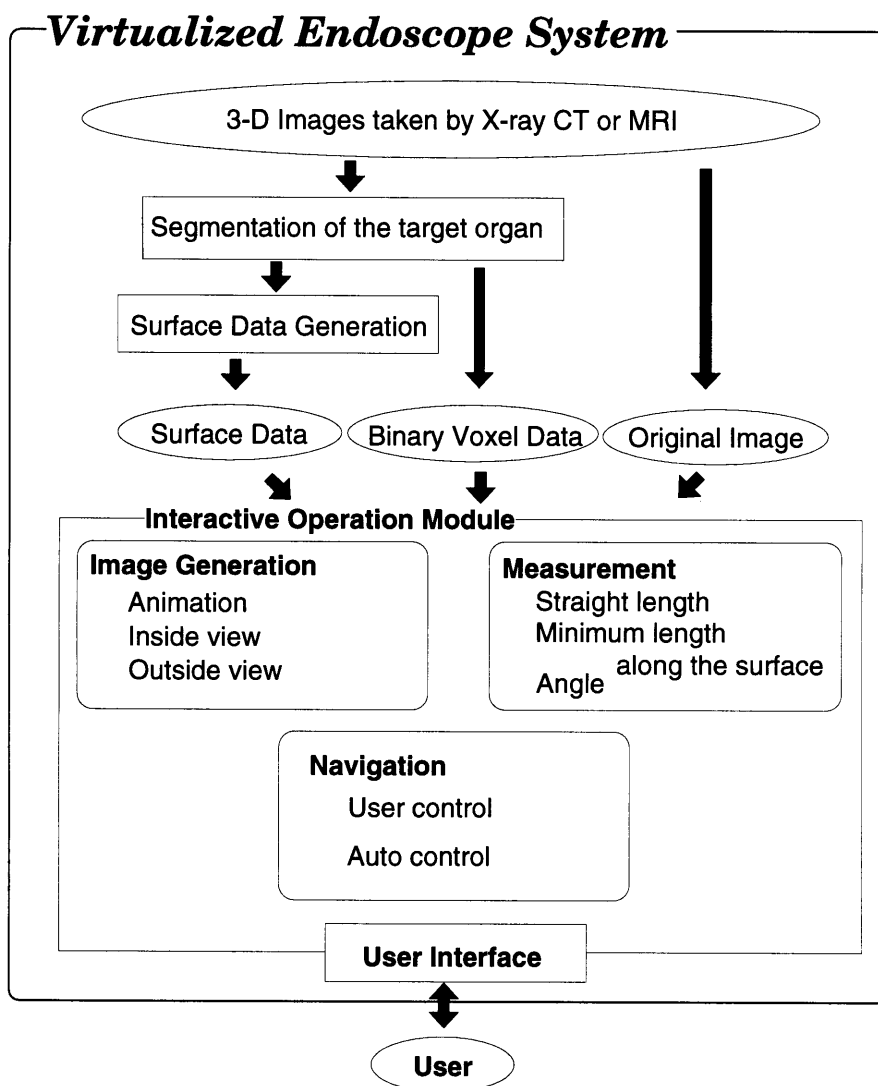


Fig. 6.2 Outline of Virtualized Endoscope System (VES)

6.3 VESの実現

6.3.1 システムの全体像

上記で述べた考察に基づきVESの開発を行った。システムの全体構成をFig.6.2に示す。ここでは、システムの詳細を述べる。

6.3.2 3次元画像の取得

X線CT装置あるいはMRIスキャナを用い、人体の3次元画像を取得しボクセルデータとして記録する。より現実感のある観察を行うには、ここで撮影される画像はできる限り高い解像度で撮影されることが望ましい（例えば、再構成間隔およびX線ビーム幅をできる限り小さくする）。この3次元画像はネットワークあるいは記録メディアを介して、イメージング装置から計算機に転送される。

6.3.3 前処理部

(1) セグメンテーション 3次元イメージング装置により撮影された画像は、人体の情報を画素の濃度値で表したボリューム画像であるので、それぞれの対象臓器（例えば、気管支、血管、腸、胃）は、3次元画像から自動的に抽出されることが望ましい。切り出し（セグメンテーション）の結果は2値画像（“0”画素が臓器外、あるいは背景画素を表し、“1”画素が臓器内を表す）として記録される。

もしも対象となる臓器の形状が複雑な場合、臓器の濃度値は非常に広範囲にわたり、しきい値処理のような単純なセグメンテーション処理法では、抽出が不可能となるため、セグメンテーションは非常に複雑なものになる。特に、病変部のような領域は、専門医にマークしてもらう必要がある。そうでなくても医師が特定の範囲のみを見たいという場合は必ず生じる。そのために手入力による修正機能も用意する。

対象となる臓器が、気管支のような比較的単純な形を持つ場合、3次元領域拡張法を用いることにより、自動的に抽出することが可能である。気管支領域の自動抽出に関しては第5章を参照のこと。

(2) 面データの生成 コンピュータグラフィックスの技術を用い、仮想化人体を表示するための面データを作成する。比較的質の高い面データ（三角形ポリゴンデータ）を生成することのできる Marching Cubes 法[Lorensen87]を用いることにより、ボクセル2値画像を三角形面データに変換する。Marching Cubes 法で生成される面データの頂

点位置は、本来領域内画素と領域外画素の間であるが、ここでは面データの形状に濃度値情報を反映させるため、領域抽出に用いられたしきい値に対応する位置を、両画素の間を線形補間することにより求める。

6.3.4 対話的操作

対話的操作モジュールはFig. 6.2に示すように3つの主要な機能 - 表示・ナビゲーション・計測 - を持つ。ユーザはグラフィカルユーザインタフェースを介してシステムと対話することが可能である。このモジュールでは、次の3つのデータ -(a)面データ (表示に用いられる), (b) ボクセルデータ (計測および視点経路と臓器壁との衝突判定に用いられる) , および, (c) 原画像 (現在の観察位置が原画像上に重ね合わせて表示される) - が取り扱われる。Fig. 6.3はこのモジュールにおいて、ユーザとの対話に用いられるウィンドウを表示したものであり、Main Window, Sub Window, Slice Image Window, Command Button Window および Status Window 等の複数のウィンドウにより構成される。この図では、仮想化気管支内視鏡シミュレーションを行っている画面を表示しており、3次元胸部CT像から構築された仮想化気管支内視鏡像と気管支の外形像が、それぞれMain Window, Sub Windowに表示されている。

以下、この対話的操作部における各機能について説明する。

(1) ユーザインタフェース ユーザは、グラフィカルユーザインタフェース上において、マウスを用いて様々な指示を行うことで、VESを対話的に操作する。ユーザの指定の種類は大きく次の2つに分けられる。

a. 方向指定 ユーザはウィンドウ上において、マウスにより希望する方向を直接指示することが可能である。この時の方向は、現在の視点位置と投影面上においてマウスにより指定された位置を結ぶ方向である。この方向は現在の投影変換行列から容易に計算される。この指定の方法は主に、視線方向の変更に用いられる。

b. 臓器表面指定 ユーザはウィンドウ上において、臓器表面上をマウスにより直接指定することが可能である(Fig. 6.4)。臓器表面上に指定された点は、上で述べた方向と臓器のボクセルデータから計算される。この計算は次のようにして行われる。

まず、視点位置から始まる半直線を考える。この半直線の方向はマウスで指定された方向に等しいものとする。この半直線に沿って視点位置からマウスで指定した方向に動く点Pを考える。点Pの移動につれて、点Pが臓器内部から外部に変化する、あ

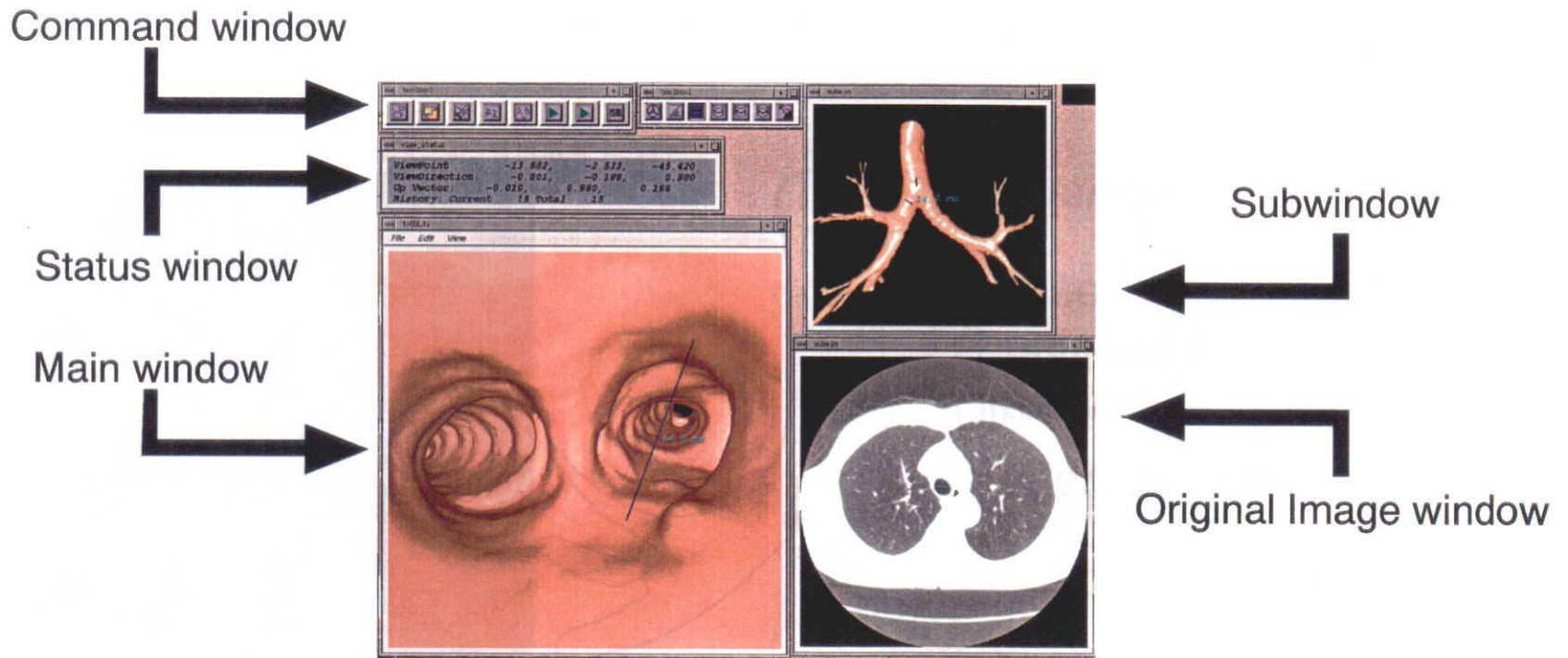


Fig. 6.3 Windows (user interface) of VES

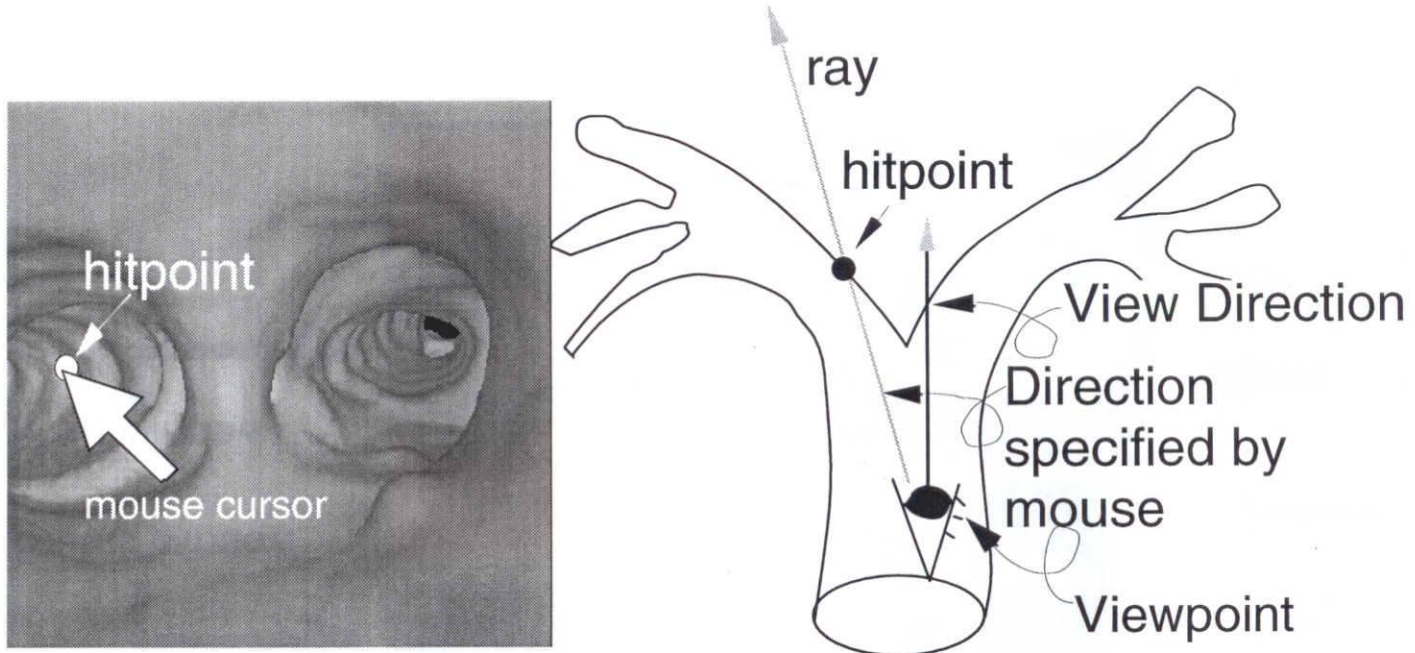


Fig.6.4 Specification of the organ wall

るいは、臓器外部から内部に変化する位置が、ちょうどマウスで指定した臓器表面上の位置となる。この時、点Pが臓器内部の点であるか、あるいは、外部の点であるかは、ボクセル画像を参照することにより、容易に求めることができる。もしも指定が、内形像上で行われた場合、一点が求められることになる（内部から外部）。指定が外形像上で行われた場合には、特別な条件を除き、2点が決定されることになる（外部から内部、および、外部から内部）。後者の入力方法は主に計測点の指定に用いられる。

(2) 描画 ユーザによって対話的に指定された描画パラメータ（視点位置、視線方向）に基づいて、2種類の画像、外形像および内形像が描画される。内形像は、ちょうど内視鏡のシミュレーション画像に等しい。内形像・外形像の2種類の画像により、ユーザは臓器の形状を把握することが容易となる。内形像及び外形像はそれぞれの特徴をもっており、外形像では、臓器全体の形状を把握することが容易である。一方、内形像では、臓器壁面の凹凸や腫瘍の形状の把握が容易である。これらの2つの画像により、対象とする臓器の形状、あるいは病変部の状態を容易に把握することが可能となる。

実際の内視鏡画像に相当する内形像は、視点位置を臓器内部に設定し、投影変換として透視変換法を用いることにより描画される。ここでの描画は、一般的なコンピュータグラフィックス技術により行われている。臓器は多数の三角形ポリゴンの集合として表現され、陰影付け法としてグーローシェーディングを、また光源モデルとして、スポットライト光源モデルが用いられる。

外形像の描画においても、三角形ポリゴンモデル、グーローシェーディングといった内形像と同じ描画法が用いられる。ユーザは描画されている臓器を、マウス操作により、自由に回転・拡大・縮小可能である。また、内形像と外形像は、それぞれMain Window(大きな画面)およびSubwindow(小さな画面)のどちらかに表示され、お互いを切り替えることも可能である。これらのWindowには、その大きさの他には機能的には相違がない。

ここでは、三角形ポリゴンを高速に表示可能なグラフィックスハードウェアを利用することにより、ほぼリアルタイムで描画される。

(3) ナビゲーション機能 ユーザは、対話的に視点位置や視線方向を変更することによって、臓器内部を自由に移動しながら、その状態を観察したり、臓器の外形像を自

由に回転させながら臓器の状態を観察することができる。

a. 視線方向の変更 内形像上において、観察したい方向をマウスにより指定することにより、その方向に現在の視線方向が変更され、直ちに描画される。また現在の視線方向から180度反対方向への視線方向変更は、ボタン操作により直接指定できる(Fig.6.5)。

b. 視点位置の変更 内部像上において、マウスボタンを操作することにより、マウスカーソルで指定されている方向へ、前進、後退を行うことができる。結果は直ちにグラフィックスハードウェアにより描画される。

c. 視点位置の直接指定 ユーザは外形像上において観察したい部位を直接マウスにより指定することにより、内形像における視点位置を、直接任意に設定できる。上述したように、外形像上において観察したい点を指定すると、前項のように、臓器表面上の2点が求まることになる。新しい視点位置は、この2点の中央に設定され、視線方向はそのまま、新しい視点位置に対応する内形像が直ちに描画される。この機能により、対象とする臓器のあらゆる場所に、直接移動することが可能となる。もしも、ユーザが内形像において観察中、現在の場所が分からなくなった場合、この機能により最初の観察位置に、直接ジャンプすることが可能となる(Fig. 6.5)。

d. 自動ナビゲーション機能 本システムでは、臓器内部を自動的にナビゲーションする機能も用意されている。外形像上において2点(始点と終点)を指定すると、その間を臓器の3次元細線化処理[Saito95, Saito96]によって求められた芯線に沿った経路が作成され、この経路に沿って自動的にナビゲーションすることができる(Fig. 6.6)。

(4) 計測機能 種々の計測をリアルタイムで行えることは、本システムの大きな特徴の一つである。この計測は実際の内視鏡で行うことは不可能である。ここでは角度、2点間の直線距離、および2点間の臓器壁面上に沿った最短距離の3種類が測定できる(Fig. 6.7, Table 6.1)。ユーザが画面上において測定点を直接指定すると、システムは測定結果をリアルタイムで画面に描画する。測定点の指定は、内部像・外部像のどちらでも可能であり、複数の測定点指定の際、一つの点を内部像上で指定し、他方の点を外部像上で指定することも可能である。

a. 角度 画面上で、臓器壁面上の3点を指定することにより、この3点のなす角度が、直ちに計算される。結果は画面上に数値で示されると同時に、測定点を結んだ直線も

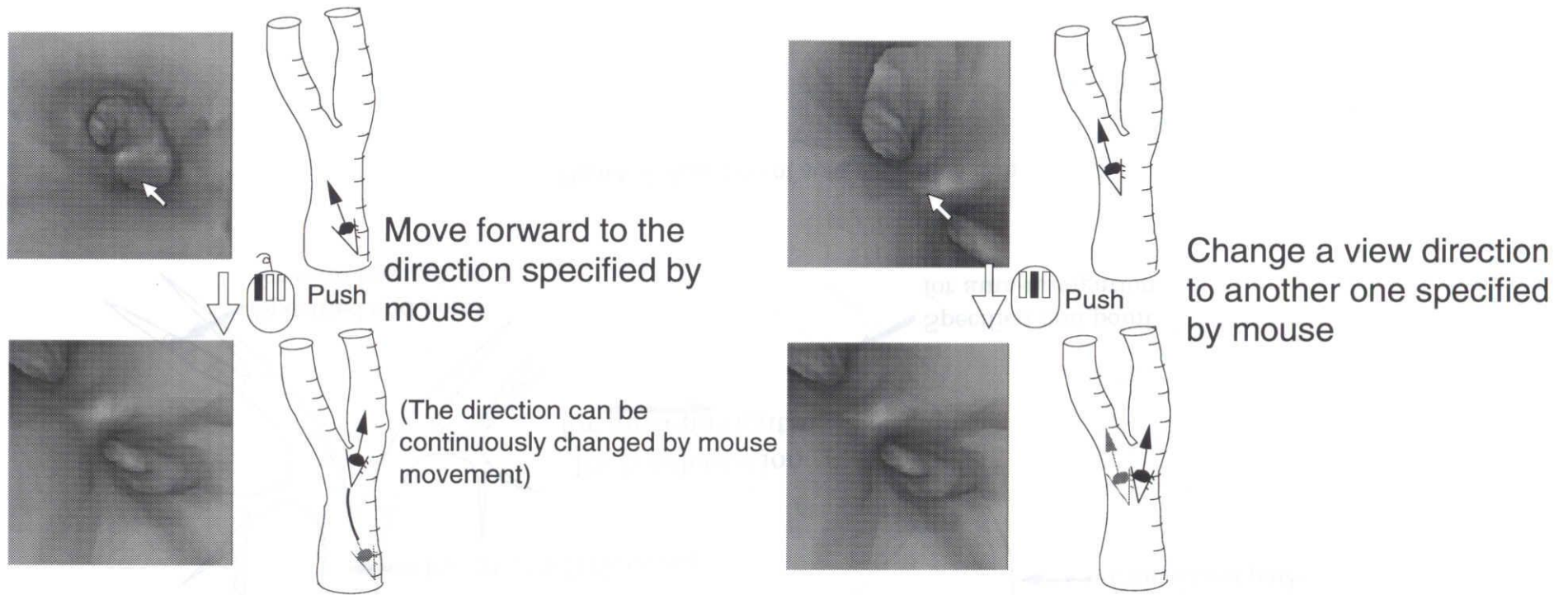


Fig.6.5 Change of the viewpoint and the view direction

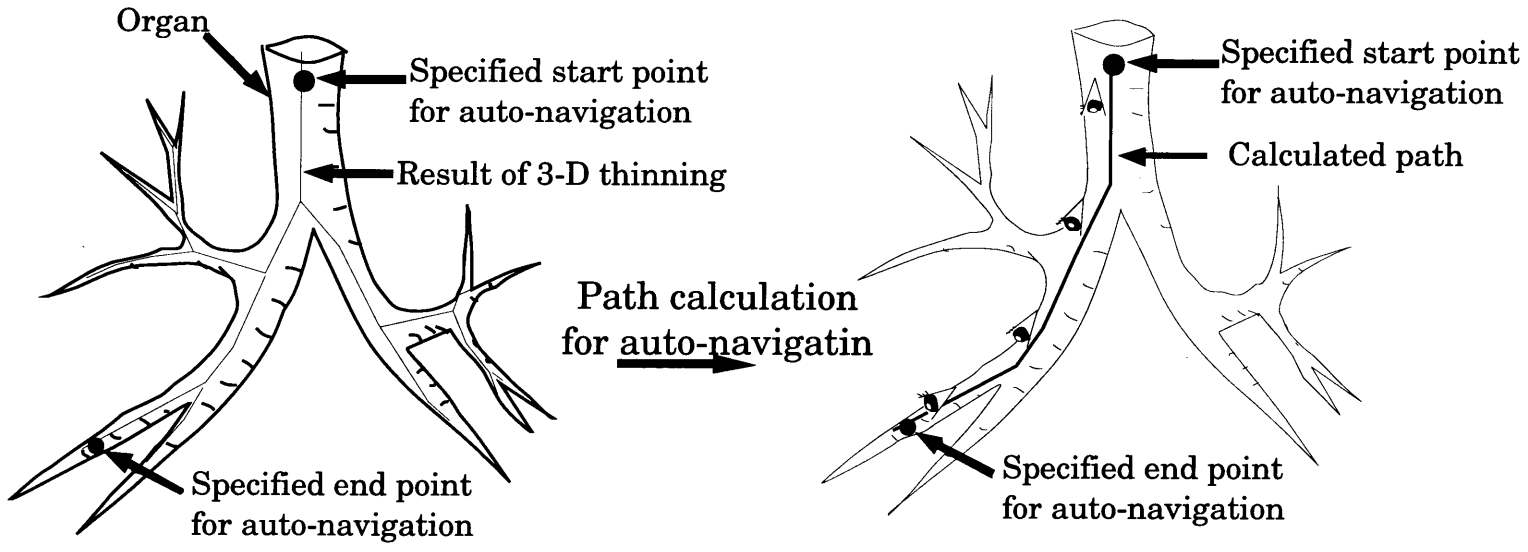


Fig.6.6 Calculation of auto-navigation path

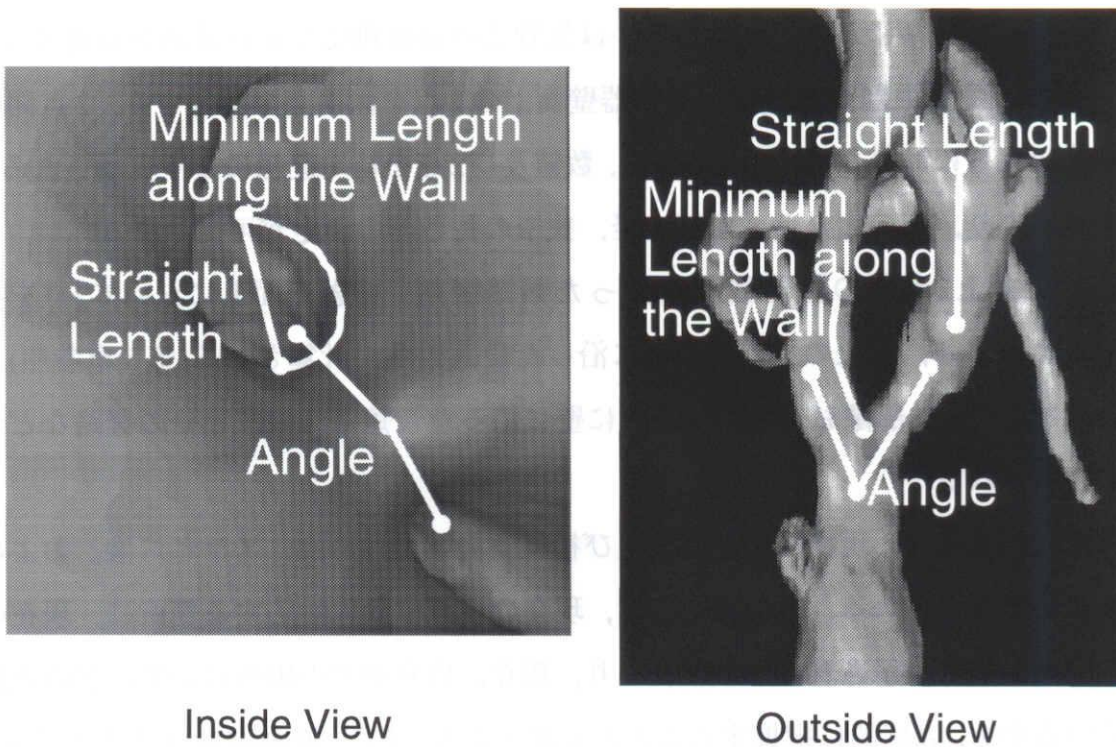


Fig.6.7 Available measuring operations in VES

Table 6.1 Measuring operations in VES

Type	Measurement	Specification of measurement points	Display of measurement results
Angle	•Angle by three points	•Specify three points on the vessel wall	•Numerical output •Lines connecting three points
Length	•Straight length between two points	•Specify two points on the vessel wall	•Numerical output •Lines connecting two points
Length	• Minimum length between two points along the vessel wall	• Specify two points on the vessel wall	• Numerical output (both straight length and minimum surface distance) • Minimal path

