



学位（博士）論文

論文題目

胸部 CT 画像を用いた心肺疾患に対する
画像診断支援技術に関する研究

Study of computer-aided diagnosis system for
cardiopulmonary disease using CT chest images

神奈川工科大学大学院

工学研究科 電気電子工学専攻

平成 24 年度入学

学籍番号 1292003

氏 名 安倍 和弥

指導教員 武尾 英哉 教授

目 次

Abstract	i
論文概要	iii
第 1 章 序論	1
1.1 はじめに	2
1.2 医用画像の技術史と現状	3
1.2.1 医用画像の歴史	3
1.2.2 医用画像処理について	3
1.3 コンピュータ支援画像診断技術の進展	7
1.4 我が国における心肺疾患の現状	9
1.5 本研究で着目した心肺疾患について	11
1.5.1 心拡大	11
1.5.2 胸水貯留と圧迫性無気肺	12
1.5.3 胸膜中皮腫	13
1.6 本研究の目的	14
1.7 本研究の位置付けと進め方	15
1.8 本論文の構成	17
参考文献	19
第 2 章 CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の自動化	20
2.1 はじめに	21
2.2 アルゴリズム	23
2.2.1 基本原理	23
2.2.2 抽出の流れ	25
2.2.3 シード点の初期設定	26
2.2.4 心臓領域抽出時のシード点の追跡	28
2.2.5 肺領域抽出時のシード点の追跡	28
2.2.6 肺抽出におけるモフォロジーの最適回数決定	30
2.2.7 上端下端スライスの決定法	33
2.2.8 体積の計算	35
2.2.9 心肺ボリューム比の算出	35
2.3 性能評価	36
2.3.1 開発データと未知データ	36
2.3.2 スライス厚の違いによる抽出結果の差異	37
2.3.3 心肺ボリューム比計測	37
2.4 考察	41

2.5	まとめ	45
	参考文献	46
第3章	胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測	47
3.1	はじめに	48
3.2	手法	50
3.2.1	基本原理	50
3.2.2	抽出の流れ	51
3.2.3	スライスの連続性を基にした画像の平滑化	52
3.2.4	ウィンドウレベルの変換処理による抽出候補領域の強調	52
3.2.5	シグモイド関数を用いた抽出候補領域の強調	54
3.2.6	肋骨情報を用いた肺輪郭検出と肺空気層領域の抽出	54
3.2.7	心臓領域及び肝臓領域の除外	54
3.2.8	無気肺領域の抽出	54
3.2.9	胸水領域の抽出	56
3.2.10	体積の計算	57
3.3	性能評価	58
3.3.1	胸水領域および無気肺領域の抽出	58
3.4	考察	60
3.5	まとめ	63
	参考文献	64
第4章	胸部 CT 画像を用いた胸膜中皮腫の領域抽出	65
4.1	はじめに	66
4.2	手法	68
4.2.1	基本原理	68
4.2.2	抽出の流れ	69
4.2.3	スライスの連続性を基にした画像の平滑化	70
4.2.4	心臓領域の除外	70
4.2.5	ウィンドウレベルの変換処理による抽出候補領域の強調	70
4.2.6	肋骨情報を用いた肺輪郭検出	72
4.2.7	中皮腫領域の抽出	72
4.2.8	体積の計算	73
4.3	性能評価	74
4.3.1	胸膜中皮腫領域の抽出	74
4.4	考察	76
4.5	まとめ	78
	参考文献	79

第5章 総括	80
謝辞	84
業績リスト	86
筆者プロフィール	90

Abstract

This paper collects the results and findings for multiple cardiopulmonary disease diagnostics support systems which were developed in this study. The results and findings are presented in 5 chapters.

With this study as a backdrop, Chapter 1 discusses the development of imaging diagnostics technology, the progress of computer aided diagnostic technology, the meaningfulness of using computer aided diagnostic technology, and the trends and issues in related research. The chapter then goes on to relate the significance and purpose of this study.

