

手術シミュレーション・ナビゲーション
のための画像処理に関する研究

出口 大輔

名古屋大学大学院情報科学研究科

2006年1月

手術シミュレーション・ナビゲーション
のための画像処理に関する研究

出口 大輔

名古屋大学図書



11564207

報告番号	甲第 7095	号
------	---------	---

目次

第 1 章	序論	1
1.1	外科手術と医用画像処理	1
1.1.1	手術の歴史	2
1.1.2	医用画像とコンピューター支援外科	3
1.2	手術シミュレーションシステム	5
1.3	手術ナビゲーションシステム	8
1.4	本研究の位置付け	11
1.5	本論文の構成	15
第 2 章	多時相 CT 像からの肝臓領域抽出手法	17
2.1	はじめに	17
2.2	肝臓領域抽出の概要	20
2.3	肝臓抽出手順	21
2.3.1	前処理	21
2.3.2	CT 値分布の推定	21
2.3.3	おおまかな肝臓領域の抽出	26
2.3.4	輪郭補正	29
2.4	実験	30
2.5	考察	33
2.6	まとめ	37

第 3 章	仮想前立腺に対する針生検シミュレーションシステム	39
3.1	はじめに	39
3.2	仮想針生検シミュレーションシステム	41
3.2.1	仮想針生検シミュレーション	41
3.2.2	針生検手法の定量評価	44
3.3	仮想前立腺モデル	45
3.4	針生検手法	48
3.4.1	系統的分割生検	48
3.4.2	新しい生検針配置法	48
3.5	実験	49
3.6	考察	53
3.7	まとめ	54
第 4 章	イメージレジストレーションを用いた気管支鏡カメラ動き推定手法	57
4.1	はじめに	57
4.2	カメラ動き推定処理の概要	60
4.3	実気管支鏡カメラの動き推定手法	62
4.3.1	カメラパラメーター	62
4.3.2	特徴的な領域に限定した画像間類似度計算法	63
4.3.3	画像間類似度の計算	66
4.3.4	カメラ動き推定処理	67
4.4	実験	69
4.4.1	特徴的な領域の選択	69
4.4.2	実気管支鏡ビデオに対する実験	70
4.5	考察	76
4.5.1	特徴的な領域の選択	76
4.5.2	カメラ動き推定性能	77
4.5.3	画像間類似度	81
4.6	まとめ	82
付録 A	RGB 表色系から HSV 表色系への変換	83
付録 B	仮想化内視鏡像の生成パラメーター	83

第 5 章	動き予測を利用した気管支鏡カメラ動き推定手法	85
5.1	はじめに	85
5.2	気管支鏡カメラの動き推定手法	86
5.2.1	カルマンフィルタ	86
5.2.2	気管支鏡カメラの動きモデル	87
5.2.3	カメラ動き推定処理	88
5.3	実験	91
5.4	考察	95
5.5	まとめ	99
第 6 章	むすび	101
6.1	総括	101
6.2	今後の課題と展望	103
謝辞		107
参考文献		111

第1章

序論

本論文は、手術シミュレーションと手術ナビゲーションのための画像処理に関する筆者の研究成果をまとめたものである。以下、本章では、まず 1.1 で診断・手術の歴史について概観し、医用画像とコンピューター支援外科の重要性について考察する。次に、1.2 で手術シミュレーション、1.3 で手術ナビゲーションについて概説する。そして、1.4 で本研究の位置づけと目的を述べ、1.5 で本論文の構成について述べる。

1.1 外科手術と医用画像処理

我々が日常生活を送る上で、病気や怪我等で病院へ行った経験がない人はほとんどいないのではないだろうか？ 現在、我々が病院で受ける診断や治療といったものが、時代とともにどのように変化し、現在の診断や手術に欠かすことのできない発見はいつなされたのかに関する医学の歴史を知るとはとても興味深い。そこで、現在では外科手術において当然のように用いられる麻酔、消毒、輸血の技術、さらには近年注目を集めている X 線 CT や MRI の登場により医学がどのように変化してきたかについて概観する。そして、現在広く利用されている X 線 CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) などの医療機器が現在の手術や診断にどのような影響を与えているかについて考察し、医用画像処理を用いた高度な手術支援の実現について述べる。

1.1.1 手術の歴史

最も最初に外科手術が行われたのはいつの時代であろうか。最も古いものとしては、新石器時代の洞窟住人の頭蓋骨に穿頭術*を行った痕跡が見つまっている [1, 2]。穿頭術を行った目的は明らかにされていないが、石英刀などの道具しかない時代に外科的手術が行われていたという事実は非常に興味深い。

時は流れ、我々が病院で病気や怪我の診断・治療を受ける際に用いられる現代医学の源流が古代ギリシャに始まる。古代ギリシャにおける医学は、紀元前6世紀から紀元前2世紀頃のエーゲ海を中心とし、解剖学、生理学、病理学の基礎を築いた。これは、現代の医学用語の基がギリシャ語であることからもうかがうことができる。また、現代医学の父ヒポクラテス（紀元前460年頃）が活躍し、記録に残る人体解剖が行われたのもこの時代である [3]。外科的治療はどのようなものであったかを見ると、骨折の修復や創傷の治療が主であり、当時は傷口の縫合や血管の結紮、さらには感染予防法などがまだ知られていない時代であった [4]。その後、ローマ時代には人体解剖が禁止され、それ以降12世紀までは解剖には動物を用いていた。再び人体解剖の必要性が高まってきたのは11世紀以降であり、現代医学の基礎である解剖学が学問として確立したのは16世紀になってからである。

17, 18世紀においては、骨折の治療、四肢切断術、ヘルニア、結石摘出術、乳がん摘除術、産科術などに解剖学の知識が活かされるようになった。しかし、この時代はまだ麻酔法が確立しておらず、無麻酔下でのヘルニア手術、動脈瘤の摘除などが行われている。無麻酔下であるため、患者の苦痛はいかほどであったか、想像に難くない。また、消毒や輸血法も発明されていない時代であり、手術が成功する確率は非常に低かったと考えられる。その後、1846年にマサチューセッツ総合病院で William T. G. Morton がエーテル吸入麻酔を行い、患者の苦痛を除く麻酔下での手術が可能となった。そして、1868年に Joseph Lister が石炭酸消毒法を発明し、現在の外科手術で欠くことのできない麻酔と消毒が利用されるようになった。しかしながら、外科手術に欠かせない輸血法が導入されたのは20世紀以降であり、1900, 1901年に Karl Landsteiner が血液型に関する発見を行った後である [5]。

* 頭蓋骨を削ったり、頭蓋骨に穴を開ける手術

麻酔や消毒といった技術が用いられるにつれ、19世紀以降の外科は目覚ましい発展を遂げる。そして、20世紀に入ると外科はさらに心臓外科や脳外科などに細分化され、全体として非常に広い範囲を扱うようになる。これらの背景として、心臓外科領域における人工心肺装置[†]のように医療機器の進歩が外科の発展において重要な役割を果たしたことは無視できない事実である。その中でも、X線写真に代表される医用画像の登場は、人体を解剖することなく内部の構造を把握することが可能となったという点で画期的であり、外科手術の進歩に極めて大きな影響を与えた。そこで、次節において医用画像の歴史を概観し、現在の画像診断に欠かすことができない医用画像処理技術とその外科手術への応用について考察する。

1.1.2 医用画像とコンピューター支援外科

X線写真に代表される医用画像は、外科手術に大きな影響を与えただけではなく、診断技術の進歩へも大きく貢献した。そこで、診断法という観点から医用画像の歴史を見るとともに、医用画像を利用したコンピューター支援外科について述べる。

前節で見てきた18世紀以前の西洋医学と現代医学では、診断法という点において大きく異なる。18世紀以前の西洋医学においては、患者の訴えや医師の五感に頼った主観的証拠を用いて診断が行われていたのに対し、現代医学では診断機器から得られる客観的証拠を基に診断が行われる。例えば、身近なところでは風邪かどうかを判断するときに、体温計で測った体温を重要な指標にし、しばしば37℃以上あれば風邪気味だと判断する。このように、身近な所でも体温の測定に用いる体温計や血圧の測定に用いる血圧計などの医療機器が用いられている。さらに、体温計や血圧計以外にも、現在では心電図やX線写真、さらにはCTやMRIなど多種多様の医療機器が診断・手術に利用されている[6,7]。このように多種多様な医療機器が診断・手術に用いられているわけであるが、医学史的に見て診断法を大きく変えた発見および発明として、ウィーンの Joseph Leopold Auenbrugger による打診法(1761年)[‡]や、フランスの Rene T. H. Laennec による聴診器(1816年)があり、今日の臨床医学の発展に多大な影響を与えたものに、Wilhelm Conrad Röntgen によるX線の発見(1895年)が挙げられる[8~14]。臨床医学は生体

[†] 1953年にアメリカの John Gibbon が人工心肺を利用した心臓手術に成功。

[‡] 打診法の発見は当時の医学界からはあまり注目されず、フランスの Jean N. Corvisart によって後の世で紹介され、19世紀後半には診断技術の代表的な存在となった。

情報観測技術の基盤の上に成立しており、X線が発見される以前は生きた人体内部の観測法として打診法や聴診器に頼っていた。しかし、これらの情報は身体表面から内部の状態を推定するというものであり、人体内部を目で見るという直感的なものではない [15]。このことから、人体内部を透かして観察できるX線の発見は、臨床医学に多大な影響を与えたことは容易に想像できる。現在では、X線診断は臨床の全分野に深く浸透し、今日の臨床医学はX線診断無しでは成立しないとまでいわれるようになった [16]。

医用画像の歴史もX線の発見とともに始まり、現在ではX線写真（しばしば、単純X線写真／画像と呼ばれる）、X線CT像、超音波断層像、MRI像などの各種モダリティで撮影された2次元、3次元の医用画像が広く用いられている。特に、X線CTはRöntgenによるX線の発見に続く放射線診断学における大発明であり、画像医学の分野が発展する端緒となった [17]。X線CTの発明は、1973年に英国EMI社のG. N. Hounsfieldによってなされ、その後、米国において急速に普及し、日本でも1975年に導入されている。従来のX線像は、人体の3次元的な情報を2次元のフィルム等に投影した像であるため、画像中に複数の臓器陰影が重なってしまうことから、本来の3次元的な情報の多くが失われてしまうという問題があった。しかし、X線CTの発明によって人体の断面像が直接観察できるようになり、人体の3次元的な構造が正確に把握可能となった。X線CTの登場以降、MRI、超音波、PET (Positron Emission Tomography)、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) などのさまざまな画像診断機器が開発され、現在ではこれらの医用画像が診断・手術の現場で重要な役割を果たしている [18]。

医用画像へ画像処理技術を応用するという試みは古くからなされており、これまでにイメージング、画像の認識・理解、蓄積・検索、伝送、表示、診断支援、手術支援に関するさまざまな研究が行われている [19～37]。その中でも、コンピューター技術を基礎にした外科治療や手術支援 (Computer Aided Surgery or Computer Assisted Surgery: CAS) に関する研究は非常に盛んである [38～51]。最も初期のCASに関する研究として、脳外科や形成外科などを対象とした手術支援システムに関するものが1980年代に報告されている [38～44]。現在用いられているZeusやda Vinciといった手術ロボットの最も初期の研究成果として、Y. S. Kwokらが脳外科手術にロボットを利用したのもこの時代である [38]。また、X線CTやMRIから得られる3次元画像を手術に応用する試みとして、脳外科手術のシミュレーション [40] や計算機シミュレーションを用いた形成外科手術計画支援 [41～43]、3次元画像を用いた術中ナビゲーションシステム [44] などの報告がなさ

れている。そして、1990年代に入り高精細な3次元画像が得られるようになるとともに、バーチャルリアリティー（Virtual Reality: VR）の技術を応用した仮想化内視鏡システムが開発される [52～58]。1990年代の後半以降では、これらのVRの技術が手術支援に積極的に用いられるようになり [59～61]、実人体上にVRで作成した画像を重ね合わせる技術、いわゆる複合現実感（Mixed Reality: MR）を手術支援に応用した研究が行われるようになる [62]。現在では、VRの技術を用いた手術シミュレーションや、MRの技術を用いたリアルタイムナビゲーションシステムに関する研究が盛んに行われている。

ここまで述べたように、医用画像は診断における重要な情報源であるとともに、高度な外科治療や手術を実現するための有用で必須の道具であるといえる。そして、仮想化内視鏡システムに代表されるような医用画像とVRの技術の融合は、人体の3次元的な構造の直感的な把握を可能とし、安全でスムーズな手術を行う上で必須の技術である。特に、VRやMRの技術を応用した手術シミュレーションや手術ナビゲーションの実現が外科分野に与える影響は非常に大きい。以下では、高度な外科治療や手術を実現する上で欠かすことのできない手術シミュレーションと手術ナビゲーションについて議論を行い、本研究の位置づけに入る前に、手術シミュレーションと手術ナビゲーションが持つべき機能について考察する。

1.2 手術シミュレーションシステム

広辞苑の言葉を借りると、シミュレーションとは「物理的・生態的・社会的等のシステムの挙動を、これとほぼ同じ法則に支配される他のシステムまたはコンピューターの挙動によって、模擬すること」である。現在では、計算機を用いたシミュレーションがいたるところに応用されており、流体シミュレーションや変形シミュレーションなどの研究が盛んに行われている。ここで、筆者が大好きなF1を例に挙げてシミュレーションの応用例を見てみる。F1のFは「Formula」の頭文字であり、サイズ・重量・エンジン排気量などに規定を設けたレーシングカーのクラス分けのことを指す。F1は、その規定にそった自動車レースの最高峰であり、全世界で毎戦数十万人の観客を動員する非常に人気の高いモータースポーツである。F1では、レーシングカーの開発に年間何十～何百億円もの研究開発費が投じられ、エンジンや空力パーツ[§]の開発成果がF1で勝利するために非常に

[§] フロントウィングやリアウィングなどの車体の空気抵抗を制御する部品。

重要な要素であると言われている。ここで、F1マシンにかかる開発費用は1台あたり数億円といわれており、年間を通して市販車の様に多くの台数を生産することはコスト的に見てほぼ不可能である [63, 64]。そのため、各自動車メーカーは空力パーツの開発に2分の1スケールの風洞を用意し、各空力パーツの性能評価を行っている。しかしながら、試行錯誤しながら空力パーツを作成していたのでは、何百何千というパーツを作成せねばならずコスト的に見ても現実的ではない。また、1年間という非常に短い期間でレーシングカーの性能を向上させるためにも、短期間で大量の空力パーツの性能を評価する必要がある。そこで、現在では計算機を用いたシミュレーションにより数多くの空力パーツを評価し、その後風洞実験を経てレーシングカーに反映するというのが一般的である [65, 66]。このように、計算機を用いたシミュレーションにより、実際に作成するパーツの数を大幅に減らし、コスト面および開発期間の短縮化が可能となるとともに、数多くの実験を行うことが可能となるため、シミュレーションはマシンの性能向上に大きく貢献している。

計算機を用いたシミュレーションは医学分野への応用も盛んに行われており、例えば胎児が成長していく過程のシミュレーション [67]、各臓器の変形過程のシミュレーション [68]、VRの技術を応用した手術のシミュレーション [69]、などのさまざまな研究が行われている。特に、手術中の臓器変形のシミュレーションや、手術手技を仮想的に体験するシステムなどの手術シミュレーションシステムに関する研究は非常に盛んである。ここで、先で述べたF1の例を手術シミュレーションに置き換えてみると、次のような対応関係が分かる。まず、F1のウィング等の各空力パーツが人間の各臓器に対応するとするならば、各空力パーツを変化させながら性能評価を行うことが、各臓器の変形や病変の発生の様子を観察することに対応する。F1では時間的ならびに金銭的なコストが非常に高く、現実的に数多くの部品を作成して性能評価を行うことができないのと同様、実人体から各臓器を抽出し、その変形の様子を見るということは倫理的に見て不可能である。これらのことから、次の2点が手術シミュレーションに計算機を用いる大きな利点であることが分かる。

- (a) 数多くのモデルに対して実験が可能
- (b) 実人体に対して適用できない実験が可能

ここで、実人体を実際に手術を受ける患者と考えた場合、シミュレーションを利用すれば、実際の患者に対して適用できないような実験を術前に試すことが可能となる。これ

は、安全な手術計画の立案という点で非常に有効である。手術シミュレーションの結果を次節で述べる手術ナビゲーションに組み込むことにより、手術中の安全性の向上にも役に立つと考えられる。さらに、リアルタイムに臓器変形シミュレーションが可能となれば、手術中に患者に起こるであろう変化を予測し、手術の精度を高めることも可能となる。現在では、計算機の性能の関係上、ばねモデルなどで近似された各臓器単位での変形シミュレーション [68] や、ポリゴン等で近似された臓器の切開シミュレーション [69] などが主流である。計算機の性能向上に伴い、将来的には手術シミュレーションの対象が人間の体全体となり、各組織の特性を考慮したシミュレーションが実現すると予想される。

ここまで述べてきた手術シミュレーションの実現には、以下で述べる機能が必要となる。

(a) モデルの構築

手術シミュレーションの対象となる臓器、もしくは病変の発生に関するモデルの構築を指す。臓器の変形シミュレーションを考えた場合、対象臓器を何らかの方法で認識し、ばねモデルや有限要素法を用いて臓器の変形モデルを構築する必要がある。また、病変の発生する過程をモデル化する場合、病変の発生に関する統計的な情報や、病変の発生のメカニズムなどを考慮したモデル化が必要であろう。このように、シミュレーションの対象によって構築されるモデルはさまざまであり、シミュレーションの対象に関する深い知識が要求される。

(b) 変形

先で構築したモデルに対し、何らかの作用を加えてモデルを変形させる操作を指す。臓器の変形シミュレーションにおいては、押す、摘む、切る、刺す、などの操作が考えられる。また、手術トレーニングシステムにおいては、ユーザーとの対話操作が非常に重要であり、優れたユーザーインターフェースが求められる。

(c) 表示

手術シミュレーションにおいては、変形の過程、もしくはその結果を視覚的に観察することが重要となる。手術トレーニングシステムのように、シミュレーション結果をリアルタイムに表示することが要求される場合には、高速な表示手法が必要不可欠である。

1.3 手術ナビゲーションシステム

現在、市販車の多くにはカーナビゲーションシステムが搭載され、ドライバーを目的地まで誘導する手段として利用されている。このカーナビゲーションシステムでは、ドライバーを目的地まで誘導することに加え、目的地周辺のレストラン情報や、最寄のガソリンスタンドなどの有益な情報をドライバーに提供している。このカーナビゲーションシステムを手術ナビゲーションに当てはめた場合、次のような対応関係が得られる。

ドライバー	…	医師
道路	…	患者
地図	…	医用画像（X線写真や3次元X線CT像）
案内経路	…	手術計画に基づく手術パス
目的地	…	病変や生検を行う部位
レストラン情報	…	病変の位置や大きさ、病変周辺の臓器情報等

このように、カーナビゲーションシステムがドライバーを目的地までの確に誘導するように、手術時の医師を目的とする部位（例えば、がんが疑われ病理診断のために組織採取が必要な部位など）まで誘導するような仕組みを、手術ナビゲーションシステムと考えることができる。そこで、カーナビゲーションシステムと対比させた時に、手術ナビゲーションシステムが備えるべき機能について以下で述べる。

(a) 認識

これは、カーナビゲーションシステム実現のためのデータベースの構築（地図の作成や地図上へのレストラン情報の入力など）であり、医用画像から人体の構造をパターン認識の技術を用いて認識する処理に対応する。これは、各臓器領域の抽出や異常部位の検出に加え、異常部位の良悪性鑑別が含まれる。さらに、カーナビゲーションシステムで地図上に地名が出るように、各臓器に名称を付与する機能も含まれる。また、1.2で述べた手術シミュレーション結果も重要な情報となる。

(b) レジストレーション

カーナビゲーションシステムにおけるGPSでの位置計測に対応し、地図と自動車位置を対応付ける機能である。カーナビゲーションシステムでGPSによる車の位置が計測で

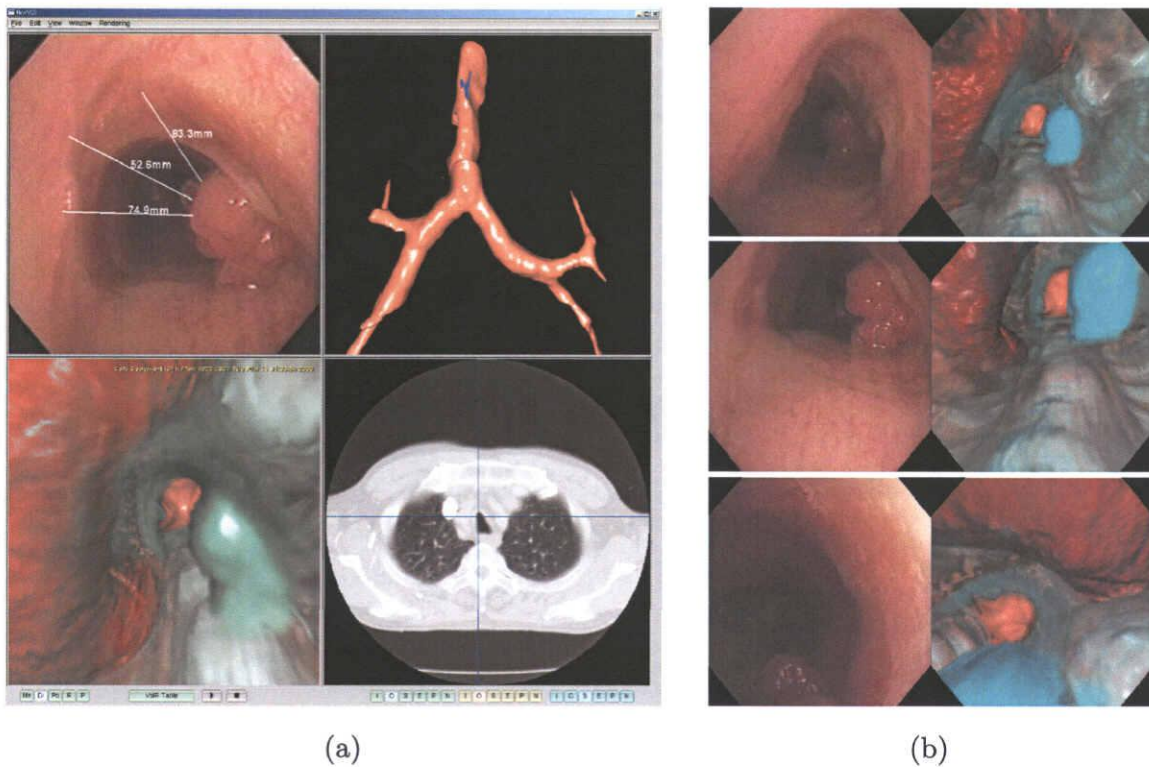


Fig. 1.1 A snapshot of bronchoscope navigation system and examples of fused virtual and real bronchoscopic images. (a) There are four kinds of images in this system in separate windows: (upper left) real bronchoscopic video, (upper right) outside view of bronchus, (lower left) virtual bronchoscopic view, and (lower right) slice image. Live bronchoscopic video is played in real bronchoscopic window. (b) Other examples of real bronchoscopic (left column) and virtual bronchoscopic views (right pairs). Virtual bronchoscopic views on left are rendered at estimated camera positions of real bronchoscope. These images are rendered in the same way as at lower-left side window of (a).

きなければ、カーナビゲーションシステム自体が成り立たないのと同様、手術ナビゲーションシステムを実現する上でも最も重要な機能である。これは、カーナビゲーションシステムがGPSから得られる位置情報を基に地図と実世界の位置合わせを行うように、医用画像と実人体の位置を合わせる（レジストレーションを行う）機能を指す。カーナビゲーションシステムでは、地図と実世界のどちらもが2次元であるのに対し、手術ナビゲーションシステムでは2次元もしくは3次元の医用画像と3次元の実人体の対応付けが必要となる。

(c) 表示

カーナビゲーションシステムでは、自動車位置情報や周辺のレストラン情報を表示する機能である。手術ナビゲーションシステムでは、手術中に、(a) で得られる情報を医師に提示する機能である。図 1.1 に示すように、術中に手術器具の現在位置を表示したり、病変位置をオーバーレイ表示する機能であり、ボリュームレンダリングやサーフェスレンダリングといったコンピュータグラフィックスの技術が利用される。リアルタイムに進行する手術をナビゲーションするためにも、これらの情報を高速に表示するための仕組みの実現が必要である。また、手術の進行に伴い、計算機が医師の必要とする情報を自動的に認識し、効率よく情報を提供することが求められる。表示機能はカーナビゲーションシステムとドライバーをつなぐインターフェースであるように、手術ナビゲーションシステムにおいても非常に重要な機能の一つである。

(d) 目的部位と手術パス

手術パスは、目的部位まで手術器具を挿入するパス（経路）であり、カーナビゲーションシステムにおける目的地と案内経路に対応する。ここでの目的地は、手術で摘出する病変位置や病理診断のための組織採取を行う生検位置に対応する。また、案内経路はドライバーを目的地まで案内する重要な指針であり、手術ナビゲーションシステムでは術前に計画された手術パスに対応する。ここで、手術パスは (a) で得られる情報を基に作成され、パスの自動生成などの技術が必要となる。これは、手術の種類によりさまざまな手術パスが考えられ、目的に合わせた技術の開発が必要不可欠である。

カーナビゲーションシステムが提供する機能に加え、手術ナビゲーションシステムでは次の変形機能が重要である。

(e) 変形

手術ナビゲーションシステムで必要となる変形には、大きく分けて次の2つが考えられる。まず、手術中の患者の各臓器の変形に合わせて、(a) で得られる情報を変形または変化させる操作がある。これは、(b) や (c) の機能と関連が深く、術中の患者の情報と術前に得られるナビゲーション情報に対応付けるための重要な機能である。もう一つは、1.2 で述べた手術シミュレーションに対応し、手術中に行う操作で患者の各臓器がどのように変

化するかを見るためのものである。これらの変形をシミュレーションするためには、各臓器の特性を考慮した手法の開発が必要であるが、リアルタイムに変形をシミュレーションすることは困難であり、ばねモデルを用いた簡便な手法が広く用いられている。

カーナビゲーションシステムが実用化され、広く普及した現在では、運転初心者や地理に不案内なドライバーでも、簡単かつ安全に目的地に到着することができるようになった。これと同様に、手術ナビゲーションシステムを用いることで、目的部位まで手術器具をスムーズに挿入することができ、的確な判断を下すための情報を手術時に取得することが可能となる。これにより、医師の医療技術の向上に貢献するとともに、短時間での手術が可能となることで患者への負担軽減も期待できる。

1.4 本研究の位置付け

本節では、筆者の研究の位置付けを示す。前節までに述べた手術シミュレーションや手術ナビゲーションは、高度な外科治療・手術を実現する上で欠かすことができない技術である。手術シミュレーションは手術計画の立案と評価という意味で「術前支援」であるのに対し、手術ナビゲーションは「術中支援」を実現する技術である。これら「術前支援」と「術中支援」の2つにより、外科手術における一連の流れを支援するシステムが実現される。手術シミュレーションと手術ナビゲーションの実現においては、シミュレーションを行う対象の認識、ナビゲーションに用いるナビゲーション情報の生成という点で、臓器認識の技術はどちらにも共通であり、かつ必要不可欠な前処理となる。そのため、人体内に存在するさまざまな臓器を個別に認識する技術の開発が非常に重要である。人体内の臓器が個別に認識されることにより、各臓器を対象とした手術シミュレーションによる「術前支援」、さらには手術ナビゲーションを用いた「術中支援」が実現される。そこで、本論文では、臓器認識、手術シミュレーション、手術ナビゲーション、の3つを対象とし、それらを実現するための画像処理技術について述べる。具体的には、

- (1) 多時相 CT 像からの肝臓領域抽出手法
- (2) 仮想前立腺に対する針生検シミュレーションシステム
- (3) 気管支鏡ナビゲーションシステム実現のためのカメラ動き推定手法

について述べる。以下で、それぞれの研究について、従来研究を踏まえながら位置づけを述べる。

(1) 多時相 CT 像からの肝臓領域抽出手法

手術シミュレーションと手術ナビゲーションを実現する上で、画像中の各臓器を個別に認識することは必要不可欠な前処理である。手術シミュレーションにおいては、手術前に手術計画の立案と評価を臓器毎、もしくは臓器と臓器の隣接関係などの情報を用いて行う必要があるため、各臓器を個別に認識する機能が必然的に必要となる。また、手術ナビゲーションにおいては、術中に医師が触れている臓器名称を表示するといったナビゲーション情報を生成する上でも全臓器の認識が非常に重要である。これらのことから、手術シミュレーションと手術ナビゲーションを実現するためには、画像中の各臓器を個別に認識する技術の開発が必要不可欠である。ヘリカル CT の登場以降、3次元 X 線 CT 像から、胸部、腹部に存在する各臓器領域の抽出に関する研究が数多くなされている [70~72]。

腹部の診断・手術においては、各臓器の位置関係の把握や病変位置の特定のために、非造影の CT 像に加え、造影剤を注入してからの時間が異なる早期相、門脈相、晩期相の 4 時相の CT 像が用いられる。しかし、これまでの研究の多くは非造影の CT 像などの単一時相を用いた臓器領域の認識がほとんどであった。これは、造影剤の浸透具合が撮影のタイミングの違いや個人差によって大きく変化するため、安定して臓器領域を認識するためのしきい値決定が難しかったためである。そこで、本研究では時相間での造影剤による CT 値の変化に対応可能な、臓器領域の自動抽出手法を目指す。ここでは、各臓器の CT 値の分布を正規分布で表現し、各時相における各臓器の CT 値分布を推定することで、臓器領域抽出に必要なしきい値の自動決定を行う。この手法を肝臓領域の自動抽出に適用し、安定した臓器領域の認識が可能であることを示す。

(2) 仮想前立腺に対する針生検シミュレーションシステム

1.2 で述べた手術シミュレーションは、正確でスムーズな手術を行うための術前計画の立案に有用である。ここでは、前立腺がんの確定診断時に行われる針生検に着目し、臨床で行われている針生検手法に対し、計算機を用いたシミュレーションによる能力評価を考える。わが国におけるがんの死亡者は、1981 年以降には死因の第 1 位を占め、2004 年には死亡数 320,315 人と総死亡数の約 31.1% を占めている [73]。ひとえにがんといって

も、肺がん、胃がん、大腸がんなどさまざまである [74~78]。これらのがんの確定診断は、実際の組織標本（病変部の細胞）を用いて行われるため、正確に組織採取を行うことが重要となる。特に、肺がんや前立腺がんにおいては生検針を用いた組織採取が行われ、経気管支的[¶]、経直腸的^{||}に生検が行われている。これらの生検方法では、直接目視にて病変部を観察することができないため、どの位置でどの方向に生検を行えば病変を採取できるかが非常に分かりにくいという問題がある。前立腺がんに対する生検では、系統的**に生検を行うことで高い検出率を得ることができるという報告 [105] はあるが、針の配置や角度をどのように変化させるべきかに関する検討は行われていない。文献 [105] では患者への生検結果をもとに評価が行われているが、現実的に針の配置や角度を変化させて臨床実験を行うことは難しい。そこで、本研究では、統計的な病変発生モデルを作成し、そのモデルに対して針生検をシミュレーションすることにより、各針生検手法の能力評価が行えるシステムの構築を目指す。

(3) 気管支鏡ナビゲーションシステム実現のためのカメラ動き推定手法

1.3 で述べたように、高度な外科手術を実現する上で手術ナビゲーションシステムの実現は必要不可欠となる。ここでは、患者にかかる負担が小さく、非常に低侵襲な検査・手術が可能な内視鏡を対象としたナビゲーションシステムの構築を目的とする。内視鏡には、尿管鏡、腹腔鏡、胃カメラ、気管支鏡などさまざまなものがあり、患者に残る傷跡が小さく、患者にかかる負担が非常に少ないといったことから、近年非常に注目を集めている。現在では、患者にかかる負担の軽減（低侵襲性）、入院期間の短縮化、医療費削減、および患者の QOL（Quality Of Life）の向上の面から内視鏡を用いた手術・検査が盛んに行われるようになった。内視鏡を用いた検査・手術では、内視鏡の先端が人体内部に挿入されてしまうということから、次のような問題点がある。

- (a) 内視鏡で観察している位置を目視により確認できない
- (b) 開胸・開腹手術とは異なり各臓器に手で触れることができない

内視鏡で観察している位置を目視で確認できないため、現在どこを観察しているかを把握することが難しく、目的とする部位まで内視鏡を挿入することが非常に困難である。ま

¶ 気管支鏡ガイド下での生検

|| 直腸から挿入した超音波ガイド下での生検

** 一定の法則にしたがって針を配置して行う生検手法

た、各臓器に手で触れることができないため、内視鏡から得られる画像情報のみを用いて診断・手術を行う必要があり、医師の経験と知識が非常に重要となる。そのため、これらの手術を支援する手術ナビゲーションシステムの開発が重要な課題となっている。1.3で述べたように、手術ナビゲーションシステムの実現にはナビゲーション情報の生成と表示、医用画像と実人体の対応付けが必要不可欠である。ここで、ナビゲーション情報の生成と表示には、これまでに開発されてきた仮想化内視鏡システムが応用可能であり、残るは実内視鏡と仮想化内視鏡をどのようにして対応付けるかが最大の問題となる。特に、気管支内部の観察に用いられる気管支鏡 [80] のナビゲーションシステムを考えた場合、気管支鏡が自由に曲げることのできる軟性内視鏡であるという特徴から、体外に配置した光学式位置センサでその先端位置をセンシングすることはできない。

また、近年注目されている磁気式の超小型位置センサを用いて位置計測を行うにしても、気管支鏡は非常に細い内視鏡であるため小型の位置センサしか取り付けることができず、ナビゲーションシステム実現に必要な位置計測の精度が得られない可能性がある。仮に精度良く位置をセンシングできたとしても、患者の呼吸に伴って肺全体が変形するため、位置センサのみでは気管支鏡の正確な位置を追跡することは不可能である。これらの理由から、気管支鏡から得られる画像情報のみを用いて気管支鏡の観察位置を推定しようという試みがなされている。これまでに、1998年に Bricault ら [81]、2000年に森ら [82]、2001年に Higgins ら [83] によって位置合わせに関する報告がなされている。しかしながら、これらは気管分岐部等の限られた位置での対応付けのみ可能であり、連続して実気管支鏡カメラを追跡することはできなかった。

そこで、本研究では連続した実気管支鏡像を用いた気管支鏡カメラの動き推定を目的とする。ここでは、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間の画像間類似度を評価値としたイメージレジストレーションにより気管支鏡カメラの動きを推定する。まず、気管支分岐部などの特徴的な領域を用いた画像間類似度計算法について述べ、それがカメラ動き推定に有効であることを示す。移動するカメラの追跡を考えた場合、カメラの動き情報を積極的に利用することにより推定性能の向上が期待できる。そこで、気管支鏡カメラの動き予測を利用した動き推定手法について述べ、動き予測を用いた動き推定の有効性を示す。

1.5 本論文の構成

本論文は、6つの章からなる。第1章は序論であり、本論文の研究背景ならびに各章の位置付けについて述べたものである。ここでは、医学史における手術の歴史的変遷を概観し、医用画像を用いた高度な手術支援とその重要性について述べた。

第2章では、多時相CT像からのCT値の確率分布推定に基づく肝臓領域抽出手法について述べる。これは、手術シミュレーションと手術ナビゲーションを実現するために必要不可欠である臓器認識に関する一検討である。ここでは、肝細胞がんの診断に有効とされる早期相と晚期相のCT像からの肝臓領域抽出を目的とする。具体的には、早期相と晚期相の撮影時刻の違いにより造影剤の浸透具合が異なるという特性を利用し、早期相と晚期相の2つのCT像から肝臓、筋肉、脾臓に対応するCT値の分布を推定する。推定された各臓器の分布を用いて、肝臓領域、肝細胞がん領域、肝臓以外の領域、をそれぞれ抽出し、それらを統合することで最終的な肝臓領域を得る。ここで推定された分布を用いて、筋肉や脾臓などの領域を抽出することも可能であり、他臓器を抽出する際のしきい値決定へも応用可能な手法である。

第3章では、仮想前立腺に対する針生検シミュレーションシステムについて述べる。これは、前立腺がんの確定診断に用いられる針生検をシミュレーションするシステムであり、針生検手法の能力評価へ応用可能なシステムである。ここでは、前立腺内の解剖学的分類と前立腺内での病変発生分布データを用いて仮想前立腺を作成し、それに対する針生検のシミュレーションを行う。また、前立腺に対する針生検結果の3次元表示も可能であり、視覚的に生検の結果が確認可能であるシステムである。

第4章では、気管支鏡ナビゲーションシステム実現を目的とし、イメージレジストレーションを用いたカメラ動き推定手法について述べる。まず、カメラ動き推定に用いる仮想化内視鏡像の生成に必要なカメラパラメーターについて説明する。そして、特徴的な領域に限定した類似度計算法について述べ、実気管支鏡ビデオ画像に対する実験を通して提案する類似度計算法の有効性を示す。

第5章では、第4章に引き続き、気管支鏡カメラの動き推定性能向上を目指し、気管支鏡カメラの動き予測を用いた動き推定について述べる。第4章で述べるカメラ動き推定手法では、気管支鏡カメラの動きが大きい経路において、動き推定に失敗するという問題が

あった。そこで、実気管支鏡のフレーム間での動きをカルマンフィルタを用いて予測し、フレーム間でのカメラ動きが大きい経路における推定性能の改善を図る。第4章、第5章で述べる気管支鏡カメラの動き推定に関する研究は、わが国では我々の研究グループ以外では行われておらず、連続した実気管支鏡像を対象としたものとしては世界的に見ても初期に行った研究である。

最後に、第6章において本論文を総括し、今後の課題と展望について述べる。

第 2 章

多時相 CT 像からの肝臓領域抽出 手法

2.1 はじめに

第 1 章で述べたように，手術シミュレーションと手術ナビゲーションを実現する上で，X 線 CT 像等の画像から各臓器を個別に認識することは必要不可欠な前処理である．各臓器を個別に認識することで，臓器の位置や体積，手術による臓器の変形などを術前にシミュレーションすることが可能となり，安全に手術を行うための手術計画の立案が可能となる．また，認識された臓器を解剖学的情報と照らし合わせることにより，術中のナビゲーション情報として利用することも可能となる．このように，手術シミュレーションに代表される「術前支援」，手術ナビゲーションに代表される「術中支援」，のどちらを実現する上でも各臓器を個別に認識することが非常に重要となる．

これまでに，肺，気管支，血管などの胸部を対象とした臓器認識手法の開発が広く行われてきたが，腹部を対象とした臓器認識に関する研究はまだまだ少ない [84, 85]．がんによる部位別の死亡率を見ると，肝細胞がん (Hepatocellular carcinoma: HCC) および肝臓内胆管がんによる死亡率は，男性では肺，胃について第 3 位であり，女性においては胃，肺，結腸について第 4 位と非常に高く [73, 86]，腹部臓器の中でも肝臓を対象とした診断および手術支援システムの開発が重要な課題となっている．そこで，本章では腹部臓器の中でも肝臓に注目し，肝臓を対象とした手術シミュレーションと手術ナビゲーションのための肝臓領域の自動抽出手法について述べる．

肝臓を対象とした手術シミュレーションや手術ナビゲーションの重要な機能として，病

変の検出, 過去画像との比較*, 体積計測, 肝葉・肝区域の分類が挙げられる. これらの機能の実現には, 肝臓領域の抽出が必要不可欠な前処理となる. 肝細胞がんの診断においては, 早期相と晚期相で撮影された2つのCT像のみで80%以上の肝臓腫瘍が鑑別可能であるため, 上述の4時相の中でも早期相と晚期相において撮影された画像が重要とされている [86,87] (本章では, 早期相と晚期相で撮影されたCT像を, 早期相像, 晚期相像と呼ぶ). そのため, 肝細胞がんの手術支援を目的とした手術シミュレーションシステムや手術ナビゲーションシステムの構築において, 早期相像と晚期相像からの肝臓領域自動抽出手法の開発が重要となる.