表示される。これにより、血管あるいは気管支の分岐角度などの計測が可能となる。

b. 2点間の直線距離 測定すべき臓器壁面上の2点を画面上で指定する。2点間の直線距離が直ちに計算され、計測結果が、数値及び2点を結ぶ直線により表示される。この機能により、瘤の大きさ、血管の径、狭窄の長さ等の測定が可能となる。

c. 臓器壁面上2点間の臓器壁面に沿った最短距離 臓器壁面上において2点を指定することにより、壁上の2点間の壁に沿った最短距離が計算される(第8章参照)。計測結果として、外部像および内部像上に壁に沿った最短距離の値とその経路などが直ちに表示される。

(5) 観察情報表示 現在の視点位置及び視線方向が、外形像、スライス像、および座標値として表示される。外形像上には、現在の視点位置に対応する箇所には、現在の観察方向が矢印で表示される。これにより、現在、自分がどの場所において、どの方向を見ているかを、直感的に把握することが可能となる。また、原画像スライス上にも、視点位置がマーカで示される。これらのマーカは、視点位置の移動に同期して移動する。さらに視線位置・視点方向は数値でも示される。

(6) その他の機能 ここではVESにおいて提供される、観察に有用な機能について説明する。

a. 観察記録 ユーザの一連の観察操作が、観察履歴として、すべて自動的に記録される。履歴呼び出し機能を用いることにより、記録された観察操作を、何度でも再生することが可能である。

b. 臓器壁面付近の濃度値の表示 例えば、臓器壁面付近に病変が存在する場合、原画像での壁付近における濃度値は、正常な部位の壁面のそれと比較し、差があると考えられる。例えば、血管に石灰化の病変部が存在する場合、その部位付近におけるCT値は高くなる。そこで、描画する血管壁面上に、その付近に対応する原画像での平均濃度値を、色により提示する機能が用意されている。この機能は壁面の後ろ側にある情報を表示することができるため、Sublayer Information Mapping と呼ぶ。具体的には、面データを構成する各頂点毎に、その頂点付近における原画像の濃度値の平均値を求め、この値に応じた色で対応する面を着色する(Fig. 6.8)。

c. 臓器壁面との衝突判定 内形像上における臓器壁面と、視点位置経路との衝突判定が可能である。これは、観察の最中、視点が臓器外に出てしまうことを防止する。こ

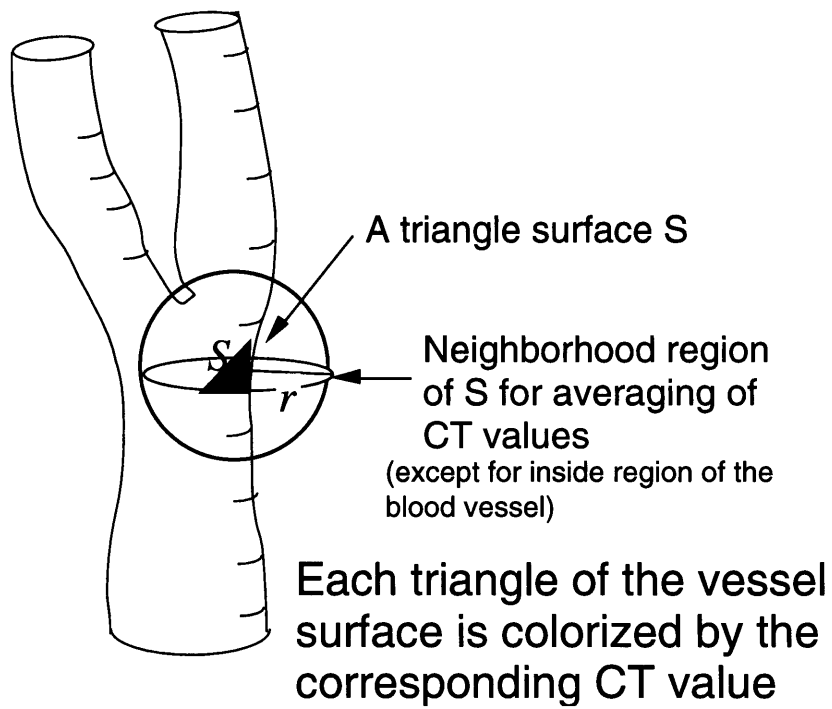


Fig. 6.8 Sublayer information mapping

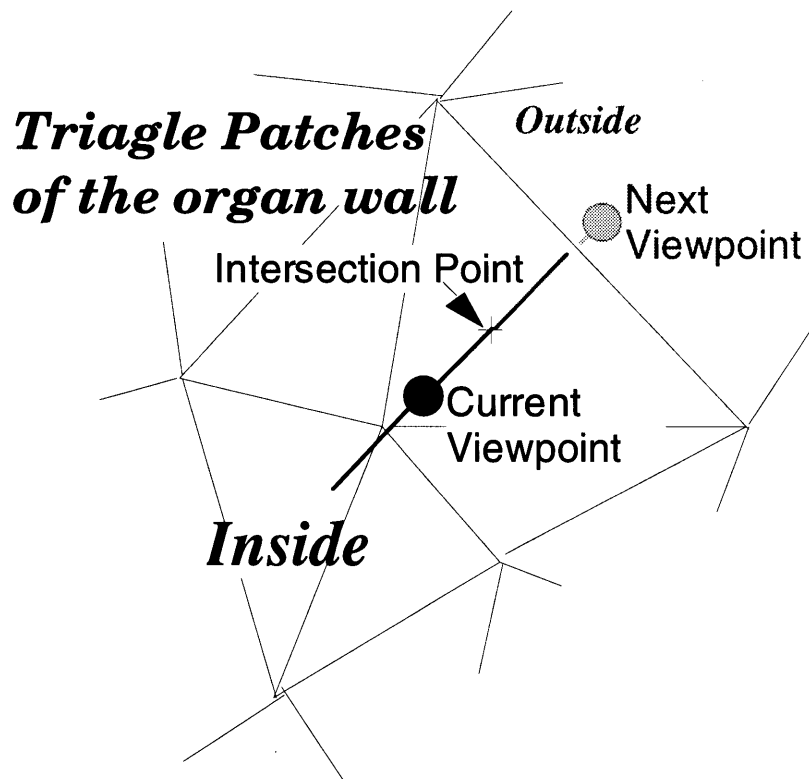


Fig. 6.9 Collision detection with the organ wall

の衝突判定は、視点位置の経路と、すべての三角形パッチとの交点を求めることにより、実現される。もしも、視点位置経路が、一つの三角形パッチと一つの交点を持つとき、衝突が発生したことになる(Fig. 6.9)。しかし、臓器壁面を表す三角形面データは数多く存在すると(例えば、気管支の場合、約70000三角形)、交点計算は非常に時間がかかることになり、システムの応答性を落とす原因となる。この問題を回避するため、交点計算は、視点位置が臓器壁面に近いところのみだけ計算し、その他のところでは計算を行わない。現在の視点位置が、臓器壁面上に近いか否かは、ボクセル画像を参照することで、すぐに求めることができる。もしも、衝突が検出された場合、視点位置は、それ以上前に進むことはできず、警告メッセージ、あるいは警告音が発せられる。

d. 各種機能の選択機能 本システムでは、ユーザに対して様々な情報の提供を可能とする機能を用意している。しかし、これらの機能をすべて利用可能とすると、処理に負担がかかることになり、システムの応答速度の低下をまねく。そこで、観察に必要な機能を、ユーザが選択する仕組みが用意されている。ユーザは、観察に不必要な機能を、自ら取り外すことにより、システムの応答速度を増加させることが可能である。機能の選択は、観察作業中いつでも可能である。

6.4 実験

本章で示したVESを、実際にグラフィックスワークステーション(SGI PowerONYX Reality Engine2)上に実現した。胸部CT像、頭部CT像、胃部CT像の三種類の3次元医用画像に対して本システムを適用し、システムの性能に関して評価を行った。

6.4.1 仮想化気管支内視鏡システム

実際の胸部CT像17例に対して本システムを適用した。これはちょうど、気管支内視鏡のシミュレーションに相当し、VESを気管支に対して適用した場合、仮想化気管支内視鏡システム(Virtualized Bronchous Endoscope System; VBE)と呼ぶこととする。原画像はすべてヘリカルCTによりTable6-2(a)に示す仕様で撮影されたものである。気管支領域は、3次元X線CT像から第5章に述べた方法により、自動的に抽出された。実験の結果をFig. 6.10 (a)-(d)に、また、気管支の径、分岐の長さを計測している様子をFig. 6.10 (e)-(j)に示す。

更に、VBEで生成される画像と、実際の内視鏡画像との比較を行った。結果をFig. 6.10 (k) (l)に示す。

6.4.2 仮想化血管内視鏡システム

実際の前部CT像1例に対しVESを適用し、仮想化血管内視鏡システム(Virtualized Blood Vessel Endoscope; VVE)として、VESの評価を行った。用いた原画像は、Table 6.2(b)に示された仕様でヘリカルCTにより、造影剤を用いて撮影された。Fig. 6.11(a)は、原画像の一部を表示したものである。

本システムを用い、対象となる血管領域領域の切り出しを行っている様子を Fig. 6.11(b)に、切り出された血管領域データを用いて、内視鏡シミュレーションを行っている様子を、Fig. 6.11(c)に示す。

Fig. 6.11(d)-(k)は、狭窄、動脈瘤、および石灰化を持った症例に対して、仮想化血管内視鏡シミュレーションを行った結果である。Fig. 6.11(d)-(g)に示された内形像、および同(h)の外形像から、狭窄、動脈瘤、および石灰化の様子が容易に観察されることが分かる。また血管壁付近の濃度値を表示した例を Fig.6.11 (i)に示す。さらに、狭窄部における血管の径を測定している様子を Fig.6.11 (j)に、頸動脈の分岐部から動脈瘤までの距離を、血管壁上に沿って計測している様子を Fig.6.11 (k)に示す。

6.4.3 仮想化胃内視鏡システム

胃部CT像に対してVESを適用し、仮想化胃内視鏡システム(Virtualized Stomach Endoscope; VSS)の実験を行った。従来、胃がんの診断には、主に、胃X線二重造影像が用いられているが、本システムを用いると、発泡剤を服用し、CT像を撮影することで、胃がんの3次元的な診断が行えることが期待できる。今回用いた原画像は、ヘリカルCTにより撮影されたものであり、その仕様をTable 6.2(c)に示す。この症例は、BorrmanIII型の症例であり、原画像の一例をFig. 6.12(a)に、仮想化胃内視鏡像をFig. 6.12(b)に示す。

6.5 考察

6.5.1 仮想化気管支内視鏡像システムの特徴

本章では仮想化人体を観察する一つの手法として、仮想化内視鏡システムを実現した。このシステムは、技術的には既存のCG技法を組み合わせたものであるが、仮想化され

Table 6.2 Specification of images : (a) Bronchus, (b) Carotid artery and (c) Stomach

(a)

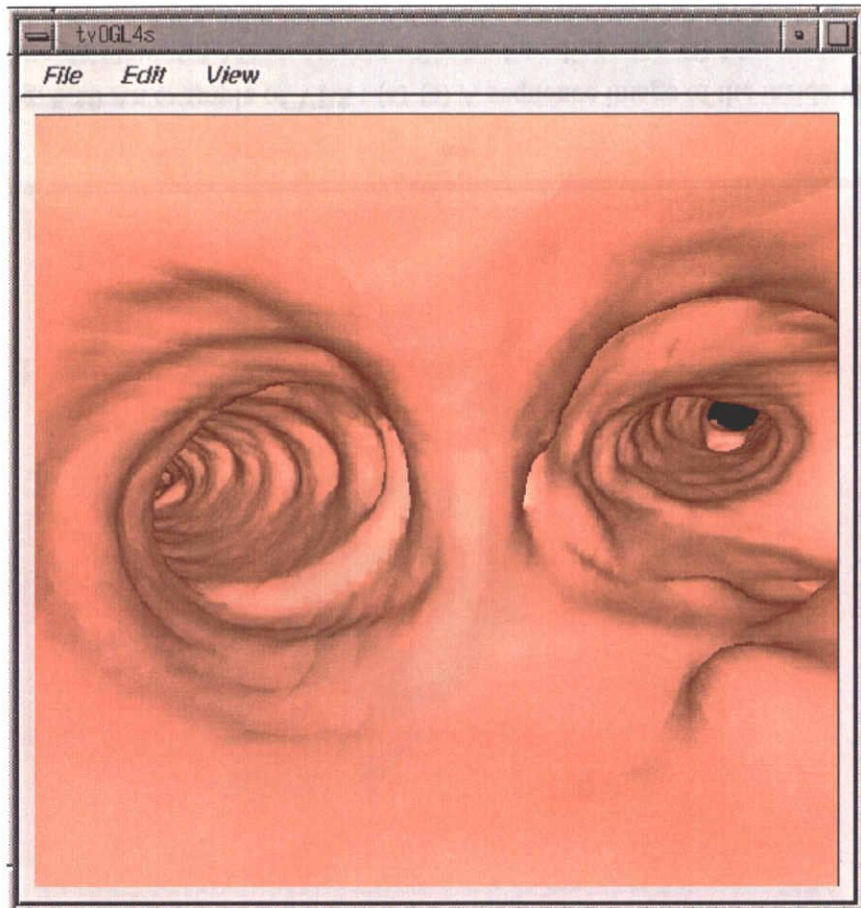
Pixels	Slices	Pixel Size (mm)	Thickness (mm)	Speed (mm/sec)	Recon. Pitch (mm)	Number of cases
512x512	45-115	0.625	2	2	1	7
512x512	183	0.625	5	5	1	1
512x512	79	0.625	5	2.5	1	1
512x512	50-82	0.625	5	5	2	7

(b)

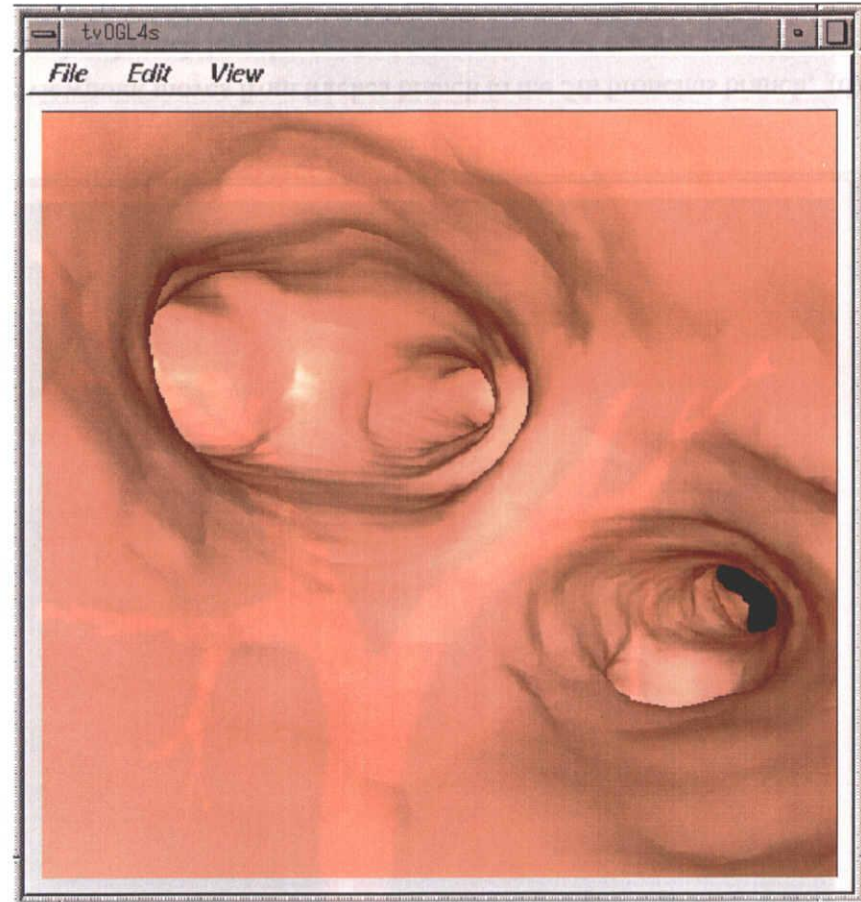
Pixels	Slices	Pixel Size (mm)	Thickness (mm)	Speed (mm/sec)	Recon. Pitch (mm)	Number of cases
512x512	65	0.35	2	2	1	1

(c)

Pixels	Slices	Pixel Size (mm)	Thickness (mm)	Speed (mm/sec)	Recon. Pitch (mm)	Number of cases
512x512	71	0.63	5	5	2	1



(a)



(b)

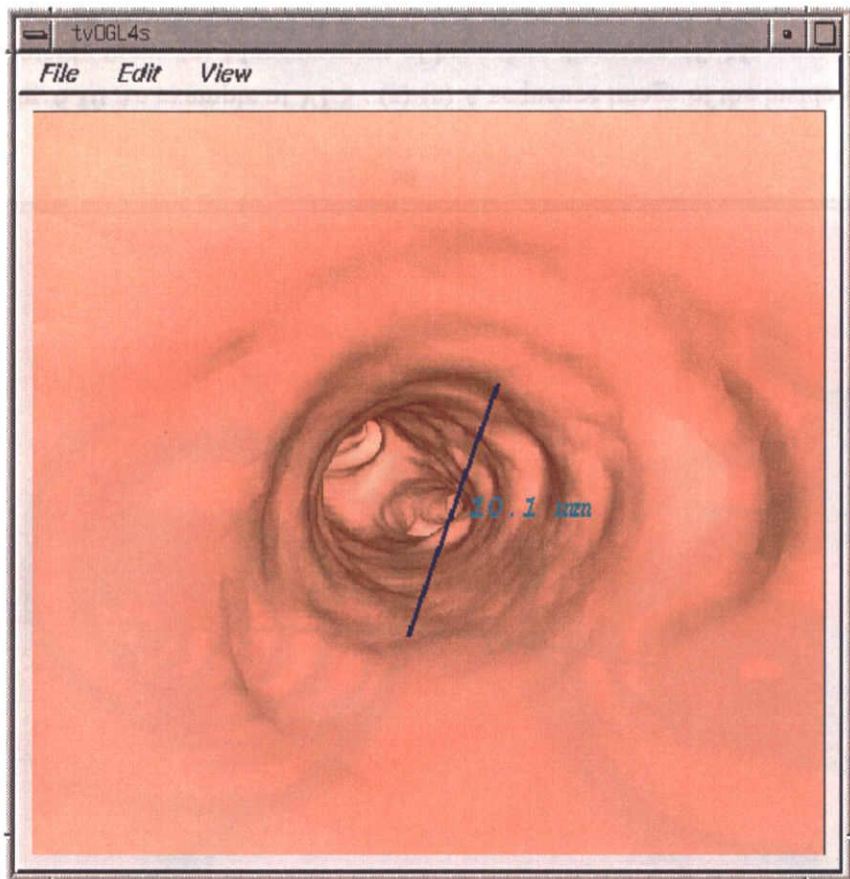
Fig. 6.10 An example of VES : (a)-(c) A sequence image of the inside view. The viewpoint moves from trachea branch to the 5th bronchus branch, (d) Outside view, (e) Measurement of bronchus diameter, (f) Measurement of bronchus branch length, (g)(h) Measurement of trachea branch angle (i)(j) Measurement of minimum length along the surface (k) Real endoscope image (l) Virtualized endoscope image corresponding to (k)



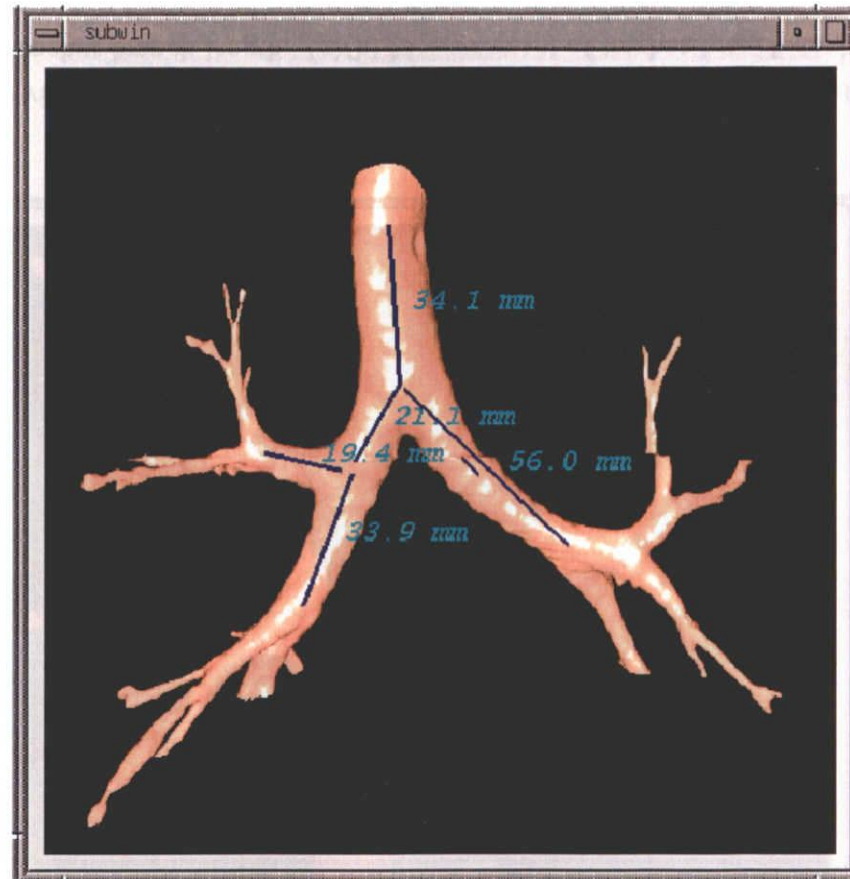
(c)

(d)

Fig. 6.10 An example of VES : (a)-(c) A sequence image of the inside view. The viewpoint moves from trachea branch to the 5th bronchus branch, (d) Outside view, (e) Measurement of bronchus diameter, (f) Measurement of bronchus branch length, (g)(h) Measurement of trachea branch angle (i)(j) Measurement of minimum length along the surface (k) Real endoscope image (l) Virtualized endoscope image corresponding to (k)



(e)



(f)

Fig. 6.10 An example of VES : (a)-(c) A sequence image of the inside view. The viewpoint moves from trachea branch to the 5th bronchus branch, (d) Outside view, (e) Measurement of bronchus diameter, (f) Measurement of bronchus branch length, (g)(h) Measurement of trachea branch angle (i)(j) Measurement of minimum length along the surface (k) Real endoscope image (l) Virtualized endoscope image corresponding to (k)