In Chapter 2, volume extractions for the heart and lung zones were conducted using CT chest images. The discussion focuses on the development of a method for making judgments regarding heart enlargement from the volume ratio (called the "cardiothoracic volumetric ratio"). Compared to the traditional method of using simple X-ray imaging, the index proposed in this study, called "the cardiothoracic volumetric ratio," shows elevated success in differentiating and in making distinctions between normal people and people with enlarged hearts.

In Chapter 3, pleural effusion build-up and the resulting compression atelectasis are differentiated. The development in methods to measure each individual capacity and to make decisions regarding the level of progression and change over time is discussed. Using the CT chest images proposed in this study, the pleural effusion zone and compression atelectasis zone are differentiated; then, quantifying via a method for measuring the individual capacities shows that the level of symptom progression and treatment process can be numerically and minutely judged to a degree that is better than diagnosing methods using simple X-ray imaging.

Chapter 4 discusses the development of a method for the extraction of pleural mesothelioma that spreads to multiple locations and individual volume measurement. Pleural mesothelioma zones are extracted using the CT chest images proposed in this study; then, quantifying via a method for measuring the individual volumes shows that the level of symptom progression and treatment process can be numerically and minutely judged.

Chapter 5 collects the results obtained from the research discussed above, provides a summary, and lists the problems that need to be resolved in the future for the development of a diagnostics support system for treating cardiopulmonary disease.

論文概要

近年、撮影技術の向上により CT や MR を用いた画像診断が主流となってきている。これは、単純 X 線画像を用いた診断と比べ、CT や MR を用いた診断は画像の持つ情報量が多く、より精密な診断が行えることが利点として挙げられる。その画像診断手法の発展にあわせて、様々な病態に対してコンピュータ支援画像診断技術の開発が進められている。コンピュータ支援画像診断技術とは、読影医に対し医用画像処理による別視点からの意見を提示することにより、診断精度の向上を図ることを目的とした支援システムである。

現状、読影医は数百枚単位の画像を読影しなければならず、専門家といえども見落としが発生する。コンピュータによる支援画像診断技術は、見落としの軽減や肉眼では判別困難であるものの抽出に対し有用とされ、その実現が強く期待されている。本研究では、胸部 CT 画像を用いた心肺疾患に対するコンピュータ支援画像診断技術の開発を主目的としている。本研究では心肺疾患の中で、心拡大、胸水貯留、圧迫性無気肺、胸膜中皮腫の各種病態に注目した検出、体積計測などを行い、着目領域を数値化するシステムの開発を目的としている。本論文では、本研究によって開発した複数の心肺疾患に対する診断支援システムの成果、知見を 5 章にわたってまとめている。

第 1 章では、本研究の背景として、画像診断技術の発展とコンピュータ支援画像診断技術の進展について述べ、関連する研究の動向及び研究課題について概観している。2 次元である単純 X 線と 3 次元である CT や MR の差異について述べ、CT を用いることによる診断精度の高精度化への期待について述べている。また、コンピュータ支援画像診断技術は、高度なパターン認識技術を用いて様々な病態の検出へと応用が可能と考えられ、診察精度の向上や読影医師の負担軽減といった観点から注目を集めている技術であることを述べている。そして、本研究で対象とした心拡大、胸水貯留、圧迫性無気肺、胸膜中皮腫の各病態についての現状について述べている。これらのことを踏まえた上で本研究の意義及び目的を示している。

第 2 章では、胸部 CT 画像を用いて心臓と肺野の体積抽出を行い、その体積比（心肺ボリューム比と呼ぶ）から心拡大を判定する手法の開発について述べている。心拡大は、心筋の収縮力が低下し、心内腔が拡大して心臓が大きくなる病態である。心拡大は、虚血性心疾患や拡張性心筋症などの終末的な病態で顕著となり、早期の検出が治療において必要となる。本研究で提案している心肺ボリューム比という指標は、従来の単純 X 線画像を用いた手法と比べより分離性が高く健常者と心拡大患者を判別可能であることを