これまでに, いくつかの研究グループから3次元X線CT像から肝臓領域を抽出する手法の提案がされているが, それらは主に単一時相のみを用いる手法と複数時相を同時に用いる手法に分けることができる [71, 90~96]. 単一時相のみを用いる手法として, 文献 [71, 90~93] が挙げられる. 単一時相のみを用いた手法では, CT値に対するしきい値処理のみでは肝臓領域と肝臓に接する血管・脾臓等の領域を分離することが困難なため, これらの手法では肝臓の形状情報を利用して接触他臓器の分離を試みている. 文献 [90,91] では, 領域拡張法における構造要素の大きさを調整することで肝臓に接する他臓器への誤抽出を抑制している. しかし, 肝臓の形状は個人差が大きいため, 適切な大きさを持つ構造要素を設定することは困難である. また, 横山ら [90] は肋骨情報から胸郭内側包絡面を推定し, 抽出対象外領域を設定することで肝臓に接する筋肉領域への過抽出を抑制している. このように, 肝臓以外の組織の情報を利用して過抽出を抑制する手法は非常に有効であると考えられる. 林ら [71] は, まず晚期相像のCT値ヒストグラムを解析して求めたCT値によりおおまかな肝臓領域を抽出し, その後ユークリッド距離に基づく図形の分割統合処理によって接触他臓器の分離を行っている. しかし, 左葉の先端部が細くなっている場合や, 複雑な形状をした肝臓領域を抽出することは困難である.

一方, 複数時相を同時に用いて肝臓領域を抽出する手法として, 文献 [94~96] が挙げられる. これらの手法は, 複数時相のCT像中に含まれる造影効果の時間変化に関する情報を利用することで, より頑健な肝臓領域抽出を試みている. 梶本ら [94,95] は, 2時相のCT像 (文献 [95] では非造影CT像と門脈相CT像) から肝臓強調画像を作成することで, 症例間でのCT値のばらつきや造影むらへの対応を行っている. しかし, この手法

* 同一患者の過去に撮影された画像 (過去画像) と新しく撮影された画像を比較し, 病変の発生等を確認する方法

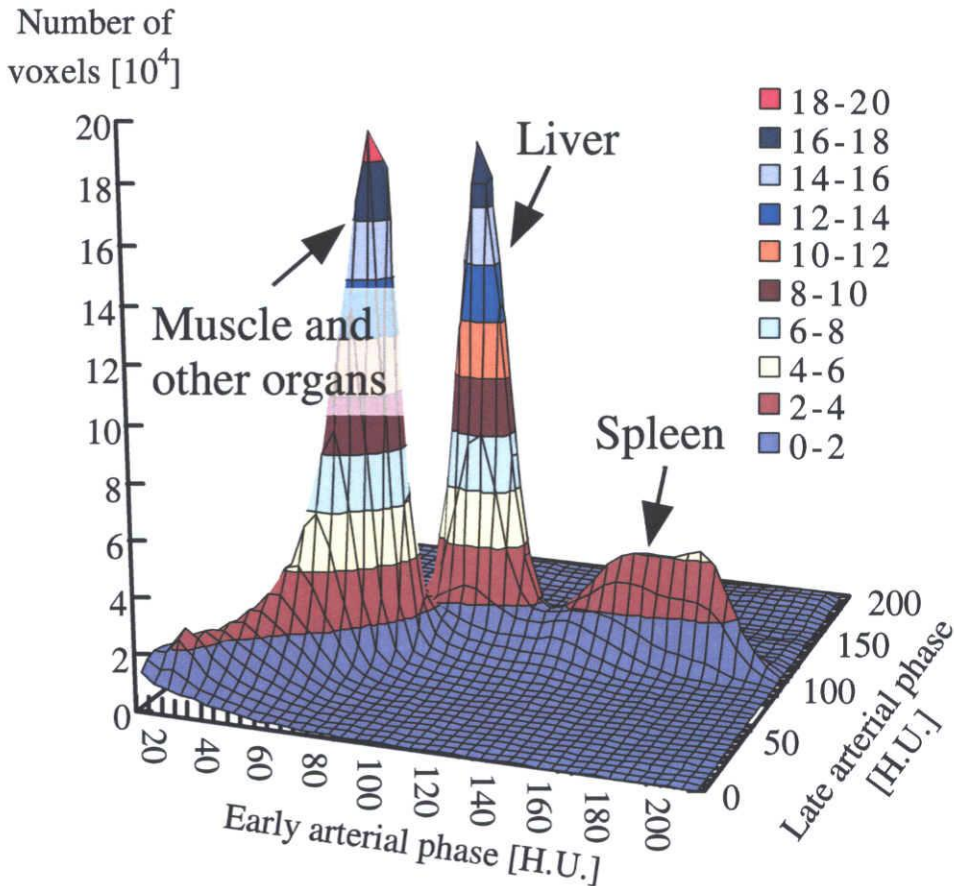


Fig. 2.1 Joint histogram generated from early and late arterial phase CT images.

では初期関心領域 (Volume Of Interest: VOI) を必ず肝臓が含まれるように設定する必要があり、初期 VOI 内に肝臓以外の臓器 (筋肉等) が多く含まれる場合や、CT の撮影範囲が異なる場合には適切に動作しない。

本章では、早期相像と晚期相像の 2 画像から CT 値ヒストグラムを解析し、肝臓、脾臓、筋肉に対応する CT 値の確率分布 (以下、CT 値分布と書く) を推定することで肝臓領域の抽出を試みる。ヒストグラム情報のみを用いて CT 値分布の推定を行うことで、肝臓の存在位置に依存しない肝臓抽出パラメーターの自動決定法を提案する。これは、症例間での CT 値のばらつきに対応可能な手法である。本手法では、造影効果の違いにより早期相像と晚期相像から作成した 2 次元ヒストグラム上に各臓器毎の特徴的な分布が現れることを利用する (図 2.1)。このヒストグラムから、肝臓、筋肉、脾臓に対応する CT 値分布を同時に推定する。推定された分布を用いて肝臓領域、および肝細胞がん候補領域を抽出し、それらを肝臓領域内に含める。そして、肝臓に隣接し肝臓と非常に類似した CT

値を示す筋肉や脾臓等の領域を抽出し、それらを肝臓外領域とすることで肝臓以外の臓器への過抽出を抑制する。最後に、輪郭補正を行うことで最終的な肝臓領域を得る。以下、2.3 で具体的な肝臓抽出処理について述べ、2.4 で実験結果を示し、2.5 で考察を加える。

2.2 肝臓領域抽出の概要

本手法では、早期相像と晚期相像の2画像を用いて肝臓領域を抽出する。早期相像は、造影剤を注入してから35~50秒後に撮影した画像であり、主に血管や脾臓等が造影剤の効果により高CT値となる。しかし、肝臓には造影剤がそれほど浸透していないため、肝臓は筋肉と同程度のCT値となる。晚期相像は、造影剤を注入してから3~5分後に撮影された画像であり、肝臓内に一様に造影剤が浸透しているため肝臓が高CT値を示す。逆に、造影剤が抜けた脾臓のCT値は早期相におけるそれと比べて低くなり、肝臓のCT値と同程度となる。どちらの時相においても、筋肉に対する造影剤の影響は小さく、各時相を通してほぼ一定のCT値となる。このように、各臓器毎に造影剤の影響が異なるため、早期相像と晚期相像の2画像から作成した2次元ヒストグラム上には肝臓、脾臓、筋肉等に対応する特徴的な分布が現れる(図2.1)。そこで、本手法では各臓器のCT値分布を正規分布と仮定し、EM (Expectation Maximization) アルゴリズム [97] を用いて各臓器に対応するCT値分布を推定する。これにより、各臓器を抽出する際のパラメータを自動的に決定する。次に、推定されたパラメータを用いたしきい値処理によりおおまかな肝臓領域を抽出する。そして、肝細胞がんの候補領域を抽出し、肝臓領域に加えることで肝細胞がんの未抽出を防ぐ。また、肝臓外領域(筋肉や脾臓等)を抽出し、肝臓領域の輪郭補正に用いることで過抽出の抑制を図る。

本手法は大きく分けて、(a) 前処理、(b) CT値分布の推定、(c) おおまかな肝臓領域の抽出、(d) 輪郭補正、の4つの処理から構成される。なお、本章では早期相像と晚期相像の2画像を入力とし、晚期相像における肝臓領域を抽出する手順を示す。以下で、具体的な処理内容を示す。

2.3 肝臓抽出手順

2.3.1 前処理

早期相像と晚期相像の各入力画像に対して、メディアンフィルタ ($3 \times 3 \times 3$ 画素) を施す。早期相像と晚期相像では撮影時刻が異なるため、患者の体動や呼吸動により、それぞれの画像において臓器の位置や形状が変化する可能性がある。図 2.2(a) に示すように、早期相像と晚期相像で臓器の対応が適切に取れない場合は、2.3.2 節で述べる CT 値分布推定が適切に行われない。そこで、平行移動と回転の 6 自由度のパラメータを用いた剛体レジストレーションを行った後、文献 [98] の非剛体レジストレーションにより早期相像と晚期相像の位置合わせを行う。ここで、レジストレーションにおける画像間類似度には文献 [99] の正規化相互情報量を用いる。この処理には非常に多くの計算時間を要するため、各軸方向の画素数を 4 分の 1 にした縮小画像を用い、各画像の撮影時の Image Position[†] の差を剛体レジストレーションの初期値とする。本処理により臓器の位置や形状の変化を補正し、図 2.2(b) に示すような早期相像と晚期相像における臓器間の対応付けを得る。以降の処理にはレジストレーション後の画像を用いる。

2.3.2 CT 値分布の推定

造影剤の浸透には個人差があり、撮影のタイミングの違いによっても各臓器に対応する CT 値ヒストグラムの形状が異なる可能性がある。そこで本手法では、早期相像、晚期相像の各画像から、各臓器領域内における CT 値の分布を大まかに推定し、その結果を 2 次元ヒストグラムを用いた分布推定における初期値とする。これにより、個人差や撮影のタイミングの違いによる CT 値ヒストグラム形状の変化に対応し、分布推定の安定化を図る。具体的には、

- (a) 早期相像における CT 値分布推定
- (b) 晚期相像における CT 値分布推定
- (c) 早期相像と晚期相像の 2 次元ヒストグラムからの CT 値分布推定

[†] 画像を撮影した際の位置情報。「医用におけるデジタル画像と通信」に関する標準規格である DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine) の (0020, 0032) タグに対応。

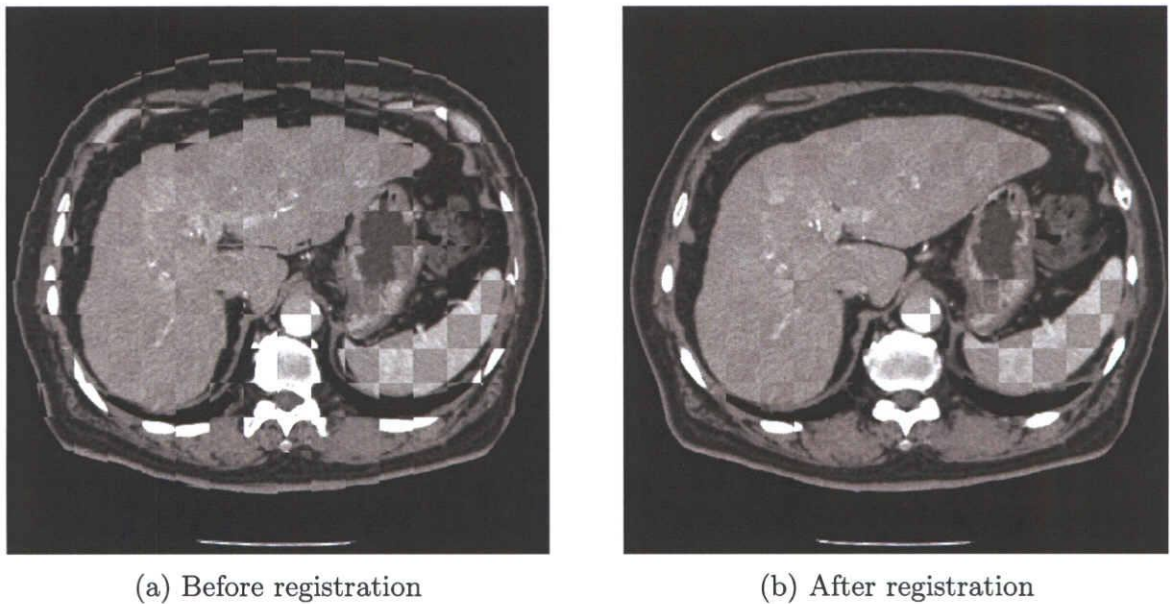


Fig. 2.2 Registration result. (a) and (b) are generated by combining registered early and late arterial phase CT images. Both CT images are placed as the checkerboard.

の3つの処理からなる。早期相像のCT値ヒストグラム上では肝臓（筋肉等を含む）と脾臓等に対応する特徴的な分布が現れ、晚期相像のCT値ヒストグラム上では、肝臓（脾臓等を含む）と筋肉等に対応する特徴的な分布が現れる（図2.3）。そこで、各画像におけるそれらの分布を推定することにより、処理(c)におけるEMアルゴリズムでの初期値を自動決定する。

本章では、肝臓・脾臓・筋肉等の各臓器に対応するCT値の分布は正規分布であり、早期相像、晚期相像における分布はそれらの混合分布であると仮定する。そして、ヒストグラムからEMアルゴリズムを用いて各臓器に対応したCT値分布を推定する。ここで、推定する各正規分布 i のパラメーターを、混合重み w_i 、平均値 μ_i （もしくは平均値ベクトル $\boldsymbol{\mu}_i$ ）、分散 σ_i^2 （もしくは共分散行列 $\boldsymbol{\Sigma}_i$ ）とし、1次元の場合を $\psi_i = (w_i, \mu_i, \sigma_i^2)$ 、2次元の場合を $\Psi_i = (w_i, \boldsymbol{\mu}_i, \boldsymbol{\Sigma}_i)$ で表す。次節で具体的な推定手順を示す。

2.3.2.1 EMアルゴリズムを用いた分布推定

EMアルゴリズムは、評価関数の期待値が最大となるパラメーターを逐次処理により求める手法である。本章では、次式(2.1)で与えられる対数尤度が最大となる正規分布のパ

ラメーターを求めることで、各臓器に対応する CT 値分布を推定する。

$$\sum_{n=1}^N \log \left\{ \sum_{q=1}^Q \lambda_q(\mathbf{x}_n) w_q p(\mathbf{x}_n | \Psi_q) \right\} \quad (2.1)$$

ここで、 N は入力となる CT 像の画素数であり、 Q は求める正規分布の個数を表す。また、 $\lambda_q(\mathbf{x}_n)$ は画素 \mathbf{x}_n が正規分布 Ψ_q に属する確率を表し、正規分布 $p(\mathbf{x}_n | \Psi_q)$ の確率密度関数は次式で与えられる。

$$p(\mathbf{x}_n | \Psi_q) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^d |\Sigma_q|}} \exp \left[-\frac{1}{2} \frac{(\mathbf{x}_n - \mu_q)^T \Sigma_q^{-1} (\mathbf{x}_n - \mu_q)}{|\Sigma_q|} \right] \quad (2.2)$$

ここで、 d は正規分布の次元数を表す。

EM アルゴリズムにおける各パラメーターの更新は、以下の式を順次適用することで行われる。

$$\lambda_q(\mathbf{x}_n) = \frac{w_q^{(t)} p(\mathbf{x}_n | \Psi_q^{(t)})}{\sum_{q=1}^Q w_q^{(t)} p(\mathbf{x}_n | \Psi_q^{(t)})} \quad (2.3)$$

$$w_q^{(t+1)} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \lambda_q(\mathbf{x}_n) \quad (2.4)$$

$$\mu_q^{(t+1)} = \frac{\sum_{n=1}^N \lambda_q(\mathbf{x}_n) \mathbf{x}_n}{\sum_{n=1}^N \lambda_q(\mathbf{x}_n)} \quad (2.5)$$

$$\Sigma_q^{(t+1)} = \frac{\sum_{n=1}^N \lambda_q(\mathbf{x}_n) (\mathbf{x}_n - \mu_q^{(t+1)}) (\mathbf{x}_n - \mu_q^{(t+1)})^T}{\sum_{n=1}^N \lambda_q(\mathbf{x}_n)} \quad (2.6)$$

上述の処理を式 (2.1) の値が増加しなくなるまで繰り返し、最終的な正規分布のパラメーター Ψ_q を得る。

2.3.2.2 早期相像における CT 値分布推定

図 2.3(a) に示すように、早期相像の CT 値ヒストグラム上では肝臓（筋肉等を含む）と脾臓（心臓、血管を含む）に対応する特徴的な分布が現れる。そこで、早期相像の CT 値ヒストグラムから肝臓領域 ψ_{l_1} と脾臓等の領域 ψ_s の CT 値分布を推定する。EM アルゴリズムに与える分布の初期値には、肝臓領域 $\psi_{l_1}^{(0)} = (0.75, 70, 7.5^2)$ 、脾臓等の領域 $\psi_s^{(0)} = (0.25, 140, 7.0^2)$ を用いる。

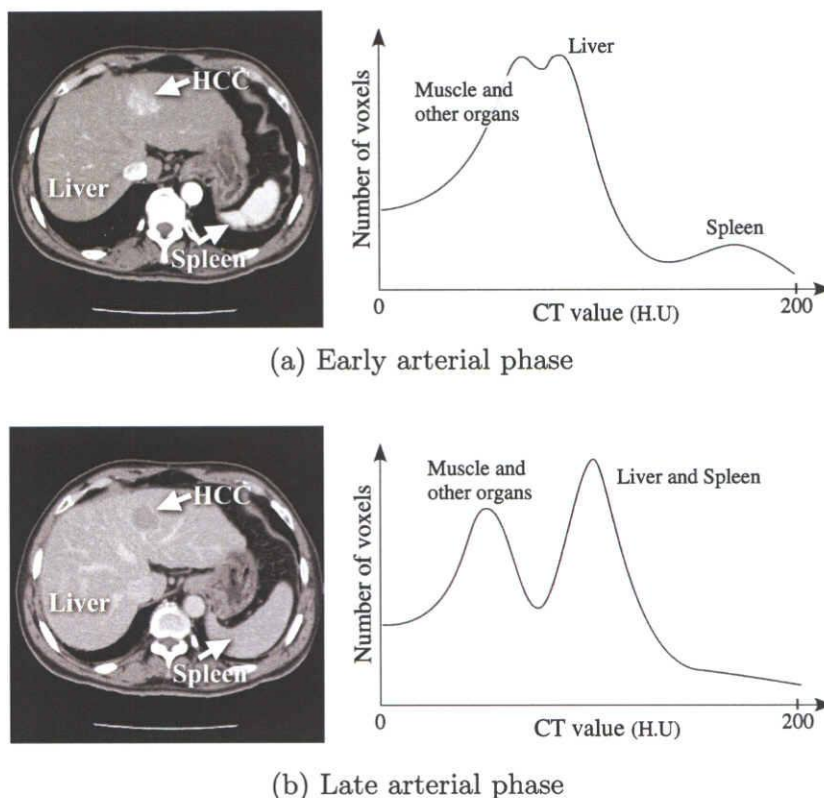


Fig. 2.3 Examples of CT slices and CT value histograms in early and late arterial phase CT images.

2.3.2.3 晩期相像における CT 値分布推定

晩期相像の CT 値ヒストグラム上では、図 2.3(b) のように肝臓（脾臓を含む）と筋肉等に対応する特徴的な分布が現れる。そこで、晩期相像の CT 値ヒストグラムから肝臓領域 ψ_{l_2} と筋肉等の領域 ψ_m の CT 値分布を推定する。EM アルゴリズムに与える分布の初期値には、肝臓領域 $\psi_{l_2}^{(0)} = (0.5, 100, 5.0^2)$ 、筋肉等の領域 $\psi_m^{(0)} = (0.5, 60, 5.0^2)$ を用いる。

2.3.2.4 早期相像と晩期相像からの CT 値分布の推定

早期相像と晩期相像から図 2.1 に示すような 2 次元ヒストグラムを作成する。図 2.1 から分かるように、2 次元ヒストグラム上には肝臓領域、筋肉等の領域、脾臓の領域に対応する特徴的な 3 つの CT 値分布が現れる。これら、肝臓 Ψ_l 、筋肉等 Ψ_m 、脾臓 Ψ_s の CT 値分布パラメーターを EM アルゴリズムを用いて推定する。しかし、2.3.1 で述べた

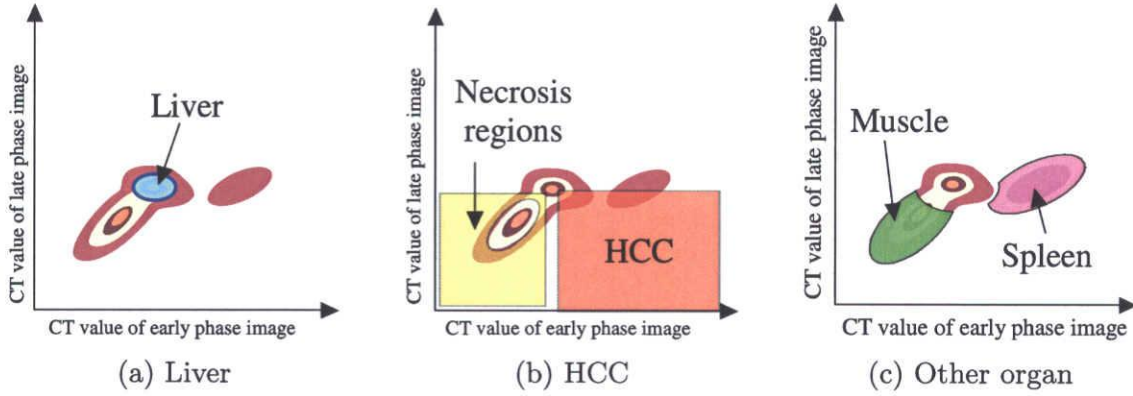


Fig. 2.4 Joint histograms for extracting liver, HCC, and other organs.

レジストレーションを行ったとしても、早期相像と晚期相像で臓器の辺縁部が適切に重ならない可能性がある（レジストレーション誤差）。そのため、このようなレジストレーション誤差や今回対象としない臓器の影響によって、分布推定が適切に動作しない可能性がある。そこで、これらの影響はヒストグラム全体に広く及ぶと仮定し、その他の領域 Ψ_o に対する CT 値分布の推定を行うことで、肝臓、筋肉等、脾臓の分布推定への悪影響を防ぐ。

EM アルゴリズムに与える分布の初期値（肝臓領域 $\Psi_l^{(0)}$ 、筋肉等の領域 $\Psi_m^{(0)}$ 、脾臓の領域 $\Psi_s^{(0)}$ 、その他の領域 $\Psi_o^{(0)}$ ）を早期相像と晚期相像において推定した分布パラメータ ψ_{l_1} 、 ψ_{l_2} 、 ψ_s 、 ψ_m を用いて次のように設定する。

$$\Psi_l^{(0)} = \left\{ 0.8\omega_{l_1}\omega_{l_2}, \begin{pmatrix} \mu_{l_1} \\ \mu_{l_2} \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} \sigma_{l_1}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{l_2}^2 \end{pmatrix} \right\} \quad (2.7)$$

$$\Psi_m^{(0)} = \left\{ 0.8\omega_m, \begin{pmatrix} \mu_m \\ \mu_m \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} \sigma_m^2 & 0.5\sigma_m^2 \\ 0.5\sigma_m^2 & \sigma_m^2 \end{pmatrix} \right\} \quad (2.8)$$

$$\Psi_s^{(0)} = \left\{ 0.8\omega_s\omega_{l_2}, \begin{pmatrix} \mu_s \\ \mu_{l_2} \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} \sigma_s^2 & 0 \\ 0 & 9^2 \end{pmatrix} \right\} \quad (2.9)$$

$$\Psi_o^{(0)} = \left\{ 0.2, \begin{pmatrix} \mu_m \\ \mu_m \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 50^2 & 0.5 \times 50^2 \\ 0.5 \times 50^2 & 50^2 \end{pmatrix} \right\} \quad (2.10)$$

これらの初期パラメータは、2.2 で述べた早期相像と晚期相像の特徴を考慮し、実験的に決定した。

2.3.3 おおまかな肝臓領域の抽出

本処理では、2次元ヒストグラムから推定した分布パラメーター Ψ_l , Ψ_m , Ψ_s を用いて、肝臓領域、肝細胞がん領域、肝臓外領域（筋肉や脾臓等）を抽出する。肝細胞がんは、肝臓領域と異なる造影パターンを示すため、2.3.2 で推定した肝臓領域の分布 Ψ_l には含まれない。また、レジストレーション誤差等により筋肉や心臓の一部が Ψ_l に含まれる可能性がある。そこで、肝臓領域に加えて肝細胞がん候補領域と肝臓外領域を抽出することで、肝細胞がんの未抽出を防ぎ、筋肉等の肝臓外への過抽出を抑制する。以降の処理では、2画像間で対応する画素の早期相像での CT 値 x_1 、晚期相像での CT 値 x_2 を成分とするベクトル $\mathbf{x} = (x_1, x_2)^T$ を用い、しきい値処理とモルフォロジ演算により、おおまかな臓器領域を抽出する。なお、しきい値処理により抽出した肝臓候補領域を \mathcal{L} とし、小成分除去を行ったものをおおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' 、肝細胞がん候補領域を \mathcal{H} 、肝臓外領域を \mathcal{O} とする。また、臓器 i の分布パラメーター μ_i , Σ_i の要素を、

$$\mu_i = \begin{pmatrix} \mu_{i1} \\ \mu_{i2} \end{pmatrix}, \quad \Sigma_i = \begin{pmatrix} \sigma_{i11}^2 & \sigma_{i12}^2 \\ \sigma_{i21}^2 & \sigma_{i22}^2 \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

と記述し、分布 Ψ_i の平均値 μ_i とベクトル \mathbf{x} 間のマハラノビス距離 $d_i(\mathbf{x})$ を次式で表す。

$$d_i(\mathbf{x}) = (\mathbf{x} - \mu_i)^T \Sigma_i^{-1} (\mathbf{x} - \mu_i) \quad (2.12)$$

2.3.3.1 肝臓候補領域の抽出

2.3.2.4 で推定された肝臓領域の CT 値分布 Ψ_l を用い、図 2.4(a) の Liver に対応する部位を肝臓候補領域 \mathcal{L} として抽出する。具体的には、各画素の早期相像と晚期相像の CT 値から成るベクトル $\mathbf{x} = (x_1, x_2)^T$ が次式を満たす場合、その画素を画素集合 \mathcal{L} に追加する。

$$d_l(\mathbf{x}) < d_l \left((\mu_{l1} - 1.5 \sigma_{l11}, \mu_{l2} - 1.5 \sigma_{l22})^T \right) \quad (2.13)$$

抽出される領域には、レジストレーション誤差等の影響で筋肉や心臓等の輪郭の一部が含まれている。そこで、 \mathcal{L} に対し半径 8 画素の最頻値フィルタ[†]を施した後、最大成分をおおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' として抽出する。

[†] 画像内の各画素 \mathbf{x} に対し、 \mathbf{x} を中心とする半径 r の球内で図形画素と背景画素の画素数が多い方の値を代入するフィルタ。

2.3.3.2 肝細胞がん候補領域の抽出

肝細胞がんの CT 値は、早期相像で肝臓領域よりも高く、晚期相像で肝臓領域よりも低くなる。これは、2次元ヒストグラム上では図 2.4(b) に示す HCC の範囲に対応する。そこで、肝臓領域の分布パラメーター Ψ_l を用いて、次の条件を満たす画素の集合を肝細胞がん候補領域 \mathcal{H} として抽出する。

$$(\mu_{l_1} + 0.5 \sigma_{l_{11}} < x_1 < 300) \wedge (0 < x_2 < \mu_{l_2} - 0.5 \sigma_{l_{22}}) \quad (2.14)$$

ここで、 \wedge は論理積を表す。また、肝細胞がんの一部が壊死している場合には、式 (2.14) の条件では抽出することができない。壊死領域 (Necrosis region) の CT 値は、肝臓領域より低く、筋肉等とは異なる CT 値をとるため、図 2.4(b) の黄色の範囲を壊死領域として抽出し、肝細胞がん候補領域 \mathcal{H} に含める。具体的には、次式で与えられる 2つの条件、

$$(20 < x_1 < \mu_{l_1} - \sigma_{l_{11}}) \wedge (20 < x_2 < \mu_{l_2} - \sigma_{l_{22}}) \quad (2.15)$$

$$d_m(\mathbf{x}) > d_m\left((\mu_{m_1} - 1.5 \sigma_{m_{11}}, \mu_{m_2} - 1.5 \sigma_{m_{22}})^T\right) \quad (2.16)$$

を共に満たす画素集合を壊死領域とする。得られた領域に対して半径 6 画素の最頻値フィルタおよび半径 10 画素の Closing 演算を施す。膵臓や脾臓の一部が肝細胞がんと同様の CT 値分布を示すため、抽出された領域には肝細胞がん以外の領域が含まれる可能性がある。肝細胞がんは肝臓内に存在するため、2.3.3.1 で抽出したおおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' に非常に近い位置に存在する、もしくは内包されていると考えられる。そこで、抽出された各肝細胞がん候補領域に対して、おおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' からの距離を調べ、肝細胞がんの拾いすぎを削減する。具体的には、以下の手順により肝細胞がん候補領域の抽出を行う。

1. おおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' の背景画素に対してユークリッド距離変換 [100] を施す。
2. 式 (2.14), (2.15), (2.16) の条件でしきい値処理し、半径 6 画素の最頻値フィルタおよび半径 10 画素の Closing 演算を施す。
3. 処理 2 で得られる 2 値画像に対してラベリング処理を行い、各ラベルの境界画素における距離値の平均値 l_{ave} および最小値 l_{min} を調べる。
4. 肝臓までの平均距離と最小距離に対するしきい値 T_{ave} , T_{min} を用い、 $l_{ave} < T_{ave}$ かつ $l_{min} < T_{min}$ を満たすものを肝細胞がん候補領域とする。ここで、肝臓に肝細胞がん候補領域が内包される場合には、 l_{ave} および l_{min} とともに非常に小さな値となる。

5. 処理 4 の段階で得られる候補領域には、肝臓に接する肋骨の一部が含まれる可能性がある。そこで、球形度 C を計算することで、さらに拾いすぎの削減をはかる。具体的には、各ラベルの体積から理想的な球の半径を計算し、各ラベルの重心を中心とする球と各ラベル領域の共通部分の割合を C とする。球形度に対するしきい値 T_c を用い、 $C > T_c$ を満たすラベルを最終的な肝細胞がん候補領域 \mathcal{H} とする。

2.3.3.3 肝臓外領域の抽出

レジストレーション誤差や造影剤の影響により、2.3.3.1 の処理では、筋肉、脾臓、骨の一部を肝臓領域として過抽出する可能性がある。そこで、2.3.2.4 で推定した肝臓の分布 Ψ_l 、筋肉等の分布 Ψ_s 、脾臓の分布 Ψ_m を用いたしきい値処理とモルフォロジ演算 (Opening 演算と Closing 演算) により、筋肉、脾臓領域を抽出し、肝臓外領域とすることでそれらの領域への過抽出を抑制する。また、脂肪領域、骨領域、空気領域を固定のしきい値で抽出し、肝臓外領域に加える。

以下、各領域を抽出する際の具体的なしきい値について述べる。

筋肉領域 筋肉に対応する分布 Ψ_m 内で、肝臓と異なる CT 値を示す画素を筋肉領域として抽出する。具体的には、図 2.4(c) に示す筋肉領域を以下の 2 つの条件を共に満たす領域として抽出する。

$$\begin{aligned} d_m(\mathbf{x}) &< d_m\left((\mu_{m_1} - 3.0\sigma_{m_{11}}, \mu_{m_2} - 3.0\sigma_{m_{22}})^T\right) \\ d_l(\mathbf{x}) &> d_l\left((\mu_{l_1} - 2.0\sigma_{l_{11}}, \mu_{l_2} - 2.0\sigma_{l_{22}})^T\right) \end{aligned} \quad (2.17)$$

脾臓領域 図 2.4(c) に示す脾臓領域を、分布 Ψ_s 内で、肝臓と異なる CT 値を示す画素として抽出する。具体的には、以下の 2 つの条件を共に満たす画素として抽出する。

$$\begin{aligned} d_s(\mathbf{x}) &< d_s\left((\mu_{s_1} - 3.0\sigma_{s_{11}}, \mu_{s_2} - 3.0\sigma_{s_{22}})^T\right) \\ d_l(\mathbf{x}) &> d_l\left((\mu_{l_1} - 2.0\sigma_{l_{11}}, \mu_{l_2} - 2.0\sigma_{l_{22}})^T\right) \end{aligned} \quad (2.18)$$

脂肪領域 次に示す条件を満たす画素を脂肪領域とする。ここで、 \vee は論理和を表す。

$$(-150 < x_1 < -10) \vee (-150 < x_2 < -10) \quad (2.19)$$

骨領域 以下に示す条件を満たす画素を骨領域とする。

$$(200 < x_1) \vee (200 < x_2) \quad (2.20)$$

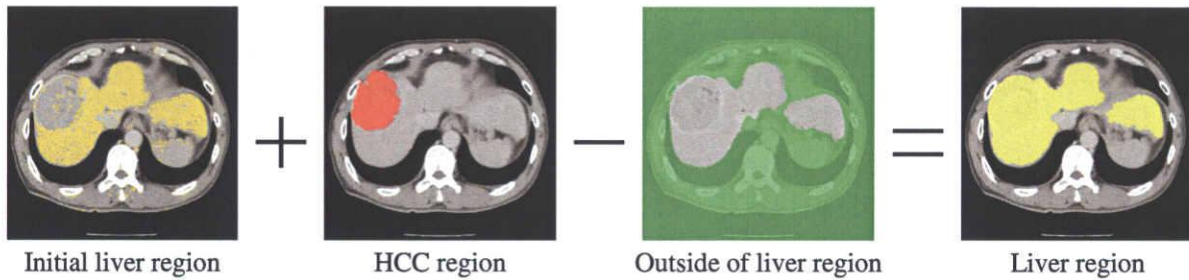


Fig. 2.5 Liver region obtained by combining initial liver, HCC, and outside of liver regions.

空気領域 以下の条件を満たす画素を空気領域とする。

$$(x_1 < -1000) \vee (x_2 < -1000) \quad (2.21)$$

上述のしきい値を用いて抽出した筋肉、脾臓、脂肪、骨の4つの領域を統合し、2.3.3.2で抽出した肝細胞がん候補領域 \mathcal{H} を取り除く。そして、半径5画素の Opening および Closing 演算を行い、穴埋め処理を行った後に画素数が最大の連結成分を抽出する。そして、得られる領域に抽出した空気領域を加えることで、最終的な肝臓外領域 \mathcal{O} とする。

2.3.3.4 抽出領域の統合

2.3.3.1の処理で得られるおおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' には、肝細胞がん領域が含まれていない。そこで、次の手順により再度おおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' の抽出を行う。図2.5のように、2.3.3.1で抽出した肝臓候補領域 \mathcal{L} に肝細胞がん候補領域 \mathcal{H} を加えた後、肝臓外領域 \mathcal{O} を取り除く。そして、半径5画素の最頻値フィルタを施した後、穴埋め処理を行うことでおおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' を得る。ここで得られる肝臓領域 \mathcal{L}' は、早期相像と晚期相像のレジストレーション誤差等の影響で、肝臓の輪郭部分が若干未抽出となる可能性がある。そこで、次節で述べる輪郭補正を行い、最終的な肝臓領域を得る。

2.3.4 輪郭補正

本手法の最終的な出力は、早期相像上もしくは晚期相像上での肝臓領域である。しかし、早期相像と晚期相像のレジストレーション誤差の影響により、2.3.3.4で抽出した肝臓領域を各画像にマッピングを行った場合、肝臓領域の細部が未抽出となる可能性がある。そこで、2.3.3.4で得られる肝臓領域を各画像にマッピングした後、その輪郭を補正

することで各画像上での肝臓領域を得る。以下では晩期相像における抽出手順を示すが、式 (2.22) の条件を変更することにより、同様の手順で早期相像上での肝臓領域も抽出可能である。

具体的には、2.3.3.4 で得られる肝臓領域に対し、背景と 6 近傍で接する画素を境界画素として抽出する。そして、各境界画素に対し、境界画素を中心とする半径 r の球を配置し、球内の全ての画素値が次式を満たす場合、その球内の全画素を肝臓領域に加える。

$$(\mu_{l_2} - 1.5 \sigma_{l_{22}}) < v < (\mu_{l_2} + 3.0 \sigma_{l_{22}}) \quad (2.22)$$

本処理を、球の半径 r を徐々に大きくしていき、式 (2.22) の条件を満たさなくなるまで繰り返す。全ての境界画素に対して適用した結果を最終的な肝臓領域として出力する。

2.4 実験

本手法をコンピュータ支援画像診断学会で配布されている 3 次元 CT 像データベース [101] に含まれる造影 X 線 CT 像 21 例、2004 年の第 14 回コンピュータ支援画像診断学会大会で行われた肝臓抽出コンテストの 5 例、の合計 26 例に適用した。実験に用いた CT 像の仕様は次のとおりである。

スライス内画素数	…	512×512 画素
スライス枚数	…	161~464 枚
スライス内画素サイズ	…	0.546~0.625 mm
スライス厚	…	1.0~2.0 mm
再構成間隔	…	0.5~1.0 mm

ただし、利用可能なメモリ量の制約から、再構成間隔を全て 1.0 mm に変換したものを入力画像として用いた。また、2.3.3.2 における肝細胞がん候補領域を抽出する際のしきい値はそれぞれ、 $T_{ave} = 12$ mm, $T_{min} = 3$ mm, $T_C = 0.85$ とした。実験には OS: WindowsXP, CPU: Xeon 3.4GHz×2 の計算機を用い、処理時間は 1 症例あたり約 50 分（早期相像と晩期相像のレジストレーションに約 40 分、肝臓領域抽出に約 10 分）を要した。最終的な肝臓領域を晩期相像上で抽出した結果の一部を図 2.6 に示す。コンピュータ支援画像診断学会では、医師の評価が行われた症例 1~4 の 4 例に対する正解肝臓データが配布されている。そこで、これらのデータを用い、本手法の抽出結果を一致度を用いて評価した。配布されている正解データは非造影 CT 像上での肝臓領域であるため、これ

Table 2.1 Coincidence rates of the extraction results against manually traced regions.