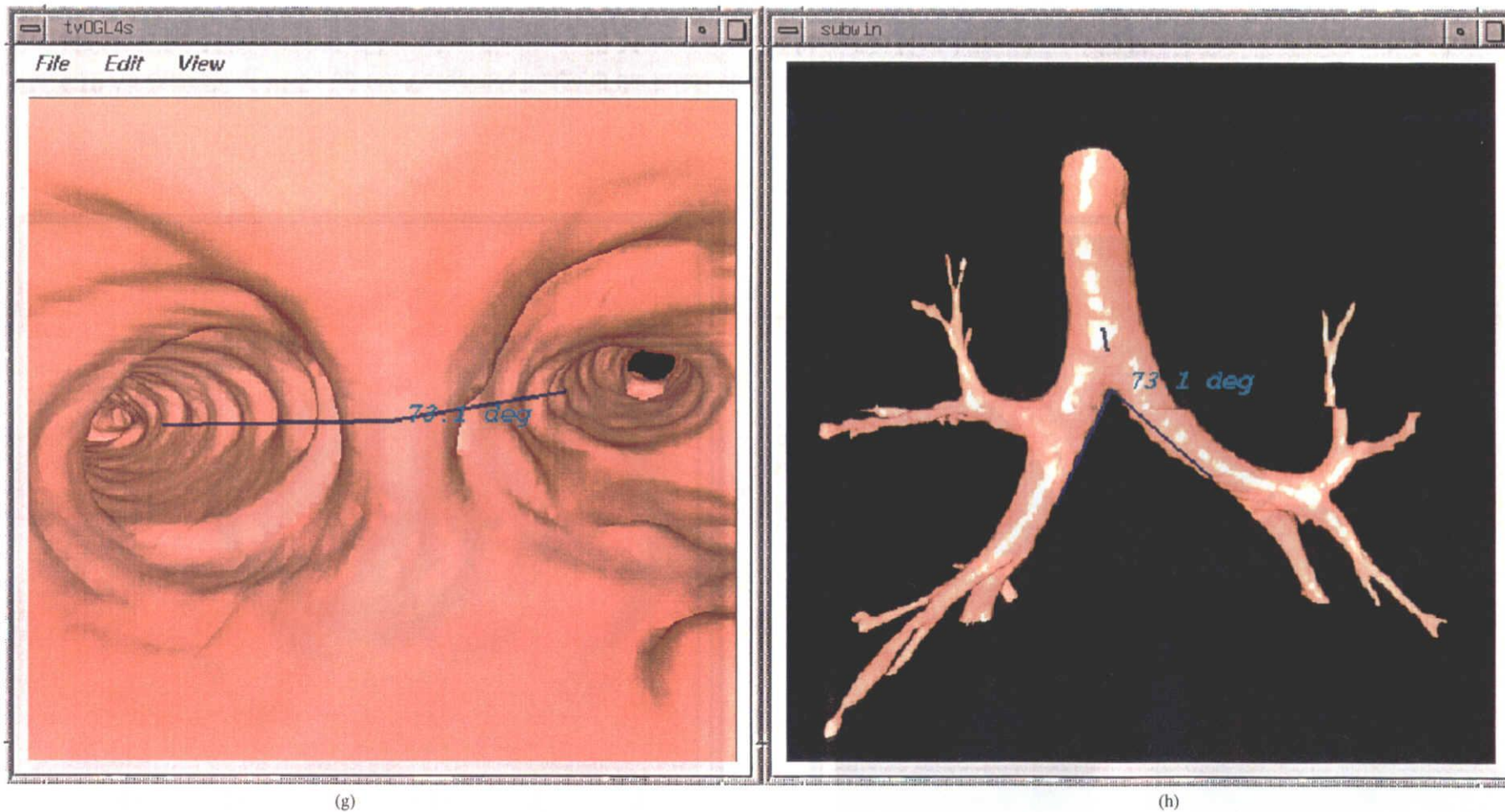
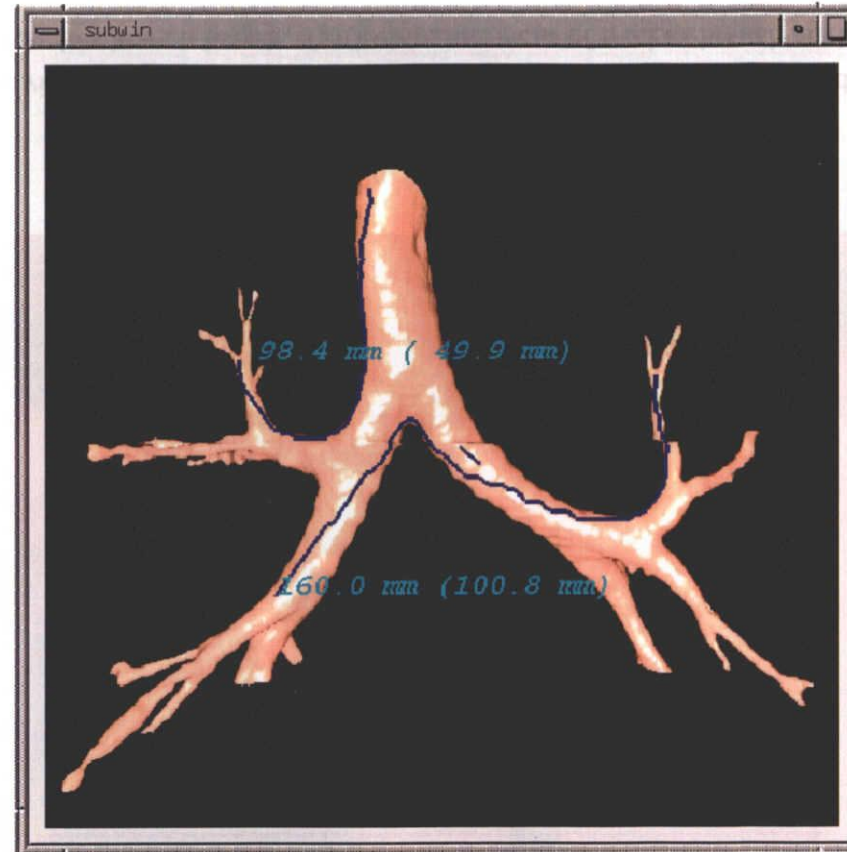


Fig. 6.10 An example of VES : (a)-(c) A sequence image of the inside view. The viewpoint moves from trachea branch to the 5th bronchus branch, (d) Outside view, (e) Measurement of bronchus diameter, (f) Measurement of bronchus branch length, (g)(h) Measurement of trachea branch angle (i)(j) Measurement of minimum length along the surface (k) Real endoscope image (l) Virtualized endoscope image corresponding to (k)

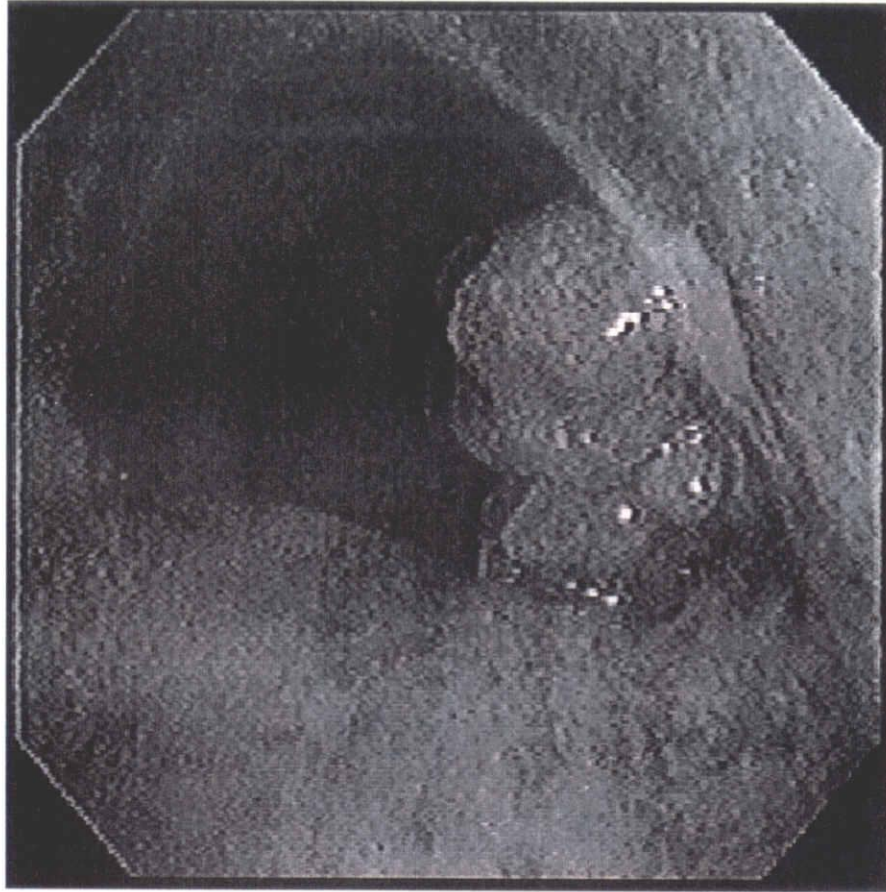


(i)

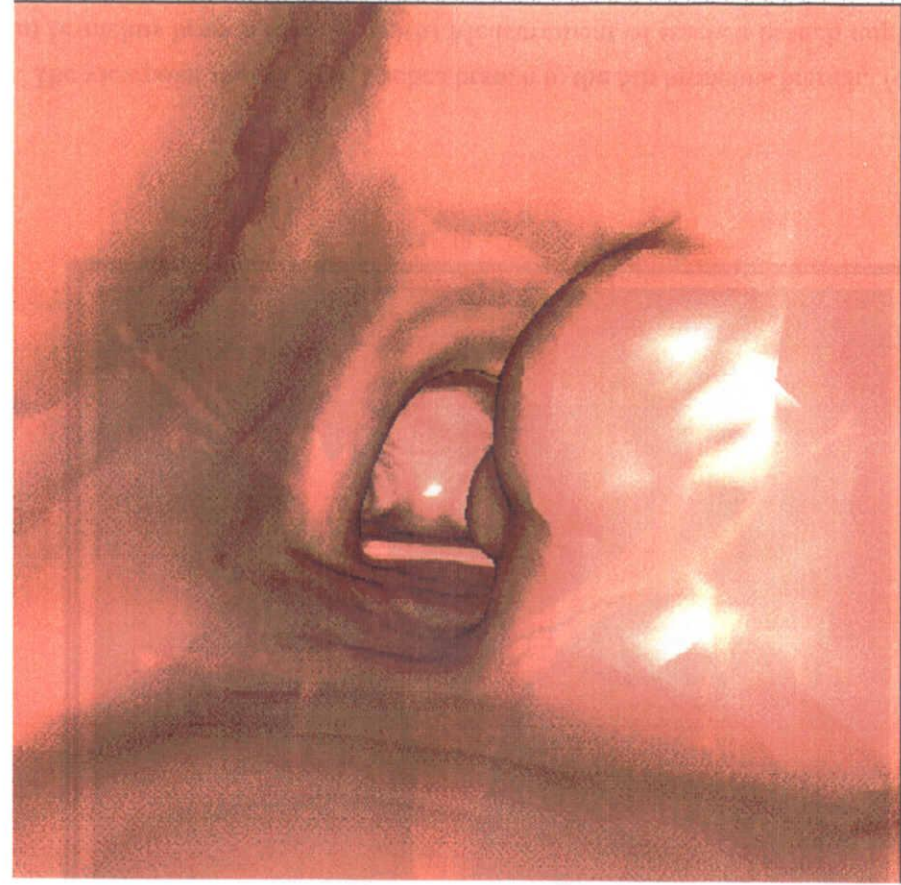


(j)

Fig. 6.10 An example of VES : (a)-(c) A sequence image of the inside view. The viewpoint moves from trachea branch to the 5th bronchus branch, (d) Outside view, (e) Measurement of bronchus diameter, (f) Measurement of bronchus branch length, (g)(h) Measurement of trachea branch angle (i)(j) Measurement of minimum length along the surface (k) Real endoscope image (l) Virtualized endoscope image corresponding to (k)



(k)



(l)

Fig. 6.10 An example of VES : (a)-(c) A sequence image of the inside view. The viewpoint moves from trachea branch to the 5th bronchus branch, (d) Outside view, (e) Measurement of bronchus diameter, (f) Measurement of bronchus branch length, (g)(h) Measurement of trachea branch angle (i)(j) Measurement of minimum length along the surface (k) Real endoscope image (l) Virtualized endoscope image corresponding to (k)

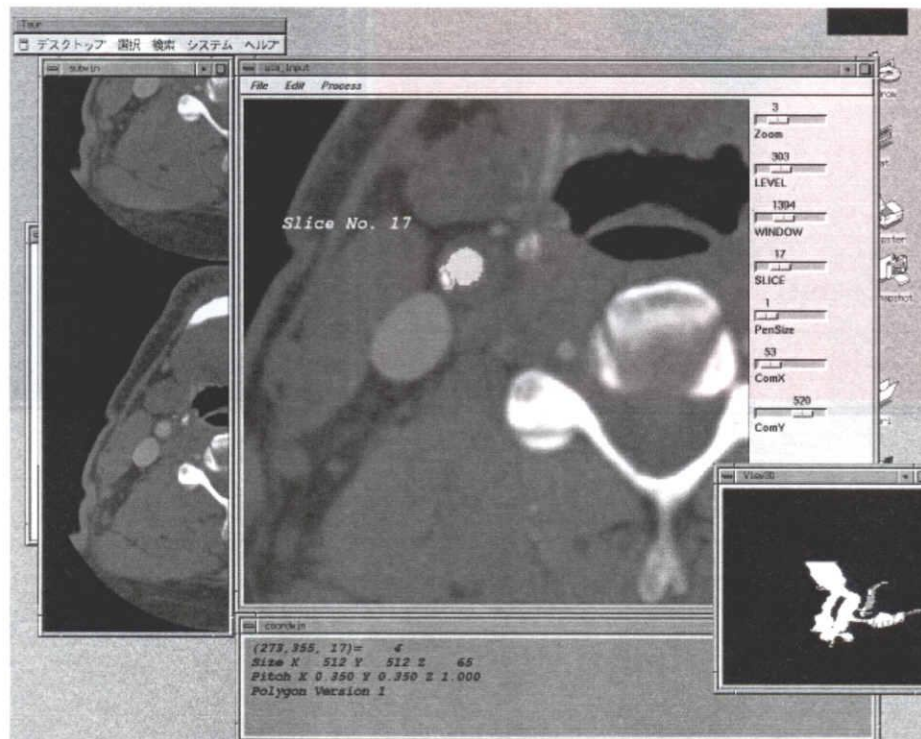
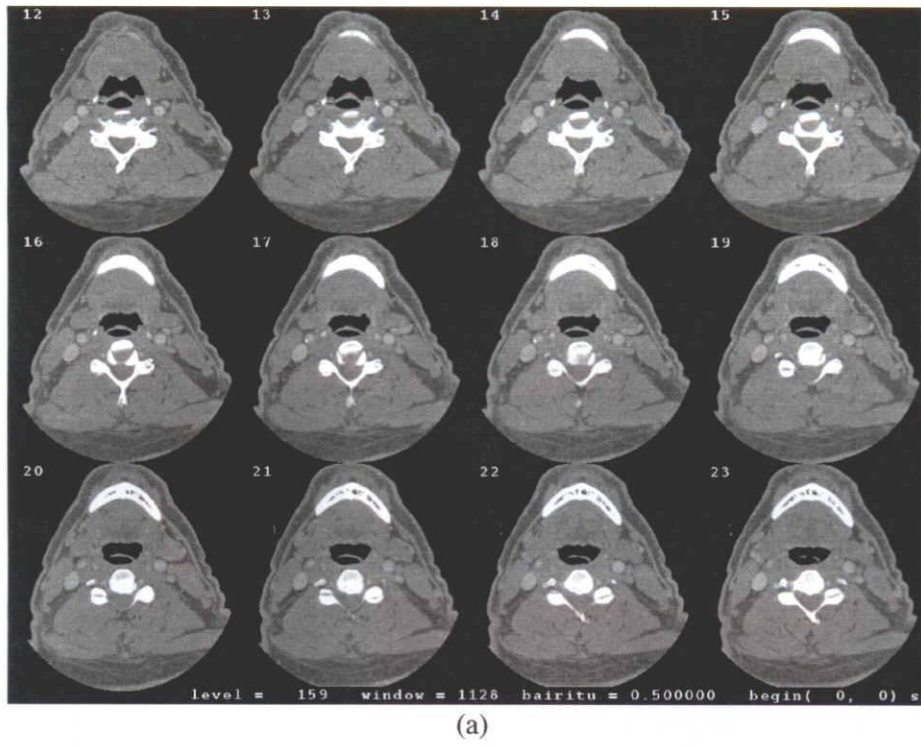
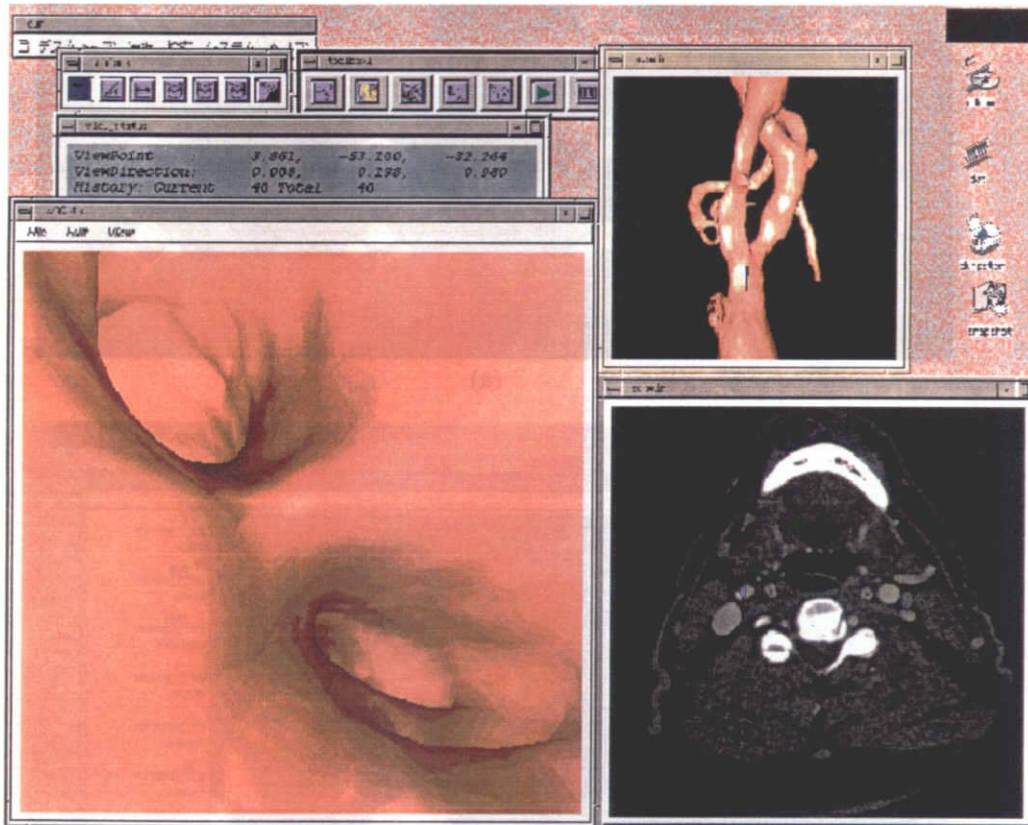


Fig.6.11 Images of VVE . This case is carotid artery. (a) Original images (b) Segmentation tool (c) System overview (d)(e)(f)(g) A sequence images of the inside view from different view-points (h) Outside view (i) Sublayer information mapping (j) Measurement of diameter (k) Measurement of surface distance



(c)

Fig.6.11 Images of VVE . This case is carotid artery. (a) Original images (b) Segmentation tool (c) System overview (d)(e)(f)(g) A sequence images of the inside view from different view-points (h) Outside view (i) Sublayer information mapping (j) Measurement of diameter (k) Measurement of surface distance

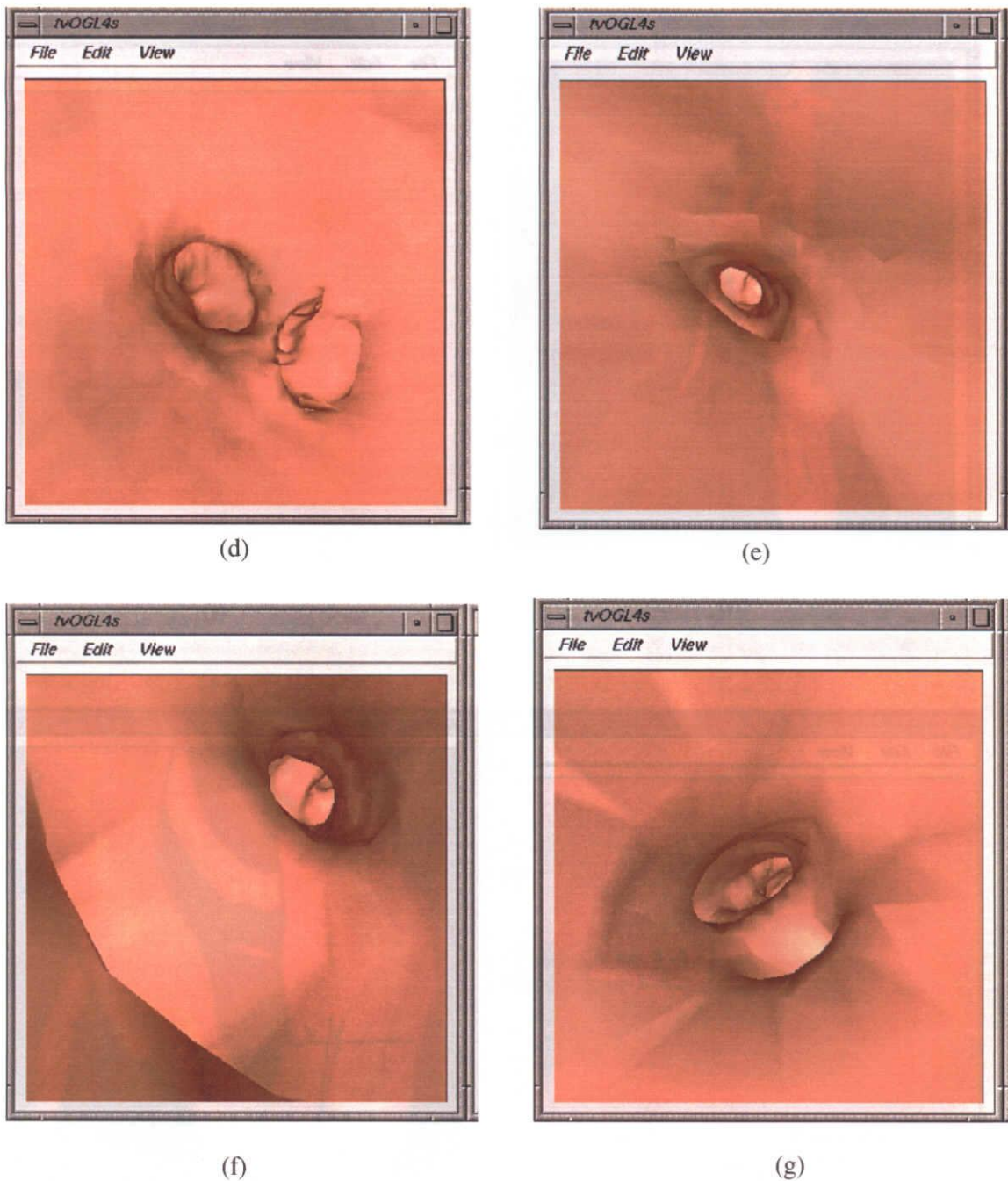


Fig.6.11 Images of VVE . This case is carotid artery. (a) Original images (b) Segmentation tool (c) System overview (d)(e)(f)(g) A sequence images of the inside view from different view-points (h) Outside view (i) Sublayer information mapping (j) Measurement of diameter (k) Measurement of surface distance