示している。この心肺ボリューム比についての算出方法と実患者データを用いた抽出及び計測の有用性について明らかにしている。

第3章では、胸水貯留とそれによって生ずる圧迫性無気肺の分離を行い、各々の容積を計測、進行度や計時変化を判断する手法の開発について述べる。胸水貯留は、心不全、肝硬変、肺炎、癌など様々な原因により発生する。その増加した胸水や気胸などの胸腔内の占拠性病変が、気管支を圧迫するとその末梢部分は無気肺となる。胸水、無気肺とも呼吸困難などを引き起こす可能性があり、無気肺は肺炎などを併発するため早期の治療が必要となる。本研究で提案する胸部 CT 画像を用いて胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離を行い、個別に容積を計測する手法を使用して定量化を行うことにより、単純 X 線画像を用いた診断法より病状の進行度や治療の経過を数値的かつ精密に判断することが可能となることを示している。この胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離手法及び実患者データを用いた抽出及び計測の有用性について明らかにしている。

第4章では、複数個所に転移している胸膜中皮腫の抽出、個別の体積計測の手法の開発について述べている。胸膜中皮腫は胸膜にがん細胞が認められる病態であり、胸壁や肺の表面にも腫瘍が浸潤・転移する。胸膜浸透による胸水貯留、それに伴う呼吸困難を引き起こす要因となり、また縦隔胸膜より心膜に浸潤し腫瘍を形成すると拡張不全による心不全を引き起こすなど早期の治療が必要となる。本研究で提案する胸部 CT 画像を用いて胸膜中皮腫の領域を抽出し、個別に体積を計測する手法を使用して定量化を行うことで、病状の進行度や治療の経過を数値的に判断することが可能となることを示している。この胸膜中皮腫の個別の抽出手法及び実患者データを用いた抽出及び計測の有用性について明らかにしている。

第5章では、上記の研究を通して得られた成果の総括をまとめている。

第1章

序論

1.1 はじめに

X線の発見より約120年。近年、撮影技術の向上により画像診断の重要性はとて高いものとなっている。X線撮影などにより直接情報を得ることができない患者の体内を、画像化(写像)することにより医師が目に見える形で観察が行え、精度の高い診断が可能となった[1]。図1-1[1]のようにX線などを用いて人体内の情報をX線強度などに1次写像し、それを画像化(2次写像)することで体内の様々な情報を視覚情報として得ることができる。2000年代からはCTやMRIの本格普及に伴い、人体を3次元的にモデリングし、臓器のどの部位に腫瘍があるかなどを事前に把握することで、手術の正確性も向上している。そのCT・MRIの普及に伴い、脳、肺、肝臓、血管など様々な臓器の病気に対するコンピュータ支援画像診断技術の開発が盛んにおこなわれている。コンピュータ支援画像診断技術は、コンピュータによる病気の部位の抽出を行い、医師に対する第二の意見として提供を行う支援システムであり、読影時の負担軽減や見落としの減少に効果がある。

次節から医用画像の歴史及び現状、コンピュータ支援画像診断技術について、我が国での心肺疾患の現状、本研究で注目した各種心肺疾患について、及び本研究の位置付けの順に述べ、最後に本論文の構成について示す。