Case No.	1	2	3	4
Coincidence	94.8%	91.1%	93.3%	93.3%

Table 2.2 Evaluation results of extracted liver regions by visual inspection.

- The result contains whole liver region and HCC.
- △ The result contains HCC region and the liver region has some under or over extraction.
- × The result does not have HCC region or the liver region has large under or over extraction.

Case No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	○	○	○	○	△	△	○	○	○
Case No.	10	11	12	13	14	15	16	17	18
	△	△	△	○	○	○	○	×	△
Case No.	19	20	21	22	23	24	25	26	
	○	×	△	○	△	○	△	○	

らのデータを基に筆者らが手作業により晚期相像上での正解肝臓データを作成し、抽出結果との一致度を次式で計算した (表 2.1).

$$Coincidence = \frac{|\mathcal{L}_a \cap \mathcal{L}_b|}{|\mathcal{L}_a \cup \mathcal{L}_b|} \times 100 \quad (2.23)$$

ここで、 \mathcal{L}_a は手作業により入力した正解肝臓領域の画素集合、 \mathcal{L}_b は本手法で抽出した肝臓領域の画素集合であり、 \cap は積集合、 \cup は和集合、 $||$ は集合内に含まれる画素数を表す。また、抽出結果を筆者らが目視により評価した結果を表 2.2 に示す。評価基準として、肝細胞がん領域が欠損している場合や肝臓領域に直径 20 mm 以上の抽出過不足が存在した場合は×、肝臓領域に抽出過不足が存在したとしても目視で確認できる真の肝臓輪郭からの距離が 5 mm 以下の場合は○、それ以外で肝臓領域に抽出過不足が存在するものを△とした。

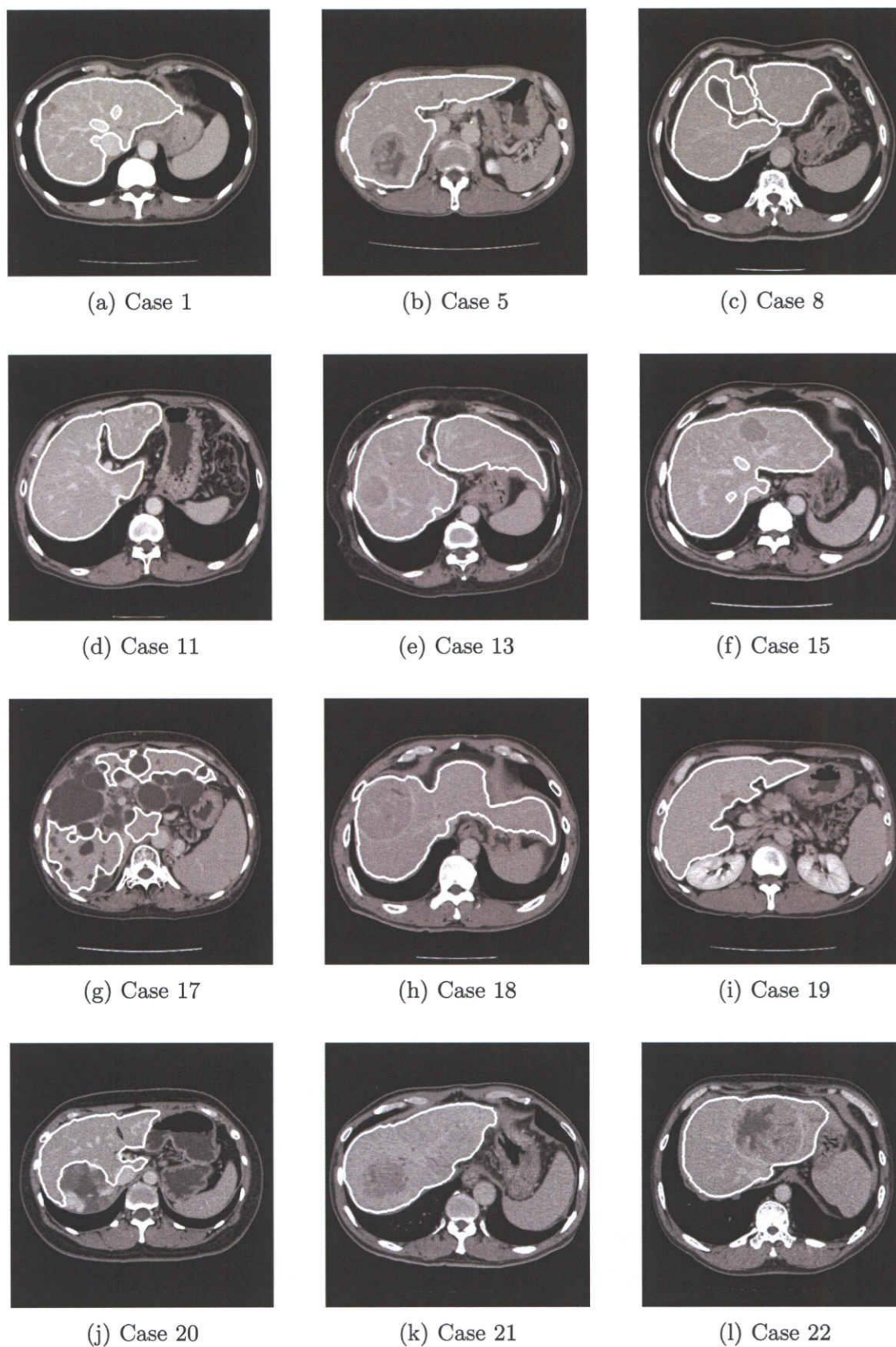


Fig. 2.6 Extraction results of liver regions by the proposed method.

2.5 考察

表 2.2 を見ると、若干の抽出過不足は存在するものの 26 例中 24 例で良好に肝臓領域が抽出されており、先に示した正解データの配布されている 4 例で一致度を評価した結果は 90% 以上であった。また、図 2.6 から分かるように、肝細胞がんを含む肝臓領域を良好に抽出できていることが分かる (Case 13, 15, 18, 21, 22)。特に図 2.6(h) (Case 18) では右葉と左葉の接続部分が非常に細く、領域拡張法や図形分割を用いて肝臓と接触他臓器の分離を行っている従来手法 [71, 90, 91] では抽出が困難であった部位である。このように細くつながった部分を抽出するしきい値を適切に設定することが難しく、これらの手法においては抽出に失敗していた。それに対し、本手法では 2 時相の画像から肝臓の CT 値分布を推定し、しきい値処理とモルフォロジ演算のみで肝臓領域を抽出している。そのため、肝臓の一部が細くなっている場合でも良好に抽出することができる。一方、造影むらが存在する症例では肝臓の一部が未抽出となった。これは、本手法では肝臓全体を単一のしきい値で抽出しているためである。榎本ら [95] のように、肝臓内を複数ブロックに分割し分布推定を行うことで改善可能であると考えられる。また、一部の症例で肋骨や胃壁の一部が過抽出となった。今後、輪郭補正処理を見直す必要がある。

図 2.7 に、式 (2.13) によるしきい値処理で抽出した肝臓候補領域 \mathcal{L} と 2.3.3.2 の処理で抽出した肝細胞がん候補領域 \mathcal{H} を示す。図 2.7(a) から分かるように、式 (2.13) に示されるしきい値処理のみで肝臓領域を良好に抽出でき、肝臓周辺に存在する筋肉等はほとんど含まれていないことが分かる。これは、EM アルゴリズムによる肝臓領域の CT 値分布推定が良好に動作し、肝臓、脾臓、筋肉等の CT 値分布を適切に設定できたためである。しかし、肝細胞がんの領域は式 (2.13) の条件のみでは抽出できていない。そこで、図 2.7(b) に示す肝細胞がん領域のみを抽出し、肝臓領域に含めている。2.3.3.2 の肝細胞がん抽出処理では、式 (2.14), (2.15), (2.16) で抽出する図 2.4 の肝細胞がん候補領域には、脾臓や膵臓の一部が含まれる。そのため、しきい値処理とモルフォロジ演算を用いて抽出した領域には、図 2.8(a) のように肝細胞がん以外の領域が多数含まれる。本手法では、おおまかな肝臓領域 \mathcal{L}' からの距離および球形度を用いることで肝細胞がんの拾いすぎを削減し、図 2.8(b) に示す肝細胞がん領域のみを得ている。このように、肝臓と肝細胞がんを別々の処理で抽出することで、26 例中 24 例で肝細胞がんを肝臓内に含めること

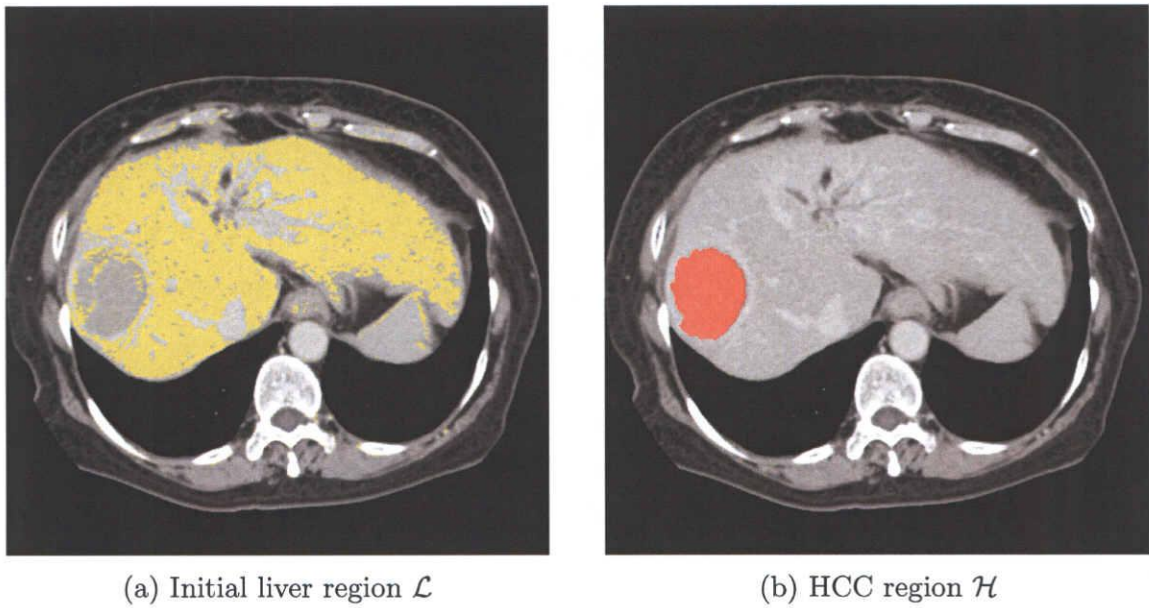


Fig. 2.7 Extracted initial liver region \mathcal{L} and HCC region \mathcal{H} of Case 13.

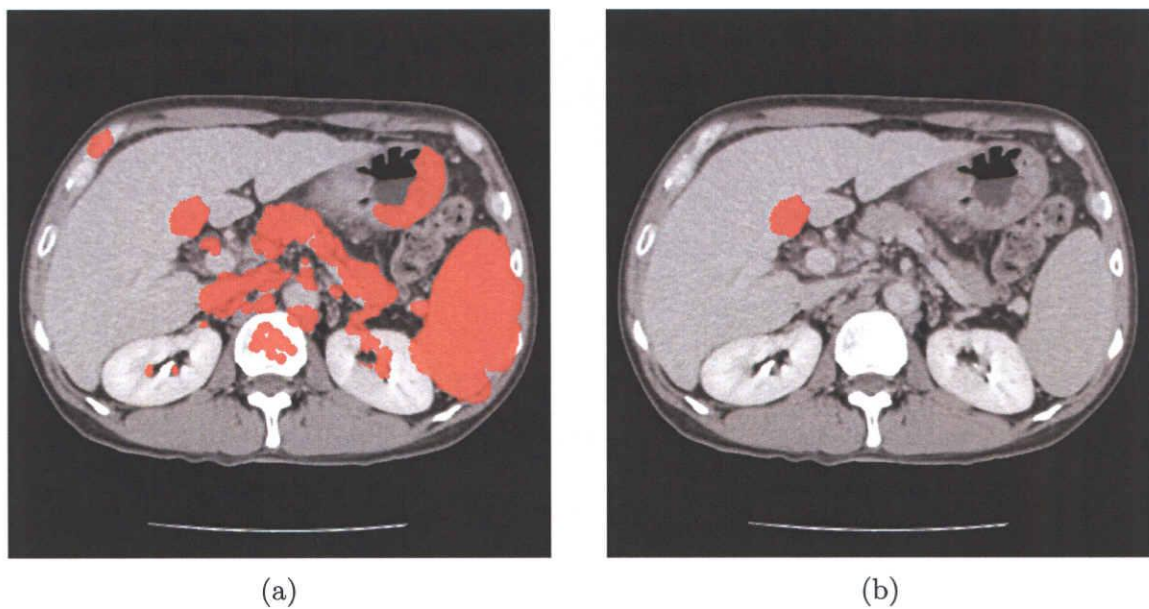


Fig. 2.8 The results of HCC regions \mathcal{H} extracted from Case 19. (a) HCC regions \mathcal{H} are extracted by using thresholding and morphology operation. (b) HCC regions \mathcal{H} are eliminated by evaluating distances from liver region \mathcal{L}' and circularities.

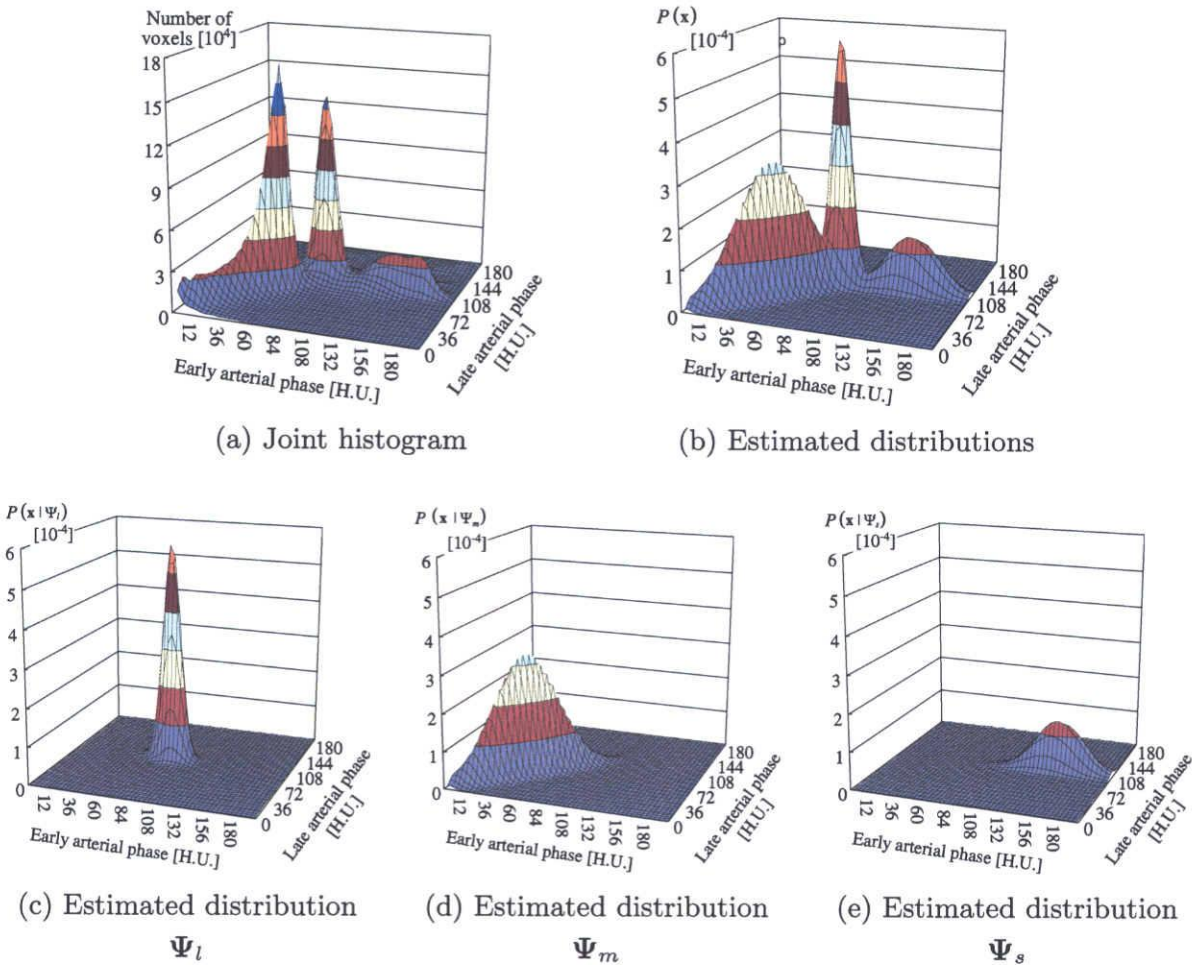


Fig. 2.9 Estimated distributions Ψ_l , Ψ_m , and Ψ_s from the joint histogram of Case 1.

が可能であった。しかし、図 2.6(g) や (j) のように、肝臓内に嚢胞が多数存在する場合や、肝細胞がんと異なる CT 値の分布を示す良性腫瘍は抽出できていない。今後、これらの領域を肝臓内に含める処理の検討が必要である。

処理 2.3.2 で推定された症例 1 の正規分布のグラフを図 2.9 に示す。図 2.9(a) に示す早期相像と晚期相像から作成した 2 次元ヒストグラムと、図 2.9(b) の推定された肝臓 Ψ_l 、脾臓 Ψ_s 、筋肉等 Ψ_m の混合分布を比較すると、肝臓と脾臓の分布は良好に推定されていることが分かる。しかし、筋肉等の分布は入力の 2 次元ヒストグラムと異なっている。これは、レジストレーション誤差や筋肉以外の組織の影響で、2 次元ヒストグラム中の筋肉等に対応する分布が正規分布に従っていないことが原因であると考えられる。今後、筋肉

等の分布を複数の正規分布の混合モデルで表現することにより、より良い分布推定が可能になると考えられる。

2.3.2.2 および 2.3.2.3 で述べた EM アルゴリズムの初期値は、Case 1 ~ 21 の CT 値ヒストグラムから実験的に決定した値である。分布パラメーターの推定における初期値の影響を調べるために、EM アルゴリズムに与える各臓器の初期分布パラメーターを変化させ分布推定を行った。各症例において肝臓領域の平均 CT 値を手作業により計測し、計測した値の症例間での標準偏差を調査したところ、標準偏差は 10 H.U. 未満であった。そこで、分布パラメーター ψ_{l_1} , ψ_{l_2} , ψ_s , ψ_m の平均 CT 値 μ を ± 10 H.U. の範囲で 0.5 H.U. ずつ変化させ実験を行った。その結果、得られる分布パラメーターの μ と σ のばらつきは、最大でも 0.5 H.U. 未満であり、安定した分布推定が可能であった。また、2.3.2.2 および 2.3.2.3 で述べたパラメーターを用いて抽出した肝臓領域と、パラメーターを変化させて抽出した肝臓領域の一致度は、平均で 99% 以上であり、安定した肝臓領域抽出が可能であった。この結果から、入力 CT 像の CT 値が多少変化したとしても、安定して肝臓領域抽出が可能である。

文献 [94,95] では、初期関心領域を必ず肝臓が含まれるように設定する必要があるのに対し、本章で提案した各臓器の分布パラメーター推定法は臓器の位置に依存しないため、CT の撮影範囲が異なる場合でも適切に動作する。また、撮影のタイミングの違いや造影剤の浸透具合の違いによって、各臓器の CT 値分布は変化するが、本手法ではヒストグラムから各臓器の分布パラメーターを推定することで、このような CT 値分布の変化に対応している。このように、撮影条件が異なる場合でも適切に動作する本手法は非常に有効であると考えられる。また、推定された分布には早期相と晚期相の 2 つの時相情報を含むため、2.3.4 における式 (2.22) の条件を変更することで、早期相像における肝臓領域抽出も可能である。本章では、早期相像と晚期相像の 2 画像から肝臓、脾臓、筋肉等の CT 値分布を推定した。今後、非造影、早期相、門脈相、晚期相の CT 像を複数組み合わせることで各臓器の CT 値分布を推定することにより、肝臓内血管等を抽出する際のしきい値決定も可能となるであろう。

2.6 まとめ

本章では、肝臓を対象とした手術シミュレーションおよび手術ナビゲーション実現の第1段階として、多時相 CT 像からの CT 値分布推定を用いた肝臓領域抽出手法について述べた。早期相像と晚期相像から作成した 2 次元ヒストグラム上には、肝臓、脾臓、筋肉等に対応する特徴的な CT 値分布が現れる。そこで、EM アルゴリズムを用いて早期相像と晚期相像の 2 画像から肝臓、脾臓、筋肉等に対応する CT 値分布を推定し、撮影条件に依存しない肝臓抽出パラメーターの自動決定法を提案した。また、肝臓領域と肝細胞がん領域を別々の処理で抽出し、それぞれの領域を統合することで肝細胞がんを含む肝臓領域の抽出を試みた。最後に、推定された分布パラメーターを用いて肝臓外領域を抽出し、筋肉や脾臓への過抽出の抑制を行った。本手法を造影 3 次元 X 線 CT 像 26 例に適用し、24 例で肝細胞がんを含む肝臓領域を良好に抽出可能であることを確認した。ここでは早期相像と晚期相像からの肝臓領域抽出について述べたが、非造影や門脈相の CT 像を用いて、3 時相、4 時相といった複数画像からさまざまな臓器に対応する CT 値の分布を推定することも可能である。これは、各臓器における造影剤の効果をより詳細に解析することを意味し、時間によって造影剤が流れる血管が異なることを考慮すれば、肝臓内の門脈や肝静脈を別々に抽出することも可能であろう。ここで述べた手法を用いることにより、術前の肝臓の体積計測や肝切除に伴う肝臓領域の変形のシミュレーションに必要な肝臓領域を得ることが可能となる。また、抽出した肝臓領域から肝細胞がんを検出し、手術中の医師へ肝細胞がんの位置を提示するといったナビゲーションへの応用も期待される。

第3章

仮想前立腺に対する針生検シミュレーションシステム

3.1 はじめに

第1章で述べたように、正確でスムーズな手術を行うための術前計画の立案には、計算機を用いたシミュレーションが有用である。ここでは、前立腺がんの確定診断に用いられる針生検に注目し、針生検に用いる針の本数、配置法、角度等を組織的かつ数値的に評価可能なシミュレーションシステムの開発を目的とする。

前立腺がんは、わが国では約4.5%と比較的発生率の低いがんである。しかし、欧米では男性のがんによる死亡者のうち、約10～20%を占めている[73]。近年の我が国の生活様式の急速な欧米化、及び高齢化の進展に伴いその発生率は増加傾向をたどっている。また、部位別にみるとその増加率は肺がんや大腸がんを抑えて最も高く、泌尿器科領域におけるがんでは、既に我が国において最も多いがんとなっている。そこで、現在国家事業として前立腺がん検診を行うことの妥当性について盛んに議論されている。これまでの研究により、前立腺がんの集団検診実施の妥当性に関する報告がいくつかなされているが、実際に国家レベルで試行することを考えた場合、まだ解決しなければならない課題は多く、能率的な検診システムの確立が望まれている[102～104]。

前立腺がんの検診では、PSA (Prostate Specific Antigen, 前立腺特異抗原) 検査、直腸指診、超音波断層法等があり、そこで異常が認められた場合には、前立腺針生検を行うことが一般的である。前立腺針生検は、生検針により前立腺内の組織を採取し、顕微鏡で検査する組織診断方法であり、前立腺がんを確定するための唯一の方法である。

近年 PSA 検査による前立腺検診が行われるようになり、早期に前立腺がんを発見する機会が増加している。そのため、直腸指診で触知しない小病巣から、いかに正確、確実に組織採取を行うかが重要な課題となっている。また、従来の前立腺針生検は針の直径が 14 ゲージ (約 2.1 mm) という太い径の生検針が用いられていたため、比較的侵襲が高く生検可能な針の数が限られていた。しかし、最近では針の直径が 18 ゲージ (約 1.2 mm) の細い生検針を用いることで 6~8 個所の生検が可能となり、より安全、確実に検体採取が行えるようになってきている [105]。現状では、6 個所の系統的分割生検が最も一般的とされているが、必ずしも生検針が病変部分を採取するとは限らず、組織的かつ数値的に針の本数、配置法、角度等を検討する必要がある。そこで、各生検手法の能力評価が可能なシステムの開発が望まれている。

これまでに、我々は実際の前立腺摘出標本から構築した仮想前立腺に対し、仮想的な前立腺針生検を行う前立腺針生検シミュレーションシステムの開発を行ってきた [106,107]。この前立腺針生検シミュレーションシステムでは、実際の標本をもとに作成した仮想前立腺に対し仮想針生検を行うため、実際の病変分布に基づく実験が可能であった。しかし、摘出標本の数により得られる病変分布のパターンが限られていた。そこで、文献 [108~111] で示される前立腺内の分類と文献 [112~117] で示される前立腺内の解剖学的所見をもとに、統計的データから得られる病変の発生分布を考慮した仮想前立腺モデルを作成し、それに対する仮想針生検を行う。実際には、前立腺内を辺縁領域 (Peripheral Zone: PZ)、移行領域 (Transition Zone: TZ) に分類する。また、前立腺肥大症にかかっているかどうかで PZ と TZ の体積の割合が変化するため、肥大症でない前立腺モデル (通常モデル, Regular size prostate model) と肥大症の前立腺モデル (肥大症モデル, Hypertrophic prostate model) を作成する。次に、臨床で用いられている生検針の配置法である系統的分割生検 6, 8, 10 本と、それらとは別の針の配置法 4 種類に対して実験を行い、針の配置法の違いによる生検手法の能力評価を行う。

以下、**3.2** で仮想針生検シミュレーションシステムについて述べ、今回提案する前立腺の通常モデル、肥大症モデルの作成について **3.3** で述べる。また、仮想針生検を行うそれぞれの生検手法について **3.4** で説明を行う。そして、作成したモデルに対する実験及びその結果を **3.5** に示し、**3.6** で考察を加える。

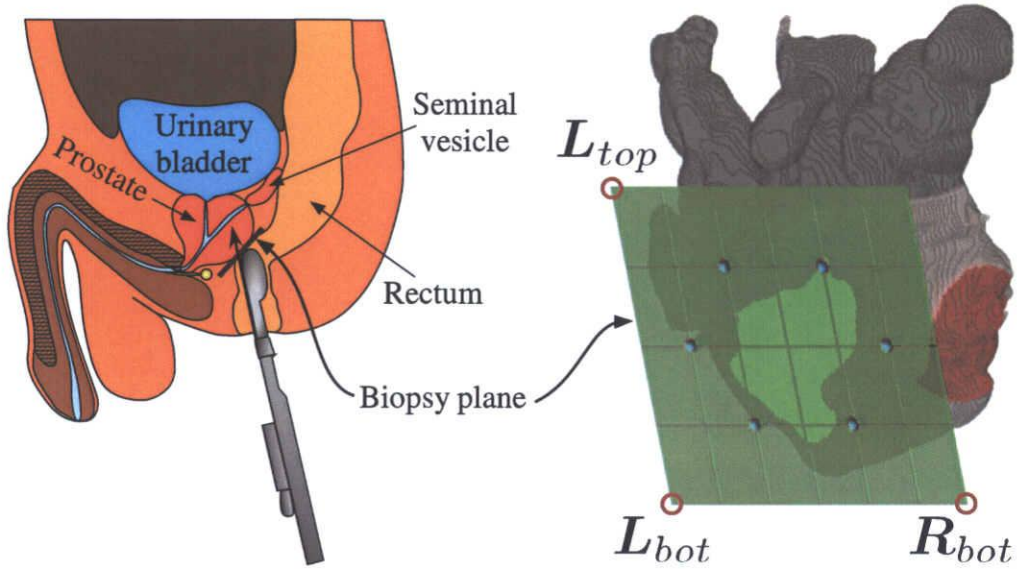


Fig. 3.1 Anatomy of the prostate, and a situation of the needle biopsy.

3.2 仮想針生検シミュレーションシステム

3.2.1 仮想針生検シミュレーション

仮想針生検シミュレーションは、a) 仮想生検針を配置する基準プレートの設定、b) 基準プレート上での仮想生検針の配置、c) 仮想生検針の穿刺角度の決定、d) 仮想針生検の実行の四つの処理から構成される。以下で、具体的な処理について説明する。特に、本章での説明には右ねじ方向の回転を正方向として用いる。

(a) 基準プレートの設定 仮想生検針を配置する基準プレートは、臨床検査での穿刺範囲に相当する長方形領域とし、図 3.1 に示すような同一平面上の 3 点 (L_{top} , L_{bot} , R_{bot}) を指定することで決定する。具体的には、前立腺の直腸側に接する平面を考え、その平面上に投影された前立腺に接し、 $L_{top} - L_{bot}$ を前立腺の尖部から精嚢 (SV) の方向と一致するように選ぶ。ここで、基準プレートの法線の正方向を直腸側から前立腺方向とする。また、全ての生検針はこの基準プレート内に配置される。そして、この基準プレートの向きを決定する単位ベクトル H , V , N は次のように定義される。

$$H = \frac{R_{bot} - L_{bot}}{\|R_{bot} - L_{bot}\|}$$

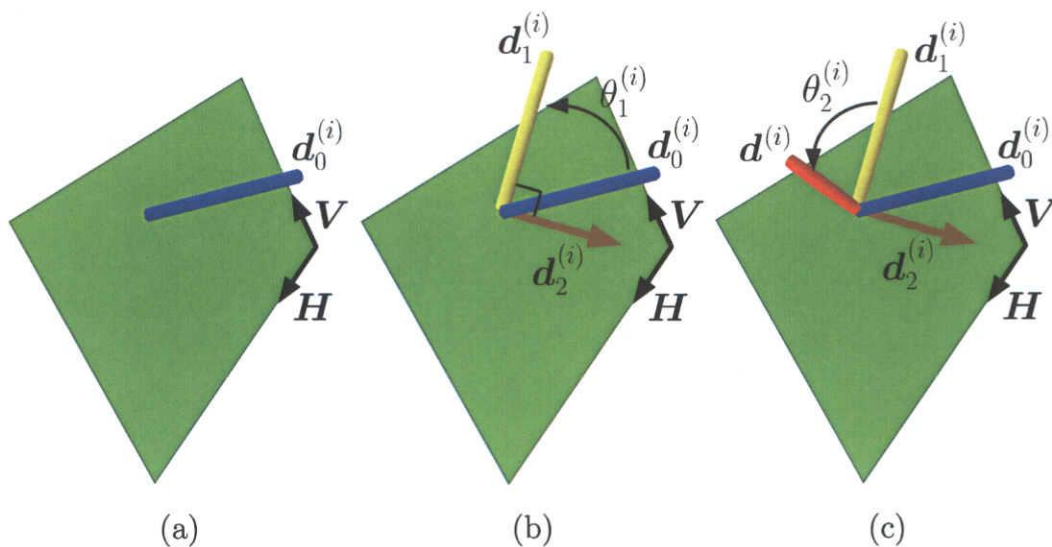


Fig. 3.2 Definition of the direction of the biopsy needle.

$$\mathbf{V} = \frac{\mathbf{L}_{top} - \mathbf{L}_{bot}}{\|\mathbf{L}_{top} - \mathbf{L}_{bot}\|}$$

$$\mathbf{N} = \mathbf{V} \times \mathbf{H}$$

ここで、 \times はベクトルの外積を表し、 $\| \cdot \|$ はベクトルのユークリッドノルムを表す。

(b) 仮想生検針の配置 基準プレート上に $M \times N$ の格子を設定し、その格子から任意の格子点 $\mathbf{p}^{(i)}$ を選択し、それを基準プレート上での仮想生検針 $\mathcal{O}^{(i)}$ の配置位置とする。ここで、格子点 $\mathbf{p}^{(i)}$ は m ($1 \leq m < M$), n ($1 \leq n < N$) を用いて次のように定義される。

$$\mathbf{p}^{(i)} = \mathbf{L}_{bot} + m \frac{\|\mathbf{R}_{bot} - \mathbf{L}_{bot}\|}{M+1} \mathbf{H} + n \frac{\|\mathbf{L}_{top} - \mathbf{L}_{bot}\|}{N+1} \mathbf{V} \quad (3.1)$$

(c) 穿刺方向の設定 基準プレートの向きを決定する単位法線ベクトル \mathbf{N} を仮想生検針 $\mathcal{O}^{(i)}$ の穿刺基準方向 $\mathbf{d}_0^{(i)}$ とする。図 3.2 に示すように、2種類の穿刺角度 $\theta_1^{(i)}$, $\theta_2^{(i)}$ により、 $\mathcal{O}^{(i)}$ の3次元的な穿刺方向ベクトル $\mathbf{d}^{(i)}$ を一意に決定する。具体的には以下の手順により $\mathbf{d}^{(i)}$ を得る。

1. \mathbf{H} を回転軸とし、 $\mathbf{d}_0^{(i)}$ を $\theta_1^{(i)}$ 回転させた単位ベクトルを $\mathbf{d}_1^{(i)}$ とする。
2. \mathbf{H} を回転軸とし、 $\mathbf{d}_0^{(i)}$ を $\theta_1^{(i)} - 90^\circ$ 回転させた単位ベクトルを $\mathbf{d}_2^{(i)}$ とする。
3. $\mathbf{d}_2^{(i)}$ を新しい回転軸とし、 $\mathbf{d}_1^{(i)}$ を $\theta_2^{(i)}$ 回転させた単位ベクトルを $\mathbf{d}^{(i)}$ とする。

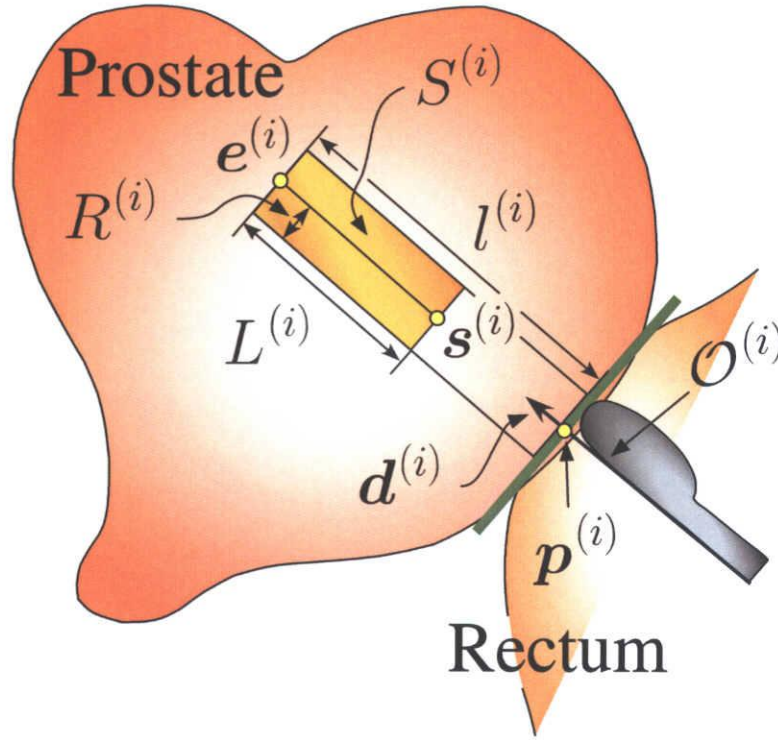


Fig. 3.3 Parameter representation of the virtual biopsy needle.

(d) 仮想穿刺 図 3.3 に示すように，仮想生検針 $O^{(i)}$ の穿刺パラメーターである配置位置 $p^{(i)}$ ，穿刺方向ベクトル $d^{(i)}$ ，組織を採取可能な生検針の先端からの長さ $L^{(i)}$ ，生検針の半径 $R^{(i)}$ ，穿刺する深さ $l^{(i)}$ を用いて，仮想穿刺を行う．ただし， $L^{(i)} \leq l^{(i)}$ とする．ここで，仮想生検針内で組織を採取可能な画素の集合 $S^{(i)}$ は仮想生検針の開始位置 $s^{(i)}$ と先端位置 $e^{(i)}$

$$s^{(i)} = p^{(i)} + (l^{(i)} - L^{(i)}) d^{(i)} \quad (3.2)$$

$$e^{(i)} = p^{(i)} + l^{(i)} d^{(i)} \quad (3.3)$$

を用いて，

$$S^{(i)} = \left\{ v ; \begin{aligned} & (e^{(i)} - s^{(i)}) \cdot (v - s^{(i)}) > 0 \\ & \wedge (e^{(i)} - s^{(i)}) \cdot (e^{(i)} - v) > 0 \\ & \wedge \frac{\| (v - s^{(i)}) \times (e^{(i)} - s^{(i)}) \|}{\| e^{(i)} - s^{(i)} \|} \leq R^{(i)} \end{aligned} \right\} \quad (3.4)$$

と定義される (\cdot はベクトルの内積を表す). つまり, 1本の仮想穿刺により採取される画素は, 開始位置 $s^{(i)}$ と先端位置 $e^{(i)}$ を結ぶ線分を中心線とする半径 $R^{(i)}$ の円柱領域内部となる. また, $S^{(i)}$ 内で, 仮想前立腺内の病変画素の集合を $A^{(i)}$ とする. 具体的に $A^{(i)}$ は, 式 (3.4) の条件を満たす領域 $S^{(i)}$ 内の仮想前立腺で, 病変と分類されている画素の集合である. 実際には仮想針生検を行うことで前立腺以外の組織等を採取する可能性が存在する. 本システムでは, そのような領域は非病変領域として分類する.

3.2.2 針生検手法の定量評価

針生検手法において, 穿刺する各仮想生検針ごとに病変を採取したかどうか, 及びその採取した組織の体積測定を行う. ここで, ある仮想生検針が病変を採取した場合を仮想生検針がヒットしたと呼び, 生検針が採取可能な組織の体積に対し, 少なくとも1%の病変が存在すれば, 医師は病変を発見可能であるという臨床的な知見をもとに, 次の関数を用いて判定を行う.

$$Hit(\mathcal{O}^{(i)}) = \begin{cases} 1 & \text{if } \frac{A^{(i)}}{S^{(i)}} \geq 0.01 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.5)$$

これは, 針生検手法内の i 番目の生検針 $\mathcal{O}^{(i)}$ が, 病変を採取したかどうかを返す関数である. また, 針生検手法を構成する N 本の生検針の内, 少なくとも1本がヒットした場合を針生検手法が病変にヒットしたとする.