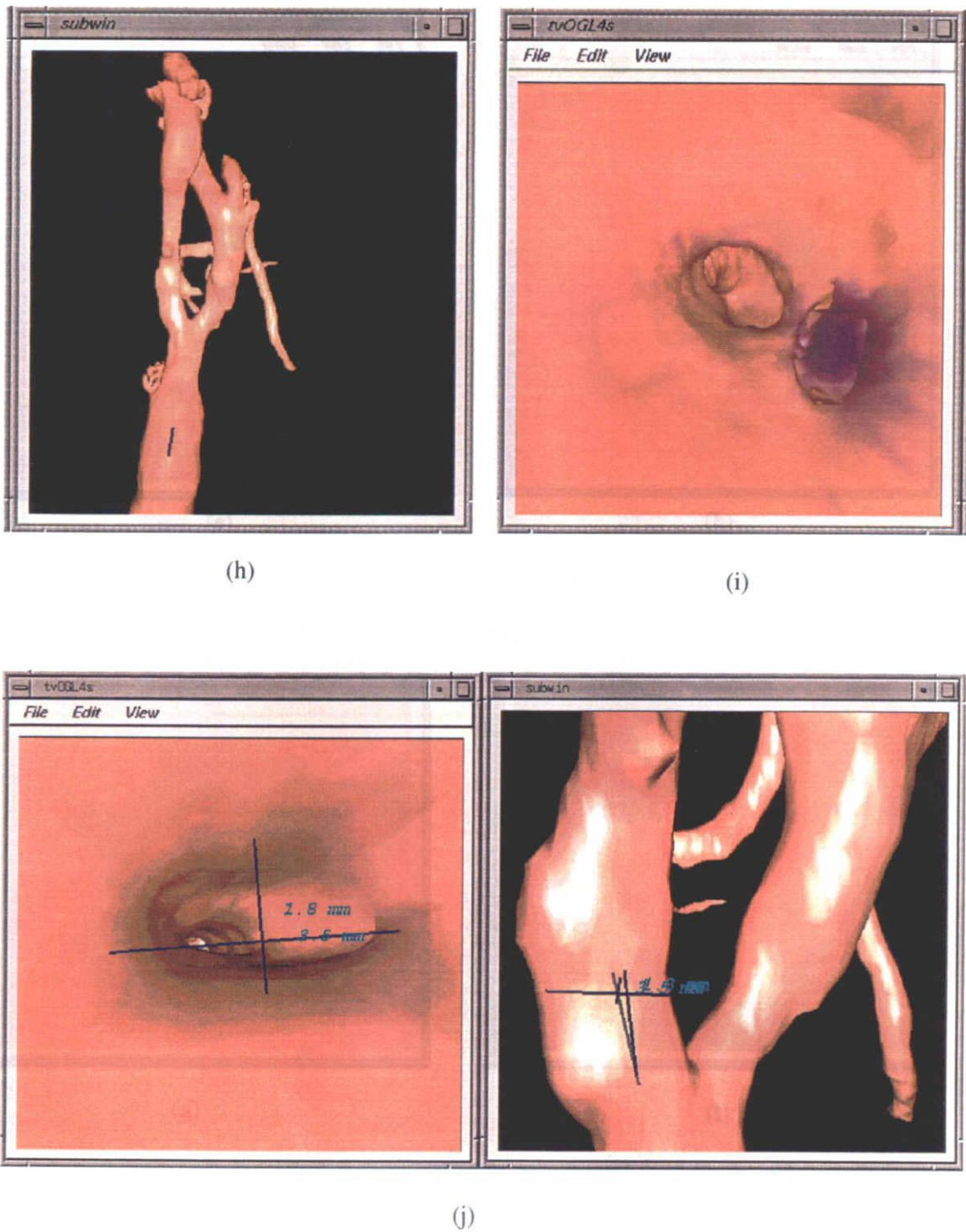
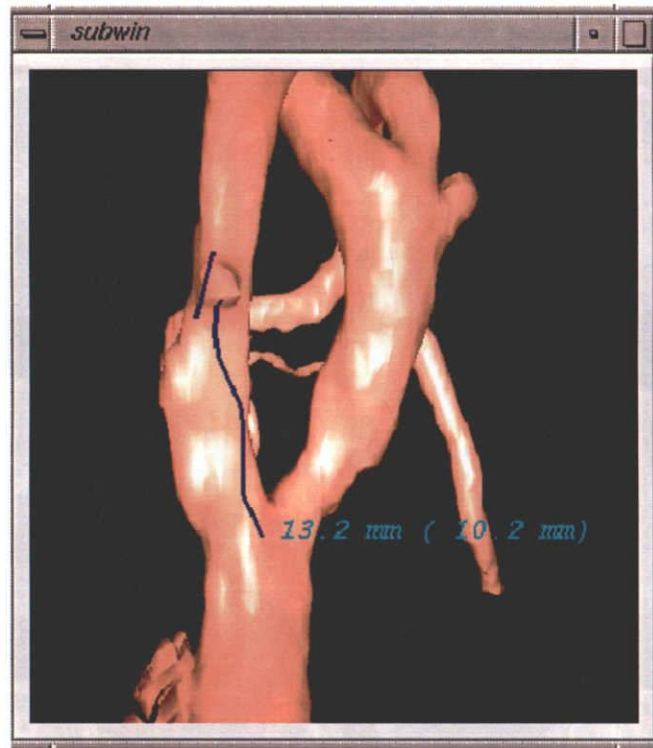
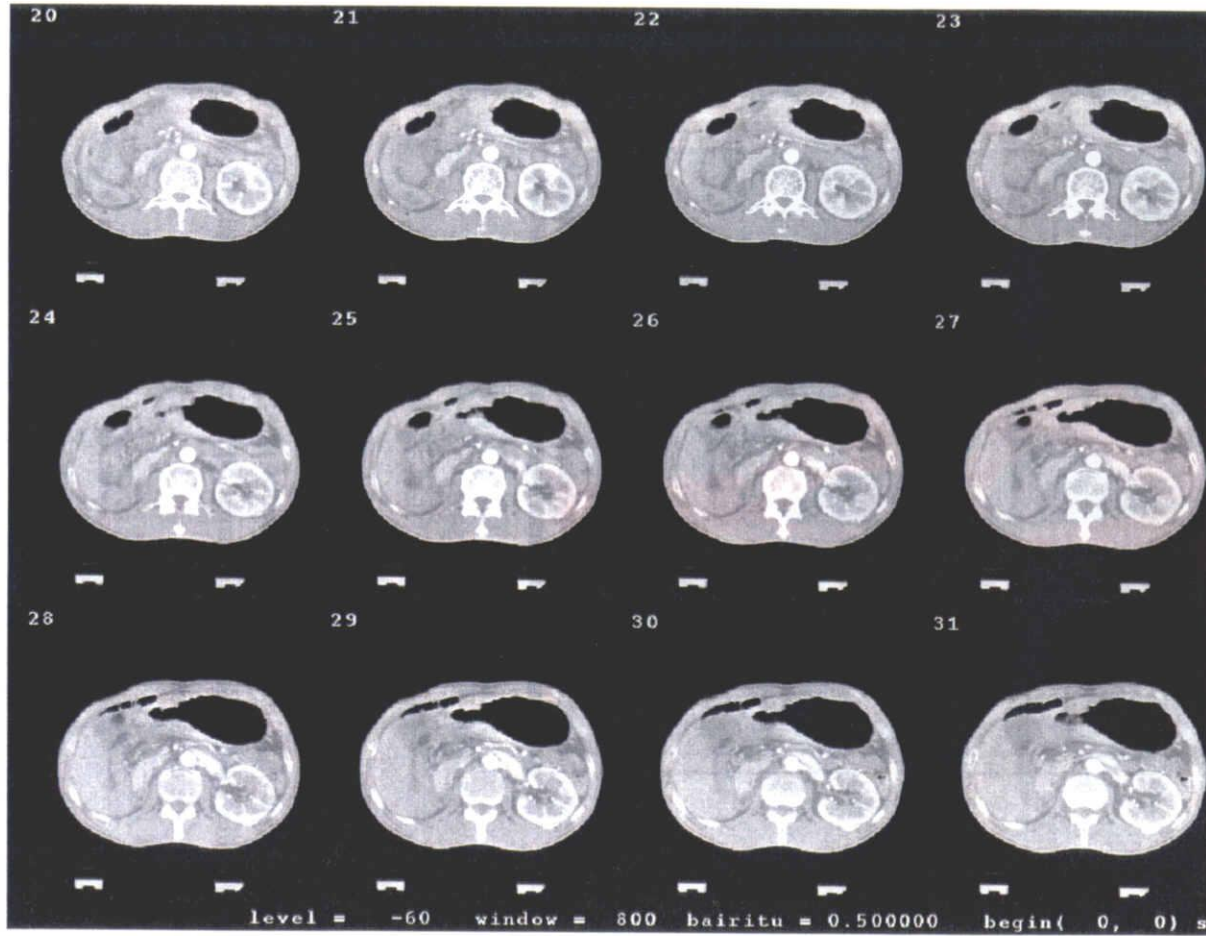


Fig.6.11 Images of VVE . This case is carotid artery. (a) Original images (b) Segmentation tool (c) System overview (d)(e)(f)(g) A sequence images of the inside view from different view-points (h) Outside view (i) Sublayer information mapping (j) Measurement of diameter (k) Measurement of surface distance



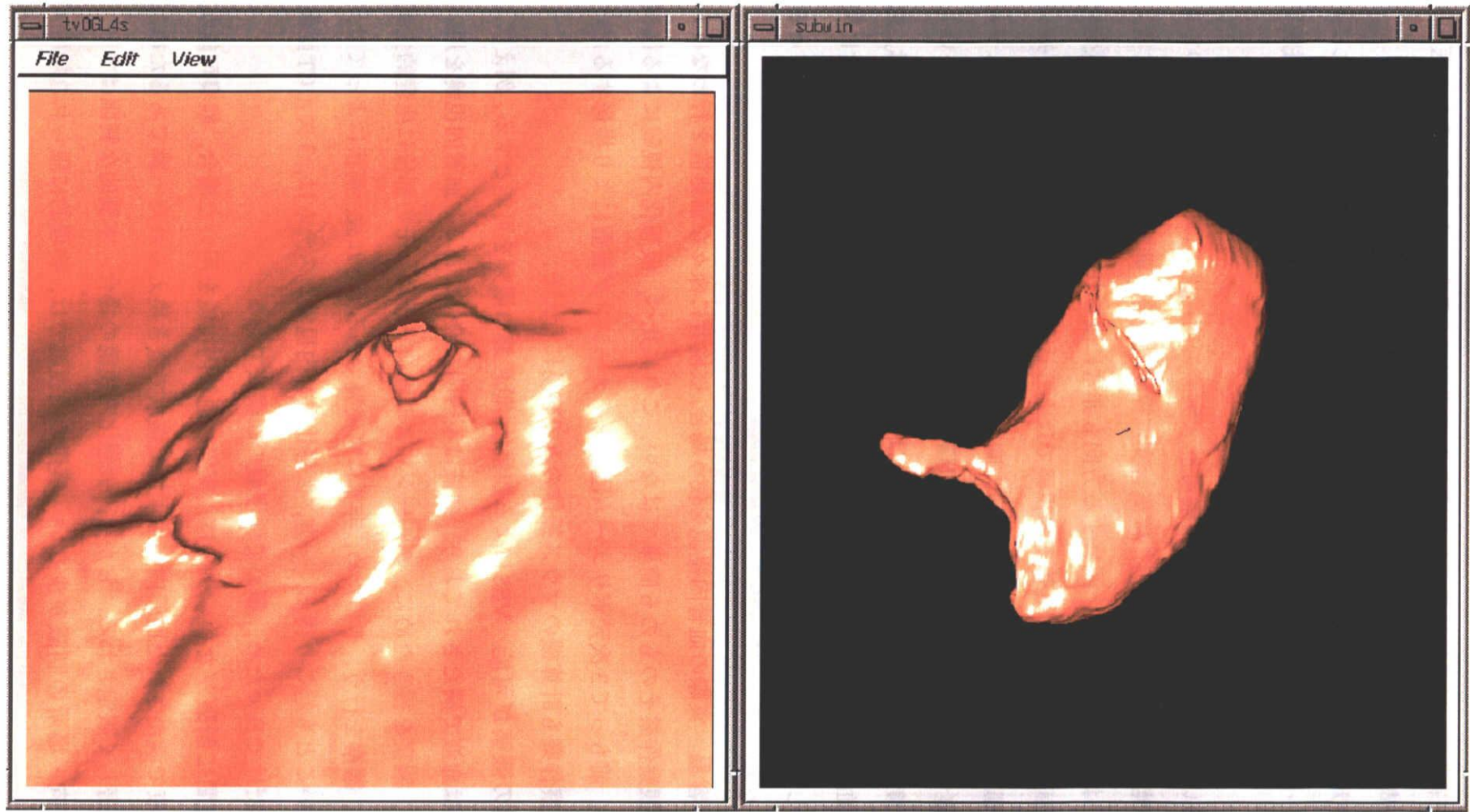
(k)

Fig.6.11 Images of VVE . This case is carotid artery. (a) Original images (b) Segmentation tool (c) System overview (d)(e)(f)(g) A sequence images of the inside view from different view-points (h) Outside view (i) Sublayer information mapping (j) Measurement of diameter (k) Measurement of surface distance



(a)

Fig. 6.12 A case of stomach (a) Original CT images (b) VSS images



(b)

Fig. 6.12 A case of stomach (a) Original CT images (b) VSS images

た人体の探索を、対話的に自由に行うことが可能であるという点で、新しい医用3次元画像の表示、および利用の方法を提案したものと言えよう。

本システムでは、計算機上に3次元的に仮想化された人体が構築され、それに基づいて表示・計測等を行っているため、実際の内視鏡と比較して次のような長所を有する。

a. 人体のいかなる場所・方向も観察可能 実際の内視鏡では入り込むことのできる領域は非常に限られている。例えば気管支内視鏡の場合、非常に細い気管支には入り込むことはできない。また、観察する方向も非常に限られている。しかし、仮想化気管支内視鏡の場合、実際の気管支内視鏡では入り込むことのできないような、細い気管支まで観察が可能であり、その観察方向も任意である。今回の実験例ではスライス厚2mm、寝台移動速度2mm/sec、再構成間隔1mmのCT像を用いた場合、第5ないし第6分岐程度（気管支内径1mm程度）までは観察できた。また、血管の場合では、血管の内部は血液で満たされているため、実際に血管の内部を観察することは非常に困難である。しかし、仮想化内視鏡システムでは、血管内壁の形状を自由に観察することが可能となる。

b. 観察が容易 実際の血管内視鏡を使う場合、被検者に様々な前処置を行わなければならない。これに比べ、仮想化内視鏡による観察の場合には、前もって3次元ボリューム画像をイメージング装置により撮影するだけで良く、観察作業も計算機のマウス操作のみで容易に行える。

c. 低侵襲の観察が可能 VESによる観察は、低侵襲の観察を可能とする。例えば、血管の内部は血液で満たされており、血液は不透明な液体である。血管内視鏡を用いる場合には、観察を行うために、バルーンにより血流を止め、その部位に生理的食塩水を注入し、観察を行う。そのため、非常に高侵襲である。それ故、病状によっては、適用できないことも起こり得る。一方、仮想化血管内視鏡システムは、3次元CT画像を撮影するだけで良いため、極めて低侵襲の観察法である。

d. 観察時間に制限がない 例えば、実際の血管内視鏡を用いた場合、観察可能な時間は、血液で満たされた血管内を生理的食塩水で置き換えられた一瞬であるため、観察時間は著しく限定される。しかし、仮想化内視鏡の場合、本質的な制限はない。

e. 観察方向・場所の制限が少ない 実際の内視鏡では、物理的に限られた場所・方

向・範囲の観察しかできない。しかし、仮想化内視鏡では、抽出された臓器の範囲内ならば、いかなる場所・いかなる方向からの観察も可能である。途中で狭窄等があり、それより先に実際の内視鏡が進むことができない場合でも、シミュレーションでは進むことができる。また、腫瘍等の形状の観察が様々な方向からできることになる。

f. 形状計測が可能 実際の内視鏡では、病変部などを定量的に計測することは非常に難しいが、仮想化内視鏡システムでは、臓器の形状データが計算機内に格納されているため、本文でも示したように様々な計測が可能となる。これは本システムの大きな特徴の一つと言えよう。現在のところ、本システムでは、角度、直線距離、臓器壁面上2点間の壁面に沿った最短距離、の3つの測定機能を用意している。しかし、本システムでは、形状情報は計算機上に格納されているため、他にも様々な計測機能、例えば体積、表面積、凹凸度、を提供することが可能である。この計測機能は、臓器に対する手術の術前シミュレーション、あるいは病変部の定量的観測に非常に有用である。例えば、本システムに用意されている、長さに関する2つの測定機能により、腫瘍のおおよその大きさを測定することが可能であり、この測定結果に基づいて、腫瘍が、内視鏡下手術において取り出すことが可能か否かの判断を行うことができる。しかし、対象臓器を抽出するためのしきい値の選び方などによる誤差を含んでいる可能性があるため、測定値に対する誤差の評価は今後の課題である。

g. 他の情報との複合表示が可能 仮想化血管内視鏡像は、計算機内の形状データを基に生成されるため、生成時に血管壁の一部あるいは全域に他の情報を埋め込んだ映像を作成することができる。例えば、本文6.3.4の(4)で述べたようなCT値情報の疑似色表示などは、その一例である。これによって実際の内視鏡では得られない、全く新しい観察像を提供できる可能性がある。

h. 任意の位置・任意の方向からの観察が可能 VESでは、任意の視点位置・視線方向からの観察が可能となっており、また、観察の開始位置も自由に設定できる。例えば、実際の気管支内視鏡の場合、観察方向は中枢側から末梢方向に限られるが、VESでは自由な方向の観察が可能となる。

一方、VESは基となる画像がX線CT像等の3次元画像により構築されているために、次のような限界がある。

i. テクスチャ情報の欠落 仮想化内視鏡システムは、3次元ボリューム画像に基づいているため、そこから得られる情報もまた、ボリューム画像から得られる情報に制限される。例えば、CT像に記録されている情報は、各部位におけるX線減弱係数であって、臓器壁面上の色や模様等のテクスチャ情報は記録されておらず、得られる情報は形態情報のみである。

j. 濃度値に基づいた観察 実際の内視鏡は臓器内の実際の壁面を直接観察しているが、仮想化内視鏡では、3次元ボリューム画像における濃度値（CT像ではCT値）から得られた壁面を表示している。そのために、実際の壁面形状と仮想化内視鏡におけるそれとは、厳密には一致しない。これに関しては、例えば解剖学的所見との照合なども含めて、今後多数の試料による検討を行う必要がある。

k. 原画像に依存した表示精度 仮想化内視鏡システムにおいて表示される画像は、すべて3次元ボリューム画像に基づいているため、その精度は原画像の精度に依存する。

l. 実際の内視鏡画像との比較 同一の被検者における、実際の内視鏡の画像とシミュレーション画像を比較した結果、シミュレーション画像において実際の形をほぼ良好に再現していることが確認できた。しかし、実際の形と比較して全体的に図形が丸みを帯びて描出されている傾向が認められた。この主な原因として、CT画像におけるパーシャルボリューム効果が考えられる。実際、今回比較に用いた画像はX線ビーム幅5mmのデータであるため、少なくとも体軸方向に対しては5mmの幅で画像が平滑化効果を受けていると考えられる。従って微妙な壁の凹凸等を観察する場合には、パーシャルボリューム効果の影響が小さい、すなわちX線ビーム幅の小さい画像を用いる必要があるであろう。実際、ビーム幅2mmのCT像から構築したシミュレーション画像と、ビーム幅5mmの場合を比較すると、目視評価ではあるが、前者の方が細部まで表現していることが確認された。なお、解像度の厳密な定量的評価に関しては、元のCT像の解像度も含めて、今後の検討が必要である。さらに、例えば、気管支内径あるいは気管支の長さ等の定量的な実測値を基に、CT像の撮影方法、気管支領域抽出時のしきい値等を含めた、仮想化内視鏡画像の総合的な精度に関する定量的な評価を行う必要がある。

6.5.2 表示

(1) 高速表示 本論文で示したシステムは、人間（医師）と計算機との対話的な操作

によって用いられるため、システムの応答速度、とりわけ、計算機の表示時間（描画速度）が重要な問題となる。本文の実験においては毎秒約4コマ程度（66305三角形ポリゴンの場合）の描画速度を実現し、ほぼ滑らかな動画像を表示することに成功している。これは、本システムでは、臓器形状の再構築において、三角形ポリゴンモデルを採用することにより、効率よくグラフィックスハードウェアを利用できたためである。しかし、実際に臨床の場で利用される場合、あるいは、ヘッドマウンテッドディスプレイ(Head Mounted Display; HMD)のような3次元表示デバイスを用いて仮想化人体の内部の walk through を実現する場合、表示速度は非常に重要な問題である。表示速度は、描画する三角形ポリゴンの数に比例するため、表示を高速に行うには、描画すべき三角形ポリゴンの数を減らすことがもっと効果的であろう。

三角形ポリゴンを減らす方法としては、複数の三角形を1つに統合することにより、全体の三角形の数を減らす方法(mesh optimizationと呼ばれる)、あるいは、現在の視点位置から見える範囲にある三角形のみを描画する方法がある。特に気管支の場合、その構造が樹状であるため、現在の視点位置から見渡せる気管支枝の範囲は限られている。この特徴を利用して、現在の観察位置・方向から見える範囲のみを描画することが可能となる。この方法については、第7章で詳しく述べる。

(2) 複数画面による表示 複数画面による表示(外形像, 内形像およびスライス像)が本システムでは採用されている。これは、一つの画面だけでは、観察したい臓器の形状を把握することは困難なためであり、ユーザはこれらの複数の表示を見ながら臓器の形状を分かりやすく把握することができる。さらに、操作の透過性も用意されており、それぞれの画面で操作はすべて共通なため、非常に使いやすいシステムであると言える。

(3) 情報の質的限界と新しい表示法 現在の仮想化気管支内視鏡システムでは形状のみの観察にとどまっているが、今後、仮想化気管支内視鏡でしか表示できない情報の表示法の開発を行う必要がある。

本システムで得られる画像はあくまでもX線CT像に基づいたものであるため、先ほども述べたように、そこから得られる情報の精度は、パーシャルボリューム効果等を含めた原画像の空間解像度に依存する。また、仮想化気管支内視鏡では、気管支表面のテクスチャの直接観察、組織標本採取等が不可能といった欠点もある。しかしその

代わり，気管支壁上にその付近のCT値の分布を色情報で表示したり，半透明表示によって気管支壁の向こう側の臓器を観察したりする等，仮想化気管支内視鏡でなければ観察不可能な情報の提示方法が今後開発されよう。

6.5.3 ナビゲーション法

本システムではナビゲーションを行う際に，マウスあるいは3次元マウスを用いている。しかし，この入力装置がVESに最も適しているというわけではない。VESの操作に適した入力デバイスが今後開発される必要がある。一つの可能性としては，3次元位置センサとの組み合わせがあり，観察者の動きに応じて，仮想化内視鏡像を描画する方法が考えられる。

6.5.4 バーチャルリアリティとしてのVES

仮想化内視鏡システムでは，ステレオ表示はできるものの，ディスプレイ出力であるがゆえに，没入感の不足は否めない。一つの改善方法としては，ヘッドマウントディスプレイを装着し，ユーザの姿勢に応じて視点位置・視線方向を変化させることにより，没入感を向上させることが考えられる。ただし，没入感向上が医学的にどのような意義があるかについてはまだよく分かっておらず，今後の医学側の評価を待たねばならないであろう。

また，仮想化気管支内視鏡システムでは実際の気管支のもつ力学的な弾性といったものを一切考慮していない。そのため，仮想化された環境としては物足りない面がある。今後，仮想化気管支内視鏡システムに何らかの弾性モデルを導入することを検討する必要がある。

6.5.5 VESの今後の展望

(1) 応用場面

仮想化内視鏡システムの応用場面として，診療への応用，医学生教育・訓練への利用，およびインフォームドコンセントへの利用，の3つが想定される。ただし，以下にVBSの場合について述べるように，それぞれの分野に応じた仮想化気管支内視鏡システムの発展形を考える必要がある。

診療のための仮想化内視鏡システムとしては，今後臨床の場における評価を早急に行わなければならない。システムを臨床の場に導入し，多数の症例を処理することに

より、仮想化気管支内視鏡特有の機能の有効性ならびにシステムの使いやすさ等の評価を早急に行い、今後何が必要とされるのかを徹底的に洗い出す必要がある。

医学生気管支構造学習、あるいは気管支内視鏡検査の訓練にも本システムは有効であると考えられる。本システムを繰り返し利用することにより、気管支の分岐構造の学習が容易となる。また、実際の気管支内視鏡操作部を模した入力装置と本シミュレーションシステムを組み合わせることにより、内視鏡操作を習熟するためのシステムに発展させることが可能である。

インフォームドコンセントにも本システムは有効であると思われるが、この場合は特に、診察室においても差し支えないような大きさ、かつ、十分な応答速度を持つシステムにすることが重要である。

(2) 仮想化人体内視鏡への発展

現在の仮想化内視鏡システムでは、速度的な面から表示する臓器を限定しているが、対象を人体全域に広げること、すなわち仮想化人体内視鏡システムに発展させることは基本的に可能である[Anno96]。この場合、問題となるのは、各臓器の認識と表示の方法である。とくに、様々な臓器を統合して表示する場合、描画すべきデータ量は膨大になる。そのため、仮想化人体をより効率的に表示する手法の開発が求められよう。

6.6 むすび

本章では“Virtualized Endoscope System”と呼ばれる、3次元医用画像診断のための新しいシステムについて述べた。このシステムは3次元画像から構築された仮想化人体に基づき、対象となる臓器の内部・外部の自由な観察を可能とするものである。本文ではこのシステムの3つのモジュール - 画像取得、セグメンテーションおよび対話的観察 - の各モジュールについて述べた。提案したシステムを実際の3次元X線CT画像に対して適用し、システムの性能の評価を行った。その結果、本システムを用いることにより、あたかも対象とする臓器内部の内部に入り込んだかのような観察が可能であり、実際の内視鏡が入り込むことのできないような部位を自由に移動しながら観察可能であることを確認した。

今後の課題としては、(a) 多試料への適用、(b) ナビゲーション法の改良、(c) 描画される画像の改善 (d) 様々な測定方法の開発、および(e) システムの応答性の改善、と

いったことがあげられるであろう。

参考文献

- [Adam95] J.Adam : Medical Electronics, IEEE Spectrum, 32, 1, pp.80-83 (1995-01)
- [Anno96] 安野泰史, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 片田和廣 : 仮想化血管内視鏡システム(VVE)の実現とその評価, 日本医用画像工学会 JAMIT Frontier'96, pp.45-50 (1996-01)
- [BME95] 特集“バーチャルリアリティとME”, 日本ME学会雑誌BME, 9, 11 (1995-11)
- [CBM95] Special issue of Virtual Reality for Medicine, Computer in Biology and Medicine, 25, 2 (1995-03)
- [CVRMed95] N.Ayache ed., Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, 905, Springer-Verlag, Heiderberg (1995-04)
- [Dohi95] 土肥健純 : バーチャルリアリティとME, BME, 9, 11, pp.1-2 (1995-11)
- [Drebin88] R.A.Drebin. : Volume Rendering, Computer Graphics (SIGGRAPH'88 Conference Proceedings), 22, 4, pp.65-74 (1988-08)
- [Geiger95] B.Geiger and R.Kikinis : Simulation of Endoscopy, in N.Ayache ed., Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, 905, pp.542-548, Springer-Verlag, Heiderberg (1995-04)
- [IEEE95] Special issue of Virtual Environment, Computer, 28, 7, IEEE Computer Society (1995-03)
- [Kawada94] 河田佳樹, 仁木登, 佐藤均, 隈崎達夫 : コーンビームCTによる血管の診断・治療支援システム, 日本医用画像工学会 JAMIT Frontier'94, pp.8.1-8.6 (1994-01)
- [Levoy88] M.Levoy : Volume Rendering -Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics & Applications, 8, 3, pp.29-37 (1988-05)
- [Lorensen86] W.E.Lorensen and H.E.Cline : Marching Cubes - A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm, Computer Graphics (SIGGRAPH '87 Conference Proceedings), 21, 4, pp.163-169 (1986-07)
- [Mori94-1] K.Mori, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada : Automated ExtraCTION of Bronchus Area from Three Dimensional X-ray CT Images, Technical Report of IEICE (電子情報通信学会パターン認識理解研究会資料) , PRU93-149 (1994-03)