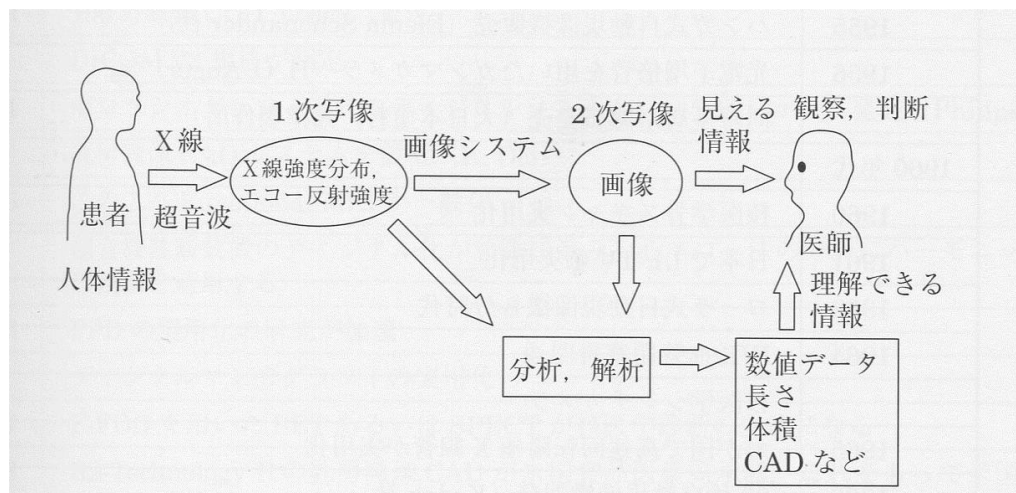


図 1-1 画像診断の概念

1.2 医用画像の技術史と現状

1.2.1 医用画像の歴史

19世紀以前、医学における生体情報観測技術は打診法や聴診法といった間接推定法による診断が主であった。しかし、1985年にレントゲンによりX線が発見されると、その人体内部を透視できるという性質から、従来の間接推定法から画像診断法へと大きく進展していった。X線の臨床の場への応用は発見直後から積極的に行われ、消化管や血管といった部位の造影から進められた。1967年にハウズフィールドによってX線CTの概念が擁立され、1971年にその機器が発表されると人体を横断図として見るのが可能となり、画像診断の技術が急速に発展した。その後、PETやSPECTが開発され、1990年代には全世界的にマルチスライスCTが本格的に稼働。今日においても盛んに研究が進められている。現在の医療は、検査、診断、治療のあらゆる分野において、最先端技術を用いた医療機器によって支えられている。表1-1にX線診断の技術年表[1,2]を示す。

1.2.2 医用画像処理について

様々な病気に対し画像診断が行われている昨今、医用画像処理は重要な役割を担っている。コンピュータによる画像処理は、1971年のX線CT機器の出現とともに大きく加速した。そもそもは、一部領域の抽出や撮影画像の画質向上などに対する処理を行うだけのものではあったが、近年では病変の抽出など画像処理システムに関する研究が重要視されている。仮想内視鏡システムなどはその最たるものであり、図1-2のようにCT画像より立体的な画像や仮想的な内視鏡画像を生成し検査を行うことなどが可能となっている。医用画像処理は2次元処理と3次元処理に大まかに二分される。

(1) 2次元処理

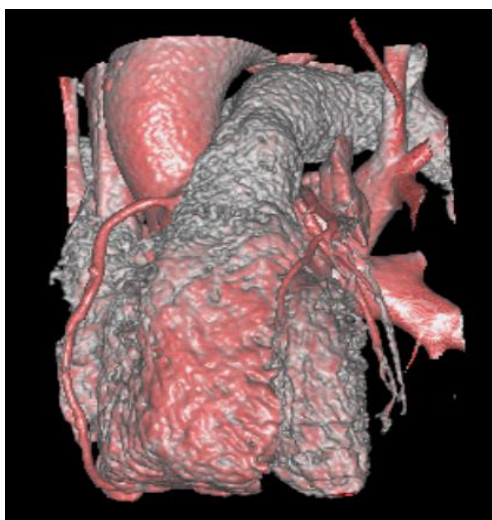
2次元の医用画像処理による定量測定は、1960年中頃に始まったといわれ、胸部X線像を用いての心胸郭比の算出や肋骨の抽出などの研究が報告されている。その後も、胸部単純写真からの塵肺症の検出や肺がんの検出、胃X線二重造影像からの胃検出、マンモグラムからの腫瘍陰影の抽出などがあげられる。特に乳房CADに関する研究は高い成果を上げ、商用化も行われるなど一定の成果を上げている。