針生検手法が採取する病変の総体積 \mathcal{V} は, 各仮想生検針が採取する病変画素の集合 $A^{(i)}$, 1画素の体積 $volume$, 針生検手法において穿刺する仮想生検針の総数 N を用いて次のように定義される.

$$\mathcal{V} = \left| \bigcup_{i=1}^N A^{(i)} \right| \times volume \quad (3.6)$$

ここで, $||$ は集合内に含まれる画素数を表す. 以上の定義に従い, 以下で述べるヒット確率及び平均病変採取体積を用いて生検手法の定量評価を行う.

3.2.2.1 ヒット確率

仮想針生検を行った症例のうちヒットした症例の割合を, 針生検手法のヒット確率とし, 次のようにして計算する.

$$\text{ヒット確率} [\%] = \frac{\text{ヒットした症例数}}{\text{全症例数}} \times 100 \quad (3.7)$$

3.2.2.2 平均病変採取体積

針生検手法が採取する病変の1症例あたりの体積を平均病変採取体積とし、次式で計算する。

$$\text{平均病変採取体積} = \frac{\text{採取した病変の総体積}}{\text{全症例数}} \quad (3.8)$$

また、針生検手法に用いる生検針の数で割ったものが生検針1本あたりで採取可能な病変の平均体積となる。

3.3 仮想前立腺モデル

表 3.1 に示すように、前立腺内の PZ 領域と TZ 領域では病変の発生する割合が異なり、またその体積比も異なっていることが分かる。そこで、作成する仮想前立腺モデルは表 3.1 に示す体積比及び病変の発生確率を満たすモデルとする。また、肥大症の前立腺とそうでないものでは、前立腺内の PZ 領域と TZ 領域の割合が異なるため、肥大症の前立腺モデル（肥大症モデル）とそうでない前立腺モデル（通常モデル）の2つの仮想前立腺モデルの作成を行う。

しかしながら、前立腺を撮影した3次元 X 線 CT 像の濃度値のみから、PZ 及び TZ 領域に分類することは不可能である。そこで、前立腺内の分類 [108~111] 及び前立腺内の解剖学的所見 [112~117] をもとに、図 3.4 に示す模式図を作成し、それを用いて前立腺内の

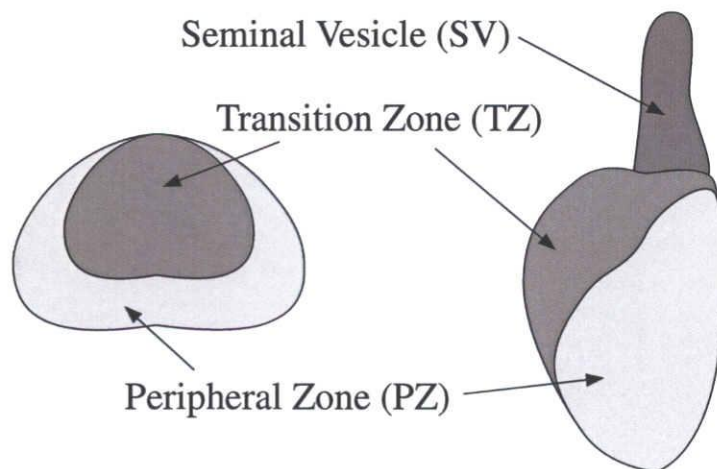


Fig. 3.4 Definition of the PZ and TZ inside the prostate.

Table 3.1 The prostate model specification. (a) The percentage of the PZ (Peripheral Zone), TZ (Transition Zone), and CZ (Central Zone) inside the prostate. (b) The probabilities of the incidence of the prostate cancer within each region.

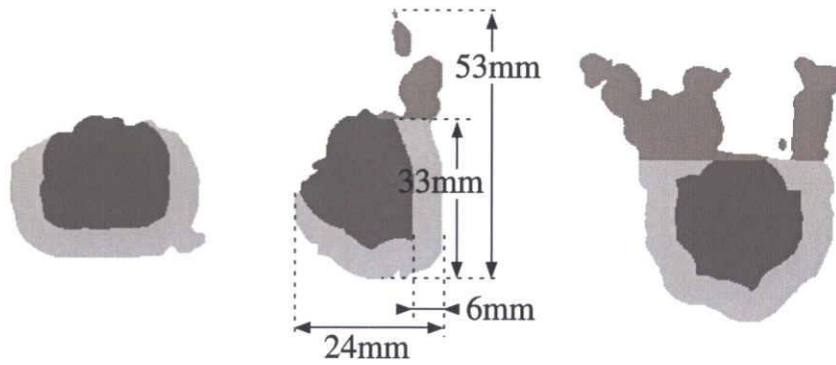
			PZ	TZ	CZ
McNeal [109]		(a)	65~70 %	5~10 %	25 %
		(b)	68 %	24 %	8 %
Hiramatsu [112]		(a)	70 %	5 %	25 %
		(b)	70%~	20 %	5~10 %
Proposed model	Regular size 20~30 cc	(a)	60 %	40 %	—
		(b)	75 %	25 %	
	hypertrophy ≤ 50 cc	(a)	10 %	90 %	—
		(b)	75 %	25 %	

Table 3.2 Acquisition parameter of each prostate model.

		PZ	TZ	PZ + TZ
Regular size prostate model	Voxels	574631	392211	966842
	Volume [cc]	14.5	9.9	24.4
	Percentage [%]	59	41	100
Hypertrophic prostate model	Voxels	205945	1848728	2054673
	Volume [cc]	5.2	46.5	51.7
	Percentage [%]	10	90	100

分類を行う。具体的には前立腺の形状を楕円体と考え、その内部の分類を行う [118,119]。また、医師の指示により、提案する仮想前立腺モデルでは中心領域 (Central Zone: CZ) を作成するモデルから除外した。

通常モデルには、実際の摘出前立腺の3次元X線CT像の各断面を図3.4の模式図をもとに、手動でPZとTZ領域に分類した。作成された仮想前立腺の各断面を図3.5(a)に示し、(b)(c)(d)にその3次元表示を示す。また、肥大症モデルの形状は楕円体とし、図3.5(e)に示すように、前立腺の直腸側の表面から一定の距離の範囲をPZ領域とした。通常モデルと同様に、肥大症モデルの3次元表示を図3.5の(f)(g)(h)に示す。



(a) The slices of the regular size prostate model



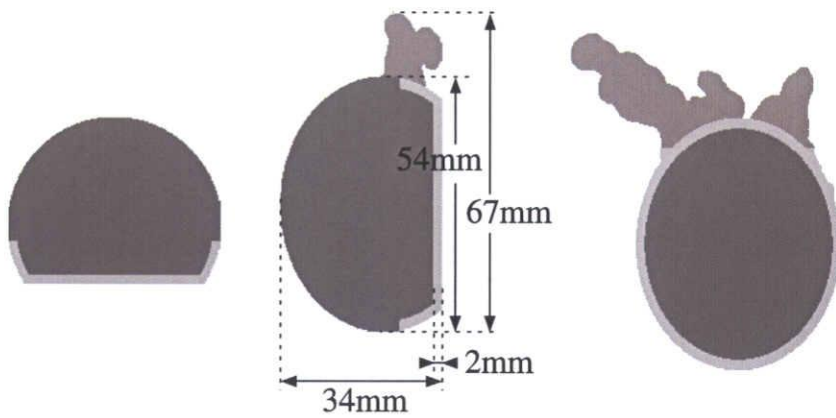
(b) TZ + SV



(c) PZ + SV



(d) PZ + TZ + SV



(e) The slices of the hypertrophic prostate model



(f) TZ + SV



(g) PZ + SV



(h) PZ + TZ + SV

Fig. 3.5 Virtual prostate model. (a) shows the slices of the regular size prostate model, and its 3-D shapes are shown in (b), (c), and (d). The slices of the prostate model of hypertrophy are shown in (e), and 3-D shapes are also presented in (f), (g), and (h).

作成された通常モデルと肥大症モデルの仮想前立腺の仕様を表 3.2 に示す。表から分かるように、作成した仮想前立腺は表 3.1 の体積比の要件を満たしている。また、PZ と TZ 領域の形状に関しては医師により、妥当であると評価された。

3.4 針生検手法

3.4.1 系統的分割生検

系統的分割生検 (Systematic biopsy) は、図 3.6(a)(b)(c) に示すように前立腺がんの好発部位である PZ を中心に系統的に生検を行う。系統的に生検を行うことで、超音波断層法で低エコー (hypoechoic) な部分のみを狙った生検 (directed biopsy) でのがんの検出率と比較し、2 倍以上の高い検出率を得ることができる [105]。図 3.6(b) に示す系統的分割生検 8 本では、図 3.6(a) の 6 本の配置に対し直腸側から見て前立腺の奥の部分を狙う生検針を 2 本 (*extensive protocol*) 追加した配置である。また、図 3.6(c) に示す系統的分割生検 10 本では、図 3.6(a) の 6 本の配置に対し PZ 側を狙った生検針を 4 本追加した配置となる。

3.4.2 新しい生検針配置法

針配置法 1 系統的分割生検 10 本の配置 (図 3.6(c)) での *extensive protocol* (図 3.6(a)) で示される系統的分割生検 6 本の配置に対し、同図 (c) で追加された外側の針 4 本の位置を針 6 本で補えるように、正六角形の各頂点に針が並ぶように配置。

針配置法 2 配置法 1 と同様に六角形の頂点に針を配置し、前立腺の尖部に刺す針 (図 3.6(e) 中の上部の針 2 本) を前立腺中央付近に近づけた配置。

針配置法 3 系統的分割生検 8 本の配置 (図 3.6(b)) での *extensive protocol* (図 3.6(a)) で示される系統的分割生検 6 本の配置に対し、同図 (b) で追加された内側の針 2 本の位置を針 6 本で補えるように、H 型に針を配置。

針配置法 4 配置法 1 での中心部分を狙う針を 1 本追加し、全体として正五角形の頂点とその重心に針を配置。

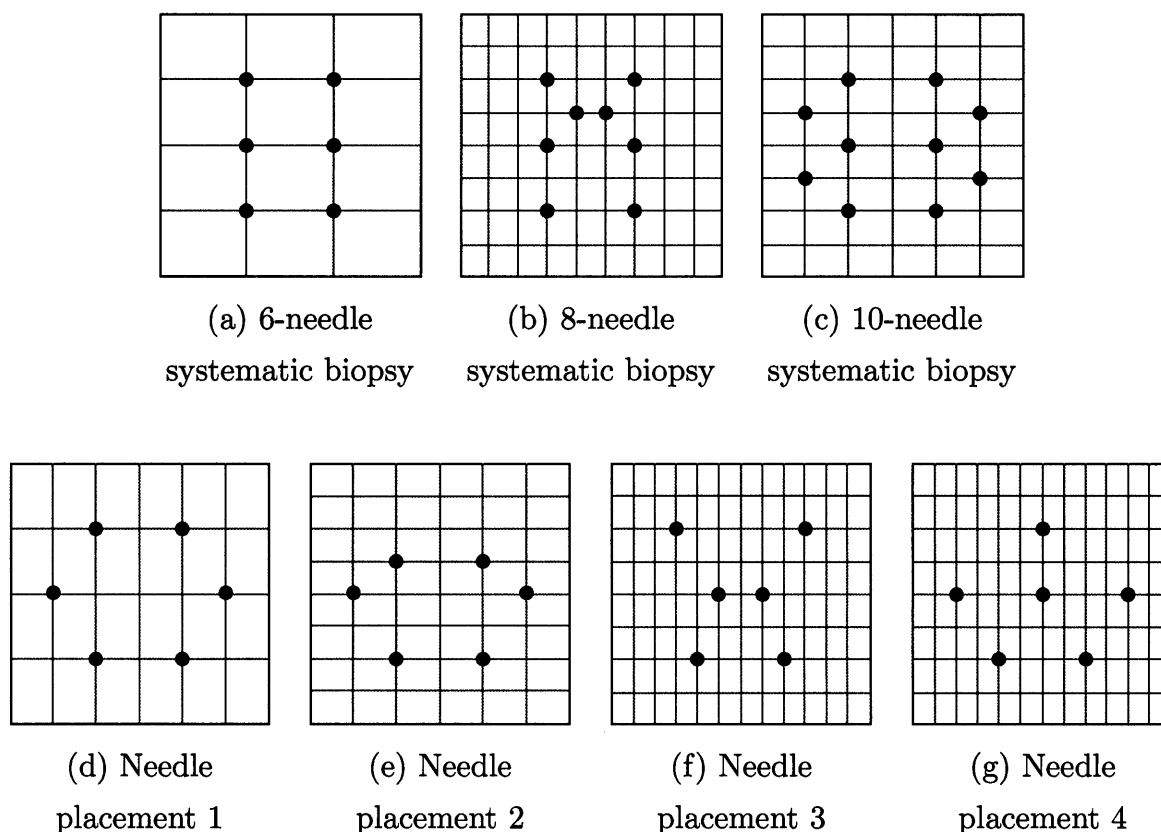
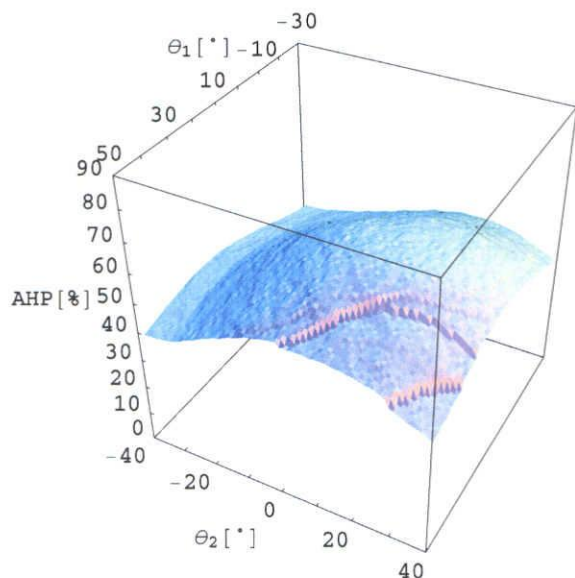


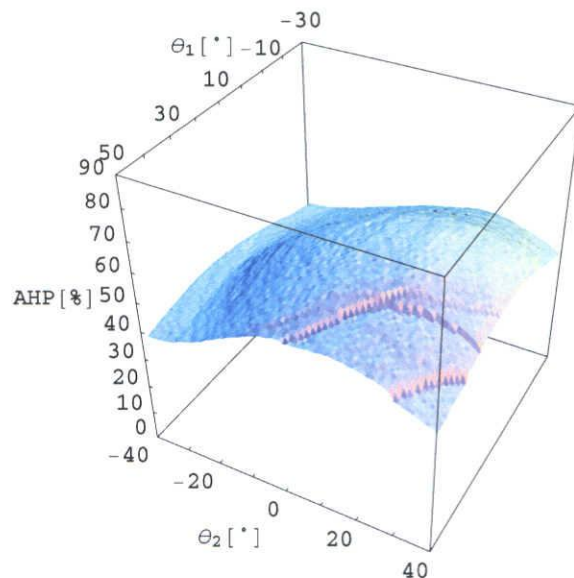
Fig. 3.6 Locations of the virtual needles inside a biopsy plane in each biopsy method.

3.5 実験

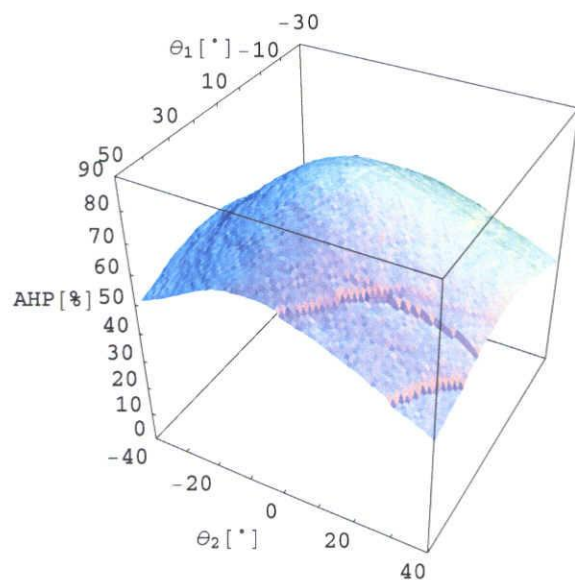
本章で述べた前立腺針生検シミュレーションシステムを計算機上に実装し、今回提案する通常モデルと肥大症モデルの2つのモデルに対し適用した。表 3.1 をもとに、作成した2つのモデルの病変発生確率を PZ 領域で 75%、TZ 領域で 25% とした。また、PZ、TZ の各領域内では一様に病変が発生するものとした。この病変の発生確率に従い、球状の病変を1つ発生させた仮想前立腺を4000例作成し実験を行った。ここで、発生させる病変の体積は、平均 2cc、標準偏差 1 の正規分布に従うとした。また、仮想生検針を配置する基準プレートは図 3.1 に示すような前立腺の直腸側に外接する長方形とし、穿刺する仮想生検針のパラメーターは臨床で用いられる生検針のデータをもとにして、生検針の先端から組織を採取可能な長さ $L = 15$ mm、針を刺す深さは $l = 15$ mm (系統的分割生検 8 本の *extensive protocol* のみ $l = 20$ mm)、針の半径は $R = 0.6$ mm、穿刺角度は



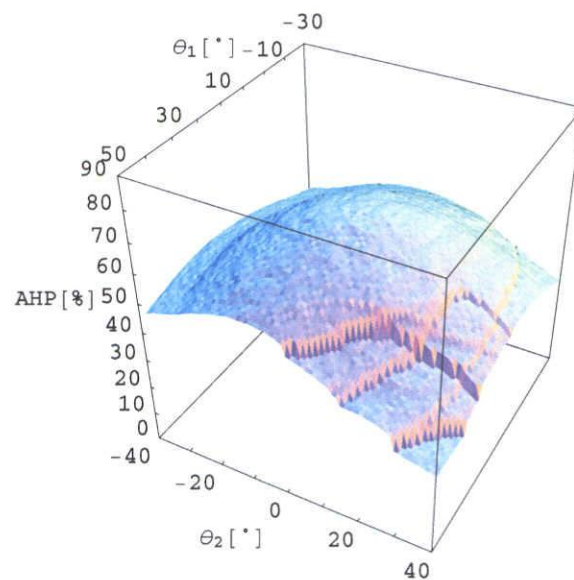
(a) 6-needle systematic biopsy



(b) 8-needle systematic biopsy

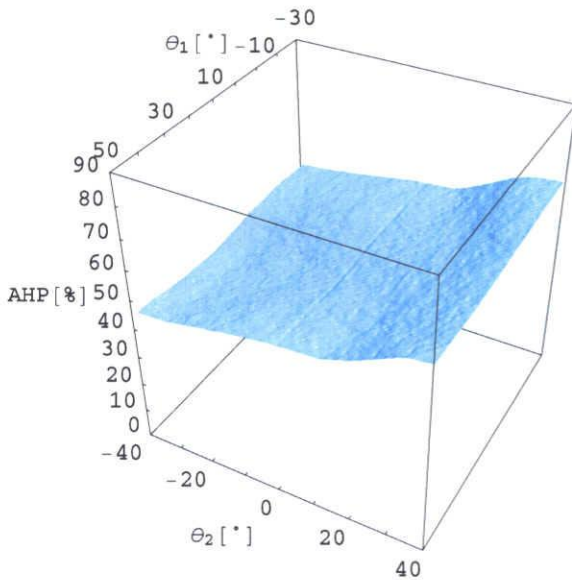


(c) 10-needle systematic biopsy

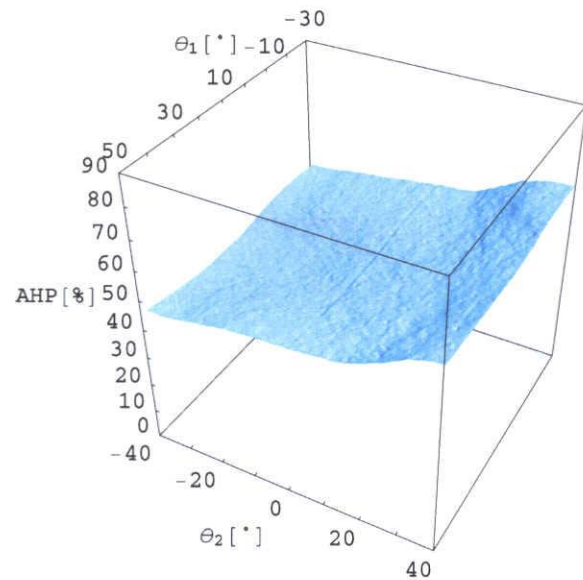


(d) Needle placement 1

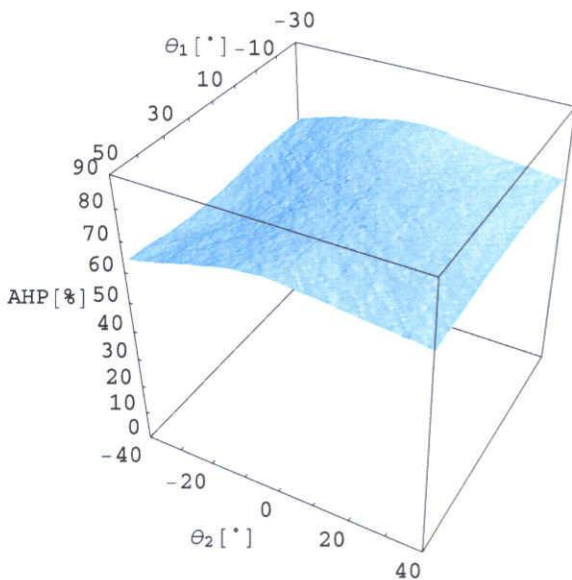
Fig. 3.7 The result of average hit probabilities (AHP) for the regular size prostate model by changing θ_1 and θ_2 .



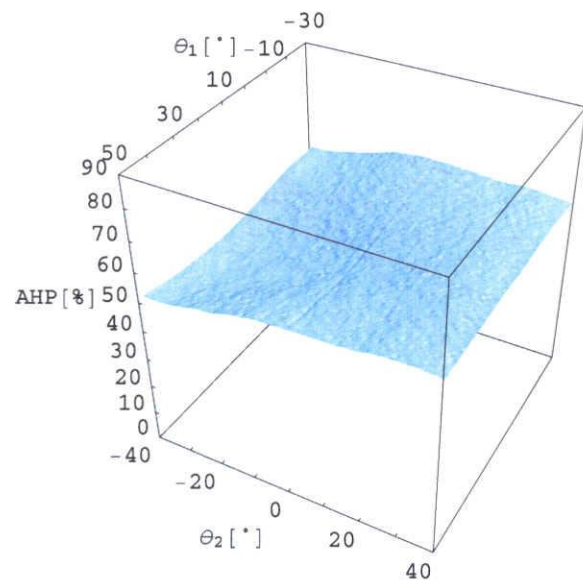
(a) 6-needle systematic biopsy



(b) 8-needle systematic biopsy



(c) 10-needle systematic biopsy



(d) Needle placement 1

Fig. 3.8 The result of average hit probabilities (AHP) for the hypertrophic prostate model by changing θ_1 and θ_2 .

Table 3.3 The average hit probabilities of a biopsy method when θ_1 and θ_2 change.

(a) Regular size prostate model.

	Average [%]	Standard deviation	Maximum [%]	(θ_1, θ_2)
6-needle systematic biopsy	51.4	8.45	66.9	(-2, 7)
8-needle systematic biopsy	52.2	8.62	67.1	(2, 11)
10-needle systematic biopsy	62.9	9.92	82.0	(4, -3)
Needle placement 1	53.8	9.92	71.4	(4, -4)
Needle placement 2	52.2	8.71	68.1	(14, -1)
Needle placement 3	53.0	7.52	66.2	(2, 5)
Needle placement 4	52.3	9.76	69.0	(8, -3)

(b) Hypertrophic prostate model.

	Average [%]	Standard deviation	Maximum [%]	(θ_1, θ_2)
6-needle systematic biopsy	53.0	5.86	65.7	(37, 40)
8-needle systematic biopsy	52.2	5.50	64.6	(43, 40)
10-needle systematic biopsy	70.0	2.98	74.4	(35, -2)
Needle placement 1	56.8	3.87	61.8	(50, -3)
Needle placement 2	50.5	4.26	60.7	(50, -1)
Needle placement 3	51.7	3.48	60.6	(47, 40)
Needle placement 4	51.7	3.39	59.1	(49, 30)

$-30^\circ \leq \theta_1 \leq 50^\circ$, $-40^\circ \leq \theta_2 \leq 40^\circ$ とした。ここで、各生検手法において $\theta_1 > 0^\circ$ の回転を基準プレートの法線方向から SV 領域側への回転とし、 θ_2 は基準プレートの中心に対して左右対称に回転を行う。つまり、 $\theta_2 < 0^\circ$ の場合は基準プレートの中心方向に針を回転し、 $\theta_2 \geq 0^\circ$ の場合は基準プレートの外側に向けて回転を行う。使用した計算機は Dual AthlonMP 1800+, Windows2000 である。

Table 3.4 The average cancer volume acquired by a biopsy method when θ_1 and θ_2 change.

(a) Regular size prostate model.

	Average [mm ³]	Standard deviation	Maximum [mm ³]	(θ_1, θ_2)
6-needle systematic biopsy	5.42	0.68	6.35	(-8, -39)
8-needle systematic biopsy	5.53	0.59	6.32	(4, 13)
10-needle systematic biopsy	7.88	1.87	10.20	(1, -40)
Needle placement 1	4.64	1.24	6.11	(0, -24)
Needle placement 2	5.06	1.17	6.20	(5, -39)
Needle placement 3	5.21	0.69	6.19	(-6, -40)
Needle placement 4	4.82	1.23	6.20	(-4, -29)

(b) Hypertrophic prostate model.

	Average [mm ³]	Standard deviation	Maximum [mm ³]	(θ_1, θ_2)
6-needle systematic biopsy	4.27	0.51	5.43	(31, 40)
8-needle systematic biopsy	4.23	0.51	5.56	(50, -40)
10-needle systematic biopsy	7.36	0.63	9.38	(50, -40)
Needle placement 1	4.48	0.44	5.50	(50, -40)
Needle placement 2	4.24	0.42	5.39	(50, 22)
Needle placement 3	4.34	0.34	5.55	(50, -40)
Needle placement 4	4.10	0.40	5.11	(50, -40)

3.6 考察

図 3.7, 図 3.8 はそれぞれ, 通常モデル (Regular size prostate model) と肥大症モデル (Hypertrophic prostate model) に対して, θ_1, θ_2 を変化させたときの平均ヒット確率の分布である. これらから分かるように, 通常モデルと肥大症モデルでは, 得られるヒット確率の分布が異なることが分かる. これは, 通常モデルと肥大症モデルで, 病変の発生確率の高い PZ 領域の体積の割合が大きく異なるためであると考えられる. 特に, 肥大症モデルでは穿刺角度を変化させてもヒット確率があまり変化していない. 原因として, 病変

の発生確率の高いPZ領域の体積が小さいためであると考えられる。

図3.6に示される7種類の生検手法に対し実験を行ったところ、通常モデルと肥大症モデルの両方に対し、今回の実験においては系統的分割生検10本、針配置法1がヒット確率において高い値を示していることがわかる(表3.3)。特に針配置法1では、生検針6本のみで系統的分割生検8本を上回る値が得られている。しかし、表3.4より、針配置法1はその他の配置法と比較し、採取できる病変の体積が少ないことが分かる。

以上のように、本システムにより病変の発生確率分布と前立腺の大きさを考慮して、少ない穿刺本数で病変の検出率を高める針の配置を探ることが可能である。また、ヒット確率と病変の採取量の関係を数値的に観察でき、臨床では実験することが困難な手法についても事前に評価することが可能である。

なお、作成した仮想前立腺4000例に対しての実験で、 $-30^\circ \leq \theta_1 \leq 50^\circ$ 、 $-40^\circ \leq \theta_2 \leq 40^\circ$ と変化させた時の仮想生検針1本あたりの計算に7時間を要した。実際には、約 2.6×10^7 パターンの仮想穿刺を行っていることになり、膨大な計算を行っていることがわかる。そのため、個々の患者にあわせて様々な手法に対するシミュレーションを行う場合、計算時間が大きな問題になると考えられる。今後、本システムの高速化に関して検討を行う必要があると考えられる。

3.7 まとめ

本章では、解剖学的知識と病変分布の統計的なデータをもとに仮想前立腺モデルを作成し、そのモデルに対する前立腺針生検シミュレーションシステムについて述べた。臨床で用いられている系統的分割生検と、それとは別の4種類の針生検手法に対し、ヒット確率、平均病変採取体積による定量評価を行った。本章で提案する前立腺針生検シミュレーションシステムを用いることで、実際の臨床では不可能な大規模な実験を行うことが可能となり、生検針の本数や穿刺角度といったパラメーターを組織的に調査できることを確認した。また、実際の前立腺における病変分布の統計的なデータをもとに、前立腺肥大症とそうでない2つのモデルを作成することで、より実際の前立腺に近いデータに対するシミュレーションを行うことが可能となった。実験の結果として、ヒット確率を最大にする穿刺角度と病変の採取量を最大にする穿刺角度は必ずしも一致せず、少ない針の本数で高いヒット確率を得る生検手法の存在を確認した。

本章で述べた針生検シミュレーションシステムを用いることで、実際に針生検を行う前に各生検手法で得られる病変の体積や病変を採取する確率をシミュレーションすることが可能となる。また、超音波などの検査によりがんの存在範囲がおおまかに特定された場合には、より確実に組織採取が可能な生検手法を提案することも可能であろう。今後、多試料による評価実験、本システムを利用した最適な生検手法の推定を通して、臨床へ新たな生検手法の提案も可能であろう。また、臨床で使用する上で、針生検シミュレーションシステムの高速化は重要な課題であり、さらには、医師によるシステムの評価も必要であると考えられる。

第4章

イメージレジストレーションを用いた気管支鏡カメラ動き推定手法

4.1 はじめに

第1章で述べたように、高度な外科手術を実現する上で手術ナビゲーションシステムの実現は必要不可欠である。ここでは、気管支鏡下での検査、手術を支援する気管支鏡ナビゲーションシステムに注目し、気管支鏡ナビゲーションシステムを実現する上で欠かすことのできない、カメラ動き推定手法について述べる。

気管支鏡は気管支内部の状態を観察、あるいは、異常部位における生検を行うのに欠くことのできない道具である [120]。気管支鏡は細長く、自由に曲げることのできるチューブ、先端部に装着されたカメラ、先端を曲げるための操作部からなり、医師は先端部のカメラにより撮影される映像を観察しながら、各種の診断、処置等を行う。近年の CT 装置の進歩に伴い小型の病変が発見されるようになり、肺末梢に存在する病変も多く発見されるようになってきている。非常に細い気管支鏡（極細径気管支鏡）の登場により、このような末梢部に存在する病変部に対しても生検を行うことが可能となってきている [121,122]。しかしながら、気管支は複雑な樹状構造を持つため、肺野末梢に存在する病変に対して生検を行うような場合には、いくつもの分岐を経る必要がある。そのため、現在位置を失いやすく、目印となる場所（気管分岐部など）へ気管支鏡を戻す必要に迫られる場合も少なくない。さらには、気管支付近を走行する大血管等を損傷しないよう、気管支壁の向こう側にある臓器等にも十分に注意を払う必要がある。このようなことから、目的となる場所へ気管支鏡を誘導し、必要であれば、気管支壁面下の臓器情報を気管支鏡画像に合わせて提

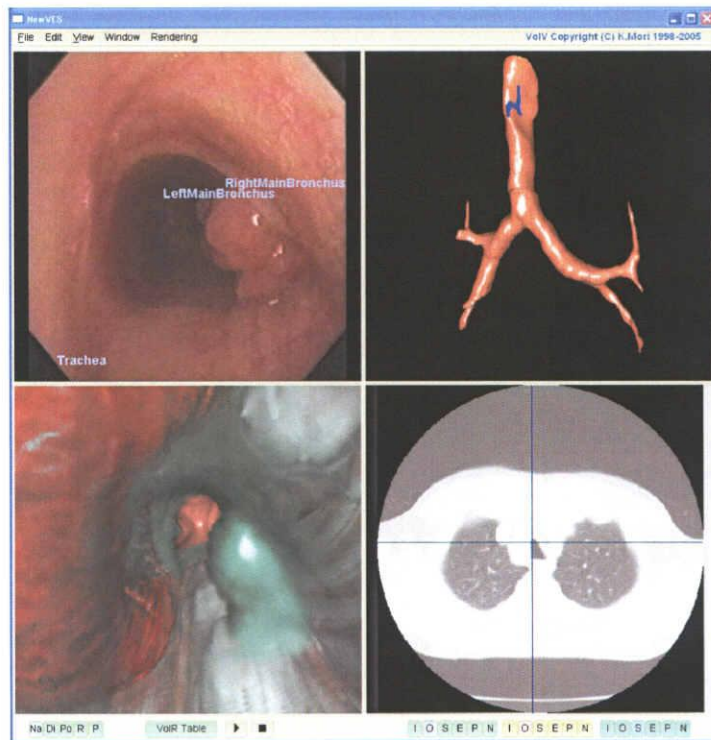


Fig. 4.1 Snapshot of a bronchoscope navigation system.

示するシステムの開発が期待されている [123~125].

一方、3次元医用画像に基づき人体内部をあたかも気管支鏡で観察したかのような映像を生成可能な「仮想化内視鏡（気管支鏡）システム」(Virtual Bronchoscopy System: VBS) では、対象とする臓器の内部を自由な位置・方向から観察することが可能である [52~58]. また、目的部位までの自動ナビゲーション、気管支枝名自動表示、半透明表示による対象臓器壁面下に存在する構造物の表示、なども可能である。そのため、実気管支鏡（ここでは「仮想化内視鏡」と区別するために、実際の気管支鏡を「実気管支鏡」と書く）(RB: Real Bronchoscope) と仮想化気管支鏡 (VB: Virtual Bronchoscope) を組み合わせることで、気管支鏡検査時に気管支壁面下の臓器情報や目的部位への経路情報を医師に提供し、気管支鏡検査をガイドするシステム「気管支鏡ナビゲーションシステム」を実現することが可能となる。

気管支鏡ナビゲーションシステムの構成を図 4.1 に示す。このシステムでは、あらかじめ被験者の 3 次元 CT 像を撮影し、その後、気管支領域等の抽出、気管支枝名の自動対応付けといった処理を気管支鏡検査に先立って行う。気管支鏡検査中には、実気管支鏡先端

位置に取り付けられたカメラが CT 像上においてどの位置に存在するのかを推定し、それを基に実気管支鏡の現在位置や関心部位までの経路、壁面下を走行する血管、現在観察中の気管支枝の名称等を提示するものである。

実気管支鏡先端位置に取り付けられたカメラの現在位置を取得する方法としては、実気管支鏡先端に装着可能な位置センサの利用が考えられる。しかしながら、このような位置センサは磁界を利用したものであり、内視鏡本体あるいは内視鏡検査・手術室に設置された金属、電子機器類の影響を非常に受けやすく、安定した内視鏡先端位置の取得は不可能である。また、仮に精度良くセンシングが可能であったとしても、肺自体は呼吸、心拍動により常に動いているため、画像的には内視鏡が静止している、すなわち気管支鏡ナビゲーションシステムの地図となるべき CT 像上において実気管支鏡位置は動かない場合でも、位置センサ出力は変化することになる。文献 [126] では、気管支鏡に装着可能な小型位置センサを用いて気管支鏡ナビゲーションを行っている。しかしながら、気管分岐部では 4 mm 程度の位置合わせが可能であるものの、右上葉では精度が約 15 mm と十分な精度が得られているとは言いがたい。

気管支鏡ではないが、腹腔鏡手術をナビゲーションする研究 [127] や、ロボットの位置認識を行う研究 [128] が行われている。文献 [127] では、あらかじめ目標となる部位に磁気指標を埋め込み、その位置を外部に設置された高感度磁気センサで検出し、その位置を腹腔鏡像上に合成表示するものである。しかしながら、気管支鏡ナビゲーションシステムでは、実気管支鏡挿入時に進むべき方向等を提示することが非常に重要であるため、ここに示された手法をそのまま適用することは難しい。文献 [128] では、カメラから撮影される画像を用いて、移動ロボットの位置認識を行っている。この手法では、同じ位置でカメラの向きを変化させて撮影した複数枚の画像が必要となる。しかし、気管支鏡が非常に細い軟性鏡であるため、同じ位置でカメラを回転させながら複数枚の画像を撮影することは困難である。そのため、文献 [128] の手法を気管支鏡に適用することは難しい。

これに対し、実気管支鏡により撮影される画像と、あらかじめ撮影される CT 像から生成される仮想化内視鏡像を比較することで、気管支鏡カメラの動きを推定する手法が開発されている。このような画像情報を用いた位置合わせ (イメージレジストレーション) 手法では、呼吸や心拍動に伴い実気管支鏡カメラの位置が変化する場合において非常に有効である。Bricault ら [81] は気管支分岐部における分岐構造を用いた位置合わせ手法を提案している。ここでは、まず気管支内での大まかな位置を特定し、次に詳細なレジスト

レーションを行うという多段階の位置合わせ手法を提案している。しかしながら、気管支分岐部以外では適切な位置合わせが行われない。森ら [82, 129] は、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像の画像間類似度を評価し、実気管支鏡像に最も類似する仮想化内視鏡像を生成するカメラの観察位置・姿勢を求めることで気管支鏡カメラの動き推定を行っている。Higgins ら [83] は、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間の正規化相互情報量を類似度とし、森らと同様にイメージレジストレーションによる位置合わせ手法を提案している。これらの手法は、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間の画像間類似度を計算することで実気管支鏡に対応する仮想化内視鏡の観察位置・姿勢の推定を行っている。そのため、カメラが移動しても画像全体での類似度にあまり変化が見られない時や、カメラは移動していないが照明の変化に伴い類似度が変化するような場合に、観察位置・姿勢推定を適切に行うことができなかつた。これは、実気管支鏡像内のひだ等の特徴的な領域と、それ以外の領域全体で類似度を計算していたためである。そこで本章では、画像内のひだ等の特徴的な領域のみに限定した画像間類似度計算法を提案し、提案する類似度計算法が実気管支鏡カメラの動き推定に有効であることを示す。

以下、4.2 で気管支鏡カメラ動き推定処理の概要について述べ、4.3 で具体的なカメラ動き推定処理について述べる。そして、4.4 で実気管支鏡ビデオ画像に対する実験結果を示し、4.5 で考察を加える。

4.2 カメラ動き推定処理の概要

本章では、実気管支鏡カメラにより撮影される実気管支鏡像とあらかじめ撮影されたCT像から生成される仮想化内視鏡像との間のイメージレジストレーションにより実気管支鏡カメラの動き推定を行う。この処理は、実気管支鏡ビデオの各フレーム（実気管支鏡から得られる各時刻の実気管支鏡像を、実気管支鏡像フレームもしくは単にフレームと呼ぶ）に最も類似した仮想化内視鏡像を生成する仮想化内視鏡の視点位置、視線方向からなるカメラパラメータを求めるものである。これは実気管支鏡像と仮想化内視鏡像との間の画像間類似度を最大化するカメラパラメータを求める最大化問題（本章で述べる画像間類似度は値が小さいほど2つの画像は類似しているため最小化問題となる）に帰着することができる。実気管支鏡カメラの動き推定結果は仮想化内視鏡の座標系、すなわち、検査前に撮影されたCT像の座標系で表現されることになる。この視点位置、視線方向を実

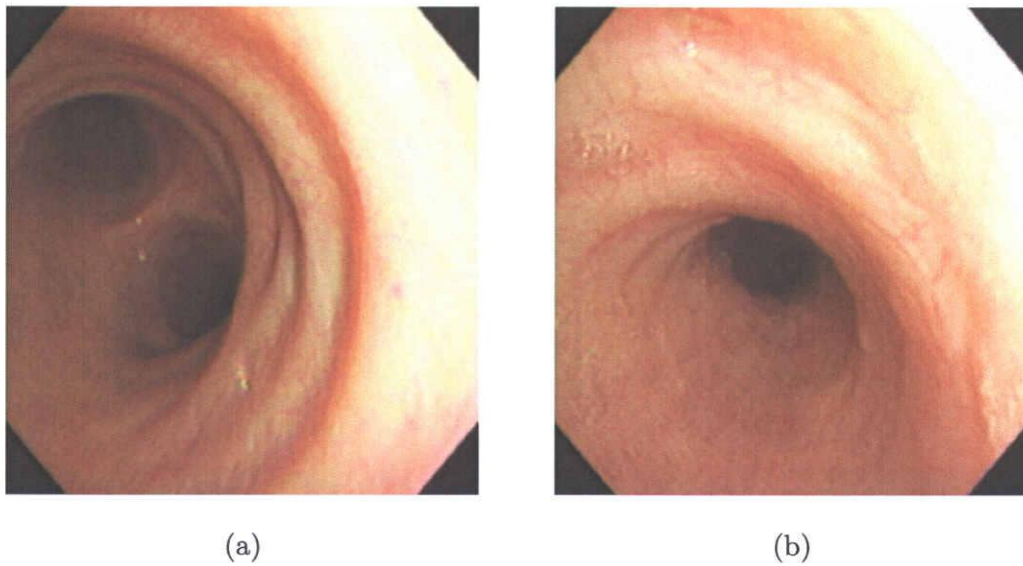


Fig. 4.2 Examples of real bronchoscopic images.