- [Mori94-2] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 安野泰史, 片田和廣: 医用3次元画像における管状図形抽出と気管支内視鏡画像のシミュレーション, 3次元画像コンファレンス '94 講演論文集, pp.269-274 (1994-07)
- [Mori95-1] K.Mori, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada.: Automated Extraction and Visualization of Bronchus from 3D CT Images of Lung, in N.Ayache ed., Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, 905, pp.542-548, Springer-Verlag, Heiderberg (1995-04)
- [Mori95-2] 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CT像に基づく気管支内視鏡シミュレーションシステム(仮想化気管支内視鏡システム), 医用電子と生体工学, 33, 4, pp.43-51 (1995-12)
- [Mori96-1] 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, 日本医用画像工学会 JAMIT Frontier'96, pp.39-44 (1996-01)
- [Mori96-2] K.Mori, A.Urano, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada: Virtualized Endoscope System - an Application of Virtual Reality Technology to Diagnostic Aid, IEICE Transaction of Information and System, E79-D, 6 (1996-06) (印刷中)
- [Ogura94] 小倉祐子, 片田和廣, 竹下元, 佐野公俊, 神野哲夫, 古賀佑彦: 医用三次元画像技術支援への応用 - ヘリカルスキャンCT(HES-CT)とSASによる術前シミュレーション, 映像情報Medical, 26, 20, pp.1148-1153 (1994)
- [Omatsu94] 大松広伸, 西脇裕, 森山紀之: ヘリカルCTによる胸部疾患の診断, 病理生態, 13-2, pp.113-119 (1994)
- [RSNA95] 例えば, RSNA Scientific Program, Radiology, 197(P), Supplement to Radiology (1995-11)
- [Saito95] T.Saito, and J.Toriwaki: A Sequential Thinning Algorithm for Three Dimensional Digital Pictures Using the Euclidean Distance Transformation, Proceedings of the 8th Scandinavian Conf. on Image Analysis, pp.507-516 (1995-07)
- [Saito96] 斉藤豊文, 森健策, 鳥脇純一郎: 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, 電子情報通信学会論文誌, J79-D-II (1996) (印刷中)

[Susan95] Susan A. Wood, John D. Hoford, Eric A. Hoffman, Elias Zerhouni & Wayne Mitzner : A Method for Measurement of Cross Sectional Area, Segment length, and Branching Angle of Airway Tree Structures in Situ, Computerized Medical Imaging and Graphics, 19, 1, pp.45-152 (1995)

[Toriwaki95-1] 鳥脇純一郎：バーチャルリアリティ(VR)と医学の出会い(1) -VRとはなにか, コンピュータ支援画像診断学会 CADM NewsLetter, 12, pp.8-14 (1995-09)

[Toriwaki95-2] 鳥脇純一郎：医用画像処理とバーチャルリアリティ, 日本ME学会雑誌 BME, 9, 11, pp.12-20 (1995-11)

[Toriwaki95-3] 鳥脇純一郎：バーチャルリアリティ(VR)と医学の出会い(2) -実例から見た応用例, コンピュータ支援画像診断学会 CADM NewsLetter, 13, pp.2-13 (1995-12)

[Vining94] D.J.Vining, R.Y.Shitritin, E.F.Haponik, K.Liu, and T.H.Choplin : Virtual Bronchoscopy, Radiology, 193(P), p.261, Supplement to Radiology (RSNA Scientific Program) (1994-11)

第7章 仮想化気管支内視鏡システムの高速表示手法

7.1 はじめに

第6章では、対象臓器の新しい観察手法として、コンピュータグラフィックス技術とバーチャルリアリティ技術を応用した内視鏡シミュレーションシステムについて述べた。このシステムは、対話的に対象とする臓器の内部外部を自由に観察することが可能であり、実際の気管支内視鏡と比べて様々な利点を持つことは前章において述べた[Mori95-2, Mori96]。

このような対話的操作を行うシステムでは、システムの応答速度、とりわけ表示速度は、システムの使いやすさを決定する重要な要素である。例えば、対象臓器内を移動しながら臓器壁面の状態を観察するような場合、表示速度は特に重要である。従来の仮想化気管支内視鏡システムにおいて、1秒間に4フレーム程度の動画描画性能（約66000三角形面データにより構成。計算機:SGI社 Indigo2 HighIMPACT）が得られているが、十分な速度であるとは言えず、より高速な表示法の開発が望まれている。我々の研究グループ以外でも仮想化気管支内視鏡画像に関する研究が行われているが[Geiger95, RSNA95, Vining94]、そのほとんどが、視点位置を気管支の内部に設定して、画像の生成を行った程度であり、リアルタイムで表示・計測を行うシステムの実現例はほとんどない。これは、これらの研究のほとんどが“Volume Rendering”[Drebin88, Levoy88]と呼ばれる計算時間のかかる手法を用いているためである。

第6章で述べた仮想化気管支内視鏡システムでは、3次元胸部X線CT像を基に気管支領域の抽出を行い、その結果を基に気管支壁の面データを生成し、それを視点位置・方向等を、高速なグラフィックスハードウェアを利用し、リアルタイムに変更・表示

することにより、動的な仮想化気管支内視鏡像を得ている。現在のところ、このシステムでは、毎フレームの表示において、気管支面データ全てに対し描画処理を行っているが、何らかの方法により各フレームで描画する面データの数を減らすことができれば、より高速に表示を行うことが可能である。

以上のような考え方に基づいて、本章では前章で述べた仮想化気管支内視鏡像を高速に表示するための一方法を提案する[Mori96-1, Mori96-2]。この方法は気管支壁を構成する面データを気管支の枝ごとに分類し、表示の際、必要な枝に属する面データのみを用いることにより、表示速度の改善を図るものである。

以下、7.2で仮想化気管支内視鏡システムにおける高速表示の考え方を簡単に述べた後、7.3で具体的な処理手順について述べる。7.4で本論文で示す方法を計算機上に実現し、それを用いた実験結果を示す。最後に7.5で簡単な考察を加える。

7.2 高速表示手法の基本的な考え方

第6章で述べた仮想化内視鏡システムでは、3次元ボリューム画像から、対象となる臓器の抽出を行い、その結果に基づいて、対象臓器の壁面を表す面データを生成し、この面データをユーザの操作にあわせて視点位置・視線方向を連続的に変化させながら描画することにより、仮想化内視鏡像を得ている。描画処理は、すべて三角形の面データを基本とし、1秒間に描画可能なフレーム数は、1フレームあたりに描画処理される三角形面データの数に比例する。そのため表示を高速化するには、1フレームにおいて描画処理される三角形面データの数をできる限り削減すればよい。

面データの削減手法としては、主に、**1.**複数の面を1枚の面で近似することにより、気管支面データそのものの数を削減する方法[Schroeder92, Turk92, Hoppe93, Guezuec95]、および、**2.**現在の視点位置・視線方向から見える範囲の面データのみを描画する方法、の2つが考えられる。ただし、前者の方法は、面データそのものの数が減るため、この面データにより表される気管支の形状が粗くなり、特に、医用画像の観察においては、微妙な壁面の凹凸を観察したいという要求を満たさない。

後者の方法は、現在の視点位置・視線方向から見える範囲のみの面データをフレーム毎に決定し、それのみ描画処理を行い、それ以外は描画処理を行わない手法である。この手法の場合、表示すべき面データを効率よく高速に決定する必要がある。

ところで、気管支内部の観察を考えた場合、気管支は樹状の構造をしているため、現

在の視点位置から見渡せる気管支の枝の範囲は限られている。例えば、視点位置が左主気管支中央付近にあり、末梢側を観察している状況では、右肺の気管支が見えることはないため、右肺の気管支は描画しなくてもよい。本論文で提案する方法は、気管支のこのような分岐構造を用いて、あらかじめ気管支壁を表す面データを、各気管支枝毎に分類しておき、それを現在描画すべき必要最小限の面データの選択に利用するものである。これにより、仮想化気管支内視鏡像のより高速な表示が期待できる。

7.3 処理手順

7.3.1 処理手順の概要

本章で示す処理の流れを Fig. 7.1 に示す。

まず、最初に気管支分岐構造の抽出を行うため、気管領域データ（3次元2値画像）に対し細線化処理を施す。この結果から、計算機により気管支の分岐構造が認識される。この分岐データを基に、気管支壁を構成する面データを各枝毎に分類する。表示の際には、この分岐情報から、現在の視点位置に対応する気管支枝を決定し、表示すべき枝の選択を行う。選択された枝に属する面データのみ描画処理が行われ、高速な描画が可能となる。

7.3.2 前処理部

ここでは、3次元胸部CT像から3次元2値画像として、気管支領域データを抽出し、気管支の分岐構造を計算機により認識する。更に、この分岐構造を基に、気管支面データを各枝ごとに分類する。

- a. 気管支領域の抽出 文献[1,2,6]に示される方法により、3次元胸部X線CT像から気管支領域の自動抽出を行う。
- b. 気管支面データの作成 気管支領域データから、気管支壁面を表す面データの作成を行う。ここでは、Marching Cubes法[Lorensen87]により面データの作成が行われる。
- c. 気管支芯線の抽出 aで得られた気管支領域データ(3次元2値画像)に対して、ユークリッド距離変換を用いた細線化処理[Saito95, Saito96]を施し、気管支の芯線を得る。
- d. 気管支の木構造の抽出 得られた細線化結果から、気管支の木構造を抽出する(Fig. 7.2)。まず細線化結果から各画素がどの画素に連結するかを示すグラフを作成する。ここで、グラフにおける節点は、細線化結果の各画素とし、その辺は、各画素がどの画

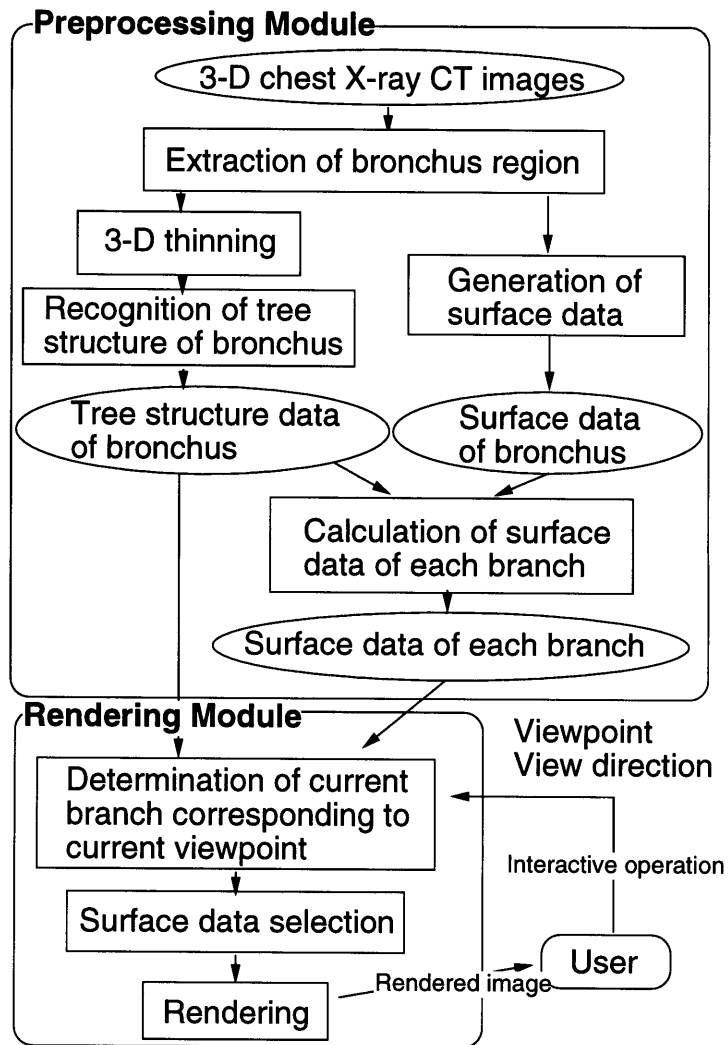


Fig. 7.1 Processing procedure

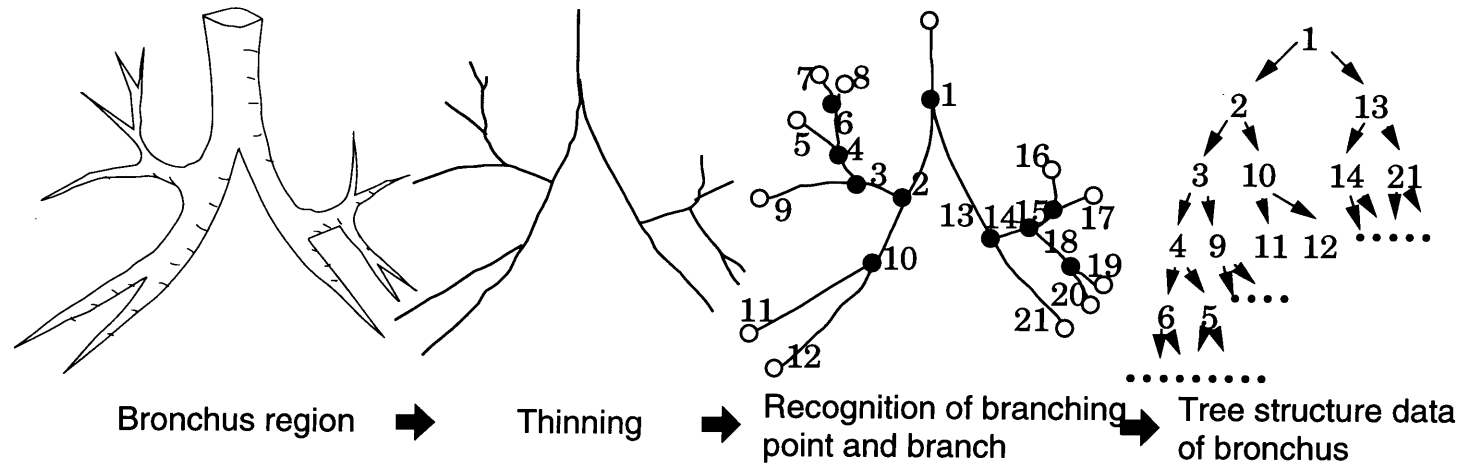


Fig. 7.2 Overview of the recognition of the tree structure of the bronchus

素に連結しているか表すものである。これにより、各画素同士の連結情報が表される。次に、このグラフの連結点（注目する節点に接続する辺の数が2）、分岐点（注目する節点に属する辺の数が3）、および端点（注目する節点に属する辺の数が1）に分類する。さらに、分岐部における小ループの除去、および、ひげ（雑音により発生する偽の短い枝）除去を行った結果を、気管支枝・分岐部のラベル付け結果とする。次に、この結果から、気管部分を根とした木構造を作成し、これを最終的な気管支分岐構造データとする。この木構造では、どの枝がどの枝に分岐するかの分岐情報、および各枝の経路情報（芯線に沿った経路を座標リストとして格納）が、各枝毎に番号付けされて、木構造として格納されている(Fig. 7.3)。この木構造から、現在注目している枝から一段階末梢側の枝の番号、また中枢側の枝番号を簡単に求めることができる。

e. 各枝に属する面データの計算 各枝ごとに、その枝に属する面データを決定する。このとき、ある枝に対し、面データが属するか否かの判定は、各面データ（ここでは三角形面）の重心位置と、枝の経路との間の最小距離を計算し、その距離がある一定値以下ならば、その面データは注目する枝に属するものとする(Fig. 7.4)。

7.3.3 表示部

ここでは、対話的な表示の際、各フレームごとに現在の視点位置がどの枝に属するかを判定し、その判定結果に基づいて表示すべき面データを決定する。

a. 対応枝の判定 前処理部で抽出された気管支分岐構造データを基に、現在の視点位置がどの枝に対応するかを判定する。そのためには、現在の視点位置と各枝との距離を計算し、距離が最も近い枝を対応枝とする。さらに、選ばれた枝の方向（枝に属する2つの端点・分岐点を結ぶ直線により決定される）と、現在の視線方向とのなす角を求めることにより、視線方向が、気管側から気管支末梢側、気管支末梢側から中枢側のどちらを向いているかの判定を行う(Fig. 7.5)。

b. 面データ選択 現在の枝に応じた面データを選択を行う。この場合、視線方向に応じて面データを選択パターンを変更する。もしも視線方向が中枢側から気管支末梢側方向を向いている場合、現在の枝より1分岐先の枝（末梢側）まで表示し、また、現在の視線方向が気管支側から気管方向の場合には、現在の枝より1分岐前の枝（中枢側）、および、そこから分岐する1分岐先の枝（末梢側）まで表示する(Fig. 7.6)。

c. 表示 上記の処理で選択された面データを表示する。これにより、必要な面データ

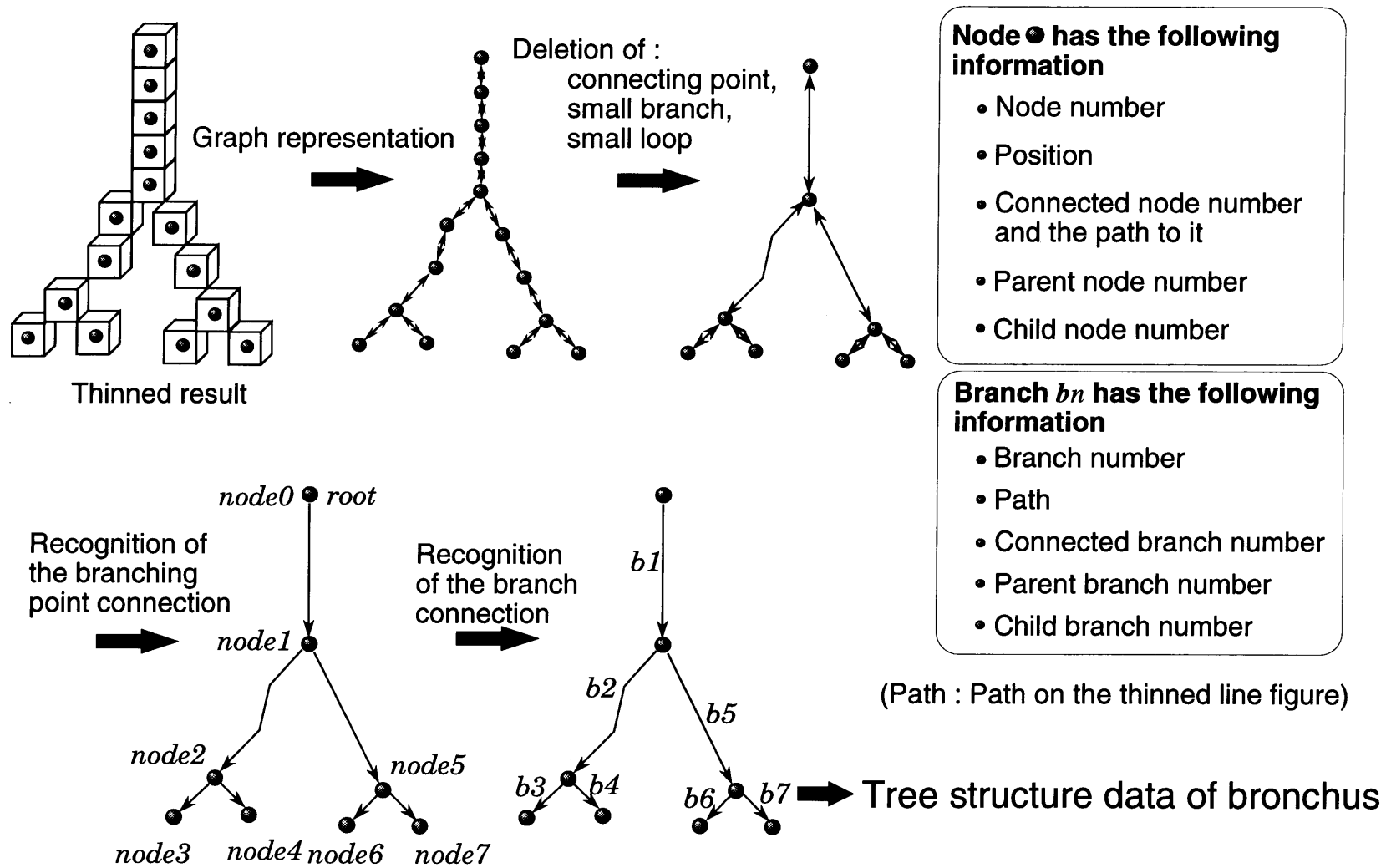


Fig.7.3 Recognition method of the tree structure of the bronchus region from 3-D thinned result

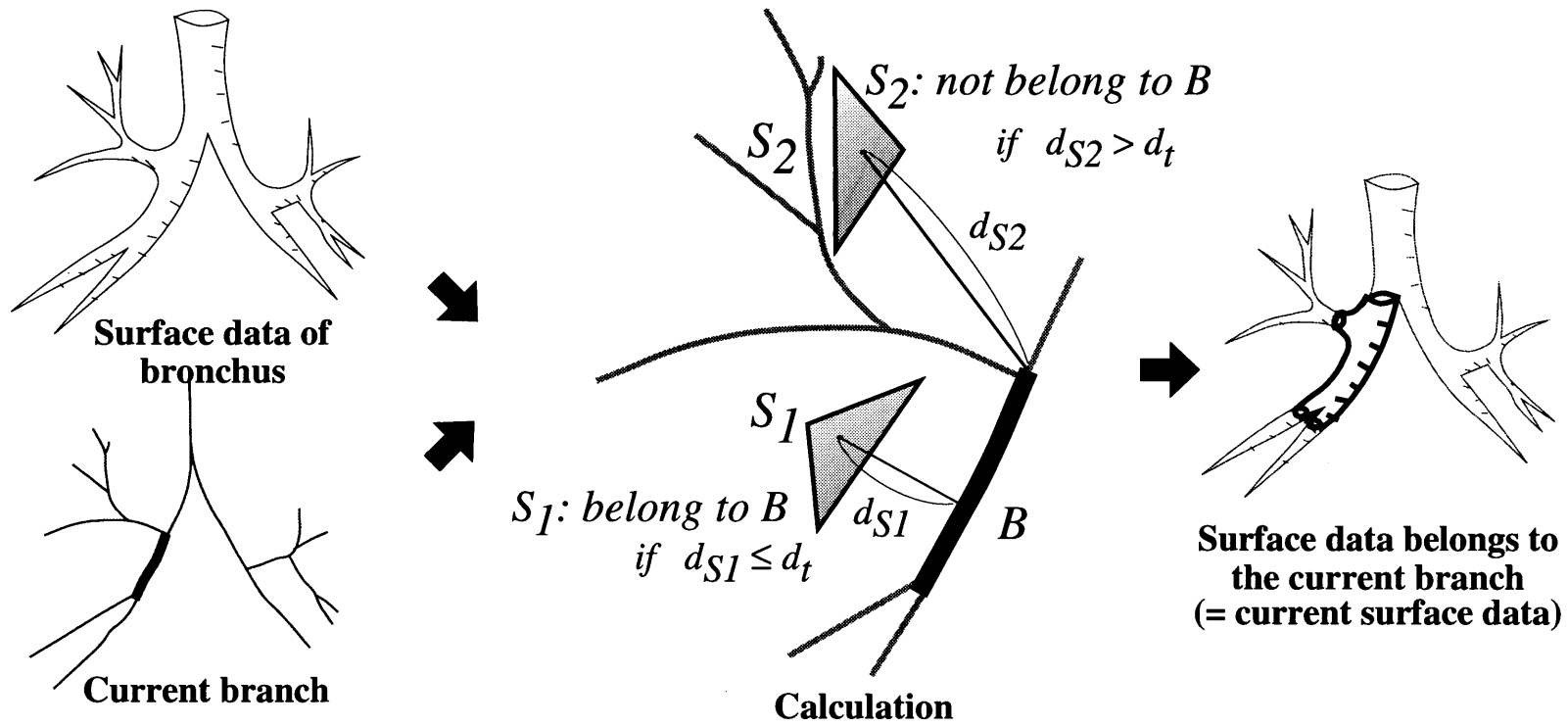


Fig.7.4 Calculation of the surface data of each branch

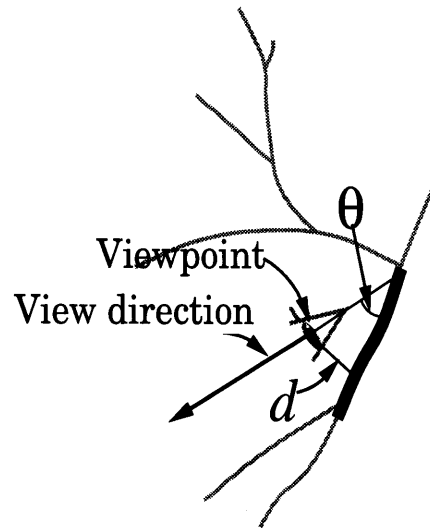


Fig.7.5 Decision of the current branch corresponding to the current viewpoint and the current direction in the tree structure

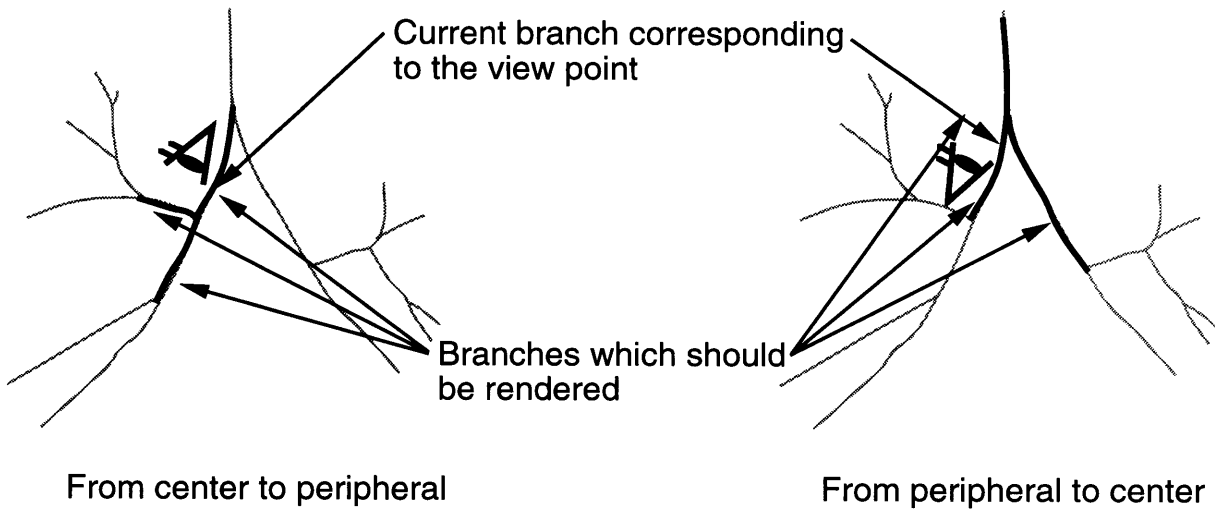


Fig. 7.6 Selection of the branch which should be rendered. The selection pattern is changed corresponding to the current view direction.