(2) 3次元処理

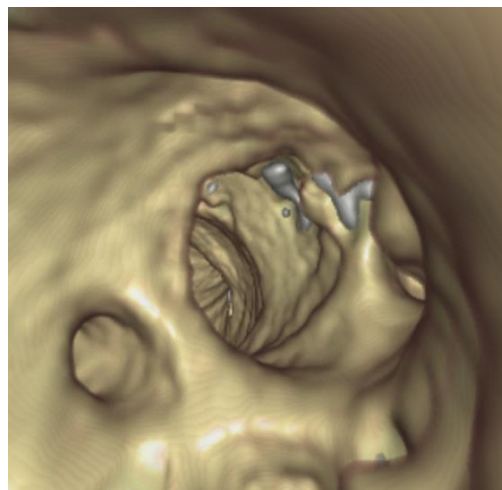
X線CTやMRIにより撮影された人体の断面像を、連続性を持たせて積み重ねることで立体的に画像を表現できる[3]。これが3次元画像である。撮影した3次元画像をボクセル構造の集合体として認識を行い、コンピュータを用いてパターン認識や画像の再構成などを行うシステムの研究・開発が行われている。臨床の場においても、先に述べた仮想内視鏡などが実際に利用され始めている。現在においても、臓器の認識、がん検出、

その他の病変の検出を目的とした研究が盛んに進められている。

以上において医用画像処理を2次元処理, 3次元処理に分け紹介した。現在は3次元画像による診断が普及し, 研究としても中心になりつつある。しかし, 3次元画像による診断は, 多量の読影枚数による医師の負担の増加とそれによる見落としの問題が指摘されており, 医用画像処理による支援技術の開発が望まれている。



心臓



仮想内視鏡

図 1-2 医用画像処理

表 1-1 X線診断の年表 [1,2]

年	事項	年	事項	
1895	X線発見	1935	集団検診のための実用的間接撮影装置作製	
1896	間接撮影装置の製作 腎石の撮影に成功 次硝酸ビスマスなどを用いての 消化管造影の試み	1941	間接 X線写真撮影のためのオデルカ・カメラ発表	
1898	胆石の撮影に成功	1948	イメージ・アンプリファイアを発表	
1899	胸部 X線写真に瞬間撮影法を推奨	1949	乳房 X線診断法を実用化	
1904	消化管造影のためのビスマス粥発明	1951	イメージオルシコンを用い最初の X線テレビを完成	
1905	ビスマス粥および発泡剤投与による 胃の二重造影を発表	1952	イメージ・インテンシファイアの発表	
1907	ビスマス粥による気管支造影の報告	1953	Seldinger 法を考案 選択的血管造影法発表	
1910	消化管造影剤として硫酸バリウムを紹介	この頃より胃の二重造影法を始める	1962	選択的冠状動脈造影に Sones 法を始める
1912	熱陰極 X線管を考案	1963	この頃より胃癌集団検診が始まる	
1913	ブレンデを発表	1964	経カテーテル血管開通術を発表	
1916	両面乳剤, 硝酸セルロースベースの X線フィルム発売	1967	経皮経大腿的冠状動脈造影を始める X線 CT の構想を提案	
1918	放熱器付診断専用 X線管を発表	1971	X線 CT の発表	
1921	断層撮影法の特許出願	1973	NMR イメージングの原理の提案	
1923	気管支造影実用化	1974	先股脱の X線写真の自動診断を発表	
1924	経静脈性胆道造影法を発表 不燃性(酢酸セルロースベース)のフィルムを発売	1975	第三世代 X線 CT (ファンビーム方式 5秒スキャン) を発表	
1927	脳血管撮影法発表 最初の経静脈性腎盂造影剤, セレクタン・ノイトラルを発表	1977	電子ビーム走査式 X線管を用いる超高速 CT の構想を発表	
1929	腹部大動脈撮影法発表	1978	DSA(Digital Subtraction Angiography)を発表	
1931	肺血管撮影法発表 最初の断層撮影装置製作	1980	コンピュータ制御原体照射装置完成	
1934	断層撮影装置 (Tomographie) 初めて市販される	1981	コンピューテッドラジオグラフィアー (CR) が開発される	
		1982	PACS の概念を提唱	