気管支鏡ビデオの全フレームに対して逐次的に実行することで、実気管支鏡カメラの動きを推定する。なお、カメラパラメータには、カメラ内部の状態、例えば、焦点距離、レンズ歪等を表す内部パラメータと、カメラの位置・姿勢を表す外部パラメータの2つがあるが [131, 132]、内部パラメータは追跡処理開始前に一度求めればよく、実気管支鏡カメラ動き推定中は実気管支鏡カメラの外部パラメータのみを計算することになる。

ここで述べる実気管支鏡カメラ動き推定手法は、実気管支鏡ビデオの前フレームでの結果を画像間類似度の最小化問題の初期値として用い、現在のフレームにおけるカメラパラメータを逐次的探索方法を用いて求めるものである。一般的にこのような最小化問題を解く場合、正しく対応付けられるべき位置で類似度の値が最小になることが極めて重要となる。これまでに提案されている画像間類似度を用いた多くの位置合わせ手法では、画像間の2乗誤差、相互情報量、相関係数などが類似度として用いられている [133~136]。これらの手法のすべては、比較する2つの画像の全画素を用いて画像間類似度の計算が行われる。そのため、図 4.2(a) のように気管支分岐部などがはっきりと現れる場合には適切に位置合わせを行うことが可能であるものの、図 4.2(b) のように画像中に筒状の構造しか映らない場合には、適切な類似度を計算することができない。このような画像においても、画像内の一部ではあるが、ひだ等の特徴は観察可能である。そこで、本章では気管支分岐やひだ等の特徴的な領域を抽出し、それらの領域のみを類似度計算に用いることで、

動き推定性能の改善を図る。

具体的な類似度計算法ならびに動き推定法を説明する前に，本章で使用する仮想化内視鏡カメラのパラメーターについて，次節で具体的定義を与える。

4.3 実気管支鏡カメラの動き推定手法

4.3.1 カメラパラメーター

先述のように実気管支鏡カメラ動き推定処理では，同一患者の3次元CT像と実気管支鏡ビデオを入力とし，実気管支鏡ビデオの各フレームに対して入力CT像の座標系で表された実気管支鏡カメラの外部パラメーター（視点位置・姿勢）を出力する．実気管支鏡カメラの内部パラメーターは実気管支鏡カメラ動き推定処理の前に，キャリブレーションチャートを用いて求め [137~139]，それを仮想化内視鏡像生成の際の内部パラメーターとして用いる．なお，便宜上CT像は空間3軸方向の解像度が等しい等方解像度画像とする。

以下，各座標系の定式化を行う．仮想化内視鏡が持つ座標系をCT座標系とし，CT座標系における時刻 k での仮想化内視鏡カメラの位置・姿勢を表す行列を \mathbf{Q}_k （以後， \mathbf{Q}_k により定義される座標系をカメラ座標系と呼ぶ）とする。

時刻 k と $k+1$ における実気管支鏡カメラ位置・姿勢の関係を図 4.3 に示す．ある時刻 k における実気管支鏡像に対応する仮想化内視鏡像を生成する仮想化内視鏡カメラパラメーター \mathbf{Q}_k は次のように記述される。

$$\mathbf{Q}_k = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_k & \mathbf{t}_k \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

ここで， \mathbf{R}_k と \mathbf{t}_k は回転行列と平行移動ベクトルであり， $\mathbf{0}$ はゼロベクトルを表す． \mathbf{Q}_k はカメラ座標系からCT座標系への変換行列を表し，原点 \mathbf{t}_k ，姿勢 \mathbf{R}_k からなるカメラ座標系を表す．また， \mathbf{R}_k は時刻 k におけるカメラ座標系の基底ベクトルをCT座標系で表現したものであり， $\mathbf{R}_k = \begin{pmatrix} e_k^x & e_k^y & e_k^z \end{pmatrix}$ である．時刻 $k+1$ におけるカメラパラメーター \mathbf{Q}_{k+1} は，時刻 k でのカメラパラメーター \mathbf{Q}_k を用いて次のように表すことができる。

$$\mathbf{Q}_{k+1} = \mathbf{Q}_k \Delta \mathbf{Q}_{k+1} = \mathbf{Q}_k \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{R}_{k+1} & \Delta \mathbf{t}_{k+1} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

ここで， $\Delta \mathbf{R}_{k+1}$ と $\Delta \mathbf{t}_{k+1} = (\Delta t_x, \Delta t_y, \Delta t_z)^T$ は \mathbf{Q}_k により定義されるカメラ座標系

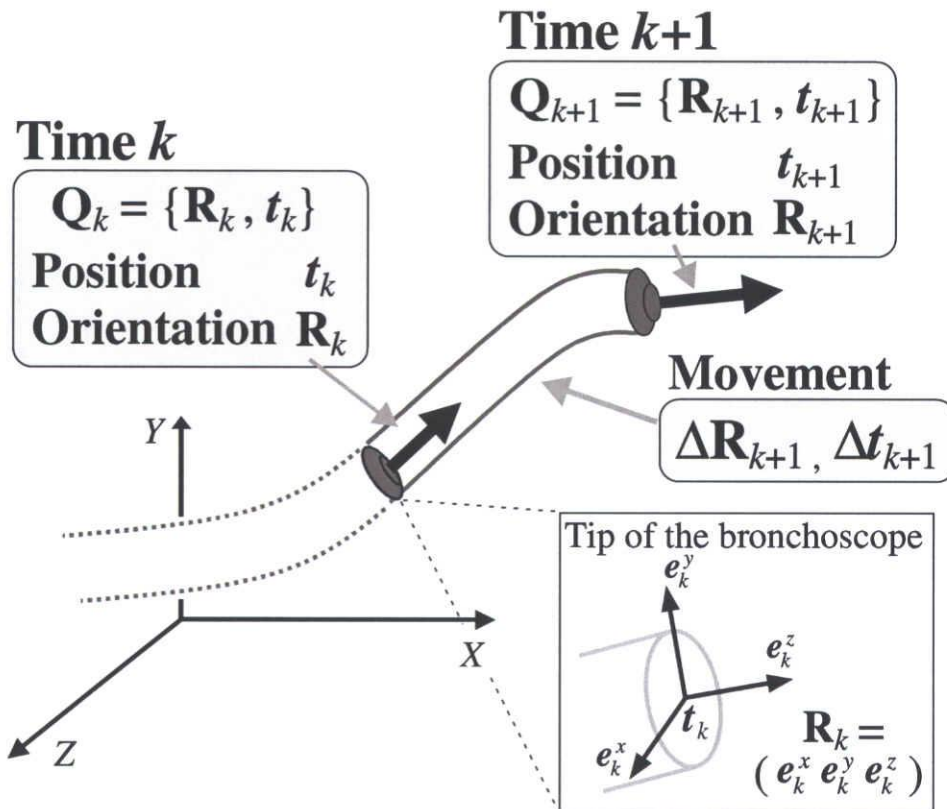


Fig. 4.3 Relationships between the k -th and the $k + 1$ -th frames' camera positions and orientations.

における回転行列と平行移動ベクトルを表す。また、 ΔQ_{k+1} は ΔR_{k+1} と Δt_{k+1} から成る行列であり、時刻 k から $k + 1$ へのカメラの位置と姿勢の変化を表す。本章では記述の簡単化のため、回転行列 R と平行移動ベクトル t から成る行列 Q を $Q = (R, t)$ と記述する。

実気管支鏡カメラの動きを推定することは、移動する実気管支鏡カメラに対応する仮想化内視鏡のカメラパラメータの時系列を求めること、つまり各時刻における気管支鏡カメラの動き $\Delta Q_{k+1} = (\Delta R_{k+1}, \Delta t_{k+1})$ の系列を求めることと等価である。そこで、本章では実気管支鏡カメラの動きに対応する仮想化内視鏡カメラの動き ΔQ_{k+1} を逐次的に推定し、仮想化内視鏡カメラのパラメータ Q_{k+1} を求める。

4.3.2 特徴的な領域に限定した画像間類似度計算法

本節では、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間の画像間類似度を計算するために、類似度計算に用いる候補領域を求める方法を述べる。ここでは、時刻 k における実気管支鏡ビデオ画像を \mathbf{B}_{k+1} とし、仮想化内視鏡像を \mathbf{V} と表す。また、実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} の画像サイズを $W \times H$ とする。2つの画像間の類似度を計算するために、小領域内の輝度値の標準偏差と白さを評価することにより、ひだや気管支分岐などの特徴的な構造を持つ小領域を複数選択し、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間の画像間類似度を計算する。具体的には、(a) 入力された実気管支鏡像を小領域に分割、(b) 分割された小領域内の特徴量を計算、(c) ひだや気管支分岐などを含む特徴的な小領域を選択、(d) 選択された小領域を用いて画像間類似度を計算、の4つの手順により構成される。これにより、ひだや気管支分岐などの特徴的な領域のみを用いて画像間類似度を計算し、図 4.2(b) のような画像に対する動き推定性能の改善を図る。具体的な処理手順について以降で述べる。

4.3.2.1 小領域分割

入力された実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} を $M \times N$ の小領域に分割する。ここで、 M と N は各軸方向の分割数を表し、各小領域 $D_{m,n}$ は次のように定義される。

$$D_{m,n} = \left\{ (p, q); (m-2)\frac{W}{M} \leq p < (m+1)\frac{W}{M}, (n-2)\frac{H}{N} \leq q < (n+1)\frac{H}{N} \right\} \quad (4.3)$$

また、 m と n は以下の条件を満たす整数とする。

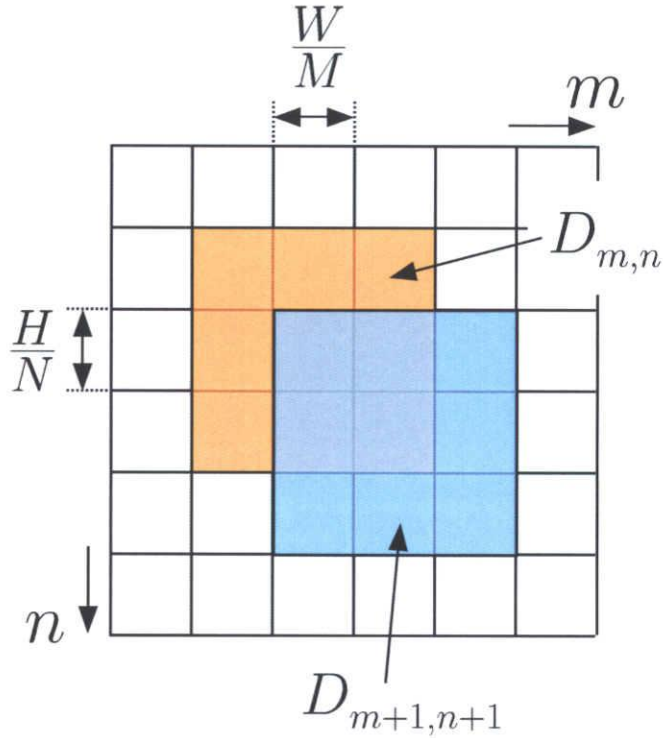
$$2 \leq m \leq M-1, \quad 2 \leq n \leq N-1$$

分割後の小領域 $D_{m,n}$ と $D_{m+1,n+1}$ の関係を図 4.4 に示す。

4.3.2.2 特徴量計測

各小領域 $D_{m,n}$ において、(i) 輝度値の標準偏差 $\sigma_{D_{m,n}}$ 、(ii) 各小領域の白さ $w_{D_{m,n}}$ の2種類の特徴量を計算する。各小領域 $D_{m,n}$ 内の輝度値の標準偏差 $\sigma_{D_{m,n}}$ は次式で与えられる。

$$\sigma_{D_{m,n}} = \sqrt{\frac{1}{|D_{m,n}|} \sum_{(i,j) \in D_{m,n}} \left(\mathbf{B}_{k+1}(i,j) - \overline{\mathbf{B}_{k+1}}(D_{m,n}) \right)^2} \quad (4.4)$$

Fig. 4.4 Layout of subblocks $D_{m,n}$ and $D_{m+1,n+1}$.

ここで、 $|D_{m,n}|$ は小領域 $D_{m,n}$ 内の画素数を表す。また、 $\overline{\mathbf{B}_{k+1}(D_{m,n})}$ は小領域内の平均輝度値を表し、次式で計算される。

$$\overline{\mathbf{B}_{k+1}(D_{m,n})} = \frac{1}{|D_{m,n}|} \sum_{(i,j) \in D_{m,n}} \mathbf{B}_{k+1}(i,j) \quad (4.5)$$

各小領域 $D_{m,n}$ の白さ $w_{D_{m,n}}$ は次式で計算される。

$$w_{D_{m,n}} = \frac{1}{|D_{m,n}|} \sum_{(i,j) \in D_{m,n}} F(\mathbf{B}_{k+1}(i,j)) \quad (4.6)$$

ここで、 F は画素 \mathbf{v} が白画素であるかどうかを決める関数であり、次のように定義される。

$$W(\mathbf{v}) = \begin{cases} 1 & S(\mathbf{v}) \leq T_S \wedge B(\mathbf{v}) \geq T_B \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4.7)$$

$S(\mathbf{v})$ と $B(\mathbf{v})$ は画素 \mathbf{v} を HSV 表色系 (RGB 表色系から HSV 表色系への変換は、付録 A を参照) で表現した時の彩度と明度を表し ($0 \leq S(\mathbf{v}) \leq 1$, $0 \leq B(\mathbf{v}) \leq 1$)、 \wedge は論理積を表す。

4.3.2.3 類似度計算に用いる候補領域選択

前節で述べた特徴量を用い、画像間類似度計算に用いる小領域 $D_{m,n}$ の候補領域集合 A_{k+1} を以下の4つの手順により求める。

【候補領域選択手順】

- [step 1] 時刻 $k+1$ における候補領域集合 A_{k+1} に全ての小領域を追加する。
- [step 2] 候補領域集合 A_{k+1} から各小領域の白さが T_w ($w_{D_{m,n}} \geq T_w$) 以上のものを削除する。
- [step 3] 候補領域集合 A_{k+1} を輝度値の標準偏差 $\sigma_{D_{m,n}}$ を用いて降順（輝度値の標準偏差が大きい順）にソートする。
- [step 4] ソート後の集合 A_{k+1} の先頭から $\alpha \times M \times N$ 個の小領域のみを残し、残りの小領域を削除する。ここで、 α は分割された小領域の総数 $M \times N$ に対する割合を表す。

これらの手順により、実気管支鏡像中に観察される気管支壁のひだ状の領域や分岐部等の特徴的な領域のみを選択し、気管支壁に現れる模様や小さな気泡等の領域を類似度計算から除外する。

気管支壁のひだや気管支分岐のエッジ部では、輝度値の標準偏差が高くなる。しかし、気泡等のエッジ部においても輝度値が大きく変化するため、この特徴のみでは気泡等を含む領域も選択されてしまう。そこで、気泡の領域が全体的に白いことを利用し、式 (4.6) により領域内の白さを評価することで、気泡を含む領域を類似度計算から除外している。

4.3.3 画像間類似度の計算

実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} と仮想化内視鏡像 \mathbf{V} 間の画像間類似度の計算は、前節で選択した候補領域集合 A_{k+1} を用いて行う。ここで述べる類似度は、計算される値が小さいほど画像間の類似度が高い評価関数となる。具体的には、各小領域毎に平均2乗誤差を計算し、それらを合計することで全体の類似度とする。

$$MoMSE(\mathbf{B}_{k+1}, \mathbf{V}) = \frac{1}{|A_{k+1}|} \sum_{D \in A_{k+1}} \frac{1}{|D|} \sum_{(i,j) \in D} \left(\left(\mathbf{B}_{k+1}(i,j) - \overline{\mathbf{B}_{k+1}(D)} \right) - \left(\mathbf{V}(i,j) - \overline{\mathbf{V}(D)} \right) \right)^2 \quad (4.8)$$

ここで、 $|A_{k+1}|$ は選択された候補領域集合 A_{k+1} 内に含まれる小領域の個数を表し、 $\overline{\mathbf{B}_{k+1}(D)}$ と $\overline{\mathbf{V}(D)}$ は実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} と仮想化内視鏡像 \mathbf{V} の小領域 D 内での平均輝度値を表す。

4.3.4 カメラ動き推定処理

カメラ動き推定は、実気管支鏡と仮想化内視鏡の観察位置・姿勢の対応が取れたカメラパラメータ \mathbf{Q}_0 を初期値とし、逐次 $\Delta\mathbf{Q}_{k+1} = (\Delta\mathbf{R}_{k+1}, \Delta\mathbf{t}_{k+1})$ を求める処理として実現される。各時刻におけるカメラパラメータの推定は、実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} と仮想化内視鏡像 \mathbf{V} 間の画像間類似度を最大（本章で述べた画像間類似度は値が小さいほど2つの画像は類似しているため最小）にすることで行われる。ここで、仮想化内視鏡像は、入力された X 線 CT 像からボリュームレンダリングを用いて生成する。カメラパラメータの探索には、非常に多くの仮想化内視鏡像の生成が必要なため、高速なボリュームレンダリング手法 [141, 142] を利用する。その際、ボリュームレンダリングにおける画像の生成部分を 4.3.2.3 節で求めた候補領域集合 A_{k+1} 内に限定することで、仮想化内視鏡像生成の高速化を図る。

$\mathbf{V}(\mathbf{Q}_{k+1})$ をカメラパラメータ $\mathbf{Q}_{k+1} = \mathbf{Q}_k \Delta\mathbf{Q}_{k+1}$ により生成される仮想化内視鏡像とし、実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} と仮想化内視鏡像 $\mathbf{V}(\mathbf{Q}_k \Delta\mathbf{Q}_{k+1})$ 間の画像間類似度が最大となるパラメータ $\Delta\mathbf{Q}_{k+1}$ を求める。具体的な実気管支鏡と仮想化内視鏡のカメラ位置合わせ処理は次の通りである。

$$\Delta\mathbf{Q}_{k+1} = \arg \min_{\Delta\mathbf{Q}} MoMSE(\mathbf{B}_{k+1}, \mathbf{V}(\mathbf{Q}_k \Delta\mathbf{Q})) \quad (4.9)$$

ここで、4.3.3 節で述べた画像間類似度の評価関数は、計算される値が小さいほど画像間の類似度が高い。そこで、本章では画像間類似度の評価関数である式 (4.8) の最小化に Powell 法 [140] を用いる。

Powell 法は、 N 次元多変量関数 $f(\mathbf{x})$ を最小化する手法であり、 $f(\mathbf{x})$ の値が最小もしくは極小となる \mathbf{x} を出力するアルゴリズムである。Powell 法の入力として、関数 $f(\mathbf{x})$ を最小化するために用いる \mathbf{x} の初期値、および初期探索軸 $\mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_n$ を与える必要がある。ここで、探索軸 $\mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_n$ は N 次元空間の直交基底であり、それぞれ $\|\mathbf{a}_i\| = 1$ ($i = 1, \dots, n$)、 $\mathbf{a}_i \cdot \mathbf{a}_j = 0$ ($i, j = 1, \dots, n, i \neq j$) を満たすものとする。Powell 法は、まず $\mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_n$ の順に探索軸に沿った 1 次元最小化が行われる。本章では、カメラ

位置 $\Delta \mathbf{t}_{k+1}$ (3自由度) とカメラの回転 $\Delta \mathbf{R}_{k+1}$ (3自由度) の合計6自由度をパラメータとした探索を行う。ここで、気管支鏡の動きを考えた場合、時刻 k と $k+1$ 間の非常に短い時間においては同じ方向へカメラが移動すると考えられる。そこで、時刻 k における動き推定結果のパラメータの変化量を用い、時刻 $k+1$ における初期探索軸を設定する。例えば、時刻 k におけるカメラの位置の変化 $\Delta \mathbf{t}_k = (\Delta t_k^x, \Delta t_k^y, \Delta t_k^z)^T$ が $\|\Delta t_k^z\| > \|\Delta t_k^y\| > \|\Delta t_k^x\|$ を満たす場合、初期探索軸を Δt_{k+1}^z に設定する。この場合は、次のように探索軸を表す行列を設定する。

$$(\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3, \mathbf{a}_4, \mathbf{a}_5, \mathbf{a}_6) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

式 (4.10) で与える行列の各列が、Powell 法で利用する初期探索軸となる。ここでは、 $\Delta t_{k+1}^z, \Delta t_{k+1}^y, \Delta t_{k+1}^x$ の順に探索が行われるように、初期探索軸 $\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3$ を設定している。時刻 $k+1$ における画像間類似度の評価関数の最小化が終了した後、 $k \leftarrow k+1$ として繰り返しカメラパラメータの推定を行う。具体的な動き推定手順を次で与える。

【動き推定手順】

[step 1] $k \leftarrow 0$ とし、実気管支鏡と仮想化内視鏡の観察位置・姿勢の対応が取れたカメラパラメータ \mathbf{Q}_0 を与える。

[step 2] $k=0$ の場合、Powell 法の初期探索軸を以下のように設定する。

$$(\mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_6) = \begin{pmatrix} 1 & & \mathbf{0} \\ & \ddots & \\ \mathbf{0} & & 1 \end{pmatrix}$$

$k > 0$ の場合、Powell 法に与える初期探索軸 $(\mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_6)$ を時刻 k におけるカメラの位置の変化 $\Delta \mathbf{t}_k$ を用いて決定する。

[step 3] 式 (4.8) で与えられる評価関数 $MoMSE(\mathbf{B}_{k+1}, \mathbf{V}(\mathbf{Q}_k \Delta \mathbf{Q}_{k+1}))$ を最小にするカメラパラメータ $\Delta \mathbf{Q}_{k+1}$ を Powell 法により求める。

[step 4] \mathbf{Q}_k と step 3 で求めた $\Delta \mathbf{Q}_{k+1}$ を用いて時刻 $k+1$ のカメラパラメータを $\mathbf{Q}_{k+1} = \mathbf{Q}_k \Delta \mathbf{Q}_{k+1}$ として求める。

[step 5] $k \leftarrow k+1$ として step 2 へ戻る。

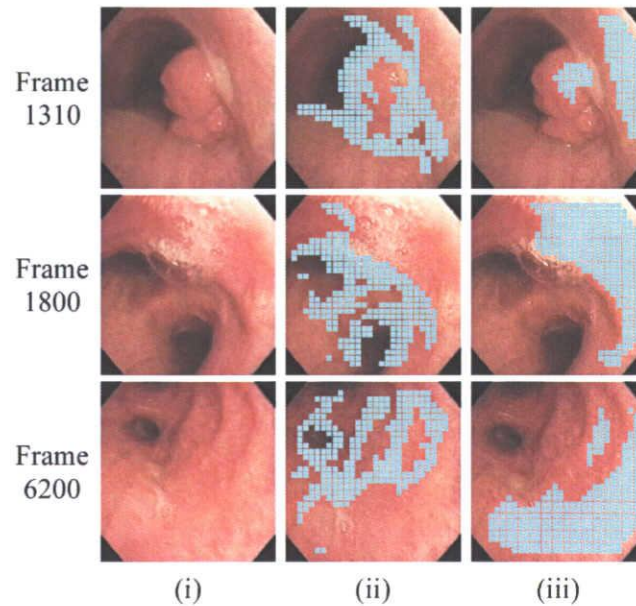


Fig. 4.5 Detection results of candidate regions A_{k+1} to compute image similarities for three bronchoscopic images of Case 1. (i) shows sequence of input RB images. For each frame in (ii), images show candidate regions A_{k+1} selected by the proposed subblock selection procedure. (iii) shows acquired regions by computing whiteness of each subblock by Eqs. (4.6) and (4.7). Threshold values are set to $T_s = 0.6$, $T_B = 0.7$, $T_w = 0.9$, and $\alpha = 0.3$.

4.4 実験

4.4.1 特徴的な領域の選択

図 4.5 に本手法で画像間類似度の計算に用いる特徴的な領域 A_{k+1} の選択結果を示す。図 4.5 の (i), (ii), (iii) はそれぞれ、入力実気管支鏡像、本手法により選択された特徴的な領域 A_{k+1} 、式 (4.6) と (4.7) の条件で選ばれた領域、を示している。式 (4.6) と (4.7) の条件を満たす領域は、気管支壁に付着する泡等の領域に対応し、本手法では類似度計算から除外される。図 4.5 の (ii) から、気管支分岐やひだ等の特徴的な領域が適切に選択されていることが分かる。

画像に含まれるノイズ成分が本手法の選択結果に与える影響を調べるため、入力画像に白色ガウス雑音を加え、本手法により選ばれる特徴的な領域の変化を調べた。ここで、白

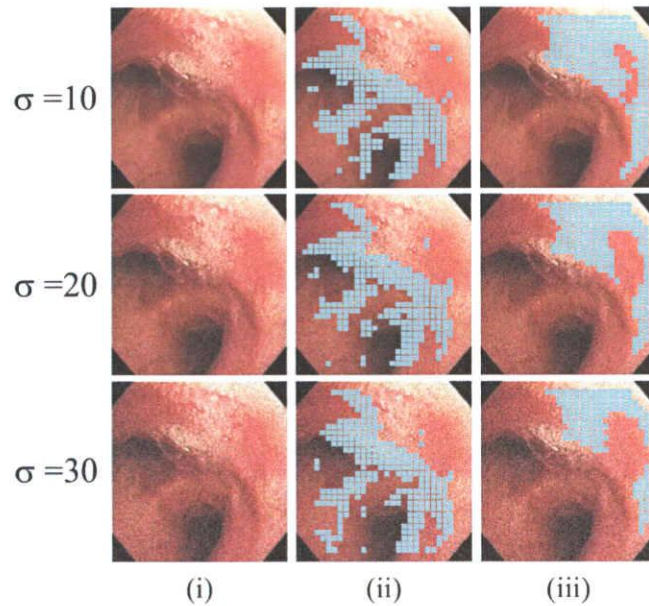


Fig. 4.6 Detection results of candidate regions A_{k+1} to compute image similarities for three bronchoscopic images to which gaussian noises were added. Each row of the figure shows the results of the proposed selection method when standard deviations σ of gaussian noise were changed. (i) shows sequence of input RB images with gaussian noises. For each frame in (ii), images show candidate regions A_{k+1} selected by the proposed subblock selection procedure. (iii) shows acquired regions by computing whiteness of each subblock by Eqs. (4.6) and (4.7). Threshold values are set to $T_S = 0.6$, $T_B = 0.7$, $T_W = 0.9$, and $\alpha = 0.3$.

色ガウス雑音の σ を変化させた時に得られる A_{k+1} の結果を図 4.6 に示す.

また, Case 1B に対し, 特徴的な領域 A_{k+1} に含まれる小領域の割合 α を変化させた時の結果を図 4.7 に示す. ここで, 図 4.7 では, α 以外のパラメータとして $T_S = 0.6$, $T_B = 0.7$, $T_W = 0.9$ を用い, 実際に選択される小領域の個数を画像の下部に記した.

4.4.2 実気管支鏡ビデオに対する実験

本章で述べた手法を実気管支鏡ビデオと 3 次元 X 線 CT 像の組 8 例に対して適用し, 実験を行った. 実験に用いた 3 次元 X 線 CT 像の仕様, および, 実気管支鏡像の画像サイズを表 4.1 に示す. また, 同表に CT 像の撮影に用いた CT 装置の名称, CT 像の撮

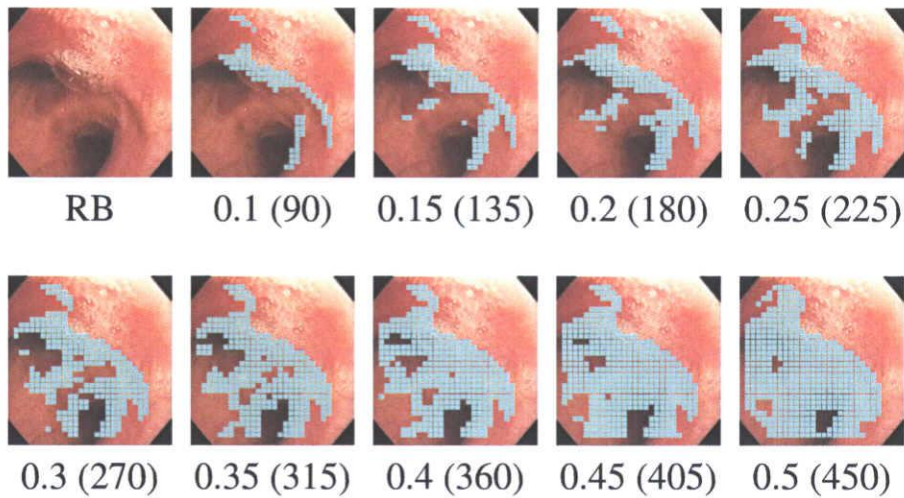


Fig. 4.7 Examples of selected subblocks for different threshold α . The number of selected subblocks is changed and other threshold values are fixed ($T_s = 0.6$, $T_B = 0.7$, and $T_W = 0.9$). Actual changed values are presented below each image. Number of selected subblocks is also displayed in brackets. These figures are the subblock selection results for Frame 1800 in Path B of Case 1.

影条件, CT 像の撮影から気管支鏡検査・手術を行うまでに経過した日数, および病名を記した. この 3 次元 X 線 CT 像を仮想化内視鏡システムに入力し, ボリュームレンダリング法 [141, 142] により生成された仮想化内視鏡像を実気管支鏡カメラの観察位置・姿勢推定に用いた. 仮想化内視鏡像の生成には, 環境光, 拡散反射光, 鏡面反射光に加え, 光源からの距離に伴う光の減衰パラメーターを用いた (付録 B を参照). これらのパラメーターは, 生成される仮想化内視鏡像と実気管支鏡像を目視により比較し, 各患者ごとに手動により調整した. そして, 調整されたパラメーターを同一患者の各実験経路に対して用いた. また, 4.3.4 で述べた動き推定に与える初期カメラパラメータ Q_0 は, 仮想化内視鏡像と実気管支鏡像を目視により比較し, 両者の画像が類似するように手動で調整した.

4.3.2.1 節で述べた, 実気管支鏡像を小領域へ分割するパラメーターとして $M = N = 30$ を用い, 4.3.2.3 節での類似度計算の候補領域選択におけるパラメーターとして $T_s = 0.6$, $T_B = 0.7$, $T_W = 0.9$, $\alpha = 0.3$ を用いた. これらのパラメーターは, 実気管支鏡像内のひだや分岐部を含み, 気泡や壁面の小さな模様が除かれるように目視により決定し, 全ての実験で同じパラメーターを用いた.

Table 4.1 Acquisition parameters for CT images and size of RB frames corresponding to each CT image.

	Slice size (pixels)	Number of slices	Thickness (mm)	Reconstruction pitch (mm)
Case 1	512×512	183	5.0	1.0
Case 2	512×512	72	3.0	2.0
Case 3	512×512	76	2.0	2.0
Case 4	512×512	95	2.0	1.0
Case 5	512×512	85	2.0	2.0
Case 6	512×512	195	2.0	1.0
Case 7	512×512	209	2.5	1.25
Case 8	512×512	124	2.0	1.0

	Scanner	kVp (kVp)	Exposure rate (mAs)
Case 1	Toshiba XVision	120	100
Case 2	Toshiba XVision	120	100
Case 3	Toshiba XVision	120	100
Case 4	Toshiba XVision	120	100
Case 5	Toshiba XVision	120	100
Case 6	Toshiba XVision	120	100
Case 7	GE LightSpeed Qx	120	250
Case 8	Toshiba XVision	120	100

	Size of RB frames (pixels)	Days between CT and RB	Diagnosis
Case 1	362×370	35	Epidermoid carcinoma
Case 2	362×370	0	Normal
Case 3	362×370	1	Poorly differentiated squamous cell carcinoma
Case 4	362×370	308	Inflammatory polyp
Case 5	362×370	3	Inflammatory polyp
Case 6	362×370	238	Small cell carcinoma
Case 7	256×253	3	Inter bronchial metastasis
Case 8	256×253	14	Squamous cell carcinoma

Table 4.2 Results for bronchoscope motion tracking. Method I uses conventional mean squared error for image registration. Method II employs proposed image similarity measure. Number of successive frames tracked correctly is listed in table. Right columns show improvements in tracking results.

	Path	Number of frames	Number of successive frames tracked correctly		
			Method I	Method II	Difference
Case 1	A	993	680	993	313
	B	500	200	500	300
	C	690	100	690	590
	D	279	93	279	186
Case 2	A	429	44	429	385
Case 3	A	873	193	830	637
	B	200	155	184	29
Case 4	A	200	23	86	63
Case 5	A	700	537	659	122
	B	500	423	482	59
	C	400	330	350	20
Case 6	A	200	56	185	129
	B	500	163	457	294
Case 7	A	190	164	164	0
	B	204	204	204	0
Case 8	A	1600	305	1600	1295

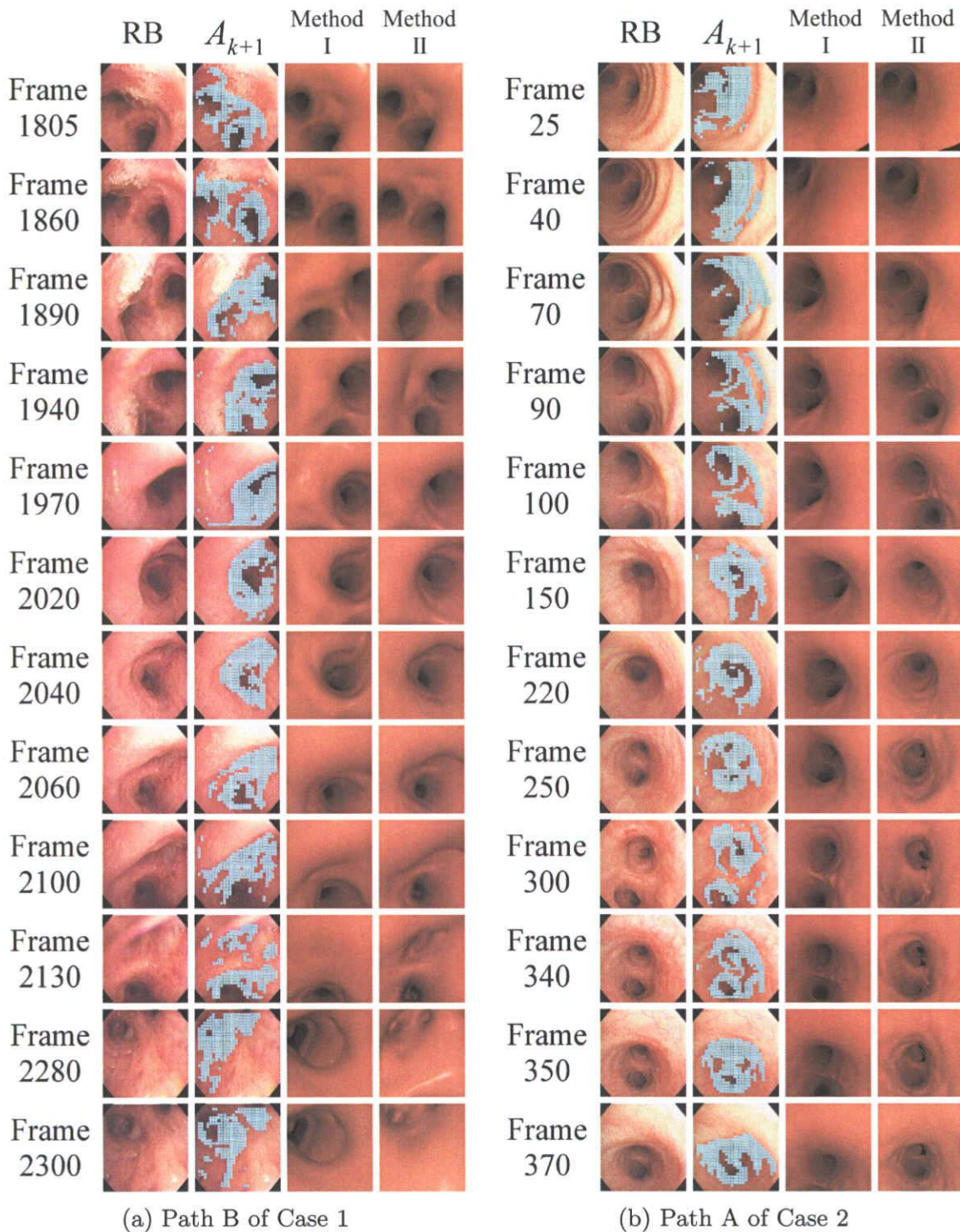
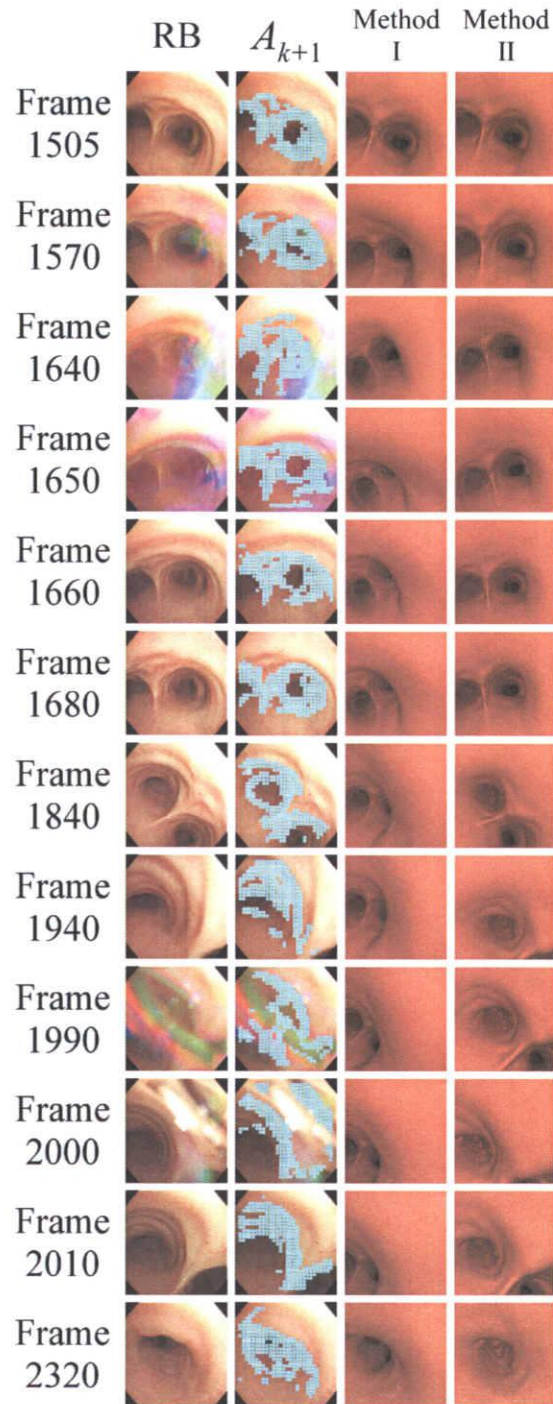


Fig. 4.8 Results of camera motion tracking. The column “RB” shows a sequence of real bronchoscopic images. Column A_k shows subblocks selected in the image similarity measure process. Right columns are VB views generated using estimated observation parameters. Results for Methods I and II are at right. Method I tracks camera motion using previous image similarity computed by Eq. (4.11). Method II uses the proposed image similarity.