のみに対して描画処理を行うため、高速な描画が可能となる。

7.4 実験

本文で提案した表示手法を、仮想化気管支内視鏡システムに組み込み、実際の3次元胸部X線CT像2例を用いて実験を行った。原画像はヘリカルCTにより撮影されたものであり、画像サイズ512x512、スライス数62枚および118枚、ビーム幅2mm、寝台移動速度2mm/sec.、再構成間隔1mmである。原画像の一例をFig.7.7に、気管支領域抽出結果、その細線化結果、および、気管支分岐構造抽出結果をFig.7.8に示す。また、観察の視点位置および方向により、必要な枝が選択・表示されている様子をFig.7.9に示す。この結果から適切な気管支枝が選択・表示されていることがわかる。

さらに、同一観察経路の各点において、従来手法と本手法による1秒間に表示可能なフレーム数、各観察位置において描画処理された面データの数、および、描画される面データ数と1秒間に表示可能なフレーム数の関係を、それぞれFig.7.10に示す。この観察経路は、気管分岐部付近から出発し、左右両肺の適当な枝の観察を行い、最後に気管分岐部に戻ってくる経路の例である。この結果から、本手法を用いることにより、従来手法と比較し最大約15倍、最低約2倍、平均約4倍の表示速度が得られていることがわかる。なお、本実験では計算機としてSGI社 Indigo2 High IMPACTを用いた。

7.5 考察

7.5.1 本手法の有効性

7.4節に示した結果からわかるように、本手法は、仮想化気管支内視鏡システムにおいて、従来の表示品質を落とすことなく、表示速度の改善を行うことができる手法である。特に、気管支の木構造を利用することにより表示の高速化を図ったという点で、画像処理技術とコンピュータグラフィックス技術の両者を組み合わせた新しい手法であると言えよう。一般に、医用3次元画像の表示は、表示すべき面データの数は膨大になるが、その表示品質を落とすことは、人体の検査・診断という性格上望ましくない。そのため、本文で述べた高速表示手法は非常に有効であると言えよう。また、本手法は気管支のような樹状の分岐構造を持つ他の臓器（例えば血管など）にもそのまま適用可能であり、この点でも有用な手法であると考えられる。

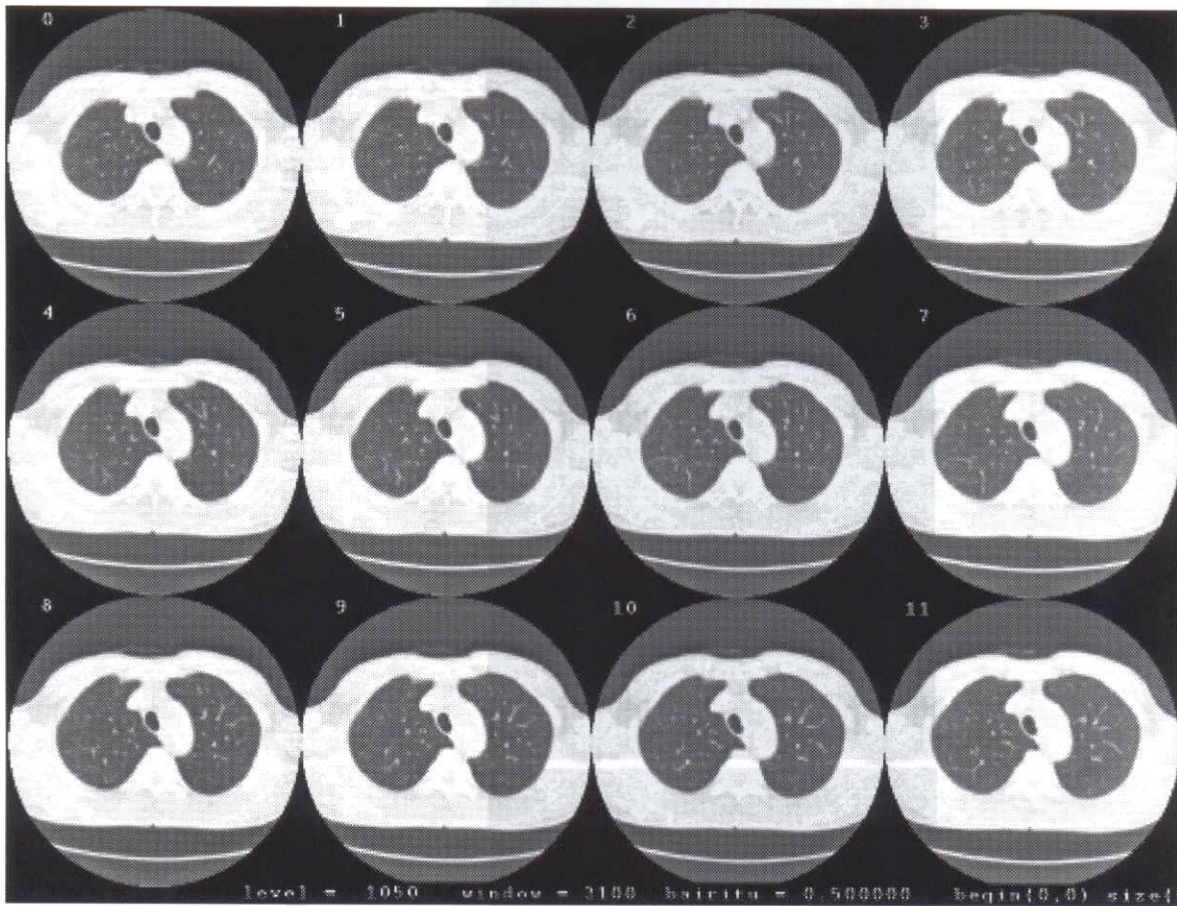


Fig.7.7 An example of an original image

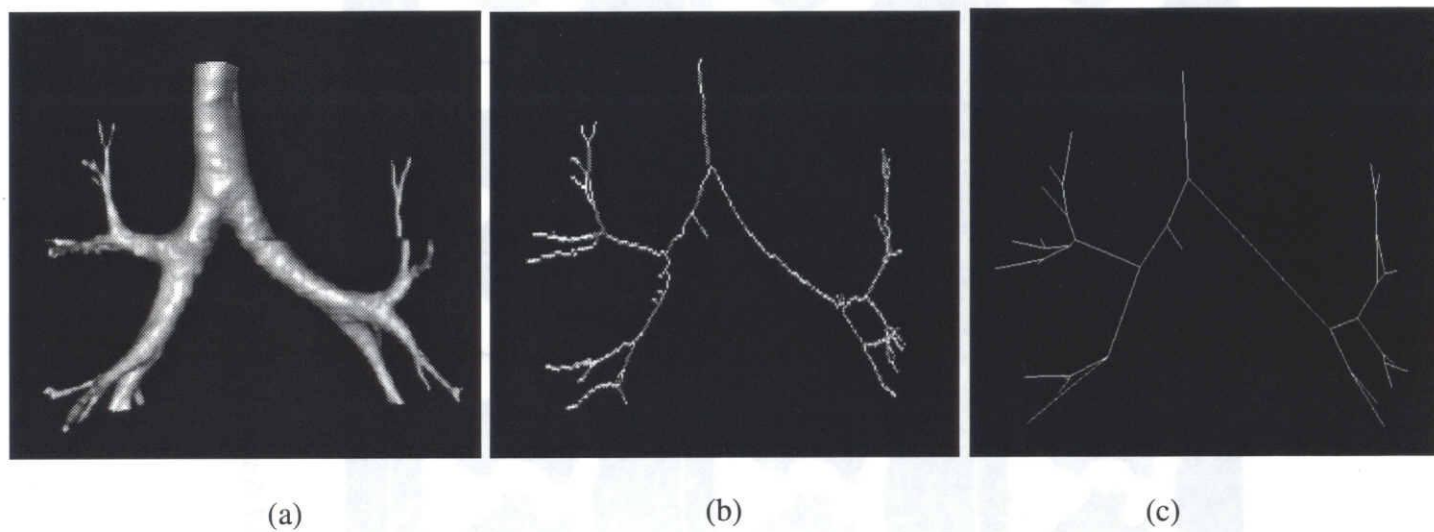


Fig.7.8 Recognition result of the tree structure of the bronchus (a) Bronchus region (b) Thinned result (c) Structured result

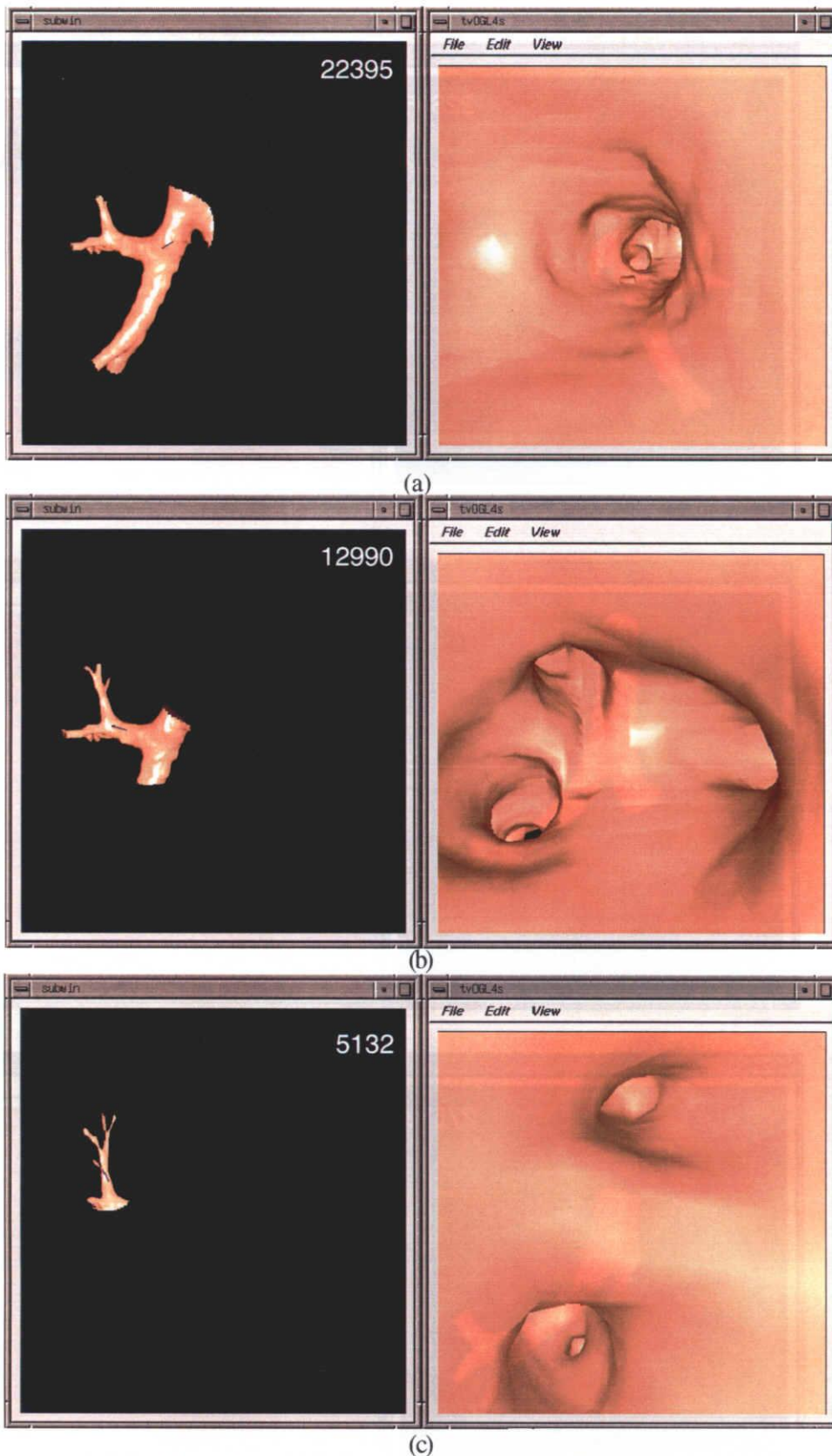
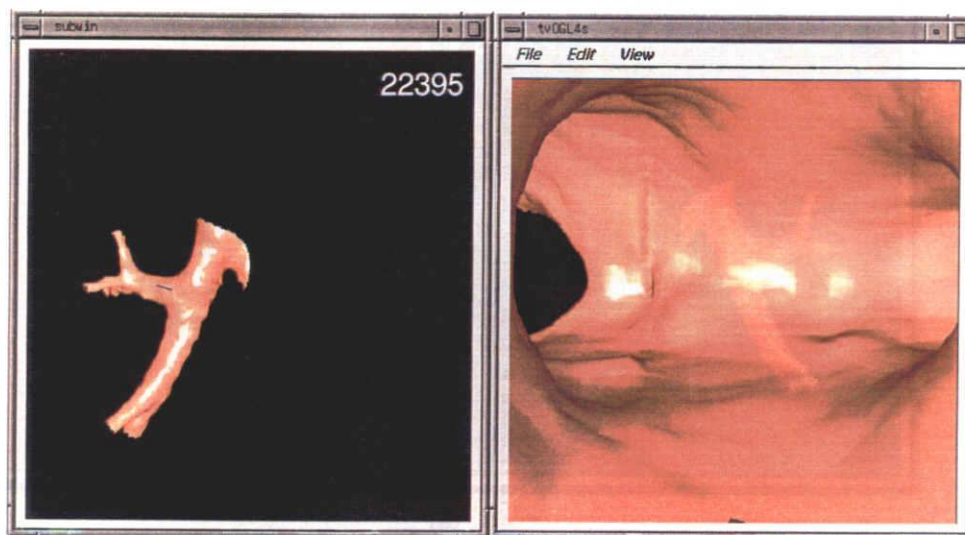
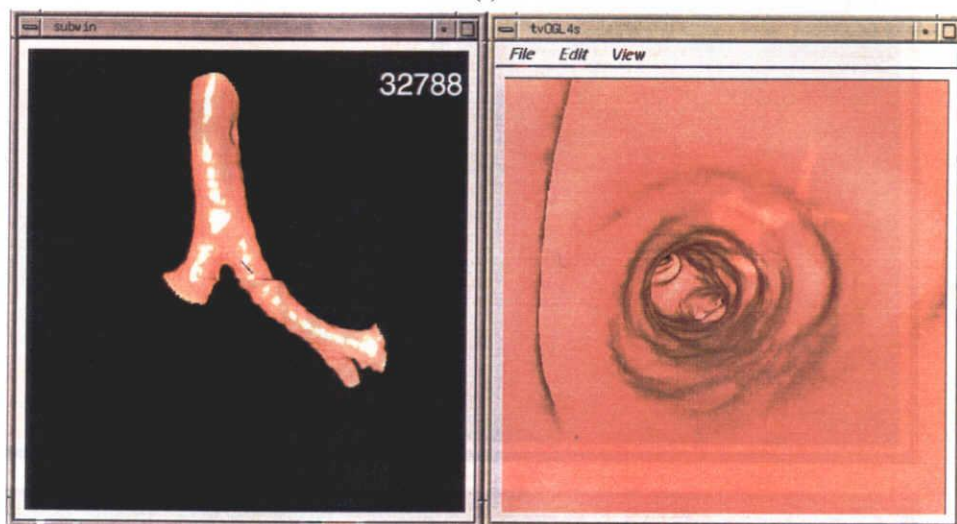


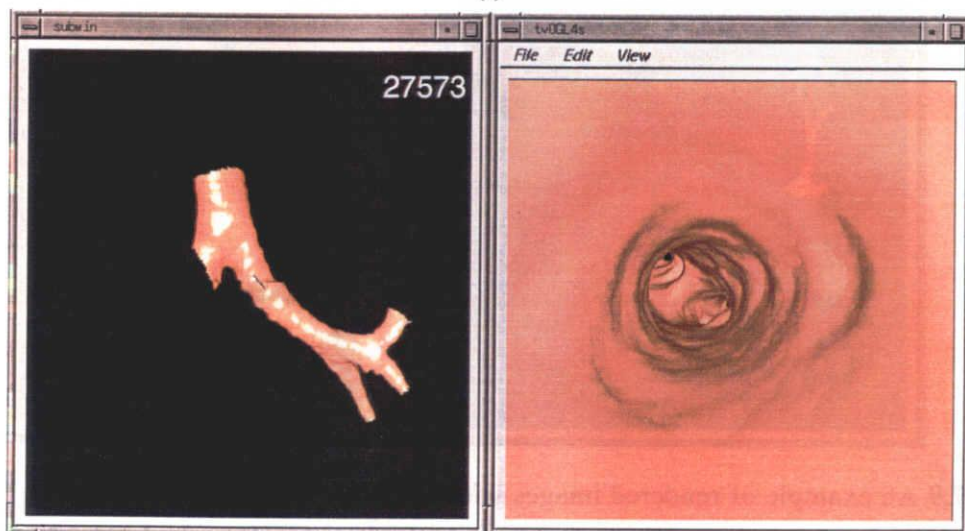
Fig.7.9 An example of rendered images with automatic surface data selection; (a)-(h) Left :outside view Right : inside view. The number of selected surfaces is also displayed in outside view window. Total number of triangle surfaces is 66305. We can see that the surface data is selected appropriately corresponding to the current viewpoint and the view direction.



(d)



(e)

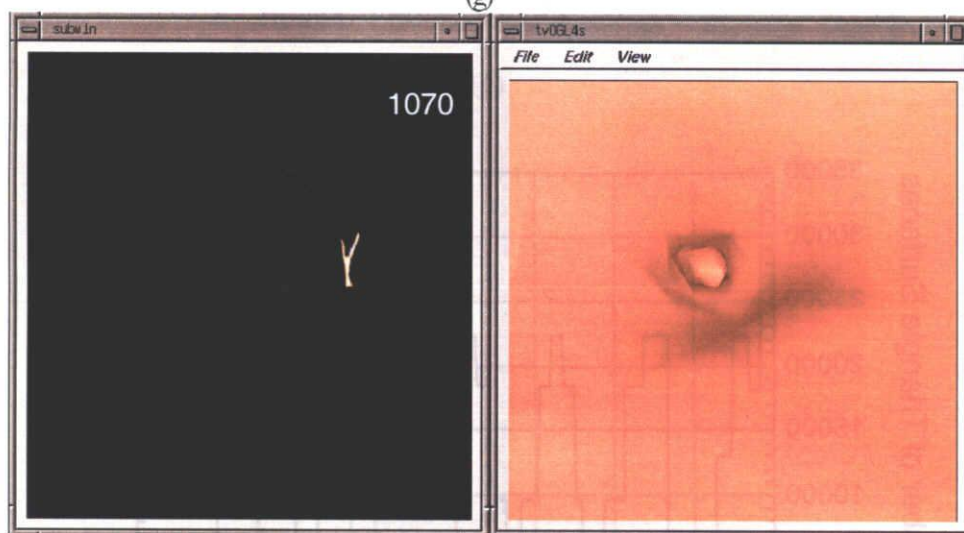


(f)

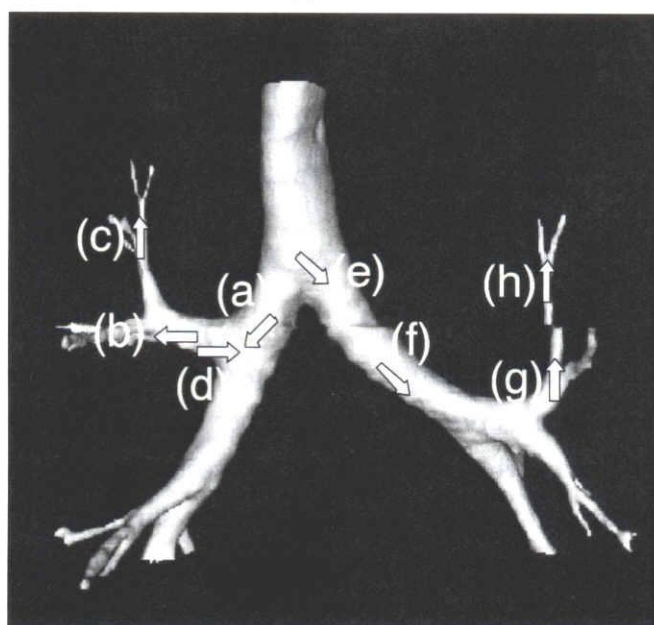
Fig.7.9 (continued from previous page)



(g)

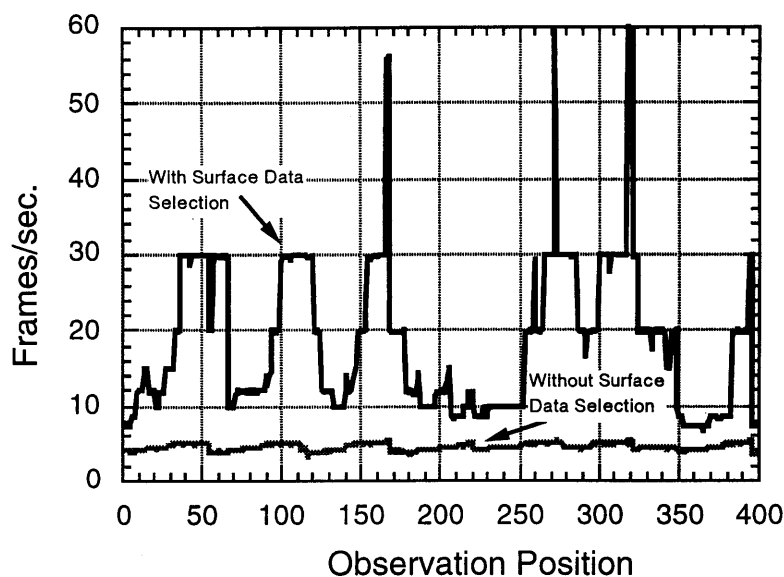


(h)

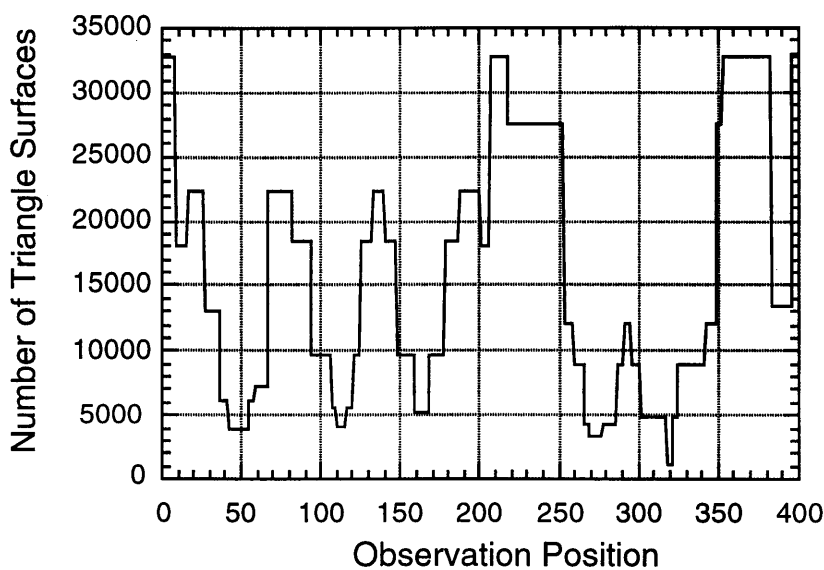


(i)

Fig.7.9 (continued) (i) Viewpoint and view direction in (a)-(h)



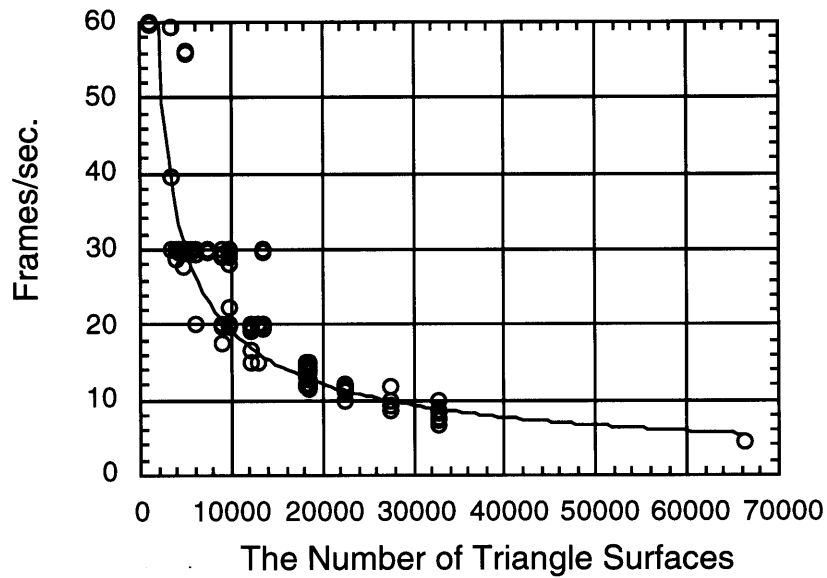
(a)



(b)

Fig.7.10 The result of improvement of rendering performance. (a) A rendering rate per second. Horizontal axis means the observation point number along the observation path. Vertical axis means the number of frames which are rendered in a second. (b) The number of selected surface data at each observation point. Total number of triangle surfaces is 66305.