(c) Path A of Case 3

Fig. 4.8 Continued.

本章で提案した画像間類似度の有効性を調べるために、(i) 文献 [130] で用いられている画像間類似度を用いた動き推定 (Method I)、(ii) 本章で述べた特徴的な領域に限定した画像間類似度を用いた動き推定 (Method II)、の2つの動き推定手法を用いて実験を行った。Method I では、式 (4.8) の画像間類似度の評価関数を、次式で与えられる平均2乗誤差に変更し実験を行った。

$$MSE(\mathbf{B}, \mathbf{V}) = \frac{1}{|\mathbf{B}|} \sum_{(i,j) \in \mathbf{B}} ((\mathbf{B}_{i,j} - \bar{\mathbf{B}}) - (\mathbf{V}_{i,j} - \bar{\mathbf{V}}))^2 \quad (4.11)$$

Method I と Method II により得られた連続成功フレーム数を数えることにより、両者の動き推定性能の比較を行った。実気管支鏡像の実際の位置および姿勢を得ることは非常に困難であるため、目視により連続成功フレーム数を数えたものを表 4.2 に示す。また、Case 1B, Case 2A, Case 3A に対する本手法の実験結果の各フレームを図 4.8 に示し、各フレームの左側に実際のフレーム番号を示した。図 4.8(a)~(c) では、左側から順に実気管支鏡像、本手法による類似度計算の候補領域選択結果 A_{k+1} 、Method I による推定結果、Method II による推定結果、を示している。

実験には、CPU: Intel Xeon 3.4 GHz \times 2, OS: Linux の計算機を用い、1 フレームあたりの平均計算時間は Methods I [130] が 1.76 秒、Method II においては 0.95 秒であった。

4.5 考察

4.5.1 特徴的な領域の選択

図 4.5 から、提案手法では壁面のひだ状のパターン、腫瘍辺縁部、分岐部などの特徴的な領域を効果的に選択できていることが分かる。これは、ひだ状のパターン、腫瘍辺縁部、分岐部などでは輝度値の標準偏差が大きくなるためである。図 4.5 のフレーム番号 1800 では、壁面の模様や気泡等の領域におても輝度値の変化が大きいため、式 (4.4) で計算される標準偏差が大きくなる。実気管支鏡像中に現れる壁面の模様や、気泡等の領域を仮想化内視鏡で再現することは困難なため、これらの領域を類似度計算に用いる従来手法では動き推定の性能が低下する可能性がある。それに対し、本手法では気管支の壁が主に赤色であるのに対して、気泡等の領域は白いということを利用し、式 (4.6) と (4.7) を用いて図 4.5(iii) の領域を求め、類似度計算の対象から除外している。また、Case 1B の

フレーム番号 1800 に対して白色ガウスノイズを付加して実験を行った結果 (図 4.6) から, 提案手法は画像にノイズが付加された場合においても気管支の特徴的な領域を選択可能であることが分かる. これは, ノイズを付加した場合においても, 式 (4.4) で計算される輝度値の標準偏差は, 気管支の分岐部において大きな値をとるためである. 同様に, $w_{D_{m,n}} \geq T_w$ の条件においても気泡等の領域が選択されており, 本手法はノイズを付加した場合でも適切な領域が選択できることが分かる.

本手法では, 4.3.2.1 節で述べた小領域の分割数 $M \times N$ に対し, $\alpha \times M \times N$ 個の小領域のみを類似度計算に用いている. そこで, α を変化させた時の 4.3.2.3 節の処理で選択される領域の変化を調べ, 図 4.7 に示した. 図 4.7 から, α が小さい時は選択される領域のほとんどが気管支の分岐やひだ状の領域であり, α が大きくなるにつれ, 徐々に気管支の分岐やひだの外側へと領域が広がっていくことが分かる. また, 実気管支鏡像と仮想化内視鏡像の対応が取れた位置から仮想化内視鏡カメラを視線方向に移動させ, 小領域の分割数 $M \times N$ を変化させながら式 (4.8) の値を記録したものを図 4.9 に示す. 図 4.9 から, 全ての曲線が視線方向への移動量が 0 付近で最小となることが分かる. 分割数を少なくした場合, それぞれの小領域のサイズが大きくなるため, 1つの小領域内にひだ等の特徴的な領域と気泡等の領域が一緒に含まれてしまう. そのため, 式 (4.8) の値の変化は小さくなる. また, 分割数を多くした場合, 小領域内に含まれる画素数が減少するため, ひだ等の特徴を適切に計算できなくなり, 式 (4.8) に不適切な極小値が現れる. これは, 画像の大きさに対して分割数を適切に設定する必要があることを意味し, 図 4.9 から本章で利用した $M = N = 30$ は妥当な値であることが分かる.

しかしながら, 図 4.10 のようにひだ等の特徴的な領域のコントラストが悪い場合に, 本手法は適切な領域を選択することができなかった. 今後, 入力画像の正規化方法などを見直すことで, 領域選択法の改善を行う必要がある.

4.5.2 カメラ動き推定性能

表 4.2 から, 本章で述べた類似度計算法を用いた Method II が Method I と比べて, 全ての経路において連続成功フレーム数が増加していることが分かる. 特に, Case 8A においては連続して 1600 フレーム (約 53 秒) の動き推定が可能であった. 図 4.8(a) においては, 従来手法 (Method I) は右主気管支に入るところで動き推定に失敗しているのに対し, 提案手法では連続して動き推定に成功している. これは, 約 30 フレーム (フ

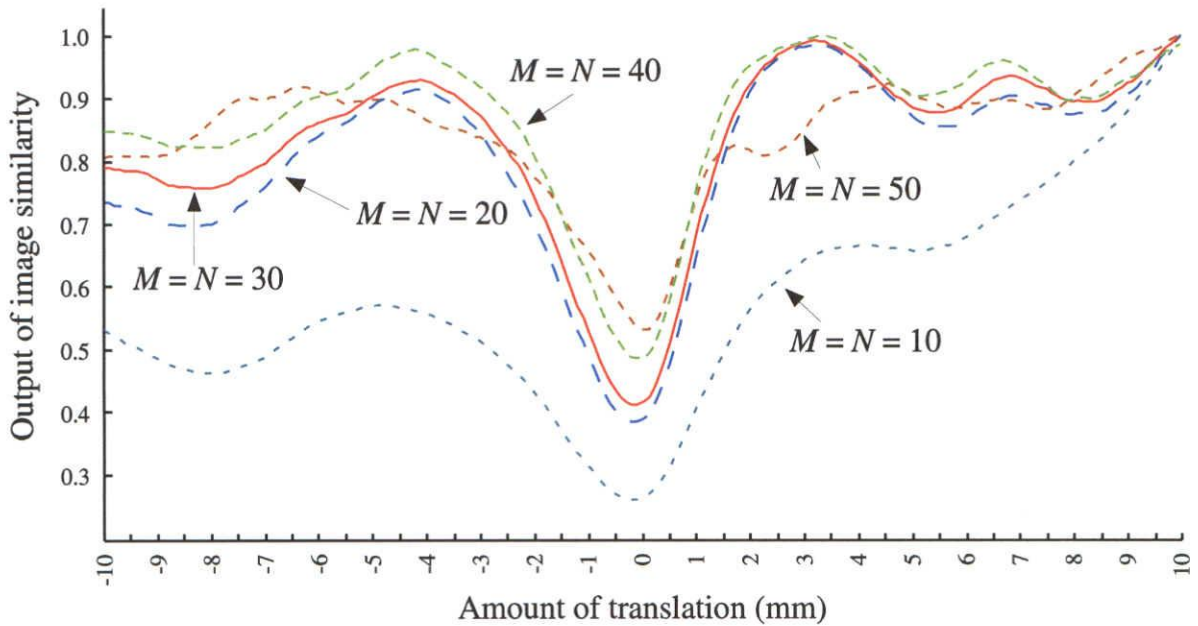


Fig. 4.9 Change in image similarities for different subblock sizes. Horizontal axis is the amount of movements along the view direction from registered point and vertical axis is the output for image similarity calculation. Range of each output is normalized as maximum value corresponding to 1.

レーム番号 1940~1970) にわたって気管支の分岐が現れなくなるため、画像全体に対して類似度を計算する従来手法では適切な類似度を計算できず、動き推定に失敗した。それに対し、図中の列 A_{k+1} から分かるようにひだ状の領域を選択することで、提案手法は連続した動き推定に成功した。また、Case 3A では全 873 フレーム中 170 フレームにおいて気泡等が現れるため、従来手法では動き推定が失敗している。しかし、気泡のほとんどが図 4.11(a) のように実気管支鏡像の一部のみに現れ、気管支分岐などの特徴的な領域は観察することが可能である。提案手法では、画像中に含まれる気泡等の領域を除いて画像間類似度を計算するため、気泡が画像の一部に現れる経路においても動き推定に成功したと考えられる。しかしながら、図 4.11(b) のように画像全体に気泡が現れる場合には、従来手法と提案手法のどちらにおいても適切な類似度を計算できない。今後、このような画像全体に気泡が現れる画像を検出することで、動き推定性能の改善が可能である。

Method I では、1 フレームあたりの計算時間が約 1.76 秒であったのに対し、Method II では約 0.95 秒と Method I と比べて約 2 倍の高速化を実現した。これは、類似度計算に用いる仮想化内視鏡像の生成と類似度の計算を、候補領域集合 A_{k+1} 内に限定して行う

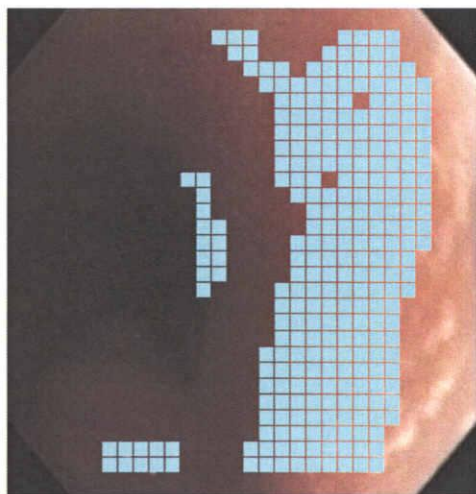
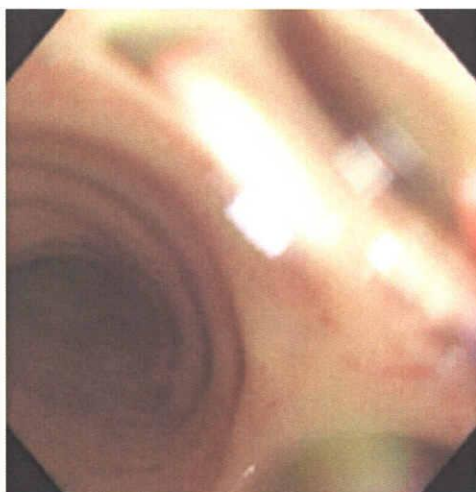
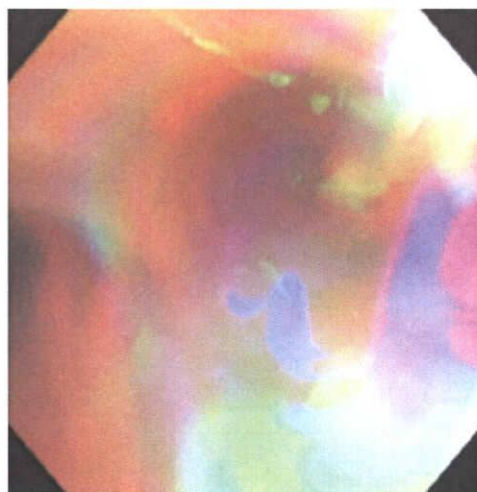


Fig. 4.10 Example of subblock selection failure.



(a)



(b)

Fig. 4.11 Examples of bubble images.

ためである。しかし、まだ実時間で動き推定を行うことは不可能である。また、気管支鏡ナビゲーションシステムを考えた場合、最低1秒あたり10フレーム程度の動き推定性能が必要であると考えられる。今後、動き推定処理の並列化に関する検討を行い、高速化を図る必要があると考えられる。

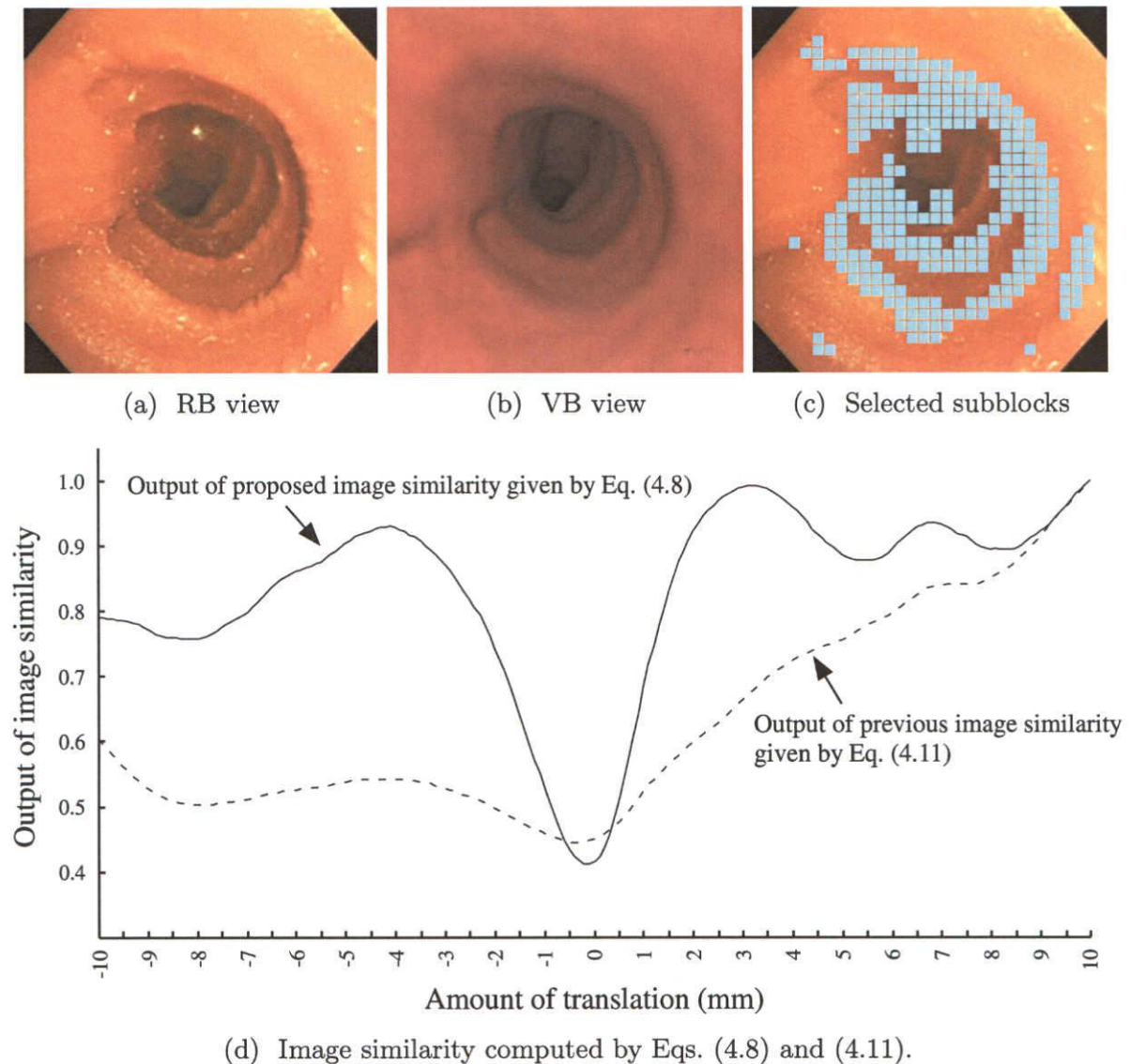


Fig. 4.12 Comparison of measured similarity values computed with Eqs. (4.8) and (4.11), when VB camera is moved along view direction from registered position (-10 mm to 10 mm). (a) RB image used to evaluate change in similarity values. (b) Example of VB images corresponding to input RB view. (c) Examples of selected subblocks. (d) Output of image similarities. straight and dashed lines are outputs for Eqs. (4.8) and (4.11), respectively. Range of each output is normalized as maximum value corresponding to 1.

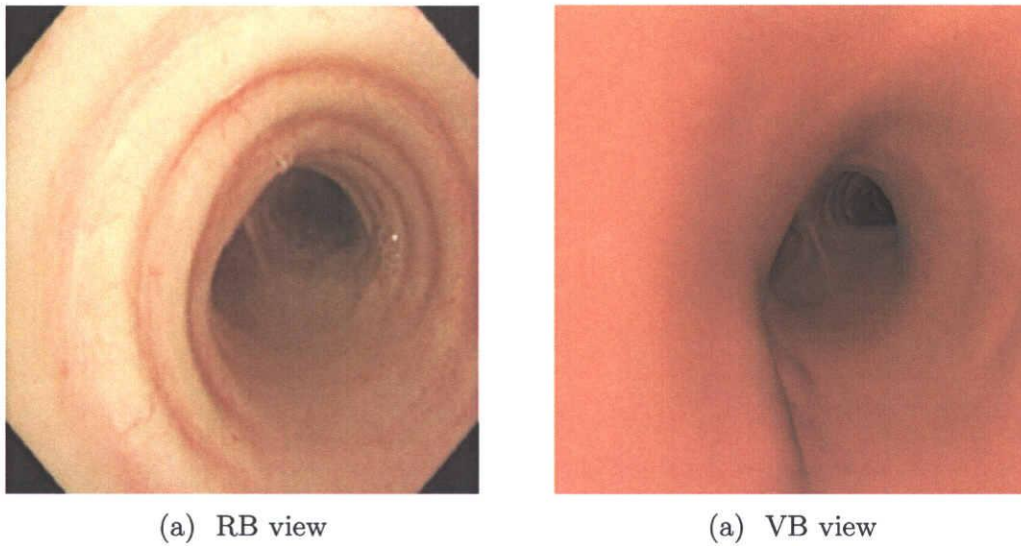


Fig. 4.13 An example of real and virtual bronchoscopic images where proposed method failed.

4.5.3 画像間類似度

実気管支鏡像と仮想化内視鏡像の対応が取れた位置を初期値とし、仮想化内視鏡カメラ位置を視線方向に移動させながら、本章で述べた式 (4.8) と従来手法で用いていた式 (4.11) の値を記録し、図 4.12 に示した。ここで、図 4.12(d) における直線が式 (4.8)、破線が式 (4.11) の出力を表す。どちらの類似度においても、視線方向への移動量が 0 付近で関数値が最小となることが分かる。しかし、式 (4.11) はカメラ位置を平行移動させたとしても類似度の変化が少ない。これは、式 (4.11) では画像全体に対して類似度を計算するため、ひだ等の特徴的な領域が類似度に与える影響が低下したためである。このように、類似度の変化が少ない場合には 4.3.4 節で述べた動き推定が適切に行われないう可能性がある。それに対し、式 (4.8) の出力は移動量が 0 付近で急峻なピークが現れており、ひだ等の特徴的な領域をうまく捉えていることが分かる。その結果、従来手法よりも高い動き推定性能が得られたと考えられる。

しかし、Case 7A などの経路において動き推定性能の改善が見られなかった。これは、これらの経路において実気管支鏡像中に現れる特徴が仮想化内視鏡像において観察することができなかつたためである (図 4.13)。主な原因として、仮想化内視鏡像の生成に用いた CT 像の解像度が不足していたことが考えられる。今後、より高精細な CT 像を用いる

ことで推定性能の改善が可能である。

4.6 まとめ

本章では気管支鏡ナビゲーションシステム実現のための、実気管支鏡カメラの動き推定手法について述べた。従来用いられてきた画像全体を一様に用いる画像間類似度では、カメラが移動しても画像全体での類似度にあまり変化が見られない時や、カメラは移動していないが照明の変化に伴い類似度が変化するような場合に、観察位置・姿勢推定を適切に行うことができなかった。そこで、実気管支鏡像内の特徴的な領域を考慮した画像間類似度計算法を提案し、提案する類似度計算法が気管支鏡カメラの動き推定に有効であることを示した。具体的には、入力された実気管支鏡画像を小領域に分割し、小領域内の輝度値の標準偏差、および小領域の白さを基準として、分割された小領域群から実気管支鏡像の特徴的な領域(ひだや気管支分岐部等)を選択する。そして、選択された領域のみを用いて、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間の類似度計算を行う。これにより、画像内の気泡や壁面の模様等の類似度計算に不適切な領域を除外した。さらに、実気管支鏡像内の特徴的な領域を適切に選択することによって、良好な動き推定結果を得た。また、動き推定に用いる仮想化内視鏡像の生成を特徴的な領域に限定することで、従来手法と比較して約2倍の高速化に成功した。

付録 A RGB 表色系から HSV 表色系への変換

RGB 表色系は、赤 (Red: R), 緑 (Green: G), 青 (Blue: B) の 3 色を原色とする色空間であり, HSV 表色系 (HSB 表色系とも呼ばれる) は, 色相 (Hue: H), 彩度 (Saturation: S), 明度 (Brightness: B) で表現される色空間である. RGB 表色系で表現された画素 $\boldsymbol{v} = (v_r, v_g, v_b)$ の HSV 表色系における色相 $H(\boldsymbol{v})$, 彩度 $S(\boldsymbol{v})$, 明度 $B(\boldsymbol{v})$ は次のようにして計算される.

$$H(\boldsymbol{v}) = \begin{cases} 60 \times \frac{v_g - v_b}{\max(\boldsymbol{v}) - \min(\boldsymbol{v})} & \text{if } v_r = \max(\boldsymbol{v}) \\ 60 \times \frac{v_b - v_r}{\max(\boldsymbol{v}) - \min(\boldsymbol{v})} + 120 & \text{if } v_g = \max(\boldsymbol{v}) \\ 60 \times \frac{v_r - v_g}{\max(\boldsymbol{v}) - \min(\boldsymbol{v})} + 240 & \text{if } v_b = \max(\boldsymbol{v}) \end{cases} \quad (4.12)$$

$$S(\boldsymbol{v}) = \frac{\max(\boldsymbol{v}) - \min(\boldsymbol{v})}{\max(\boldsymbol{v})} \quad (4.13)$$

$$B(\boldsymbol{v}) = \max(\boldsymbol{v}) \quad (4.14)$$

$$\max(\boldsymbol{v}) = \max\{v_r, v_g, v_b\} \quad (4.15)$$

$$\min(\boldsymbol{v}) = \min\{v_r, v_g, v_b\} \quad (4.16)$$

ここで, $S(\boldsymbol{v})$ と $B(\boldsymbol{v})$ の値域は, それぞれ $0 \leq S(\boldsymbol{v}) \leq 1$, $0 \leq B(\boldsymbol{v}) \leq 1$ であり, $H(\boldsymbol{v})$ の値が 0° と 360° は同じ色相を表す.

付録 B 仮想化内視鏡像の生成パラメーター

仮想化内視鏡像の生成には, カメラ内部の状態 (焦点距離, レンズ歪など) を表す内部パラメーターと, カメラの位置・姿勢を表す外部パラメーター [131, 132] に加え, 環境光, 拡散反射光, 鏡面反射光, 光源からの距離に伴う光の減衰等のパラメーターを用いて生成される. ここでは, 光源からの距離に伴う光の減衰パラメーターについて説明する (環境光, 拡散反射光, 鏡面反射光等の計算方法は, 文献 [143] を参照).

光源からの距離が遠くなるにつれ光の強度は減衰し, 遠くに存在する物体ほど暗く描写される. 一般的には, 光のエネルギーが光源からの距離の 2 乗に比例して減衰するモデル

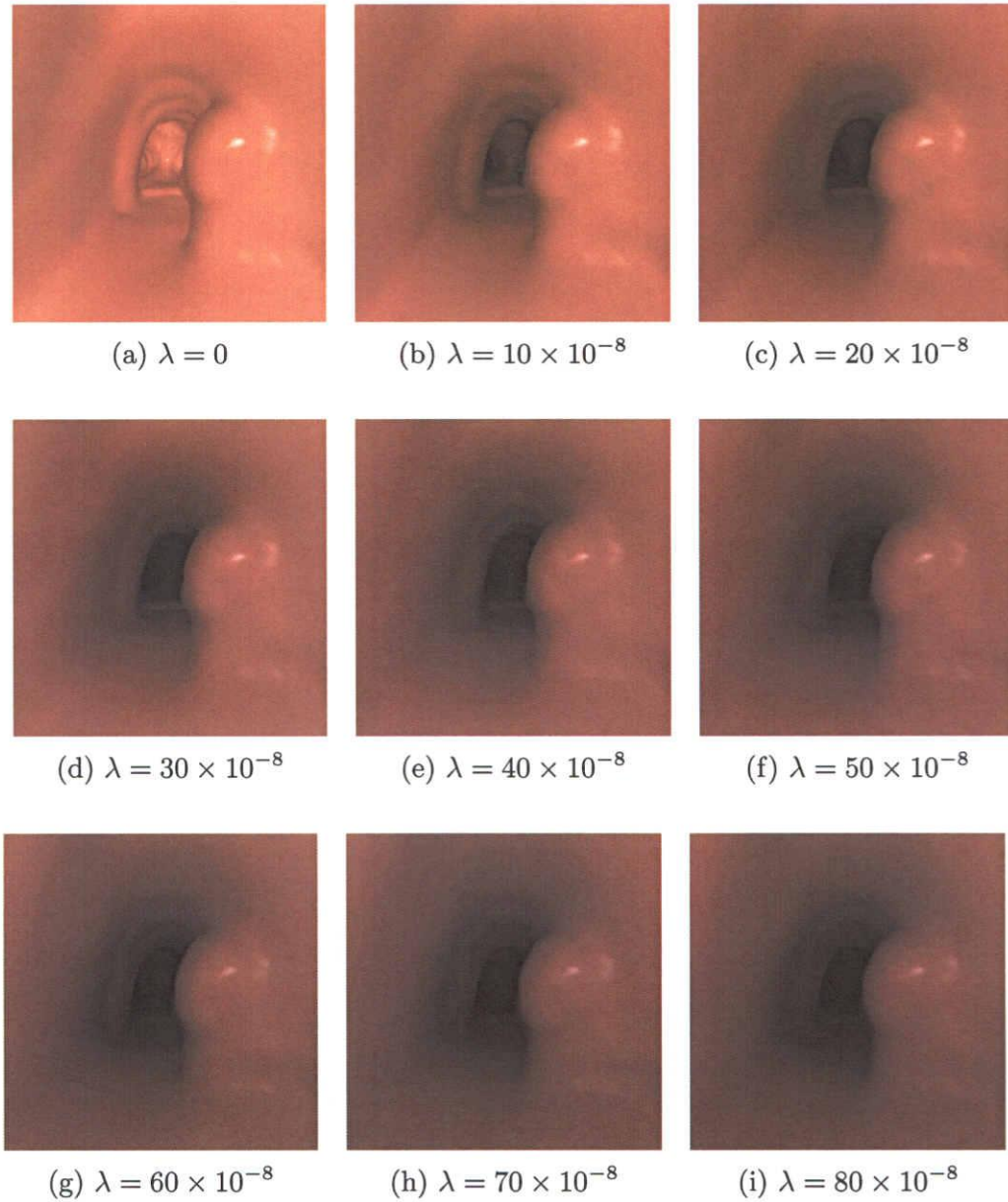


Fig. 4.14 Examples of virtual bronchoscopic images.

が用いられる [143]. ここで, 点 $p_{\mathcal{L}}$ に存在する光源から物体上の点 $p_{\mathcal{O}}$ への入射光の強度を $I_{\mathcal{L}}$ とし, 点 $p_{\mathcal{O}}$ 上では $I_{\mathcal{O}}$ として観測されるとする. その際, $I_{\mathcal{O}}$ は $I_{\mathcal{L}}$ を用いて, 次式で計算される.

$$I_{\mathcal{O}} = \frac{I_{\mathcal{L}}}{1 + \lambda \times |p_{\mathcal{O}} - p_{\mathcal{L}}|^2} \quad (4.17)$$

λ を変化させた時に, 生成される仮想化内視鏡像の様子を図 4.14 に示す.

第5章

動き予測を利用した気管支鏡カメラ 動き推定手法

5.1 はじめに

本章では、第4章に引き続き、気管支鏡カメラの動き推定性能向上を目指し、気管支鏡カメラの動き予測を用いた動き推定手法について述べる。第4章で述べたように、いくつかの研究グループからナビゲーションシステム実現を目的とした、実環境と仮想環境の位置合わせに関する報告がなされている [81~83, 126, 129, 130, 144]。その中でも、画像情報を用いた位置合わせ (イメージレジストレーション) 手法は、呼吸や心拍動に伴う実気管支鏡カメラの位置の変化に対して有効であり、1998年に Bricault ら [81]、2000年に森ら [82]、2001年に Higgins ら [83]、とさまざまな位置合わせ手法が提案されている。これらは、実気管支鏡像に最も類似する仮想化内視鏡像を生成する仮想化内視鏡カメラ [52~58] の観察位置と姿勢を求めるものである。

しかしながら、これらの手法は、各フレーム毎に位置合わせを行うのみで、気管支鏡カメラの動き情報を積極的に利用していなかった。そのため、これらのカメラ動き推定手法では、気管支鏡カメラが短時間の間に大きく移動する場合に、動き推定に失敗するという問題があった。そこで本章では、実気管支鏡ビデオのフレーム間における気管支鏡カメラの動きを予測し、予測結果を用いて複数回イメージレジストレーションを行うことで、動き推定性能の改善を図る。

以下、5.2で具体的な観察位置・姿勢推定手法について述べ、5.3で本手法を実気管支鏡ビデオ画像に適用した結果を示し、5.4で考察を加える。

5.2 気管支鏡カメラの動き推定手法

本章で述べる気管支鏡カメラの動き推定は、第4章と同様、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像間のイメージレジストレーションにより行う。本章で述べるイメージレジストレーションは、実気管支鏡像と仮想化内視鏡像との間の画像間類似度を最大化するカメラパラメーターを求める最大化問題（本章で用いる画像間類似度は値が小さいほど2つの画像は類似しているため最小化問題となる）に帰着することができる。ここで、関数の最小化もしくは最大化問題においては、アルゴリズムに与える初期値が非常に重要であり、初期値によっては適切な解を得られない可能性がある。そこで、本章ではカルマンフィルタ [145, 146] を用いて気管支鏡の移動先を予測し、イメージレジストレーションの初期値を決定する。これにより、イメージレジストレーションでの不適切な推定を回避する。

以下、5.2.1 と 5.2.2 でカルマンフィルタを用いた動き予測方法、5.2.3 で詳細な動き推定手法について述べる。

5.2.1 カルマンフィルタ

カルマンフィルタは観測信号 \mathbf{y}_i ($i = 0, 1, \dots, k$) を入力とし、システムの状態 \mathbf{x}_k の最適推定値を逐次出力するアルゴリズムである [145, 146]。時刻 $k+1$ におけるシステムの状態 \mathbf{x}_{k+1} は、時刻 k におけるシステムの状態 \mathbf{x}_k を用いて次のように与えられる。

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{G}_k \mathbf{w}_k \quad (5.1)$$

ここで、 \mathbf{F}_k 、 \mathbf{G}_k はそれぞれ状態遷移行列、駆動行列と呼ばれ、 \mathbf{w}_k はシステム雑音を表す。

また、観測信号はシステムの状態に線形関数を通して観測されるとし、観測信号 \mathbf{y}_i はシステムの状態 \mathbf{x}_k と観測行列 \mathbf{H}_k を用いて $\mathbf{y}_i = \mathbf{H}_k \mathbf{x}_k$ と表される。観測時に観測雑音 $\{\mathbf{n}_k\}$ が混入すると仮定すると、観測信号は最終的に次式で表される。

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{H}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{n}_k \quad (5.2)$$

簡単のために、式 (5.1)、(5.2) における状態遷移行列 \mathbf{F}_k 、駆動行列 \mathbf{G}_k 、観測行列 \mathbf{H}_k は時不変とし、観測時には雑音は混入しないと仮定すると、式 (5.1)、(5.2) は次のように記述される。

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F} \mathbf{x}_k + \mathbf{G} \mathbf{w}_k \quad (5.3)$$

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{H}\mathbf{x}_k \quad (5.4)$$

システムの状態 \mathbf{x}_{k+1} は、時刻 k までのシステムの状態 $\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_k$ と観測信号 $\mathbf{y}_0, \mathbf{y}_1, \dots, \mathbf{y}_k$ を入力として、以下の手順により予測することができる。ここで、初期値として $\bar{\mathbf{x}}_0$ とその共分散 $\Sigma\mathbf{x}_0$ は既知とする。また、時刻 $k-1$ におけるシステム状態から得られる時刻 k のシステム状態の予測推定値を $\hat{\mathbf{x}}_{k|k-1}$ 、観測値 \mathbf{y}_k と予測推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{k|k-1}$ から得られるシステム状態の推定値を $\hat{\mathbf{x}}_{k|k}$ と表す。

【システムの状態の予測と更新手順】

[step 1] $k \leftarrow 0$, $\hat{\mathbf{x}}_{0|-1} = \bar{\mathbf{x}}_0$, $\hat{\Sigma}_{0|-1} = \Sigma\mathbf{x}_0$ とし、以下の処理へ進む。

[step 2] 観測値 \mathbf{y}_k を用いて、時刻 $k-1$ における予測推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{k|k-1}$ を更新し、時刻 k における推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{k|k}$ を求める。同様にして推定誤差共分散行列 $\hat{\Sigma}_{k|k}$ を計算する。

$$\hat{\mathbf{x}}_{k|k} = \hat{\mathbf{x}}_{k|k-1} + \hat{\Sigma}_{k|k-1}\mathbf{H}^T \left(\mathbf{H}\hat{\Sigma}_{k|k-1}\mathbf{H}^T \right)^{-1} (\mathbf{y}_k - \mathbf{H}\hat{\mathbf{x}}_{k|k-1}) \quad (5.5)$$

$$\hat{\Sigma}_{k|k} = \hat{\Sigma}_{k|k-1} - \hat{\Sigma}_{k|k-1}\mathbf{H}^T \left(\mathbf{H}\hat{\Sigma}_{k|k-1}\mathbf{H}^T \right)^{-1} \mathbf{H}\hat{\Sigma}_{k|k-1} \quad (5.6)$$

[step 3] 時刻 k におけるシステム状態から予測される、時刻 $k+1$ におけるシステム状態の予測推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$ とその予測誤差共分散行列 $\hat{\Sigma}_{k+1|k}$ を以下の式により計算する。

$$\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k} = \mathbf{F}\hat{\mathbf{x}}_{k|k} \quad (5.7)$$

$$\hat{\Sigma}_{k+1|k} = \mathbf{F}\hat{\Sigma}_{k|k}\mathbf{F}^T + \mathbf{G}\Sigma\mathbf{w}_k\mathbf{G}^T \quad (5.8)$$

[step 4] 時刻 $k+1$ におけるシステム状態の予測推定値として step 3 の $\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$ を出力する。

[step 5] $k \leftarrow k+1$ として、step 2 へ戻る。

5.2.2 気管支鏡カメラの動きモデル

実気管支鏡カメラの動きは、非常に短い時間においては等加速度運動を行うと仮定する。ここで、それぞれの時刻におけるカメラ位置 \mathbf{t}_k 、移動速度 \mathbf{v}_k および加速度 \mathbf{a}_k を

用いて、システム状態を $\mathbf{x}_k = (\mathbf{t}_k^T, \mathbf{v}_k^T, \mathbf{a}_k^T)^T$ とする。また、実際に観測される値はカメラ位置のみとし、カルマンフィルタにおける観測値を $\mathbf{y}_k = \mathbf{t}_k$ とする。具体的には、式 (5.3) と (5.4) における状態遷移行列 \mathbf{F} 、観測行列 \mathbf{H} を次のように設定する。

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} \mathbf{I}_{3 \times 3} & (\Delta s)\mathbf{I}_{3 \times 3} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{I}_{3 \times 3} & (\Delta s)\mathbf{I}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{I}_{3 \times 3} \end{pmatrix} \quad (5.9)$$

$$\mathbf{H} = (\mathbf{I}_{3 \times 3}, \mathbf{0}, \mathbf{0}) \quad (5.10)$$

ここで、 $\mathbf{I}_{m \times n}$ は $m \times n$ の単位行列を表し、時刻 k から $k+1$ 間の微小時間を Δs とする。

5.2.3 カメラ動き推定処理

カメラ動き推定は、実気管支鏡と仮想化内視鏡の観察位置・姿勢の対応が取れたカメラパラメータ \mathbf{Q}_0 を初期値とし、逐次 $\Delta \mathbf{Q}_{k+1} = (\Delta \mathbf{R}_{k+1}, \Delta \mathbf{t}_{k+1})$ を求める処理として実現される。ここで、時刻 k までの推定が終了し、その時点でのカメラパラメータを \mathbf{Q}_k とすると、次の時刻 $k+1$ におけるカメラパラメータ \mathbf{Q}_{k+1} を求める手順は、図 5.1 のようである。

カメラ動き推定処理では、各時刻において実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} を入力し、カルマンフィルタを用いて時刻 $k+1$ における気管支鏡カメラ位置を予測する。そして、予測されたカメラ位置を用いてイメージレジストレーションに利用する初期カメラ位置を複数設定し、各初期値毎にイメージレジストレーションを行う。複数回イメージレジストレーションを行った後、最も高い画像間類似度を与えるイメージレジストレーション結果を用い、実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} に対応する仮想化内視鏡カメラパラメータ \mathbf{Q}_{k+1} を計算する。これらの処理を繰り返し行うことにより、実気管支鏡カメラの動きを推定する。以下に具体的処理手順を示す。

【動き推定手順】

[step 1] $k \leftarrow 0$ とし次へ進む。

[step 2] 実気管支鏡像 \mathbf{B}_{k+1} を入力する。

[step 3] 時刻 k におけるカメラ位置 \mathbf{t}_k を用い、カルマンフィルタの推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{k|k}$ を更新する。

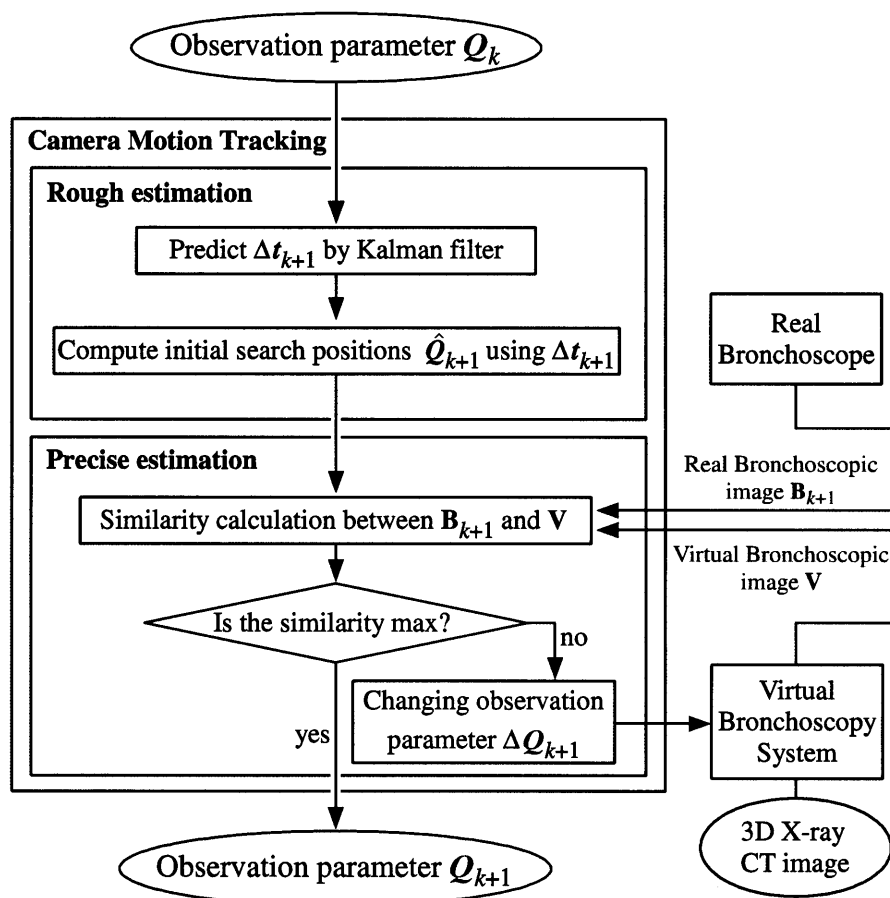


Fig. 5.1 Process flow.

[step 4] カルマンフィルタによる時刻 $k+1$ におけるシステム状態の予測推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$ を求める。

[step 5] 時刻 $k+1$ におけるカメラ位置を $\hat{\mathbf{t}}_{k+1} = \mathbf{H}\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$ により計算する。

[step 6] $k < 3$ の場合には step 7 へ進む。 $k \geq 3$ の場合には、カルマンフィルタにより予測されるカメラ位置 $\hat{\mathbf{t}}_{k+1}$ を用い、イメージレジストレーションにおける初期カメラ位置を複数設定する。具体的には、 $\hat{\mathbf{t}}_{k+1}$ と次式で与えられる近傍 N_{k+1}^c ($\hat{\mathbf{t}}_{k+1}$ を中心とする直方体の頂点) の合計 9 点を初期カメラ位置として用いる。

$$N_{k+1}^c = \left\{ \hat{\mathbf{t}}_{k+1} + \mathbf{S}\mathbf{v} \mid \begin{aligned} \mathbf{v} &= a\mathbf{e}_k^x + b\mathbf{e}_k^y + c\mathbf{e}_k^z, \\ |a| + |b| + |c| &= 3, \quad a, b, c = \pm 1 \end{aligned} \right\} \quad (5.11)$$

ここで、 \mathbf{e}_k^x , \mathbf{e}_k^y , \mathbf{e}_k^z は時刻 k における仮想化内視鏡カメラの姿勢を表す基底ベ

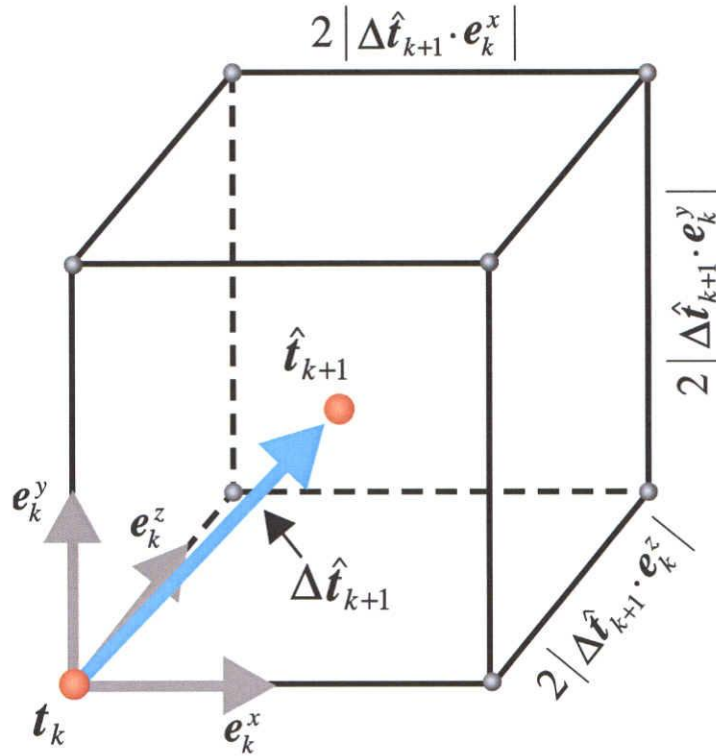


Fig. 5.2 Initial search positions in the image registration step.

クトルである。また、 \mathbf{S} は時刻 k におけるカメラ位置 t_k から予測されたカメラ位置 \hat{t}_{k+1} への移動量 $\Delta \hat{t}_{k+1} = \hat{t}_{k+1} - t_k$ を用いて次式により計算される。

$$\mathbf{S} = \begin{pmatrix} |\Delta \hat{t}_{k+1} \cdot \mathbf{e}_k^x| & 0 & 0 \\ 0 & |\Delta \hat{t}_{k+1} \cdot \mathbf{e}_k^y| & 0 \\ 0 & 0 & |\Delta \hat{t}_{k+1} \cdot \mathbf{e}_k^z| \end{pmatrix} \quad (5.12)$$

ここで、 \cdot はベクトルの内積を表す。式 (5.11) により設定されるカメラ位置は、図 5.2 に示すように時刻 k におけるカメラ位置 t_k 、および予測されたカメラ位置 \hat{t}_{k+1} からなる直方体の各頂点となる。

- [step 7] step 6 で求めたカメラ位置 $t \in N_{k+1}^c$ 、および時刻 k におけるカメラ姿勢 \mathbf{R}_k を用い、カメラパラメータ $\hat{\mathbf{Q}}_{k+1} = (\mathbf{R}_k, t)$ を初期値としてイメージレジストレーションを $\|N_{k+1}^c\| + 1$ 回実行する ($\|\cdot\|$ は要素数を表す)。ただし、カメラの移動速度と加速度の計算にはカメラ位置 t_k が最低 3 点必要なため、 $k < 3$ の場合にはカメラパラメータ $\hat{\mathbf{Q}}_{k+1} = \mathbf{Q}_k$ を初期値として一度だけイメージレジストレーションを行う。具体的には、 $\hat{\mathbf{Q}}_{k+1}$ を初期値として $\Delta \mathbf{Q} = (\Delta \mathbf{R}, \Delta t)$

をさまざまに変化させながら仮想化内視鏡像 \mathbf{V} を生成し、次式を満たすカメラパラメータを求める。

$$\Delta \mathbf{Q}_{k+1}^* = \arg \max_{\Delta \mathbf{Q}} \text{Similarity}(\mathbf{B}_{k+1}, \mathbf{V}(\hat{\mathbf{Q}}_{k+1} \Delta \mathbf{Q})). \quad (5.13)$$

ここでは、 \mathbf{B}_{k+1} と \mathbf{V} の間の画像間類似度が最も高くなる仮想化内視鏡像 \mathbf{V} を生成するカメラパラメータ $\Delta \mathbf{Q} = (\Delta \mathbf{R}, \Delta \mathbf{t})$ を Powell 法 [140] を用いて求める。ここで画像間類似度の計算には、第 4 章で述べた、特徴的な領域に限定した選択的類似度計算法を用いる。各初期値毎にイメージレジストレーションを行った後、最も画像間類似度が高いカメラパラメータの変化量 $\Delta \mathbf{Q}_{k+1}^*$ を最終的な $\Delta \mathbf{Q}_{k+1}$ とする。そして、時刻 $k+1$ におけるカメラパラメータを $\mathbf{Q}_{k+1} = \hat{\mathbf{Q}}_{k+1} \Delta \mathbf{Q}_{k+1}$ として求める。

[step 8] $k \leftarrow k+1$ とし、step 2 に戻る。

5.3 実験

本手法を実気管支内視鏡像および同一患者の 3 次元 X 線 CT 像 9 組に対して適用した。実験に用いた 3 次元 X 線 CT 像の仕様、および、実気管支内視鏡像の画像サイズを表 5.1 に示す。この 3 次元 X 線 CT 像を仮想化内視鏡システムに入力し、ボリュームレンダリング法 [141, 142] により生成された仮想化内視鏡像を実気管支鏡カメラの観察位置・姿勢推定に用いた。また、カルマンフィルタに与える初期値として $\bar{\mathbf{x}}_0 = (t_0, 0, 0)$, $\Sigma \mathbf{x}_0 = \Sigma \mathbf{w}_k = 0.05 \mathbf{I}_{9 \times 9}$, $\mathbf{G} = \mathbf{I}_{9 \times 9}$, $\Delta s = 1/30 \text{ sec}$ を与えた。

第 4 章で述べた動き推定手法を従来手法とし、本章で述べた手法との性能の比較実験を行った。実験には、CPU: Intel Xeon 3.6 GHz \times 2, OS: Linux の計算機を用い、1 フレームあたりの平均計算時間は従来手法が 1.01 秒 (標準偏差 0.66)、本手法は 8.70 秒 (標準偏差 5.95) であった。気管支内の各経路において動き推定の実験を行い、従来手法と本手法の推定性能を比較した。本手法におけるカルマンフィルタ (KF) の有効性を確認するために、カルマンフィルタを用いた動き予測を利用せず、複数の初期値からイメージレジストレーションを行う手法の実験を行った。具体的には、式 (5.11), (5.12) を次の

Table 5.1 Acquisition parameters of CT images and the size of RB frames corresponding to each CT image.

	Slice size (pixels)	Number of slices	Thickness (mm)	Pitch (mm)	Size of RB frames (pixels)
Case 1	512×512	183	5.0	1.0	362×370
Case 2	512×512	72	3.0	2.0	362×370
Case 3	512×512	76	2.0	2.0	362×370
Case 4	512×512	95	2.0	1.0	362×370
Case 5	512×512	85	2.0	2.0	362×370
Case 6	512×512	195	2.0	1.0	362×370
Case 7	512×512	341	1.25	0.5	362×370
Case 8	512×512	209	2.5	1.25	256×253
Case 9	512×512	124	2.0	1.0	256×253

ように変更した.

$$N_{k+1}^c = \left\{ \begin{array}{l} t_k + \mathbf{S}\mathbf{v} \\ \mathbf{v} = a\mathbf{e}_k^x + b\mathbf{e}_k^y + c\mathbf{e}_k^z, \\ |a| + |b| + |c| = 3, \quad a, b, c = \pm 1 \end{array} \right\} \quad (5.14)$$

$$\mathbf{S} = \begin{pmatrix} 0.5 & 0 & 0 \\ 0 & 0.5 & 0 \\ 0 & 0 & 0.5 \end{pmatrix} \quad (5.15)$$

各手法の実験結果を目視により評価し、連続成功フレーム数を数えたものを表 5.2 に示す。さらに、本手法の動き推定結果から 1 秒間でのカメラの移動量の最大値を計算し、表 5.2 に記した。また、Case 1C, Case 2A, Case 3A に対する本手法の実験結果の各フレームを図 5.3 に示し、各フレームの左側に実際のフレーム番号を示した。Case 1C に対してカルマンフィルタにより予測されたカメラ位置とイメージレジストレーション後のカメラ位置との差、および予測前のカメラ位置（前フレームにおけるイメージレジストレーション結果）とイメージレジストレーション後のカメラ位置との差を計算し、それぞれ表 5.3, 5.4 に示した。

Table 5.2 Results of bronchoscope motion tracking.

Case	Path	Max movement in a sec. [mm]	Number of frames	Number of successive frames tracked correctly		
				Previous method	Proposed method	
				w/o KF	w/ KF	
1	A	35.9	993	993	918	993
	B	19.5	690	690	690	690
	C	34.4	379	82	379	379
	D	28.5	279	279	279	279
2	A	35.0	430	430	430	430
3	A	68.4	1365	278	278	1365
	B	43.6	965	965	965	965
	C	40.6	865	679	859	865
4	A	26.2	300	82	82	82
5	A	19.1	400	400	400	400
	B	50.6	800	487	477	410
	C	32.9	524	353	515	524
6	A	25.5	225	140	154	190
	B	31.9	530	457	457	219
7	A	14.2	2000	339	412	2000
8	A	36.9	500	225	354	493
	B	20.5	205	205	205	205
9	A	32.8	1600	467	1600	1600
Total			13050	7551	9454	12089

本手法の動き推定性能を評価するために、手動で作成した仮想化内視鏡カメラのパスを用いて仮想化内視鏡像を作成し、作成された仮想化内視鏡像の系列を実気管支鏡ビデオ画像として入力し、動き推定実験を行った。ここで、手動で作成した仮想化内視鏡のパスを正解とした時に、従来手法による推定結果と正解とのカメラ位置の差は平均で 0.54 mm (標準偏差 0.46) であり、本手法では平均 0.42 mm (標準偏差 0.28) であった。

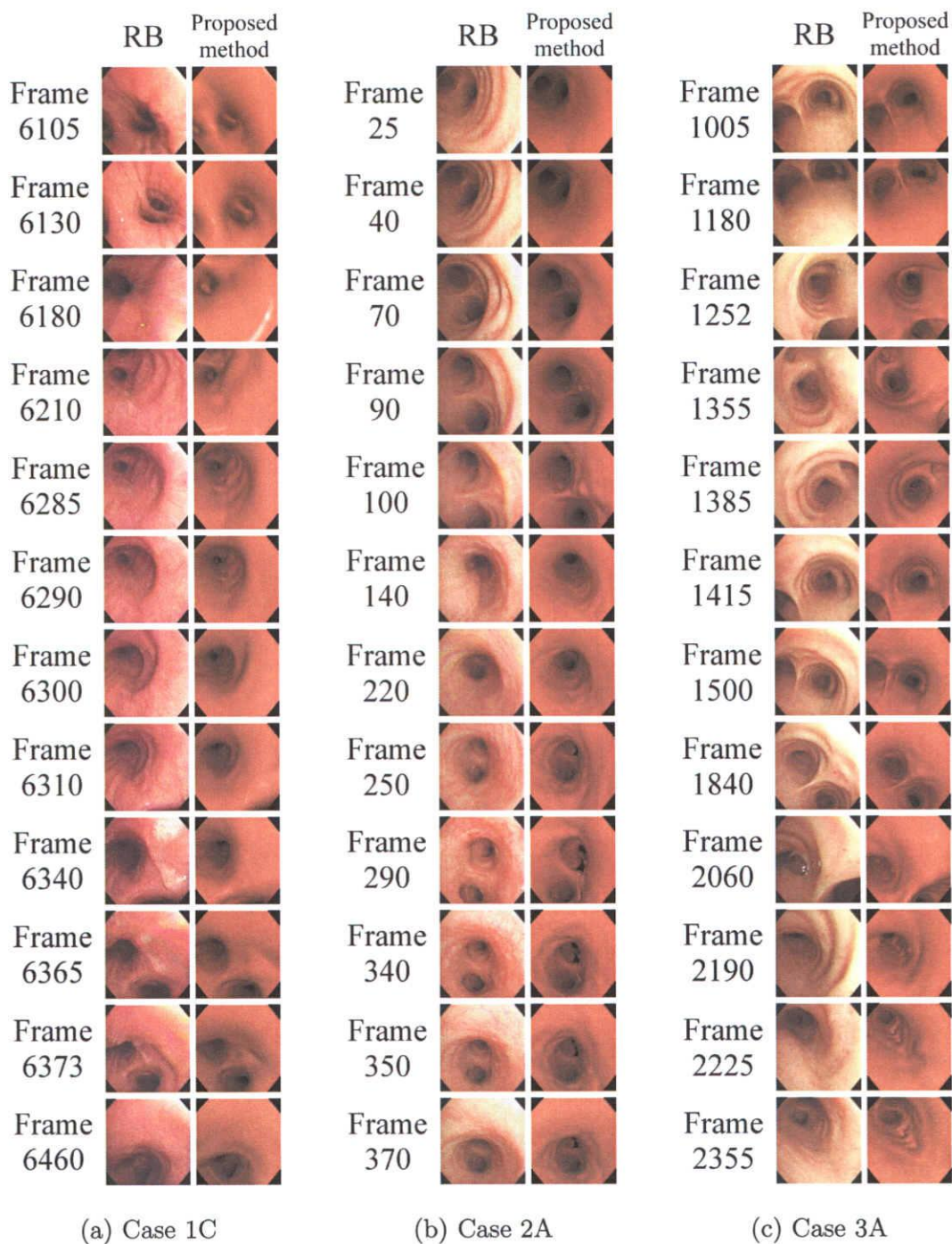


Fig. 5.3 Tracking results of the proposed method.

5.4 考察

表 5.2 より、カルマンフィルタを用いた本手法は従来手法よりも合計成功フレーム数が 4538 フレーム (約 150 秒) 増加し、推定性能が向上していることが確認できる。特に Case 3A のようにフレーム間でのカメラの移動量が非常に大きい場合に、大幅な推定性能の向上が見られた。従来手法では、カメラ動き推定処理の初期値として前フレームで推定された位置・姿勢を用いていたため、カメラパラメータ探索時において局所解に陥っていた。それに対し、本手法ではカルマンフィルタにより予測された位置を用い、イメージレジストレーションの初期カメラ位置を設定している。特に、フレーム間でのカメラの視線方向への移動量が大きい Case 1C では、前フレームのカメラ位置と比較して、カルマンフィルタにより予測されたカメラ位置がイメージレジストレーション後のカメラ位置に近いことが分かる (表 5.3, 5.4)。このように、フレーム間でのカメラの移動量が大きい経路では、動き予測を用いたイメージレジストレーションの初期カメラ位置設定が有効であることが分かる。また、本章で提案する動き予測処理を用いずに、式 (5.14), (5.15) で与えられるカメラ位置を初期値とした複数回イメージレジストレーションを行う手法についても実験を行った。表 5.2 の結果から、複数回イメージレジストレーションを行うことで推定性能が向上していることが分かる。これは、複数の初期カメラ位置からイメージレジストレーションを行うことで、不適切な局所解に陥らなかったためである。さらに、本手法ではカルマンフィルタにより予測された結果を基に初期カメラ位置を動的に変更するため、フレーム間でのカメラの移動量が大きい経路においても安定した動き推定が可能である。今後、初期カメラ位置の数や設定方法に関する検討を行うことで、さらなる推定性能の改善が可能であると考えられる。

しかし、Case 1A や Case 3B のように連続成功フレーム数が変化しなかった経路も多数存在する。これは、カルマンフィルタによる予測値を用いたとしても、イメージレジストレーションにおいて推定に失敗してしまったためである。特に、図 5.4(a) のような呼吸や心臓の拍動に伴う臓器変形や図 5.4(b)(c) に示すような気泡が現れる場合には、イメージレジストレーションが適切に行われず、そのため、従来手法と本手法のどちらもカメラ動き推定に失敗してしまう。イメージレジストレーションに影響を与える臓器変形や気泡が現れる実気管支鏡像を検出することにより、カメラ動き推定の失敗を回避できる

Table 5.3 The positional errors and their standard deviation values of Case 1C between the outputs of the Kalman filter $\hat{\mathbf{t}}_{k+1} = (\hat{x}_{k+1}, \hat{y}_{k+1}, \hat{z}_{k+1})$ and the results of image registration $\mathbf{t}_{k+1} = (x_{k+1}, y_{k+1}, z_{k+1})$.

	$ \hat{x}_{k+1} - x_{k+1} $	$ \hat{y}_{k+1} - y_{k+1} $	$ \hat{z}_{k+1} - z_{k+1} $	$ \hat{\mathbf{t}}_{k+1} - \mathbf{t}_{k+1} $
Average [mm]	0.27	0.21	0.51	0.65
Standard deviation	0.23	0.15	0.30	0.34

Table 5.4 The positional errors and their standard deviation values of Case 1C between the positions of previous frame $\mathbf{t}_k = (x_k, y_k, z_k)$ and the results of image registration $\mathbf{t}_{k+1} = (x_{k+1}, y_{k+1}, z_{k+1})$.

	$ x_k - x_{k+1} $	$ y_k - y_{k+1} $	$ z_k - z_{k+1} $	$ \mathbf{t}_k - \mathbf{t}_{k+1} $
Average [mm]	0.45	0.21	0.79	0.96
Standard deviation	0.32	0.14	0.53	0.57

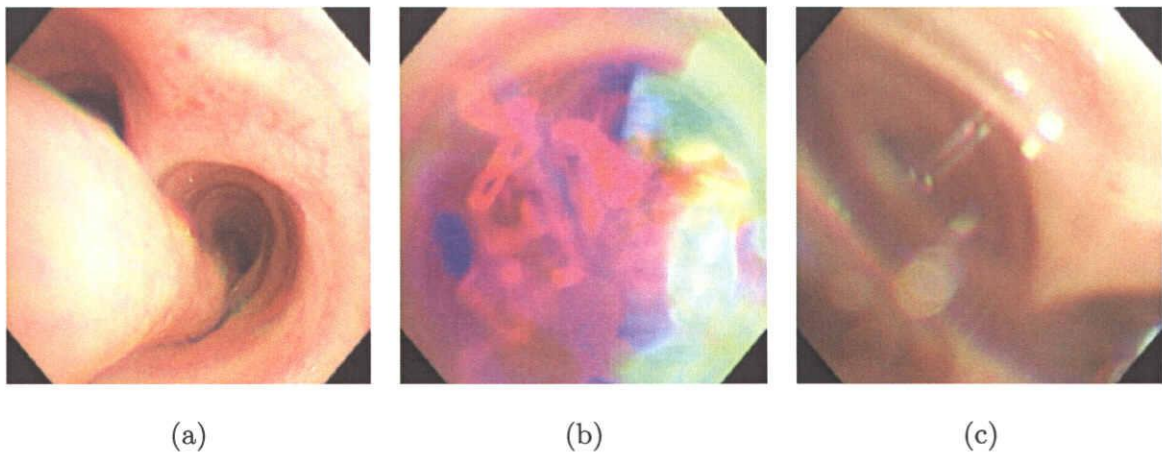


Fig. 5.4 Examples of organ deformation and bubble images.

と考えられる。特に実気管支鏡像中に図 5.4(b)(c) のような気泡が現れる場合、(i) 気管支鏡の構造上、通常状態では発生しない色（偽色）が存在、(ii) 画像が全体的に白くぼやけている、という特徴がある。これらの特徴を定量化することにより、イメージレジストレーションに影響を与える実気管支鏡像への対応が可能であると考えられる。

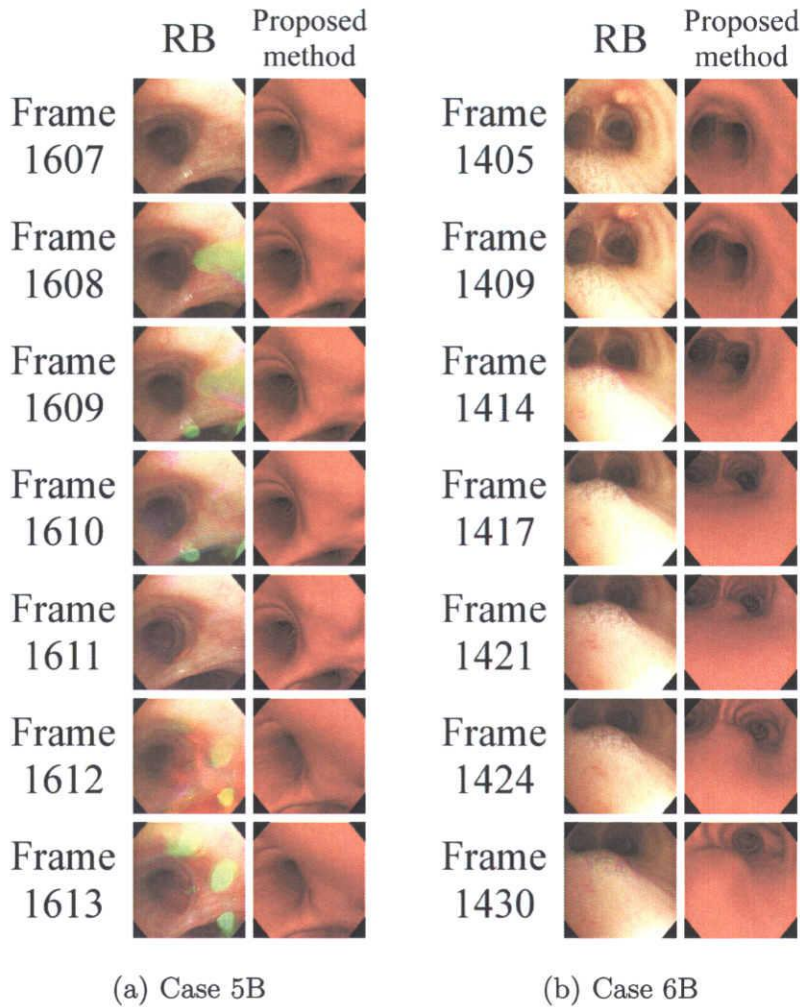


Fig. 5.5 Tracking results of the proposed method. The proposed method was failed by: (a) bubbles, and (b) darker area.

また、数フレームにわたって気泡が現れる Case 5B、画面全体が暗く気管支の特徴が観察できない Case 6B において推定精度の低下が見られた。カメラ動き推定に失敗する様子を図 5.5 に示す。本手法では、イメージレジストレーションの結果を最終的なカメラ位置・姿勢とし、イメージレジストレーションにより得られるカメラ位置・姿勢を次フレームのカメラ動き予測に利用している。気泡等の影響によりイメージレジストレーションが失敗した場合、イメージレジストレーションの失敗をカメラの動きと捉えてしまうため、カルマンフィルタの予測値が本来のカメラ動きとは異なってしまふ。そのため、実際はカメラが動いていない場合においてもカメラが動いていると予測され、イメージレジストレーションにおけるカメラパラメーターの初期値を適切に設定できなかつた。今後、気泡

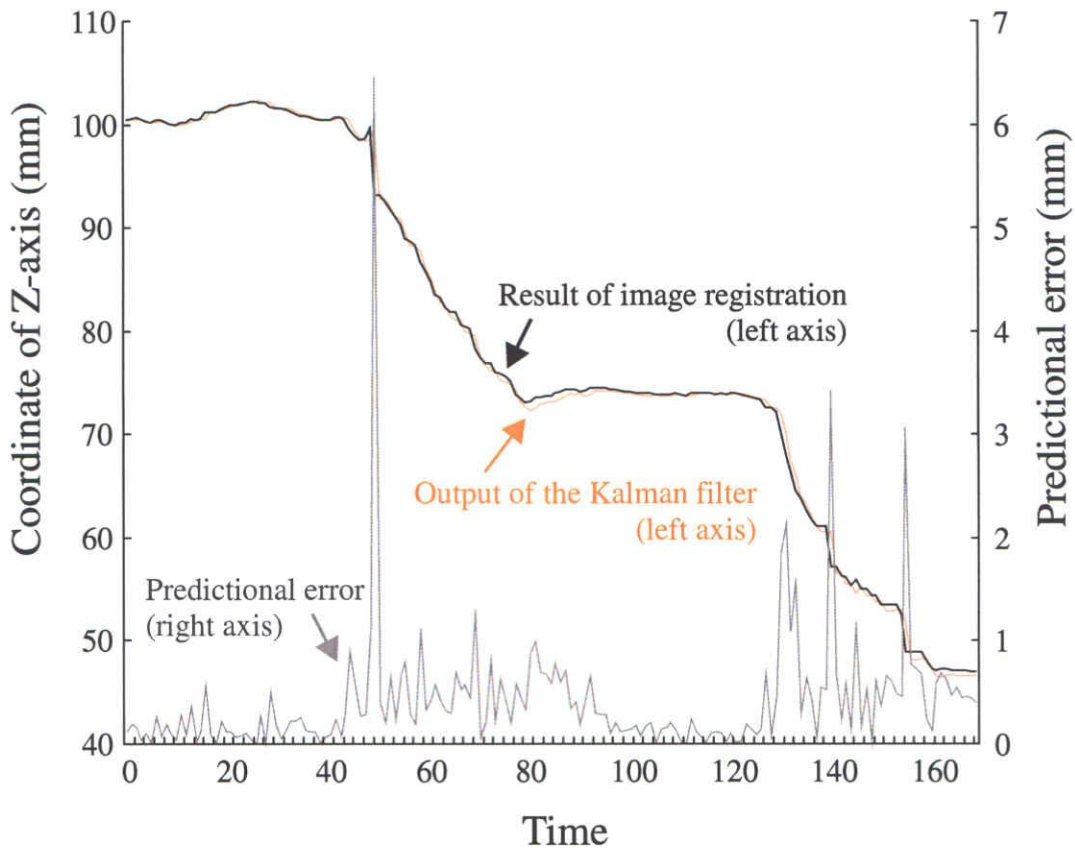


Fig. 5.6 The coordinates of Z-axis predicted by Kalman filter and the results of image registration.

検出処理を組み合わせ、気泡フレームにおいては動き予測を行わないなどの処理が必要である。

図 5.6 から、カメラの動きが急激に変化する部分ではカルマンフィルタの予測とイメージレジストレーション結果との差が大きいものの、全体的に良好な予測結果（予測値とレジストレーション結果の差の平均は約 0.4 mm）が得られていることが分かる。また、表 5.3 からカルマンフィルタの予測結果とイメージレジストレーション結果の差は各軸とも 0.6 mm 未満である。このことから、フレーム間のカメラ動きを等加速度運動で良好にモデル化できていることが分かる。しかし、本手法ではイメージレジストレーション結果には誤差が混入しないものとしてカルマンフィルタを構築している。そのため、イメージレジストレーション結果が実際のカメラ位置と異なる場合には、適切な動き予測ができない。今後、イメージレジストレーション結果と実際のカメラ位置の関係について詳細な解析が必要であろう。

本手法で提案した動き推定手法は、複数の初期値からイメージレジストレーションを行い、従来手法と比較して広い範囲のパラメータ空間で探索を行っている。そのため、従来手法よりも安定した動き推定が可能であるものの、従来手法と比べてより多くの計算時間を必要とした。しかし、各初期値におけるイメージレジストレーションに必要な時間は約1秒であり、各初期値に対するイメージレジストレーションは独立して実行できるため、複数台のPCで並列に計算を行うことで高速化が可能である。

5.5 まとめ

本章では、イメージレジストレーションとカルマンフィルタによる動き予測を組み合わせたカメラ動き推定手法について述べた。実気管支鏡の移動速度および加速度を用いてカメラの動きをモデル化し、カルマンフィルタにより気管支鏡のカメラ動きを予測した。さらに予測結果を用いてイメージレジストレーションの初期カメラ位置を複数設定し、複数回イメージレジストレーションを行うことにより安定したカメラ動き推定の実現を図った。本手法を実気管支鏡像および同一患者の3次元X線CT像9組に対して適用し、最大で2000フレームの動き推定に成功した。

第6章

むすび

6.1 総括

本論文では、手術シミュレーションと手術ナビゲーションのための画像処理に関する研究について述べた。X線写真に代表される医用画像が登場してから100年が経過した現在、医用画像は画像診断に利用されるだけでなく、手術支援にも広く利用されるようになった。特に手術への利用を考えた場合、(i)術前の手術計画への利用、(ii)術中の参照画像としての利用、の2つの点で医用画像が大きな役割を果たしている。現在では、単に医用画像を観察するだけでなく、VRやMRの技術を用いて医用画像を処理し、手術支援へ応用しようという試みがなされてきている。本研究では、これらの医用画像を用いた手術支援を「術前支援」と「術中支援」の2つの枠組みで捉え、術前支援のための手術シミュレーションと術中支援のための手術ナビゲーションを実現する画像処理技術に関して検討を行った。

第2章では、手術シミュレーションと手術ナビゲーションを実現するために欠かすことのできない臓器認識技術に関する一検討として、多時相CT像からのCT値分布推定を用いた肝臓領域抽出手法について述べた。ここでは、早期相像と晚期相像から作成した2次元ヒストグラムを各臓器のCT値分布の混合正規分布と仮定し、肝臓、脾臓、筋肉等に対応するCT値分布をEMアルゴリズムを用いて推定した。そして、推定された分布パラメーターを用いて肝臓領域抽出に利用するしきい値を自動的に決定した。従来、撮影のタイミングの違いや個人差によって造影剤の浸透具合が異なるため、各臓器のCT値が大きく変化し、安定して臓器領域を認識するためのしきい値決定が難しかった。それに対し、EMアルゴリズムを用いて各臓器のCT値分布を推定することにより、撮影のタイミング

の違いや個人差によって造影剤の浸透具合が異なる場合においても、安定して臓器領域を抽出することを可能にした。このしきい値決定方法を肝臓領域抽出に適用し、26例中24例で良好に肝臓領域が抽出可能であることを確認した。また、この手法は、肝臓、脾臓、筋肉等に対応するCT値分布を同時に推定しているため、肝臓以外の脾臓や筋肉の領域を抽出するしきい値の自動決定へも応用可能である。

第3章では、手術シミュレーションを用いた術前計画として、前立腺を対象とした針生検シミュレーションシステムについて述べた。現在、前立腺の確定診断に用いられる針生検では、直接目視にて病変部を観察しながらの生検が不可能であり、どの位置でどの方向に生検を行えば良いかが非常に分かりにくいという問題がある。しかしながら、臨床で用いられている生検手法の能力評価を行うためには、多くの臨床試験が必要であり、有効な生検手法の開発が非常に困難である。そこで、臨床で用いられている生検手法の能力を、計算機を用いたシミュレーションにより評価し、臨床試験を行う前に生検手法の能力評価が可能なシステムの開発を目的とした。ここでは、解剖学的知識と病変分布の統計的なデータをもとに仮想前立腺モデルを作成し、そのモデルに対する前立腺針生検シミュレーションシステムを開発した。そして、臨床で用いられている系統的分割生検と、それとは別の4種類の針生検手法に対し、ヒット確率、平均病変採取体積による定量評価を行った。ここで述べた前立腺針生検シミュレーションシステムを用いることで、実際の臨床では不可能な大規模な実験を行うことが可能となり、生検針の本数や穿刺角度といったパラメーターを組織的に調査できることを確認した。また、実際の前立腺における病変分布の統計的なデータをもとに、前立腺肥大症とそうでない2つのモデルを作成することで、より実際の前立腺に近いデータに対するシミュレーションを行うことを可能とした。実験の結果として、ヒット確率を最大にする穿刺角度と病変の採取量を最大にする穿刺角度は必ずしも一致せず、少ない針の本数で高いヒット確率を得る生検手法の存在を確認した。

第4章では、気管支鏡ナビゲーションシステム実現のために、実気管支鏡と仮想化内視鏡のカメラ位置を合わせる手法について述べた。一般的に画像間のレジストレーションに用いられる、平均2乗誤差、相互情報量、相関係数などの画像全体を一様に用いる画像間類似度では、カメラが移動したとしても類似度に大きな変化が現れない場合、もしくは、カメラは移動していないが照明の変化や気泡の出現に伴って類似度が変化するような場合に、観察位置・姿勢推定を適切に行うことができない。そこで、実気管支鏡像内の特徴的な領域を考慮した画像間類似度計算法を提案し、連続した気管支鏡像を対象とした実気管

支鏡カメラの動き推定法を提案した。ここでは、実気管支鏡像を小領域に分割し、その小領域群から実気管支鏡像の特徴的な領域(ひだや気管支分岐部等)を選択し、これらの領域のみで類似度計算を行った。これにより、画像内の気泡や壁面の模様等の類似度計算に不適切な領域を類似度計算の候補から除き、実気管支鏡像内の特徴的な領域を適切に選択することによって、最大で1600フレーム(約53秒)の動き推定結果を得た。また、動き推定に用いる仮想化内視鏡像の生成を特徴的な領域のみに限定することで、従来手法と比較して約2倍の高速化に成功した。

第5章では、第4章に引き続き、実気管支鏡と仮想化内視鏡のカメラ位置合わせ手法について述べた。第4章で述べた手法では、気管支鏡カメラの動きが大きい経路において動き推定に失敗するという問題があり、カメラの移動量が大きい経路への対策が必要であった。そこで、第4章で述べたイメージレジストレーションにカルマンフィルタによる動き予測を組み合わせることで、気管支鏡カメラの動き推定性能の改善を行った。ここでは、実気管支鏡の移動速度および加速度を用いてカメラの動きをモデル化し、カルマンフィルタにより気管支鏡のカメラ動きを予測した。さらに予測値を用いてイメージレジストレーションの初期カメラ位置を複数設定し、複数回イメージレジストレーションを行うことにより安定したカメラ動き推定の実現を図った。動き予測と複数回のイメージレジストレーションにより、第4章で述べた手法で問題であった動きの大きい経路での推定性能が改善し、さらに最大で2000フレーム(約67秒)の動き推定に成功した。