(c) Relation between the number of frames rendered in a second and the number of the selected surfaces



(c)

Fig.7.10 The result of improvement of rendering performance. (a) A rendering rate per second. Horizontal axis means the observation point number along the observation path. Vertical axis means the number of frames which are rendered in a second. (b) The number of selected surface data at each observation point. Total number of triangle surfaces is 66305. (c) Relation between the number of frames rendered in a second and the number of the selected surfaces

7.5.2 高速表示の利点

一般に対話的システムの応答速度は非常に重要である。特に仮想化気管支内視鏡システムのような、リアルタイムで表示・観察・計測を行うようなシステムでは、その応答速度が、システムの使いやすさを決定すると言っても過言ではない。本手法は、このようなシステムの使いやすさを改善する一つの要素技術であると考えられる。さらに、本仮想化気管支内視鏡システムにおいて、液晶シャッター眼鏡を利用したステレオ視や、ヘッドマウントディスプレイを用いて、ユーザーの姿勢に応じた描画処理を行う場合などには、表示速度はとりわけ重要となる。本手法はこういった面においても有効であると言えよう。

7.5.3 枝ごとによる表示の妥当性

本手法は、枝単位に表示すべき面データの選択を行っているために、分岐の部分を通り過ぎる際、不自然な表示が行われる場合がある。このため、分岐部付近における枝選択の方法を今後改善する必要があるだろう。

7.5.4 他の手法との組み合わせ

今回の手法では、必要な枝のみを選択・表示している。そのため、視点位置が進むにつれて、今まで表示されなかった枝が、急に表示されるといった不自然さも多少ある。この問題を解決するため、面データ自体の数を、削減した粗い精度の面データを用いて、もう一段階先の枝を表示する方法を現在検討中である。ここでの面データの削減には、文献[Schroeder92, Turk92, Hoppe93, Guezuec95]で示されているような方法が、利用可能であると考えられる。これは、視点位置より遠い位置にある気管支の表示は、それほど細かい精度を必要としないためであり、これにより現在の表示速度をあまり犠牲にすることなく、より自然な表示が可能になると考えている。

7.5.5 面データ分類結果の他の目的への利用

本手法により分類された気管支の各枝は、解剖学的分類における気管支の各枝との対応付けが可能であるため、この分類結果を他の目的に利用することも可能である。例えば、解剖学において用いられる気管支の各枝の名前を、分類結果と前処理段階で得られる木構造を用いることにより、決定することが可能である。気管支の各枝の名前は、ある一定の規則に基づいて付けられており、木構造データを参照することにより、

容易に決定可能であろう。この名前付け機能を、気管支内視鏡システムに実現することにより、仮想化気管支内視鏡システム画像の上に、現在観察している場所の解剖学的名前を表示することが可能となる。

7.6 むすび

本章では、気管支の分岐構造に基づく、仮想化気管支内視鏡システムのための高速表示手法を提案した。本手法を前章の仮想化気管支内視鏡システムに組み込み、実際に表示速度が改善されることを確認した。今後の課題として、多試料を用いた表示速度に関する評価、分岐部付近における面データ選択アルゴリズムの改善があげられる。

参考文献

- [Drebin88] R.A.Drebin. : Volume Rendering, Computer Graphics (SIGGRAPH'88 Conferene Proceedings), 22, 4, pp.65-74 (1988-08)
- [Geiger95] B.Geiger and R.Kikinis : Simulation of Endoscopy, Computer Vision Virtual Reality and Robotics in Medicine, 905, pp542-548, Springer-Verlag, Heiderberg, Germany (1995-04)
- [Guezuec95] A.Gueziec : Surface Simplification with Variable Tolerance, Proceedings of MRCAS'95, pp.132-139 (1995-11)
- [Hoppe93] H.Hoppe, T.DeRose, T.Duchamp, J.McDonald, and W.Stuetzle : Mesh Optimization, Computer Graphics (SIGGRAPH'93 Conferene Proceedings), 27, 2, pp.19-26 (1993-07)
- [Levoy88] M.Levoy : Volume Rendering -Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics & Applications, 8, 3, pp.29-37 (1988-05)
- [Lorenen87] W.E.Lorensen and H.E.Cline : Marching Cubes - A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm, Computer Graphics (SIGGRAPH '87 Conferencne Proceedings), 21, 4, pp.163-169 (1987-07)
- [Mori94-1] 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, 電子情報通信学会パターン認識・理解研究会資料, PRU93-149 (1994-03)
- [Mori94-2] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 安野泰史, 片田和廣 : 医用3次元画像における管状図形抽出と気管支内視鏡画像のシミュレーション, 3次元画像コン

ファレンス '94 講演論文集 , pp.269-274 (1994-07)

[Mori95-1] K.Mori, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno and K.Katada. : Automated Extraction and Visualization of Bronchus from 3D CT Images of Lung, in N. Ayache ed., Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, 905, pp.542-548, Springer-Verlag Heiderberg Germany (1995-04)

[Mori95-2] 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 CT 像に基づく気管支内視鏡シミュレーションシステム(仮想化気管支内視鏡システム), 医用電子と生体工学, 33, 4, pp.43-51 (1995-12)

[Mori96-1] K.Mori, A.Urano, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada : Virtualized Endoscope System - an Application of Virtual Reality Technology to Diagnostic Aid, IEICE Transaction of Information and System, E79-D, 6 (1996-06) (印刷中)

[Mori96-2] K.Mori, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, K.Katada : A Fast Rendering Method Using the Tree Structure of Objects in Virtualized Bronchus Endoscope System, Proceedings of Visualization on Biomedical Computing (VBC)'96(1996-09)(印刷中)

[RSNA95] 例えば RSNA Scientific Program, Radiology, 197(P), Supplement to Radiology (1995-11)

[Saito95] T.Saito and J.Toriwaki : A Sequential Thinning Algorithm for Three Dimensional Digital Pictures using the Euclidean Distance Transformation, Proceedings of the 8th Scandinavian Conf. on Image Analysis, pp.507-516 (1995-07)

[Saito96] 齊藤豊文, 森健策, 鳥脇純一郎 : 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, 電子情報通信学会論文誌, J79-D-II (1996) (印刷中)

[Schroeder92] W.J.Schroeder, J.Zarge, and W.E.Lorenson : Decimation of Triangle Meshes, Computer Graphics, 26, 2, pp.65-70 (SIGGRAPH'92) (1992-07)

[Turk92] G.Turk : Re-Tiling Polygonal Surfaces, Computer Graphics (SIGGRAPH'92 Conference Proceedings), 26, 2, pp.55-64 (1992-07)

[Vining94] D.J.Vining, R.Y.Shitritin, E.F.Haponik, K.Liu, and T.H.Choplin : Virtual Bronchoscopy, Radiology, 193(P), p.261, Supplement to Radiology (RSNA Scientific Program) (1994-11)

第8章 3次元医用画像における物体表面上の最短距離及び経路の計測

8.1 はじめに

医学の分野では、高速CT装置の発達・普及により、3次元デジタル画像を扱う機会が増加してきている。同時に、これら3次元デジタル画像の読影を、計算機で支援するシステムの開発も進められており、これに関しては、本論文で述べた通りである[Hasegawa93, Kawada94, Wood95]。このような医用3次元画像の読影支援システムでは、様々な特徴量を計測する機能も要求される。

3次元画像における特徴としては、物体の長さ、角度、体積、表面積、球形度などの形状特徴を表すものが考えられる。例えば、第6章で述べた仮想化気管支内視鏡システム[Mori96]では、気管支径、分岐から分岐までの距離、気管支の中心軸に沿った2点間の長さ、気管支壁に沿った任意の2点間の長さなどを測る機能が必要である。また、手術シミュレーションシステムでは、対象とする臓器の体積、切開しようとする臓器上の2点間の距離（切開の長さに相当）の計測機能が必要である。

以上のような背景から、本章では、医用3次元画像から切り出された物体（臓器）に対する特徴量計測の一手法として、3次元2値図形の表面上の2点間の、最短距離および最短経路[Piper87, Lantuejoul84]を算出する手法について述べる。本手順は、3次元デジタル2値図形に対する距離変換の結果に基づいて、上記の計測を行なうものである。

以下、8.2で3次元デジタル画像における距離について簡単に触れた後、8.3で表面最短距離、および表面最短経路を求める方法について述べる。8.4で人工画像、およ

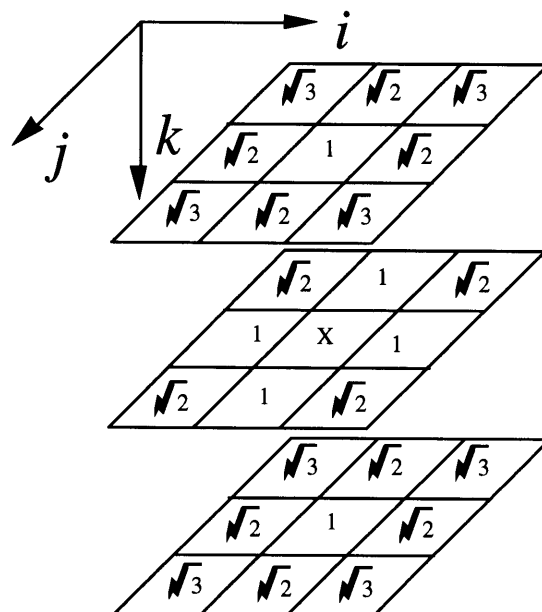


Fig. 8.1 Distance value of quasi Euclid distance (26-neighbor type)

び実際の3次元CT像に対して、本手順を適用した結果を示し、8.5で考察を加える。

8.2 準備

8.2.1 3次元デジタル画像における距離

3次元デジタル画像における距離関数としては、6,18,26近傍距離、前記の各近傍系列を組み合わせた可変近傍距離、ユークリッド距離、疑似ユークリッド距離など、様々な距離関数の取り方があり[Toriwaki85, Okabe83, Rangnemalm93], 実際のユークリッド距離との誤差、アルゴリズムの複雑さの両面などでそれぞれ特徴を持つ。

本文で提案する手順は、実際のユークリッド距離との誤差が比較的少なく、かつ、処理の実現が容易な疑似ユークリッド距離関数を採用する。これは、画素の近傍各点に対して、 $1, \sqrt{2}, \sqrt{3}$ のように、近傍中心と近傍画素との画素間距離に応じた距離値を配置し、近傍以外では、これらの値を組み合わせ距離値を求めるものである。また、近傍を大きくとればとるほど、ユークリッド距離に近づく性質を持つことが報告されているが[Rangnemalm93], 今回は、26近傍に配置した距離値のみを用いる。必要な処理は、26近傍型の局所処理の組み合わせで実現される。26近傍に配置された距離値をFig. 8.1に示す。

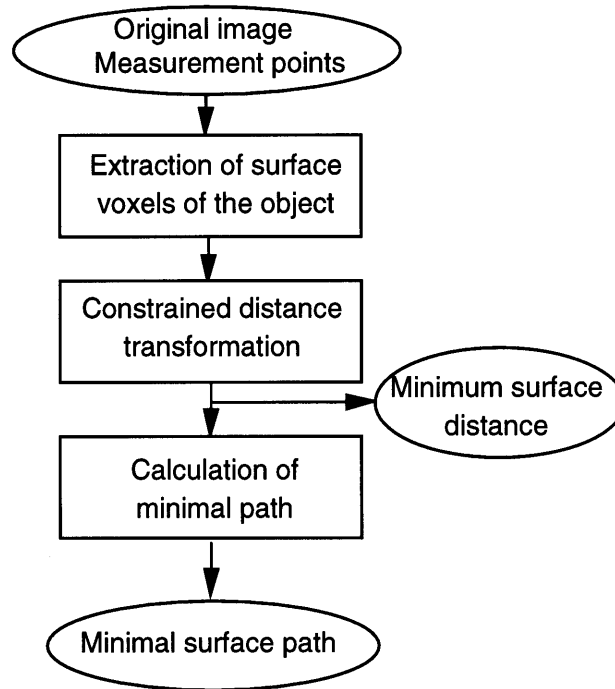


Fig.8.2 Whole procedure

8.2.2 図形表面上の2点間の最短距離及び最短経路

本文では3次元デジタル図形における表面上の2点AB間の表面最短経路を以下のよ
うに定義する。

[定義1](2点間の表面最短距離)

3次元2値図形上において、次の式(1)により得られる距離値を、2点AB間の表面最短
距離とする。

$$d_{\min}^{AB} = \min \left\{ |\pi|; \begin{array}{l} \pi \text{ は図形表面画素のみを} \\ \text{AからBへ至る経路} \end{array} \right\} \quad (1)$$

ただし $|\pi|$: 経路 π の長さ

[定義2](表面最短経路)

定義1の最短距離を与えるような経路 π を最短経路と呼ぶ。

一般に与えられた2点間の表面最短経路は1つとは限らない。

8.3 処理手順

8.3.1 処理の流れ

3次元図形の表面上の2点間の表面最短距離およびその経路は、各表面画素に一方の点

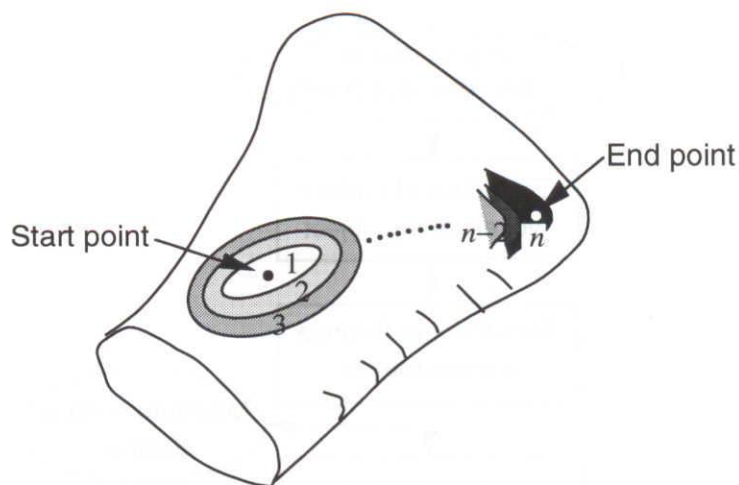


Fig.8.3 Surface distance transformation by propaagating distance value

から、表面画素に沿った距離変換を施すことで求められる。具体的な手順は次の3ステップからなる(Fig. 8.2).

まず最初に、図形表面画素のみを抽出する。次に、表面上の各画素に対して、始点(先に与える2点のどちらか)から表面に沿った距離を与えるような距離変換(図形表面画素内で距離変換を行うのでここでは表面距離変換と呼ぶ)を行う。最後に、終点(先に与える2点の片方)での距離値を求め、これを2点間の表面最短距離とする。

表面最短経路は終点を出発点とし、注目点の近傍で、その注目点の距離値を定めるのに用いられた画素を順次抽出することにより求められる。注目点が始点の位置に来たとき操作を終了し、抽出された画素の系列を最短経路とする。

全体の処理の流れを Fig.8.2 に示す。以下各手順について述べる。

8.3.2 図形の表面画素抽出

図形表面画素に沿った距離変換を行なう準備として、まず与えられた図形からその表面画素を抽出する。疑似ユークリッド距離は、26近傍に対して距離値を割り当てることによって定めるタイプであるため、ここで抽出される図形表面画素は、26連結の意味で連結していることが望ましい。そこで、背景に6近傍で接する画素を抽出し、ここでの表面画素とする。

8.3.3 表面距離変換による表面最短距離の計算

いま、上で得られた図形表面上に、距離を測るべき2点(始点と終点)が指定されているものとする。始点から図形表面にそって、順次距離値を伝播させる(Fig.8.3)。この

時、画素Pに対して、以下の式(2)により距離値 d_p を定める。

$$d_p = \begin{cases} d_p' + \Delta d & \text{if } d_p > d_p' + \Delta d \\ d_p & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

ここで、 d_p 注目画素Pにおける距離値
 d_p' 注目画素の近傍に存在する画素における距離値
 Δd 画素Pとその近傍画素P'の間の
 画素間距離

である。以上の処理を、全表面画素に対し距離値の伝播が終わるまで実行する。最後に、終点における距離値を2点間の表面最短距離とする。詳しい手順を付録(1)に示す。

8.3.4 表面最短経路

表面最短経路は、注目点の近傍で、その注目点における距離値を定めるのに用いた距離値を持つ画素を、終点から順次探索することにより求める。すなわち、最初に終点から出発し、注目画素の近傍点の中の画素のうち、以下の等式

$$d_p = d_p' + \Delta d \quad (3)$$

d_p 注目画素Pにおける距離値
 d_p' 注目画素の近傍に存在する画素における距離値
 Δd 画素Pと画素P'の間の距離

を満たすような画素P'を順次たどる。最終的に、必ず始点にたどり着くので（距離の与え方から明らか）、そのとき得られる軌跡(画素列)を表面最短経路とする。ただし、式(3)を満たす画素が、近傍内に複数存在する場合、最後に見つかった画素を便宜的に選択する。その結果、表面最短経路が複数存在する場合でも、1つの表面最短経路が決まる。これにより得られる表面最短経路の画素系列は、定義2を満たす。具体的手順を付録(2)に示す。

8.4 実験

前節で述べた手順を人工図形(球・円柱)、3次元CT像から得られた手および気管支の4種類の3次元画像に対して適用した。それぞれの画像の仕様、および、本手順により計測された2点間の表面最短距離を Table 8.1 に、人工図形における、始点と終点の位置を Fig. 8.4 に示す。また、本手順により求められた表面最短経路の例を Fig. 8.5 に示す。

す。さらに、本計測手順を利用して、第6章で述べた仮想化気管支内視鏡システム上で、気管支内壁に沿った距離を計測している様子を Fig. 8.6 に示す。

次に、求められた表面最短距離値の精度に関する評価を行うために、円柱の半径及び高さを変化させ、連続図形における最短距離との誤差に関する評価を行った。更に比較のため、6,18,26近傍距離関数を用い、同様の実験を行った。円柱の半径と高さの比を、一定 (=2:3) にし、半径の画素数を変化させた時の、最短距離の計算結果、連続図形における理論的な最短距離、計測結果の理論値に対する絶対誤差および相対誤差の変化を Fig. 8.7 に示し、円柱表面画素数に対する処理時間の関係(計算機: SUN SPARC station20/61)を Fig. 8.8 に示す。

8.5 考察

8.5.1 表面最短距離の精度

人工図形(球, 円柱)においては、2点間の表面最短距離の理論値を幾何学的に求めることができる。本手法により求められた結果と、連続図形において理論的に求められた結果を比較したものを Table 8.1 に示す。疑似ユークリッド距離による表面最短距離の計測結果は、連続図形上における最短距離とほぼ一致していることがわかる。しかし、球・円柱どちらにおいても計測結果の方が、理想的な値を若干上回っていることが分かる。これは、疑似ユークリッドの距離関数は、26近傍にしか正確な距離を配置せず、それ以上離れると、26近傍に割り振った距離値の組み合わせになるため、距離値が大きくなるものと考えられる。

Fig. 8.8 のグラフから、本手順による計測結果の、理論値に対する相対誤差は、最短距離の絶対値に関わらずほぼ4.5%であることが知られた。また、6,18,26近傍距離関数による結果と比較し、疑似ユークリッド距離関数による結果の方が、誤差が小さい(相対誤差で1/3~1/7)ことも知られた。これらは、疑似ユークリッド距離で測定された距離値が、比較的低い相対誤差内で信頼できることを示唆している。さらに、疑似ユークリッド距離関数のユークリッド距離に対する相対誤差の理論的上限が分かれば、実用上かなり信頼度の高い距離値として使えることを示している。本手順の適用を予定しているCT像は画像の大きさが約512x512x60画素、画素の大きさが約1mmであり、測定する部位の長さはそれほど長くなく、おおよそ100mm程度である。今回得られた相

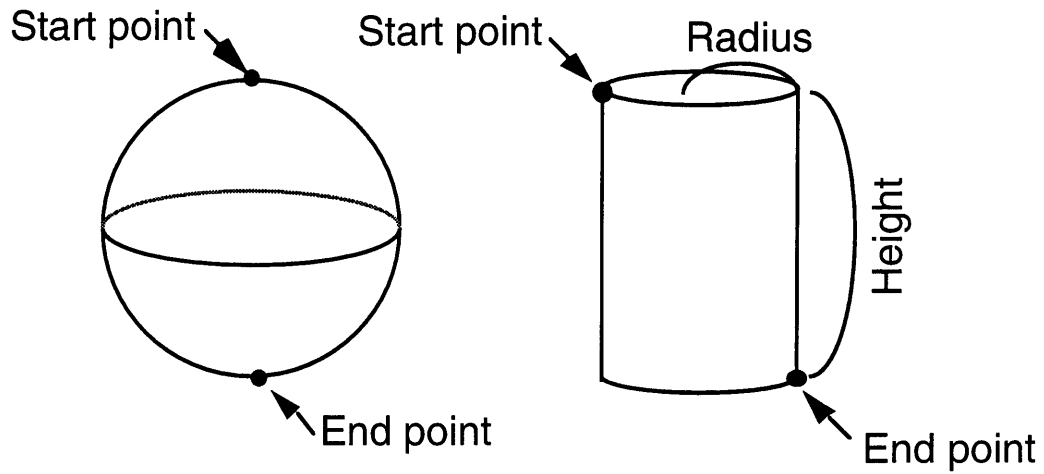
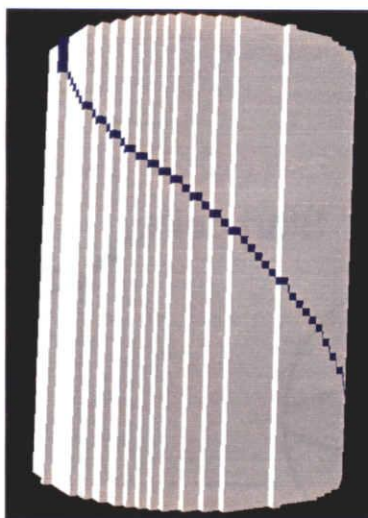


Fig.8.4 Position of start and end points specified on artificial objects for calculation

Table 8.1 Image specification and measured results

Name of test image	Image size	Measured value	Ideal value
Sphere ($r=20$)	64x64x64	67.7	62.83
Cylinder($r=20$)	64x64x64	92.82	86.87
Hand	320x320x120	184.27	—
Bronchus	201x91x62	162.58	—

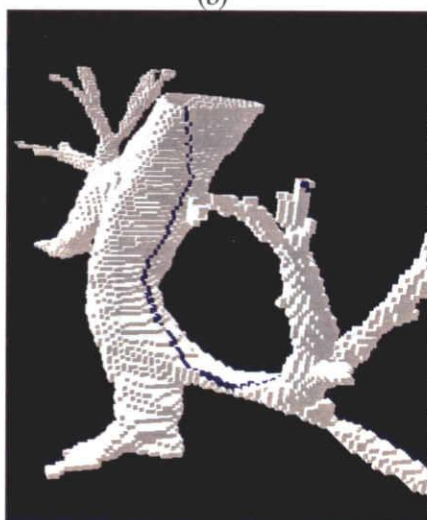
Unit : voxel



(a)



(b)



(c)

Fig. 8.5 Examples of calculated minimal path : (a) Artificial object (cylinder), (b) CT image (hand : start point is tip of thumb and endpoint is tip of little finger), (c) CT image (bronchus)



Fig.8.6 Applications to virtualized bronchus endoscope system

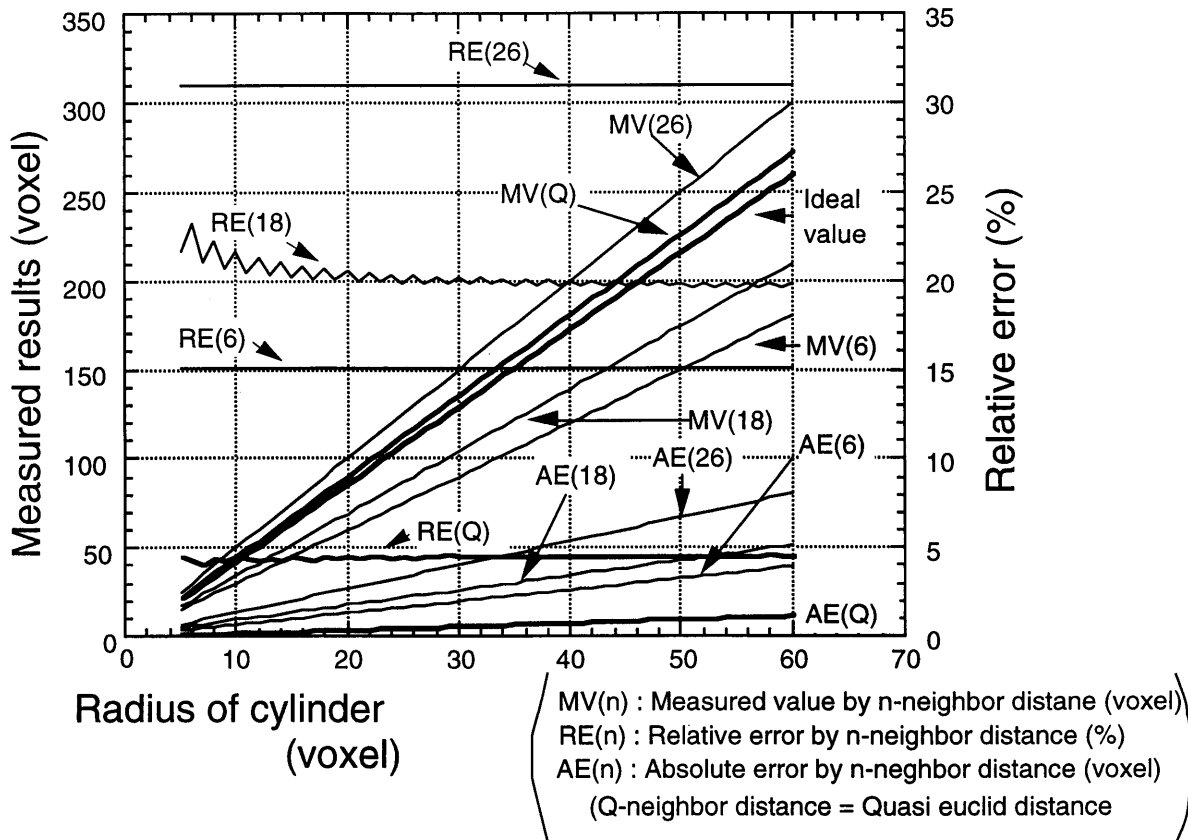


Fig.8.7 Comparison of measured and ideal value of minimum surface distance (in case of artificial object (cylinder))