6.2 今後の課題と展望

第2章では、手術シミュレーションにおける対象臓器の抽出、手術ナビゲーションにおけるナビゲーション情報の生成、という点でどちらにも共通であり、かつ必要不可欠な臓器認識技術に関する検討を行った。ここで述べた肝臓以外にも、人体内にはまだまだ多くの臓器が存在し、手術の目的に応じて複数の臓器を一度に抽出することも必要となる。複数の臓器を一度に認識することを考えた場合、臓器の位置関係などの解剖学的知識の導入は必要不可欠であり、さらには、各患者の個人差を考慮した手法の開発が必要であろう。また、抽出した臓器への名称付け(気管支の各枝への名前付けなど)は、ナビゲーション情報生成という点で非常に重要である。そして、全ての臓器を抽出し、各臓器への名称付

けが完了することで、各患者の電子アトラス*が完成する。これにより、患者の体のすみずみまでナビゲーションが可能となり、体全体を対象とした手術シミュレーションが実現される。さらには、X線CTなどのイメージング装置の発達により、細胞単位の認識まで可能となり、ミクロの決死圏で描かれた患者の体内が画像情報のみから再現されるであろう。

第3章では、がんの確定診断時に用いられる針生検を対象とした手術シミュレーションシステムについて述べ、臨床で用いられている前立腺針生検手法の能力評価を行った。ここでの最大の課題は、少ない本数で最大の効果が得られる最適な針生検手法を探索し、臨床で実際に行われている針生検手法へ応用することである。実際の患者に対して各針生検手法の臨床実験を行うことが不可能であるため、(i) 数多くのモデルに対して実験が可能、(ii) 実人体に対して適用できない実験が可能、といった計算機シミュレーションの特徴が非常に有効である。計算機シミュレーションで最適な生検手法を求めるためには、病変の発生に関する正確なモデルの構築が重要となる。今回は、統計的なデータを基に病変発生モデルを作成し、通常モデルと肥大症モデルの2つに対して針生検シミュレーションを行った。しかしながら、前立腺の形状は各患者で異なるため、前立腺の形状を考慮した病変発生モデルの構築が必要であろう。これを実現するためには、第2章で述べた臓器領域認識技術が必要不可欠であり、CTやMRIからの前立腺領域抽出に関する検討を行う必要がある。また、ここで提案した針生検シミュレーションシステムでは、生検結果を3次元表示により確認することができるため、針生検前の術前計画への応用や、患者へのインフォームドコンセントにも非常に有効であろう。ここでは前立腺の病変発生確率モデルを考えましたが、体全体の病変発生モデルへの応用も考えられる。さらには、計算機の性能向上にともなって、病変の発生過程そのものをシミュレーションすることも可能となるであろう。

第4章、第5章では、気管支鏡ナビゲーションシステム実現のための実気管支鏡と仮想化内視鏡のカメラ位置を合わせる手法について述べ、外部の位置センサを用いることなく気管支鏡の観察位置推定が可能であることを示した。ここで提案した手法は、患者の体動、呼吸動、心拍動に伴う気管支鏡カメラの位置の変化に対して非常に有効である反面、

* 1774年に杉田玄白が作成した西洋解剖学書の訳本である解体新書の電子版である。これは、平成15年度文部科学省科学研究費特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」の主要な研究課題であり、解体新書と呼ばれる。

泡や薬剤等の影響で気管支鏡像中に気管支分岐などの特徴が観察できない場合には動き推定が適切に行われず。また、一度動き推定に失敗すると、動き推定の継続が困難であるといった問題がある。逆に、気管支鏡に挿入可能で非常に小型の磁気式位置センサでは、泡や薬剤等の影響は無く、連続した動き推定が可能であるが、患者の体動、呼吸動、心拍動、さらには周囲の金属の存在が動き推定精度に大きく影響を与える。しかしながら、それぞれの長所と短所は相互に補完することが可能であるため、第4章、第5章を通して提案した動き推定手法と磁気式位置センサを組み合わせた手法の開発が非常に有効であろう。特に、安定した気管支鏡のナビゲーションを実現するためにも、磁気式位置センサの導入は必要不可欠である。また、イメージレジストレーションによる動き推定は非常に計算コストが高いため、イメージレジストレーションと位置センサを効果的に組み合わせる手法に関する検討が必要である。ここでの最終的な目標は気管支鏡ナビゲーションシステムの実現であり、実気管支鏡と仮想化内視鏡の情報をいかに融合するかが重要な検討課題である。例えば、実気管支鏡像に気管支の枝名をオーバーレイ表示したり、カーナビゲーションシステムのように生検部位までの道のりを画面上に表示したり音声案内したりする機能、さらには気管支壁面下の血管情報などの提示に関する検討が非常に重要である。このような機能を実現するためには、複合現実感の技術を応用した情報提示手法に関する検討が必要であろう。また、ここでは気管支鏡を対象としたナビゲーションシステムについて述べたが、腹腔鏡や大腸鏡などの他の内視鏡ナビゲーションシステムへの応用も重要な課題である。

最後に、手術器具の高度化および複雑化にともなって、手術に対する医師の高い技術が求められる現在、「術前支援」と「術中支援」の2つは、安全な手術の実現、手術時間の短縮化、を実現する上で欠かすことのできない技術である。いくら綿密な術前計画を立てたとしても、計画通りに手術が進まなければ意味が無いことから、術前と術中の2つの支援が重要であることが分かる。その点で、本研究で扱った手術シミュレーションと手術ナビゲーションによる手術支援は、今後の手術の発展に大きな影響を与えることは間違いない。また、運転初心者や地理に不案内なドライバーでも、カーナビゲーションシステムを利用することで簡単かつ安全に目的地に到着することができるようになったのと同様、手術経験の少ない医師がベテラン医師と同じ様な手術ができる環境を実現する際にも重要な役割を担うであろう。本研究で扱ったのは、手術支援を目的とした手術シミュレーションと手術ナビゲーションの研究分野の一部である。今後、更に研究を重ねて、手術シミュ

レーションと手術ナビゲーションを組み合わせた手術支援システムの実現が望まれる。そして、手塚治の漫画にあるブラックジャックがどのような難病も治してしまうように、全ての医師がブラックジャックのような手術ができる環境の実現を目指したい。

謝辞

本論文で述べた研究は、筆者が名古屋大学工学部、名古屋大学大学院工学研究科博士前期課程、ならびに名古屋大学大学院情報科学研究科博士後期課程在籍中に行ったものである。画像処理という分野に携わり、右も左も分からないところからここまで来れたのは、多くの先生方のご指導と、研究室の先輩、同輩、および後輩の数多くのご助言、ならびに筆者と共に実験を進められた方々によるところが大きい。この場を借りて、これらの方々へのお礼の言葉を述べたい。

まず最初に、筆者の恩師である中京大学鳥脇純一郎教授に深く感謝いたします。鳥脇先生には、画像処理という分野に携わるきっかけを与えて頂き、画像処理のおもしろさや研究を進める上での方向性を示して頂きました。また、指導に当たっては、時に厳しく、時にやさしく接して頂きました。筆者がここまで来れたのも、鳥脇先生あってのことと深く感謝します。

次に、鳥脇先生が退官された後、博士後期過程の3年間にわたりご指導とご鞭撻を頂いた、本学末永康仁教授に心から感謝いたします。末永先生には、人生の先輩として、研究面と生活面において特にご指導を頂き、研究における本質、研究と健康の両立の大切さ、について多くを学ばせて頂きました。また、なかなか研究の進まない筆者を暖かく見守って頂きました。ここに深く感謝いたします。

本論文に目を通され、ご指導とご鞭撻を頂いた、本学大西昇教授、本学村瀬洋教授、本学間瀬健二教授、本学三輪和久教授に感謝します。特に、大西先生、村瀬先生には、研究面、生活面において多くのご指導を頂きました。重ねてお礼申し上げます。

本研究に関して多くのご指導とご助言を頂いた、中京大学長谷川純一教授に感謝いたします。長谷川先生とは「告白の窓」を通して、研究室では言い難い事をたくさん聞いて頂きました。また、人生の先輩として、研究の楽しさとすばらしさを学ばせて頂きました。心から感謝いたします。

本研究に関して限りないご助言とご指導頂いた、中京大学目加田慶人教授に感謝いたします。目加田先生は、兄貴的な存在として、時に厳しく指導して頂きました。研究会などの学会発表においては、未熟な筆者の発表を暖かく見守って頂きました。心からお礼申し上げます。

本研究を始めるきっかけを与えて頂いた、本学森健策助教授に感謝いたします。森先生には、筆者の拙文に常に丁寧に筆を加えて頂きました。また、5度にわたる海外発表の機会を与えて頂くとともに、懇切丁寧に発表資料をチェックして頂きました。2002年のサンディエゴで、森先生と発表資料を直した思い出は今でも心に残っています。重ねてお礼申し上げます。

本研究を進めるにあたり、貴重な実験試料を提供して頂くとともに、医学的な立場から多くのご指導を頂いた、久留米大学野口正典博士、札幌医科大学名取博博士、札幌厚生病院森雅樹博士、南三条病院高畠博嗣博士に深く感謝いたします。

本論文の第4章と第5章に関して多くの議論を頂いた、Stanford UniversityのCalvin R. Maurer Jr. 氏に感謝します。

学会等で多数のご助言を頂いた、東京農工大学清水昭伸助教授に感謝いたします。清水先生には、DICOMビューアを作成する機会を与えて頂き、開発においては多くのご助言を頂きました。重ねてお礼申し上げます。

日頃から先輩としてご指導頂き、また研究室における計算機環境を整備して頂いた、本学平野靖助教授、本学北坂孝幸助手に感謝いたします。平野靖助教授と北坂孝幸助手は研究室のすばらしい先輩であり、後輩である筆者を暖かく見守って頂きました。本当にありがとうございました。

本論文の第2章の研究を共に行った、林雄一郎氏に感謝いたします。林雄一郎氏は、人生の先輩として、時に友人として、公私共に面倒を見て頂きました。特に、研究面においては多くの議論を頂き、本論文の第2章の成果が「コンピューター支援画像診断学会・肝臓抽出コンテスト優勝」という実を結びました。優勝という機会に恵まれたのは、一重に林先輩との議論があったからこそです。本当にありがとうございました。

21世紀COEプログラム「社会情報基盤ための音声・映像の知的統合」の若手プロジェクトにおいて、共にMIST (Media Integration Standard Toolkit) の開発を行った、本学村瀬研究室の高橋友和氏、本学大西研究室の伊藤雅紀氏、西堀研人氏に感謝します。このプロジェクトを通して、多くの人と共に研究開発を進める楽しさと、その難しさを学び

ました。MIST のプロジェクトにかかわった多くの方に感謝します。

本研究を行う過程において、多大な協力と有意義な議論を頂きました本学鳥脇研究室、本学末永研究室、本学村瀬研究室、ならびに中京大学長谷川研究室の皆様には感謝いたします。特に、実験の多くを手伝ってくれた、山口晃弘氏、小玉晋也氏、圓城寺努氏、秋山健太氏、篠原里代子氏、石谷和愛氏にはこの場を借りて深くお礼申し上げます。

未熟な筆者を励ましてくれた、多くの友人や先輩、そして後輩に感謝します。特に、筆者が鳥脇研究室と一緒に学んだ、小川浩史氏、仁井本将司氏、早瀬陽介氏、横山耕一郎氏、末永研究室と一緒に学んだ、古川大介氏、松原敦氏、二村幸孝氏、豊住健一氏、長尾慈郎氏、TrungDung TRUONG 氏、中村 嘉彦氏、に感謝します。

最後に、27 年間もの長い間、筆者を見守り続けてくれた家族に深く感謝します。特に、父が他界した後、母一人で兄弟 3 人の面倒を見て頂きました。筆者の 9 年間の大学生活を暖かく見守ってくれた、故父と母に感謝します。

参考文献

- [1] E. H. Ackerknecht[著], 井上 清恒 [訳], 田中 満智子 [訳], “世界医療史 – 魔法医学から科学的医学へ,” 内田老鶴圃, 東京, pp. 12–14, 1983.
- [2] C. Singer[著], E. A. Underwood[著], 酒井 シズ [訳], 深瀬 泰旦 [訳], “医学の歴史 1 – 古代から産業革命まで,” 朝倉書店, 東京, pp. 1–2, 1996.
- [3] 酒井 シズ, “医学史への誘い – 医療の原点から現代まで,” 診療新社, 東京, pp. 11–12, 2000.
- [4] D. Jetter[著], 山本 俊一 [訳], “西洋医学史ハンドブック,” 朝倉書店, 東京, pp. 67–69, 1996.
- [5] C. Singer[著], E. A. Underwood[著], 酒井 シズ [訳], 深瀬 泰旦 [訳], “医学の歴史 2 – メディカルサイエンスの時代 ①,” 朝倉書店, 東京, pp. 343–364, 1986.
- [6] 山中 學, “臨床検査と ME,” コロナ社, 東京, 第 2 章, 1986.
- [7] 高島 史路, “ME 計測機器,” コロナ社, 東京, 第 4 章, 1986.
- [8] 近藤 宏二, “わかりやすい 東洋医学と西洋医学の歴史 – 近藤宏二のラジオクリニック百話,” 健友館, 東京, pp. 135–140, 1980.
- [9] 飯沼 武, 舘野 之男, “X 線イメージング,” コロナ社, 東京, 第 1 章, 2001.
- [10] 山本 幹男, “レントゲン発見 100 周年と 21 世紀へ向けてのパラダイム・シフト,” *Medical Imaging Technology*, Vol. 13, No. 1, pp. 1–2, 1995.
- [11] 梅垣 洋一郎, “X 線発見以後 100 年の技術発展の歴史年表,” *Medical Imaging Technology*, Vol. 13, No. 1, pp. 3–13, 1995.
- [12] 舘野 之男, “X 線の発見と初期における医学応用の展開,” *Medical Imaging Tech-*

- nology, Vol. 13, No. 1, pp. 14–22, 1995.
- [13] 館野 之男, “X 線の医学利用 100 年と今後,” *Medical Imaging Technology*, Vol. 13, No. 4, pp. 337–342, 1995.
- [14] 森田 皓三, “画像診断の進歩と放射線治療,” *Medical Imaging Technology*, Vol. 13, No. 4, pp. 345–347, 1995.
- [15] 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, 東京, 第 1 章, 1994.
- [16] 館野 之男, “放射線医学史,” 岩波書店, 東京, pp. 3–8, 1973.
- [17] 館野 之男, 飯沼 武, “画像診断 –基礎と臨床,” コロナ社, 東京, 第 3 章, 1987.
- [18] 板井 悠二, 片田 和廣, 小林 尚志 編, “三次元画像 –原理と臨床応用–,” 金原出版, 東京, pp. 1159–1449, 1996.
- [19] 的崎 健, 周藤 安造, “医用画像処理,” コロナ社, 東京, 第 3 章, 1986.
- [20] “医用画像処理技術論文特集,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J76-D-II, No. 2, pp. 175–411, 1993.
- [21] “次世代医用画像技術論文特集,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 1–429, 2000.
- [22] “医用画像技術の最先端論文特集,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J87-D-II, No. 1, pp. 1–367, 2004.
- [23] “特集/CAD システム構成のための基礎技術” *Medical Imaging Technology*, Vol.20, No. 1, pp. 1–45, 2002.
- [24] “特集/CAD 最前線” *Medical Imaging Technology*, Vol. 21, No.1, pp. 1–40, 2003.
- [25] “特集/手術・治療のための術中画像の取得と利用” *Medical Imaging Technology*, Vol. 21, No. 3, pp. 181–219, 2003.
- [26] “特集/手術支援画像技術の新展開 I” *Medical Imaging Technology*, Vol. 22, No. 2, pp. 61–84, 2004.
- [27] “特集/手術支援画像技術の新展開 II” *Medical Imaging Technology*, Vol. 22, No.

- 3, pp. 113–142, 2004.
- [28] 高橋隆, 室井克信 編, “人工現実感手術室,” 情報処理, Vol. 43, No. 5, pp. 495–524, 2002.
- [29] “特集 1 : CAD 元年 (1998 in USA) -コンピュータ支援診断システム, 21 世紀への始動,” INNERVISION, Vol. 14, No. 10, pp. 1–82, 1997.
- [30] “特集 : CAD 最前線 (CAD2004) No.1 コンピュータ支援診断の研究開発はどこまで進んだか,” INNERVISION, Vol. 19, No. 10, pp. 1–63, 2004.
- [31] 鳥脇純一郎, “画像パターン認識と画像生成による診断・治療支援,” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 1, No. 2, pp. 1–16, 1997.
- [32] J.Toriwaki and K.Mori, “Recent Progress in Medical Image Processing - Virtualized Human Body and Computer-Aided Surgery,” IEICE TRANS. INF. & SYST., Vol. E82-D, No. 3, pp. 611–628, 1999.
- [33] 鳥脇純一郎, “X 線像のコンピュータ支援診断 -研究動向と課題,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 3–26, 2000.
- [34] 土肥健純, “コンピュータ外科と医用画像,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 27–33, 2000.
- [35] 鳥脇純一郎, “三次元画像処理の医用応用への動向,” 電子情報通信学会誌, Vol. 84, No. 5, pp. 287–293, 2001.
- [36] 鳥脇純一郎, “X 線像の計算機支援診断の 40 年,” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 5, No. 6, pp. 28–38, 2001.
- [37] 村木茂, 喜多泰代, “3 次元画像解析とグラフィックス技術の医用応用に関するサーベイ,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J87-D-II, No. 10, pp. 1887–1920, 2004.
- [38] Y. S. Kwok, J. Hou, E. A. Jonckheere, S. Hayati, “A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery,” IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 35, 2, pp. 153–160, 1988.
- [39] 安田孝美, 萬淳一, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 片田和広, “3 次元グラフィックスを用いた頭部 CT 像 3 次元表示の手術計画への応用,” 医用電子と生体工学, 24, 1,

- pp. 22–27, 1986.
- [40] 金秀一, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 片田和広, “CT 三次元画像を用いた脳外科手術における皮膚切開シミュレーション,” 医用電子と生体工学, 26, 6, pp. 231–234, 1988.
- [41] 安田孝美, 橋本, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, “CT 画像を用いた形成外科手術計画支援システム,” 電子通信学会論文誌 D, J70-D, 11, pp. 2134–2140, 1987.
- [42] 安田孝美, “コンピュータ・シミュレーションによる形成手術のプランニング,” 医療情報学, 9, 3, pp. 295–306, 1989.
- [43] 曾山豊, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 泉田良一, 藤岡睦久, “3次元画像を利用した股関節手術計画支援システム,” 医用電子と生体工学, 27, 2, pp. 70–78, 1989.
- [44] Y. Kosugi, E. Watanabe, J. Goto, T. Watanabe, S. Yoshimoto, K. Takakura, J. Ikebe, “An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images,” IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 35, 2, pp. 147–152, 1988.
- [45] 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, “3次元任意形状の骨切断・移動操作が可能な頭蓋形成手術計画支援システム NUCSS-V2,” 情報処理学会論文誌, 31, 6, pp. 870–878, 1990.
- [46] 加藤憲, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, “頭蓋形成手術計画支援システムにおけるヒューマン・インターフェイス機能の改善,” 電子情報通信学会論文誌 D-II, J73-D-II, 11, pp. 1897–1905, 1990.
- [47] T. Yasuda, Y. Hashimoto, S. Yokoi, and J. Toriwaki, “Computer system for craniofacial surgical planning based on CT images,” IEEE Trans. on Medical Imaging, 9, 3, pp. 270–280, 1990.
- [48] 鳥脇純一郎, “手術計画支援システムの機能とソフトウェア,” Medical Imaging Technology, 12, 5, pp. 585–592, 1994.
- [49] 鳥脇純一郎, “画像処理による X 線診断および手術計画の支援,” 日本放射線技術学会雑誌, 51, 11, pp. 1647–1654, 1995.
- [50] Russell H. Taylor, Stephane Lavallee, Grigore C. Burdea, Ralph Mõeses, eds.,

- “COMPUTER-INTEGRATED SURGERY,” MIT Press, London, 1996.
- [51] 藤井哲也, 華原革夫, 江浩, 飯作俊一, 鳥脇純一郎, 周郷延雄, 御任明利, 柴田家門, “脳外科手術支援ナビゲーションシステムのための軟部組織の表示機能について,” 日本コンピュータ支援外科学会会誌, 6, 3, pp. 13–17, 1998.
- [52] D. J. Vining, R. Y. Shitrit, E. F. Haponik, K. Liu, and R. H. Choplin, “Virtual Bronchoscopy,” *Radiology*, 193 (P), Supplement to *Radiology* (RSNA Scientific Program), p. 261, 1994.
- [53] B. Geiger and R. Kikinis, “Simulation of Endoscopy,” *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, LNCS 905, Springer, pp. 277–281, 1995.
- [54] G. Rubin, C. Beaulieu, V. Argiro, H. Ringl, A. Norbash, J. Feller, M. Dake, R. Jeffrey, and S. Napel, “Perspective volume rendering of CT and MR images: Applications for endoscopic imaging,” *Radiology*, Vol. 199, pp. 321–330, 1996.
- [55] 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 Trans. Inf. & Syst.*, Vol. E79–D, No. 6, pp. 809–819, 1996.
- [56] L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He, “Virtual voyage: interactive navigation in the human colon,” *Computer Graphics*, pp. 27–34, 1997.
- [57] p. Rogalla, J. Terwisscha van Scheltinga, and B. Hamm, eds., “Virtual endoscopy and related 3D techniques,” Springer, Berlin, 2001.
- [58] D. Caramella, and C. Bartolozzi, eds., “3D Image Processing –Techniques and Clinical Application–,” Springer, Berlin, 2002.
- [59] 鳥脇純一郎, “バーチャルリアリティ技術による診断・治療支援,” 日本コンピュータ外科学会誌, 1, 1, pp. 5–18, 1999.
- [60] 鳥脇純一郎, “仮想化された人体のナビゲーションに基づく診断・治療支援,” 手術, 54, 4, pp. 483–491, 2000.
- [61] 鳥脇純一郎, “Virtual Endoscopy と外科応用,” 手術, 54, 12, pp. 1817–1823, 2000.
- [62] 田村秀行, “複合現実型情報提示技術が拓く新しい視界 – 医学分野での実用可能性

- を探る,” 信学技報, MI2003-83, pp. 47–52, 2004.
- [63] 安田 信治, “本田宗一郎 – F1 を制するホンダイズムの源流,” ぱる出版, 東京, pp. 224–227, 1989.
- [64] 城島 明彦, “F1 の経済学,” 日本評論社, 東京, 第 4 章, 1994.
- [65] 檜垣 武, “F1 の科学,” 講談社, 東京, 第 5 章, 1993.
- [66] 檜垣 武, “F1 ・最新マシンの科学,” 講談社, 東京, 第 7 章, 2001.
- [67] 水田 忍, 杜 楽宇, 松田 哲也, 嶺倉 豊, 角所 考, 美濃 導彦, 塩田 浩平, “ヒト胎児時空間 4 次元モデルの構築と胎児標本 3 次元画像との並列表示,” 信学技報, MI2005-17, pp. 19–24, 2005.
- [68] K. Mori, H. Oka, T. Kitaska, and Y. Suenaga, “A method for generating unfolded views of the stomach based on volumetric image deformation,” *Proceedings of SPIE*, Vol. 5746, pp. 340–351, 2005.
- [69] N. Suzuki, A. Hattori, A. Takatsu, T. Kumano, A. Ikemoto, Y. Adachi, A. Uchiyama, “Virtual Surgery System Using Deformable Organ Models and Force Feedback System width Three Fingers,” *Proceedings of MICCAI’98, LNCS 1496*, pp. 397–403, 1998.
- [70] 北坂 孝幸, 森 健策, 長谷川 純一, 鳥脇 純一郎, 片田 和廣, “芯線モデルを利用した非造影 3 次元胸部 X 線 CT 像からの縦隔内血管領域抽出,” *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, Vol. 20, No. 5, pp. 572–583, 2002.
- [71] 林 雄一郎, 出口 大輔, 森 健策, 目加田 慶人, 末永 康仁, 鳥脇 純一郎, “造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域自動抽出手法の開発,” *コンピュータ支援画像診断論文誌*, Vol. 8, No. 1-3, pp. 18–30, 2004.
- [72] 北坂 孝幸, 小川 浩史, 横山 耕一郎, 森 健策, 目加田 慶人, 長谷川 純一, 末永 康仁, 鳥脇 純一郎, “解剖学的知識に基づく非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの複数臓器領域の抽出,” *コンピュータ支援画像診断学会*, Vol. 9, No. 1, pp. 1–14, 2005.
- [73] がんの統計編集委員会, “がんの統計”, がん研究振興財団, pp. 12–28, 2005.
- [74] 大腸癌研究会, “大腸癌取扱い規約”, 第 6 版, 金原出版, 東京, 1998.

- [75] 日本肺癌学会, “肺癌取扱い規約”, 第 5 版, 金原出版, 1999.
- [76] 日本泌尿器科, 日本病理学会, “前立腺癌取扱い規約”, 第 3 版, 金原出版, 2001.
- [77] 日本膵臓学会, “膵癌取扱い規約”, 第 4 版, 金原出版, 1993.
- [78] 日本胃癌学会, “胃癌取扱い規約”, 第 13 版, 金原出版, 1999.
- [79] 野口正典, 野田進士, “超音波断層法と針生検”, カレントセラピー, Vol. 15, No. 9, pp36–41, 1997.
- [80] S. Ikeda, “Never Give Up,” (published privately), Tokyo, 1995.
- [81] I. Bricault G. Ferretti, and P. Cinquin, “Registration of Real and CT-Derived Virtual Bronchoscopic Images to Assist Transbronchial Biopsy,” IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 17, No. 5, pp. 703–714, 1998.
- [82] K. Mori, Y. Suenaga, J. Toriwaki, J. Hasegawa, K. Katada, H. Takabatake, and H. Natori, “A method for tracking camera motion of real endoscope by using virtual endoscopy system,” Proceedings of SPIE, Vol. 3978, pp. 122–133, 2000.
- [83] J. p. Helferty, and W. E. Higgins, “Technique for Registering 3D Virtual CT Images to Endoscopic Video,” Proceedings of ICIP (International Conference on Image Processing), pp. 893–896, 2001.
- [84] 縄野 繁, “読影フィルムが津波のように押し寄せてくる,” CADM News Letter, No. 28, pp. 12–13, 2000.
- [85] 長谷川 純一, “腹部臓器個別認識と診断支援への挑戦 – 縄野提案に思う,” CADM News Letter, No. 29, pp. 20–21, 2000.
- [86] 縄野 繁, 清水 昭伸, “3 次元腹部 CT 像の画像処理コンテスト,” CADM News Letter, No. 31, pp. 8–10, 2001.
- [87] 縄野 繁, “肝臓抽出コンテストの講評と今後について,” CADM News Letter, No. 38, pp. 6–7, 2003.
- [88] 清水 昭伸, “第二回肝臓領域抽出コンテスト & 肝細胞がん検出プレコンテスト速報,” CADM News Letter, Vol. 40, pp. 6–8, 2004.

- [89] 清水 昭伸, “肝がん診断支援システムのコンテスト (@第 14 回 CADM 大会) 速報,” CADM News Letter, No. 43, pp. 4–6, 2005.
- [90] 横山 耕一郎, 北坂 孝幸, 森 健策, 目加田 慶人, 長谷川 純一, 鳥脇 純一郎, “CT 値の分布特徴を利用した 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域抽出,” コンピュータ支援画像診断論文誌, Vol. 7, No. 4-3, pp. 48–58, 2003.
- [91] 渡辺 恵人, 瀧 剛志, 長谷川 純一, 目加田 慶人, “領域拡張法を用いた多時相腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域自動抽出手順,” コンピュータ支援画像診断論文誌, Vol. 7, No. 4-3, pp. 59–66, 2003.
- [92] 増谷 佳孝, 木村 文彦, 佐久間 一郎, “境界形状の特徴抽出および動径基底関数による形状再構成に基づく X 線 CT 像における肝臓領域の自動抽出と形状モデリング,” コンピュータ支援画像診断論文誌, Vol. 8, No.1-3, pp. 10–17, 2004.
- [93] 古川 寛, 上田 克彦, 橋 理恵, 木戸 尚治, “Watershed 法を用いた腹部 CT 画像からの肝臓領域の抽出,” 第 14 回コンピュータ支援画像診断学会大会・第 13 回コンピュータ支援外科学会合同講演論文集, pp. 295–296, 2004.
- [94] 榎本 潤, 堀 雅敏, 佐藤 嘉伸, 村上卓道, 上甲 剛, 中村 仁信, 田村 進一, “マルチスライス CT 画像からの肝臓領域自動抽出,” 電子通信情報学会論文誌 D-II, Vol. J84-D-II, No. 9, pp. 2150–2161, 2001.
- [95] 榎本潤, 佐藤嘉伸, 堀雅敏, 村上卓道, 上甲剛, 中村仁信, 田村進一, “非剛体レジストレーションを適用した多時相腹部 CT 画像からの肝臓領域自動抽出法,” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 7, No. 4-1, pp. 1–10, 2003.
- [96] 清水昭伸, 田村みさと, 小畑秀文, “病変部の濃度特徴に注目した肝臓領域抽出手法の開発,” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 8, No. 1-1, pp. 1–9, 2004.
- [97] A. P. Dempster, N. M. Laird, and D. B. Rubin, “Maximum Likelihood from Incomplete Data via the EM Algorithm,” *Journal of the Royal Statistical Society, Series B*, Vol. 39, No. 1, pp. 1–38, 1977.
- [98] D. Rueckert, L. I. Sonoda, C. Hayes, D. L. G. Hill, M. O. Leach, and D. J. Hawkes, “Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations Application to

- Breast MR Images,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 18, No. 8, pp. 712–721, 1999.
- [99] C. Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes, “An overlap invariant entropy measure of 3D medical alignment,” *Pattern Recognition*, Vol. 32, pp. 71–86, 1999.
- [100] C. R. Maurer, Jr., R. Qi, and V. Raghavan, “A Linear Time Algorithm for Computing Exact Euclidean Distance Transforms of Binary Images in Arbitrary Dimensions,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 25, No. 2, pp. 265–270, 2003.
- [101] コンピュータ支援画像診断学会, “3次元CT像データベース”, <http://www.tuat.ac.jp/simizlab/CADM/database.html>.
- [102] 渡邊決, “平成6, 7年度厚生省がん研究助成金渡邊班研究成果報告書”, 京都府立医科大学泌尿器科学教室, 1996.
- [103] 渡邊決, “平成8, 9年度厚生省がん研究助成金渡邊班研究成果報告書”, 京都府立医科大学泌尿器科学教室, 1998.
- [104] 齋藤豊文, 大坪法幸, 鳥脇純一郎, 渡辺決, 高松哲郎, 横山慶一, “PSA染色された針生検組織顕微鏡像を用いた前立腺がんの検出に関する予備的検討”, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J83-D-II, No. 1, pp. 228–236, 2000.
- [105] 野口正典, 野田進士, “超音波断層法と針生検”, *カレントセラピー*, Vol. 15, No. 9, pp.36–41, 1997.
- [106] 山口晃弘, 出口大輔, 森健策, 目加田慶人, 鳥脇純一郎, 野口正典, “前立腺摘出標本画像に基づく針生検シミュレーションシステムに関する基礎的検討”, *信学技報*, MI2002-4, pp. 19–24, 2002.
- [107] 出口大輔, 森健策, 目加田慶人, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 野口正典, “仮想病変に対する前立腺針生検シミュレーションとその評価”, 第12回コンピュータ支援画像診断学会大会, pp. 191–192, 2002.
- [108] McNeal JE, “Regional morphology and pathology of the prostate”, *Am J Clin*

- Pathol 49, pp. 347–357, 1968.
- [109] McNeal JE, Redwine EA, Freiha FS, et al., “Zonal distribution of prostatic adenocarcinoma”, *Am J Surg Pathol* 12, pp. 897–906, 1988.
- [110] 木村剛, 木全亮二, 秋元成太, “超音波ガイド下前立腺生検術 前立腺生検は果たして6針で十分か –6針で十分という立場から–”, *臨泌* 54 巻 12 号, pp. 955–961, 2000.
- [111] Terris MK, McNeal JE and Stamey TA, “Detection of clinically significant prostate cancer by transrectal ultrasound-guided systematic biopsies”, *J Urol* 148, pp. 829–832, 1992.
- [112] 平松京一, “腹部のCT”, *メディカル・サイエンス・インターナショナル*, 2001.
- [113] Noguchi M, Stamey TA, McNeal JE, and Yemoto CEM, “An Analysis of 148 consecutive transition zone cancers”, clinical and histological characteristics, *J Urol* 163, pp. 1751–1755, 2000.
- [114] McNeal JE, “Monographs in urology”, In Stamey TA (ed), “The prostate gland morphology and pathobiology”, Burroughs Wellcome, Princeton, pp. 3–33, 1983.
- [115] McNeal JE, “Relationship of the origin of benign prostatic hypertrophy to prostatic structure of man and other mammals”, In Hinman F Jr (ed), *Benign prostatic hypertrophy*, Springer-Verlag, New York, pp. 152–166, 1987.
- [116] Mirowitz SA, Hammerman AM, “CT depiction of prostatic zonal anatomy”, *J Comput Assist Tomogr* 16, pp. 439–441, 1992.
- [117] 吉廻毅, 杉村和朗, 楯靖, 他, “前立腺疾患におけるCTの役割 –zonal anatomyに基づく診断法”, *日本医放会誌* 54, pp. 471–475, 1994.
- [118] Yanoshak SJ, et al., “Use of a prostate model to assist in training for digital rectal examination”, *Urology* 55, pp. 690–693, 2000.
- [119] Roehrborn CG, et al., “Interexaminer reliability and validity of a three-dimensional model to assess prostate volume by digital rectal examination”,

- Urology 57, pp. 1087–1092, 2001.
- [120] 鏑木 孝之, 雨宮 隆太, “気管支鏡所見の捉え方,” *Journal of the Japan Society for Respiratory Endoscopy*, Vol. 27, No. 5, pp. 395–399, 2005.
- [121] 坂 英雄, 沖 昌英, 熊澤 昭文, 佐光 智絵子, “極細径気管支鏡による末梢肺病変の診断,” *Journal of the Japan Society for Respiratory Endoscopy*, Vol. 22, No. 8, pp. 617–619, 2000.
- [122] 浅野 文祐, 木村 智樹, 進藤 丈, 松野 祥彦, 水谷 宏, 堀場 通明, “CT ガイド下極細径気管支鏡検査の有用性 —通常の経気管支生検で診断できなかった肺末梢病変に対する検討—,” *Journal of the Japan Society for Respiratory Endoscopy*, Vol. 24, No. 2, pp. 80–85, 2002.
- [123] 浅野 文祐, 松野 祥彦, 武市 直子, 松下 知路, 大屋 英樹, “Virtual Bronchoscopy —極細径気管支鏡ナビゲーションとして—,” *Journal of the Japan Society for Respiratory Endoscopy*, Vol. 24, No. 6, pp. 433–438, 2002.
- [124] 浅野 文祐, “極細径気管支鏡検査と Virtual Bronchoscopy,” *Journal of the Japan Society for Respiratory Endoscopy*, Vol. 24, No. 7, pp. 551–556, 2002.
- [125] 荒井 他嘉司, “気管支鏡はより細く, より末梢へ,” *Journal of the Japan Society for Respiratory Endoscopy*, Vol. 25, No. 2, pp. 71–72, 2003.
- [126] A. Schneider, H. Hautmann, H. Barfuss, T. Pinkau, F. Peltz, H. Feussner, A. Wichert, “Real-time image tracking of a flexible bronchoscope,” *Proceedings of CARS2004*, 1268, pp. 753–757, 2004.
- [127] 山口 哲, 西川 敦, 宮崎 文夫, 島田 順一, 加藤 大志朗, 川上 誠, 池田 文昭, 山本 哲, “術中変形を伴う臓器内腫瘍位置の実時間内視鏡画像合成システム,” *生体医工学*, Vol. 42, No. 4, pp. 118–127, 2004.
- [128] 前田 佐嘉志, 久野 義徳, 白井 良明, “固有空間解析に基づく移動ロボットの位置認識,” *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J80–D-II, No. 6, pp. 1502–1511, 1997.
- [129] K.Mori, D.Deguchi, J.Sugiyama et al., “Tracking of a bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based image registration of real and virtual

- endoscopic images,” *Medical Image Analysis*, 6, pp. 412-420, 2002.
- [130] D. Deguchi, K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Takabatake, and H. Natori, “Camera motion tracking of real endoscope using epipolar geometry analysis and CT derived bronchoscopic images”, *Proceedings of SPIE*, Vol. 4683, pp. 30-41, 2002.
- [131] 徐剛, 辻三郎, “3次元ビジョン”, 共立出版, 東京, 第2章, 1999.
- [132] 佐藤淳, “コンピュータービジョン”, コロナ社, 東京, 第2章, 1999.
- [133] P. Viola, and W. M. Wells, “Alignment by Maximization of Mutual Information,” *International Journal of Computer Vision*, 24(2), pp. 137-154, 1997.
- [134] W. M. Wells, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, and R. Kikinis, “Multi-modal volume registration by maximization of mutual information,” *Medical Image Analysis*, Vol. 1, pp. 35-51, 1996.
- [135] G. P. Penney, J. Weese, J. A. Little, P. Desmedt, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes, “A Comparison of Similarity Measures for Use in 2-D-3-D Medical Image Registration,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 17, No. 4, pp. 175-185, 1998.
- [136] J. V. Hajnal, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes, eds., “Medical Image Registration,” CRC Press, Boca Raton, 2001.
- [137] R. Y. Tsai, “An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3D Machine Vision,” *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 364-374, 1986.
- [138] R. Y. Tsai, “A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses,” *IEEE Journal of Robotics and Automation*, Vol. RA-3, No. 4, pp. 323-344, 1987.
- [139] Ramin Shahidi, Michael R. Bax, Calvin R. Maurer, Jr., Jeremy A. Johnson, Eric P. Wilkinson, Bai Wang, Jay B. West, Martin J. Citardi, Kim H. Manwaring, and Rasool Khadem, “Implementation, Calibration and Accuracy Testing of an

-
- Image-Enhanced Endoscopy System,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, No. 12, pp. 1524–1535, 2002.
- [140] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery, “Numerical Recipes in C, The Art of Scientific Computing Second Edition,” Cambridge University Press, pp. 321–336, 1999.
- [141] K. Mori, Y. Suenaga and J. Toriwaki, “Fast volume rendering based on software optimization using multimedia instructions on PC platform,” *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery 2002*, pp. 467–472, 2002.
- [142] K. Mori, Y. Suenaga and J. Toriwaki, “Fast software-based volume rendering using multimedia instructions on PC platforms and its application to virtual endoscopy,” *Proceedings of SPIE*, Vol. 5031, pp. 111–122, 2003.
- [143] 千葉 則茂, 土井 章男, “3次元CGの基礎と応用”, サイエンス社, 東京, 第2章, 1997.
- [144] A. J. Chung, F. Deligianni, A. Shah, A. Wells, and G. Z. Yang, “VIS-a-VE: Visual Augmentation for Virtual Environments in Surgical Training,” *Data Visualisation 2005, Eurographics / IEEE VGTC Symposium on Visualization*, pp. 101–108, 2005.
- [145] 片山 徹, “新版 応用カルマンフィルタ,” 朝倉書店, 東京, 第5章, 2000.
- [146] 西山 清, “最適フィルタリング,” 培風館, 東京, 第4章, 2000.