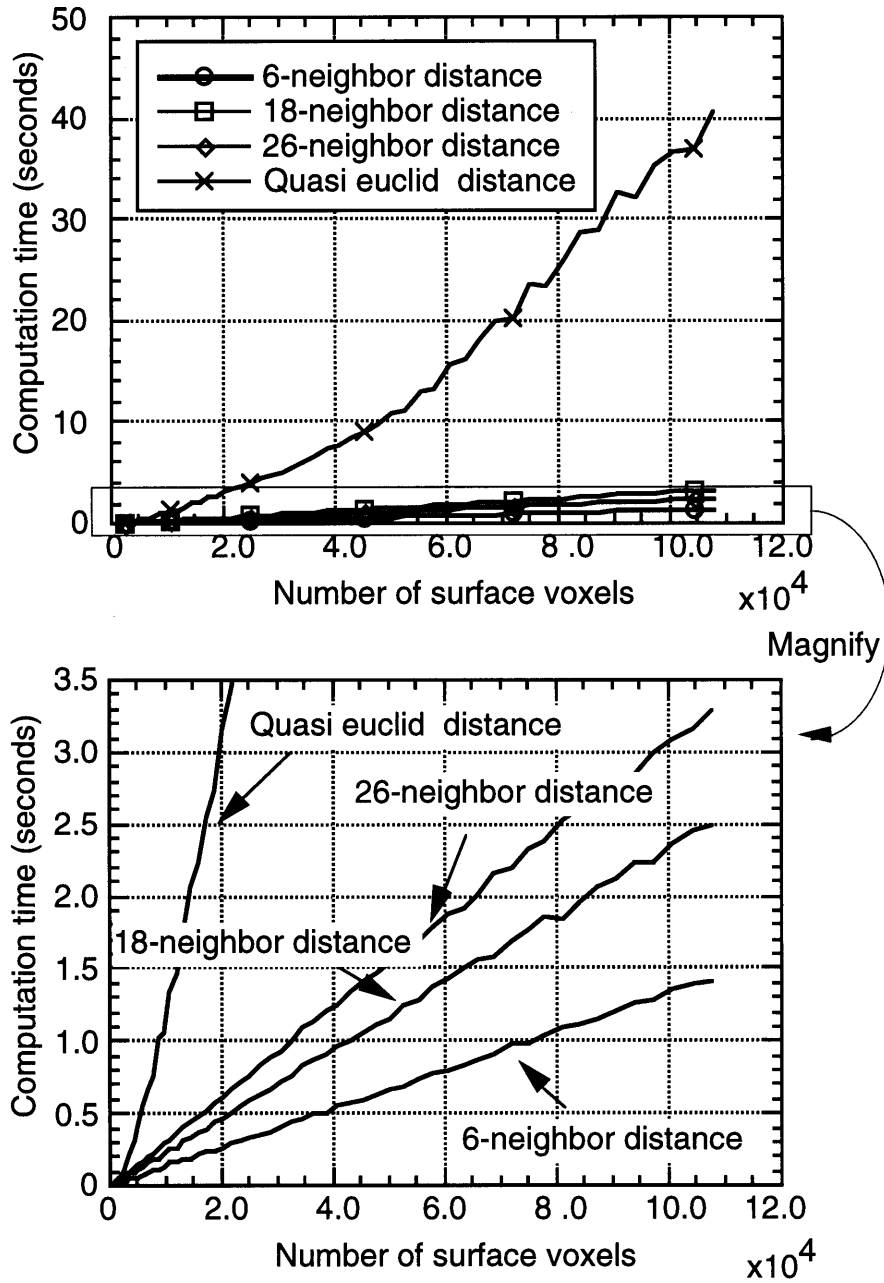


Fig.8.8 Relation of the number of surface voxels and computation time

対誤差約4.5%という値は、要求される処理時間と精度の兼ね合いからみてほぼ満足できるものであると考えられる。

また、ユークリッド距離を用いることにより測定精度の向上が期待できるが、3次元デジタル画像における図形表面画素に沿った距離値の定義が難しく、今後の検討を要する。

8.5.2 表面最短経路の妥当性およびその数

Fig.8.5に示すように、人工図形及び実際の図形を用いた実験で、本手順により求められた最短経路の妥当性が目視により確認できた。

しかし、本論文で定義する2点間の表面最短経路は複数存在する。これらの経路の中には、人が見て不自然と感ずるもの（当然定義2は満たす）も含まれており、本論文で述べた手順が、それを抽出する可能性もある。そこで、これらの最短経路の集合の中から、人が見て自然と感ずる最短経路を選択するための何らかの評価尺度を、今後考える必要がある。予備実験によれば、経路が長くなるに従って、最短経路の数が爆発的に増加することが知られている。より自然な最短経路の選択を考えた場合には、この組み合わせ数の爆発を避ける何らかの方策を考えることが必要となろう。

8.5.3 計算時間

実際のCT像に対する処理の場合(Fig.8.5(b)(c))、約10秒程度(計算機:SUN SPARC station 20/61)で処理が終了する。これは、実用上ほぼ満足のいく時間であろう。しかし、Fig.8.8に示す計測結果から、計算時間は、表面画素数の2乗に比例することが推測されるため、今後より高速な処理手順の開発が必要とされる。

また、Fig. 8.7, 8.8に示す結果から、表面距離変換で用いる距離関数を、6,18,26近傍型に変更した場合、誤差は疑似ユークリッド距離関数と比較して大きくなるが、処理に要する時間は、疑似ユークリッド距離と比較し短くすむことがわかる。しかし、実際のCT像に対する処理は、疑似ユークリッド距離関数を用いた場合でも、実用的な時間内で終了するため、疑似ユークリッド距離関数を選択することは、処理速度と精度の観点から妥当であると言える。

ところで、本手法で用いた表面距離変換は、逐次型処理と並列型処理を組み合わせたアルゴリズムであるが、逐次型アルゴリズムで実現できる可能性もある。しかしこの場合、画像走査を、6,18,26近傍距離、疑似ユークリッド距離関数、いずれを用いる

にしても、2回以上反復する必要があると予想される。今後、逐次型アルゴリズムによる距離変換を実現し、本手順に示す方法と計算量の比較を行う必要がある。

8.6 むすび

本章では、医用3次元デジタル画像において、物体（2値図形）表面に沿った2点間の最短距離・経路を求める方法を示し、実際に人工図形および3次元CT像に適用して良好な結果を得た。また、最短距離の計測値と理論値との簡単な比較を行い、本方法による結果の信頼性を評価した。

今後の課題として、本手法の多試料（人工図形・CT像とも）への適用、及び得られた計測値の精度の評価、自然な最短経路選択法の開発、本手法による測定値の臨床的な評価、対象臓器における実測値とCT像からの計測値との間の関係の解明、処理の高速化などがあげられる。

参考文献

- [Hasegawa85] 長谷川 純一, 森 健策, 鳥脇 純一郎, 安野 泰史, 片田 和廣: 3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II 4, 8, pp.1587-1594 (1985-04).
- [Kawada94] 河田佳樹, 仁木登, 佐藤均, 隈崎達夫: コーンビームCTによる血管の診断・治療支援システム, 日本医用画像工学会研究会研究報告 94, pp.8.1-8.6 (1994-01)
- [Lantuejoul84] C. Lantuejoul, F. Maisonneuve: Geodesic Methods in Quantitative Image Analysis, Pattern Recognition, 17, 2, pp.177-187 (1984)
- [Mori96] K.Mori, A.Urano, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada: Virtualized Endoscope System - an Application of Virtual Reality Technology to Diagnostic Aid, IEICE Transaction of Information and System, E79-D, 6 (1996-06) (印刷中)
- [Okabe83] 岡部直木, 鳥脇純一郎, 福村晃夫: 3次元デジタル画像上の距離関数の基礎的性質, 電子情報通信学会論文誌, J66-D, 83 pp.2599-267(1983-03)
- [Piper87] J. Piper, E. Granum: Computing Distance Transformations in Convex and Non-Convex Domains, Pattern Recognition, 20, 6, pp.599-615 (1987)
- [Ragnemalm93] I. Ragnemalm: "The Euclidean Distance Transformation", Linkoping Studies in Science and Technology. Dissertations, No.304 (1993)

[Toriwaki85] 鳥脇純一郎, 横井茂樹 : 3次元デジタル画像処理アルゴリズムの基礎, 電子情報通信学会論文誌, J68-D, 4, pp.426-432 (1985-04).

[Wood95] S. A. Wood, J. D. Hoford, E. A. Hoffman, E. Zerhouni and W. Mitzner : A Method for Measurement of Cross Sectional Area, Segment Length and Branching Angle of Airway Tree Structures in Situ, Computerized Medical Imaging and Graphics, 19, 1, pp.145-152 (1995)

付録

(1) 表面距離変換 (疑似ユークリッド型)

- 準備 -

FIFO Queue Q : 座標値及び距離値を格納

(リングバッファ) (入力)

 $F=\{f_{xyz}\}$: 入力画像(図形表面画素を1その他を0)

(入力)

 $G=\{g_{xyz}\}$: 作業用配列(初期値は0とする)

(出力)

 m_dist : 2点間の最短距離が入る

(出力)

 (x_s, y_s, z_s) : 測定開始点

(入力)

 (x_e, y_e, z_e) : 測定終了点

(入力)

 (x', y', z') : 点 (x, y, z) の近傍点 $(x', y', z') \in \text{neighbors26}(x, y, z)$ (変数) c : Q から取り出した距離値を格納 (変数) (x, y, z) : Q から取り出した座標値を格納 (変数) $\text{register_to_}Q(x, y, z, c)$: Q の最後尾に座標値 (x, y, z) 及び距離値 c を付け加える (関数) $\text{extract_from_}Q(x, y, z, c)$: Q の先頭から座標値及び距離値を取り出し (x, y, z) 及び c に代入

(関数)

- 処理 -

 $\text{register_to_}Q(x_s, y_s, z_s, 1)$; $\text{while}(\text{NOT}(\text{empty_queue}))\{$ $\text{extract_from_}Q(x, y, z, c)$ $\text{if}(g_{xyz} \neq 0 \text{ or } g_{xyz} > c)\{$ $g_{xyz} = c;$ $\text{for}(\text{all}(x', y', z'))\{$

$$d = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2}$$

 $\text{if}((f_{x'y'z'} \neq 0) \text{ and } ((g_{x'y'z'} = 0) \text{ or } (g_{x'y'z'} > c + d)))\{$

```

        register_to_Q(x', y', z', c+d);
    }
    }
    }
    }
}

```

$m_dist = g_{x_e, y_e, z_e} - 1$

(2) 最短経路算出

- 準備 -

$F = \{f_{xyz}\}$: 入力画像(表面距離変換結果)

(入力)

$G = \{g_{xyz}\}$: 開始点から終了点までの最短経路が格納される

(初期値は 0 とする)

(出力)

(x_e, y_e, z_e) : 測定終了点

(入力)

(x', y', z') : 点 (x, y, z) の近傍点

(変数)

$(x', y', z') \in \text{neighbors26}(x, y, z)$

ϵ : 十分小さな数

(定数)

- 処理 -

$cur_dist = f_{x_e, y_e, z_e};$

$x = x_e; y = y_e; z = z_e;$

while ($f_{xyz} > 1.0$) {

for (**all** (x', y', z')) {

if ($|f_{x', y', z'} + \sqrt{(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2} - f_{xyz}| < \epsilon$) {

$p = x'; q = y'; r = z';$

}

}

$x = p; y = q; z = r;$

$g_{xyz} = 1;$

}

第9章 むすび

9.1 総括

本論文では、主に3次元胸部CT像の診断支援システムに関して、さまざまな臓器を自動認識手法に関する研究と、その結果を表示する手法について述べた。

3次元胸部CT像の診断支援システムに関する研究は、高精度な3次元画像が取得できるようになったのが最近であることもあり、本論文に示す方法以外には、他の研究グループによる報告は、これまでにほとんど皆無であった。これは、3次元胸部CT像が登場した当初での、計算機の計算能力、記憶容量に制限があったこと、高精度の3次元画像を短時間で撮影することができなかつたことが挙げられよう。一方、本論文で示したすべての手法は、3次元画像処理に基づいており、それらの発表時点に置いては、実際の胸部画像を用いてすべての処理を行った初めての報告であると言える。

医学の分野における3次元ボリューム画像の普及は目覚ましく、医師からの計算機による読影支援に対する要望は非常に強い。特に臨床の場では、3次元画像をスライス画像としてフィルム上に記録し、シャウカステン上で読影を行っているのが現状である。しかし、3次元画像に含まれる情報は莫大なものであり、このようなスライス画像のみから、すべてを読みとることは不可能である。そのため、3次元画像に含まれる情報を分かりやすく提示する方法の開発が望まれていた。

画像中に含まれている病変部等が、真の病変部か否かを判断するのは、最終的にはもちろん医師の手に委ねられるべきであるが、3次元画像を分かりやすく提示するには、やはり、計算機側でもある程度、画像を認識しておく必要がある。例えば、読影負担を軽減する方法として、異常と思われる部位を、計算機が重点的に医師に対して提示することが考えられる。これを行うには、もちろん異常陰影を計算機側が認識しておく必要がある。また、医師は読影の際、肺の血管・気管支の走行状況を読みとり

ながら最終的な判断を行っているが、医師の読影を計算機が支援するならば、計算機もこれと同じ事ができる必要がある。そのためには、まず最初に、各臓器を正確に認識しておく必要がある。

3次元医用画像を分かりやすく表示する方法としては、対象となる臓器を、コンピュータグラフィックスにより表示する方法が、一般的に用いられている。しかしこの場合でも、観察したい臓器を正確に認識しておく必要があり、正確な3次元表示を行うには、正確な3次元画像の認識手法が必要となる。結局、画像の認識がうまく行われないと、計算機は、有用な情報を提示することができないと言えよう。また、表示方法としても、従来は、臓器を外側から観察することに重きがおかれてきた。しかし、コンピュータグラフィックスにより臓器を表示する場合、その形状情報は計算機上に構築されているため、任意の視点位置から、任意の方向を観察することは可能なのである。システムの認識部において計算機が認識した画像を観察する場合、医師が観察したい方向を自由に設定でき、かつ、結果がリアルタイムで表示されてこそ、真に有用な診断支援システムが完成すると言えるであろう。

こうした、認識と表示を組み合わせた3次元胸部CT像の診断支援システムの開発を念頭におきながら、本論文で述べた研究は行われた。個々の処理手法は独立しているように見えるかもしれないが、これらの一つ一つの処理手法は、3次元医用画像の診断支援システムを開発する上での要素技術と成りうるものである。

さて、本論文の3章から5章では、3次元胸部CT像から、肺野内構造物（肺野領域、肺がん候補領域、気管支領域）を認識する手法の提案を行った。3次元画像は大量のデータを有するため、処理時間・記憶容量の観点からできる限り単純な処理を用いることとした。しかし、3次元画像の持つ情報量の多さと、3次元画像処理がもつ強力な処理能力により、本論文で示したいずれの手法も、対象となる臓器をかなり高い精度で抽出することに成功している。

3章においては、胸部CT像を処理する上で基礎となる情報である、肺野領域の認識手順について述べた。肺野領域の抽出には、まず初めに、しきい値処理により大まかな肺野領域の形状を決定し、それに対して、肺野形状の知識を用いて補正することにより、正確な肺野領域の決定が行えることを示した。この手法を実際の胸部CT像に適用した結果、ほとんどの症例で肺野領域を正確に抽出できることが確認された。

4章においては、胸部CT像から肺がんと疑われる部位を自動的に認識する方法について述べた。異常陰影の認識手法は、将来3次元胸部CT像による肺がんの集団検診が実用となったときに、集団検診支援システムの核となる手法である。ここでは、3次元距離変換・逆距離変換と言った基本的な3次元画像処理手順を用い、血管・がん病変部との形状の差異を認識することで、肺がん病変部候補領域の抽出を行う手順の提案を行った。その結果、拾いすぎがある程度発生するものの、真の肺がんを見落とすことなく検出可能であることを確認した。ここでは、少数の症例に対しての実験にとどまっており、本手法による肺がん検出能力の評価は今後の課題とされた。

5章においては、気管支領域を胸部CT像より自動的に抽出する方法の提案を行った。この方法は、気管支を抽出する際、気管支壁を直接抽出するのではなく、その内部の空気の領域を抽出することにより、気管支領域の抽出するものである。ここでは、3次元的な領域拡張法により、気管支内部の空気領域を3次元的に追跡する手順を開発した。また、抽出に必要なパラメータが、自動的に最適化される仕組みを用意した。その結果、かなり高い精度で、気管支領域を抽出可能であることを確認した。この結果は、仮想化気管支内視鏡システムに適用可能であり、本手法を用いることで、途中一切の手入力を必要とすることなく、仮想化気管支内視鏡シミュレーションが可能であることを確認した。

次に、本論文の6章から8章では、上記の手法により認識された結果を提示する一つの手法として、仮想化内視鏡システム、および、それを実現するための要素技術に関して述べた。ここで提案した仮想化内視鏡システムは、バーチャルリアリティの考え方を応用し、臓器内部の探索を、対話的に動画像を用いて行うものであり、従来の医用画像観察方法とは異なる新しい画像観察手法となりうるものである。

6章においては、人体を探索しながら診断を行うシステムに関する基本的な考え方と、この考え方に基づいた仮想化内視鏡システムの一例を、システムの各種機能を紹介しながら述べた。さらに、このシステムに対して、実際の医用3次元画像を適用することで、本システムの評価を行った。その結果、本システムが臓器の内部・外部を問わず自由に観察可能であり、観察者はあたかも仮想化された人体の内部に入り込んで観察することのできるシステムであることを確認した。また、仮想化環境中で種々の計測が可能であることを確認した。

7章においては、仮想化内視鏡システムの一つの発展型である、仮想化気管支内視鏡システムの高速度表示手法に関して述べた。仮想化内視鏡システムのような、医用画像の対話型観察システムでは、表示品質を落とすことなく、できる限り高速に表示可能なシステムの開発が望まれている。本章では、気管支の持つ樹状構造を3次元画像処理により計算機で認識し、これを用いて必要とされる部位のみを描画することで、高速描画する手法の開発を行った。その結果、表示品質を落とすことなく、高速な表示が可能であることを確認した。

8章においては、診断支援システムで必要な計測機能の一つとして、臓器壁面上に沿った2点間の壁面に沿った最短距離を計測する手法について述べた。この手法も、3次元画像処理手法の一つである距離変換手法に属する。本手順を、人工的に発生させた3次元2値画像に適用した結果、比較的小さな誤差かつ短い計算時間で、2点間の表面最短距離を計測可能であることを確認した。また、本計測手法の仮想化内視鏡システムへの組み込みを行い、実際の臓器表面上で計測を行った。

9.2 今後の課題・展望

本論文で示した手法に関する具体的な今後の課題については、本論文の各章において述べた。本項では、もう少し上のレベルから、3次元医用画像診断支援システムに対する今後の課題・展望について述べたい。

本論文では、基本的な3次元画像処理手法、コンピュータグラフィックス手法、バーチャルリアリティ技術を用いることにより、胸部CT像から肺野、気管支、肺がんの認識手法を提案し、また、3次元医用画像に含まれる臓器の内・外部を自由に探索可能なシステムの提案を行った。しかし、ここでシステムの評価に用いられた症例数は非常に少なく、胸部間接撮影像の読影診断支援システム開発の評価段階において用いられている約300例という症例数と比較すると、明らかに少なすぎると言わざるを得ない。従って、ここで示した手法の統計的な評価を行う上でも、多数の試料による実験を直ちに行わなければならない。しかし、3次元医用画像は臨床の場において発生するものであり、今後は計算機を臨床の場に持ち込み、本論文で示す各種手法の評価を行う必要がある。また、近年のネットワーク技術の発展により、広帯域のネットワークを手軽に利用できるようになってきており、多症例によるシステムの評価として、これらのネットワークを利用する方法も考えよう。

知識型処理手順,特に人体の解剖学的知識に基づいた処理手順の開発も必要であろう。現在の所,各種構造物の認識においては,それらのCT像上における画像的な特徴しか用いておらず,人体の解剖学的な知識は用いられていない。しかし,人体の解剖学的知識に基づき,構造物の認識・解析を行うことより,より精度の高い抽出を行うことができるであろう。さらには,計算機上の仮想的な医師と人間の医師が互いに強調しながら診断を下すシステムが実現可能となるであろう。

仮想化内視鏡システムは,従来には無い新しい医用画像観察ツールであるといえるが,このシステムは3次元医用画像診断支援システムプラットフォームになりうるであろう。すなわち,仮想化内視鏡システムを人体探索ツールとして発展させ,このツール内に本手法で示す処理手法を組み込むことにより,総合的な診断支援システムを開発することである。医師は人体探索ツールを用いて,イメージング装置から撮影される画像を探索することで診断を行うのに必要な情報を取得できるものと思われる。

謝辞

本論文で述べた研究は、筆者が名古屋大学工学部および名古屋大学大学院工学研究科博士課程在籍中の約5年間の間に行ったものである。研究室配属時、研究に関して何も知らなかった私がここまでこられたのは、多くの先生方のご指導と研究室の先輩方の温かい助言、ならびに、私と共に実験を進められた方々によるところが大きい。以下ではこの場を借りて、これらの方々へのお礼の言葉を述べる。

まず最初に、筆者の恩師である本学鳥脇純一郎教授に深く感謝します。先生には、本研究のきっかけを与えていただき、そのすべてにわたり無数の御指導、御鞭撻を頂きました。また、先生は、研究のみでなく日本学術振興会特別研究員応募等、常に様々な新しい事柄に対し挑戦する機会を与えて下さいました。重ねて深く感謝いたします。

次に、本論文に目を通され、ご指導、ご鞭撻を頂きました本学大西昇教授に感謝致します。

本学横井茂樹教授には、本論文に関し、様々なご指導を頂きました。また、日頃から筆者の研究に対してご指導・助言を頂きました。ここに深く感謝いたします。

また、本研究に関して数限りない助言とご指導を頂きました。恩師である中京大学情報科学部長谷川純一教授に深く感謝致します。先生には、筆者の拙文に、常に丁寧に筆を加えて頂きました。また、研究だけでなく、様々な事柄に対し、常日頃からいろいろとご指導を頂きました。重ねてお礼申し上げます。

本論文で用いたCT画像を提供頂き、また研究に関して直接ご指導頂きました藤田保健衛生大学片田和廣教授に感謝致します。先生には筆者が学部4年生の時から今日までの約5年間の間、CT像の処理方法、今後の展望等に関し、医学的な立場から多数のご指導を賜りました。厚くお礼申し上げます。

藤田保健衛生大学安野泰史講師に感謝致します。先生には胸部CT像の読影法から、その処理方法、今後の展望まで、様々な事柄をご指導頂きました。また、お忙しいにも関わらず、異常部位のマーキング等も快くお引き受け頂きました。重ねて感謝の意を表します。

鳥脇研究室のディスカッション等において有益なご意見を頂きました。本学安田孝美助教授、田中敏光助教授に感謝致します。

本学岡田稔助教授には、ディスカッションの場において有益なご助言を頂きました。また、先生には計算機の管理法も教えて頂きました。深く感謝致します。

本学斉藤豊文講師ならびに清水昭伸助手には、研究に関する多くのご助言を頂くとともに、普段の生活において数多くのことを学ばせて頂きました。深く感謝致します。

本論文6章で述べた仮想化内視鏡システムに関して、医学の立場から様々なコメント、ご指導を頂き、貴重な試料画像の提供をいただいた、札幌医科大学名取博教授、札幌厚生病院森雅樹博士、北海道恵愛会南一条病院高島博嗣博士、本学医学部池田充博士に感謝いたします。

筆者が研究を行うにあたり、必要な計算機環境の整備をしていただきました。本学大下弘技官に感謝致します。

鳥脇研究室において筆者の先輩である、北川英志博士(現富士通)、東海彰吾博士(現京都大学)、目加田慶人博士(現宇都宮大学)には、研究に対するご助言を頂き、普段の生活においても様々なご指導を頂きました。深く感謝いたします。

筆者の良き友人である、東京大学大学院生増谷佳孝君は、本論文に示した研究成果の学会発表等で、いろいろとお世話になりました。ありがとうございました。

筆者と同じ研究室で、同期の藤井哲也君には、計算機の使用法で、いろいろと相談にのっていただきました。感謝致します。

筆者の実験を手助けして頂いた、本学大学院生浦野明裕君(現日立製作所)、遠藤知彦君(現トヨタ自動車)、安江正宏君、本学学生岡修次君(現日立メディコ)、中京大学大学院生瀧剛君、吉田卓司君、桜井映治君に感謝致します。

本研究を行う過程において、多大の協力と有意義な議論を頂きました名古屋大学鳥脇研究室ならびに中京大学長谷川研究室の皆様感謝いたします。

日本学術振興会ならびに同会特別研究員制度に感謝いたします。同会からは、筆者が博士課程後期課程に在学中の間、様々な面において援助して頂きました。

最後に、本研究を行う上で、生活面からの援助をして頂きました、家族ならびに林香織さんに感謝いたします。