年	事項	年	事項
1982	電子走査型 X 線管を使用した超高速 CT (IMATRON) を完成	1999	マルチスライス CT が本格的に稼働を始める
1985	FCR と X 線装置のシステム化を開始	2000	直接型 FPD デジタル X 線テレビ装置の開発
1987	コンピュータ支援画像診断の研究始まる		SPECT/PET のハイブリッド装置の開発
1990	ヘリカルスキャン対応 X 線 CT が発売される	2001	乳房用 CAD システムの商品化
1993	DICOM V3 規格が制定	2002	PET-CT, SPECT-CT 装置の開発と臨床適用
1994	世界最初の乳房画像 CAD の設置		16 列 CT 装置の開発
1996	デジタルマンモグラフィの実用化	2005	3T MRI 装置の実用化
1997	F-FDG を用いた PET あるいは SPECT が核医学診断の主流となる	2007	320 列 CT 装置の発売
1998	R2-Technology 社の乳房画像 CAD が FDA に認可を受ける		

1.3 コンピュータ支援画像診断技術の進展

近年、コンピュータの高性能化や関連機器の著しい発展に伴い、コンピュータ支援画像診断技術の研究・開発が盛んに行われている。コンピュータ支援画像診断技術とは、単純 X 線画像や CT, MRI など撮影された医用画像をコンピュータにより解析、その解析結果を第二の意見として医師に提供し、異なった観点から診断を行う技術である (Fig1-3)[4]。読影は画像診断において最重要ともいえる部位であり、医師の経験や専門的な知識が要求される。コンピュータ支援画像診断に関する研究は、古くは 1960 年代から始められていたが当時の研究では支援画像診断ではなく自動診断という概念で行われていた。これは医師に代わって診断を行おうという概念で研究されているものであり、現在のコンピュータ支援画像診断とは少し異なったものである。その後、1980 年代に入りシカゴ大の土井教授らの研究が支援画像診断という視点に立つものとして注目された [5]。現在、コンピュータ支援画像診断技術の研究対象はマンモグラム、単純 X 線写真、CT 像、MRI 像と多岐にわたっている。コンピュータ支援画像診断技術への期待には、次のようなものがあげられる [6]。

(1) 別視点での情報の取得

人間とコンピュータでの得意分野の違いから、人力では得られない情報を取得できる。大量の画像を用いての全数計測や定量計測値の算出などが可能である。

(2) 診断精度の向上

医師の経験の有無などにより、医師間でも診断結果に差異が発生する。コンピュータ支援画像診断技術を用いることで、診断結果のばらつきの抑制や人間では判別困難な病変の発見などによる診断精度の向上が見込まれる。

(3) 読影医師の負担軽減

定期検診など大量の画像が発生する状況において、スクリーニングの一部を医師に代わり作業を行うなど医師の労力の軽減が図れる。CT や MRI などの普及に合わせ撮影枚数の増加から負担の増加とそれに伴う見落としの増加を抑制できる。さらに、診断時間の短縮が図れ、診断の生産性の向上も期待されている。

以上までコンピュータ支援画像診断技術への可能性を挙げたが、同時に様々な問題点も指摘されている。主な原因としては、以下のものがあげられる [7]。

(1) 条件の変化による画像データのばらつき

コンピュータ支援画像診断技術の研究開発には、大量かつ信憑性の高い画像データが必要である。しかし、撮影条件や撮影機器、デジタルパラメータなどを統一することは困難であり、結果病巣の陰影やパターンにはばらつきが発生する。これらの変動する条件に適合したコンピュータ支援画像診断技術を開発する必要があるが、これは非常に困

難である。

(2) アルゴリズム評価の問題

開発されたコンピュータ支援画像診断技術は、客観的に評価する必要がある。このためには、適当な数、適当な難易度のテストケースを選択する必要がある。この時、その適当さをいかに決定するかにより、全く異なった結果が出る可能性がある。評価条件の統一した設定は困難である。

上記のように、コンピュータ支援画像診断技術にはまだまだ解決すべき問題も多い。だが、1998年にR2-Technology社がマンモグラフィー専用の乳房画像CADがFDA(米国商品医薬品局)の認可の下、臨床用装置として販売許可を受ける[8]など明るい材料も存在する。これにより、コンピュータ支援画像診断技術に関する研究はさらに活発になった。現在においても、様々な病変に対するコンピュータ支援画像診断技術の開発が行われており、コンピュータ支援画像診断技術に求められる期待はとても大きい。

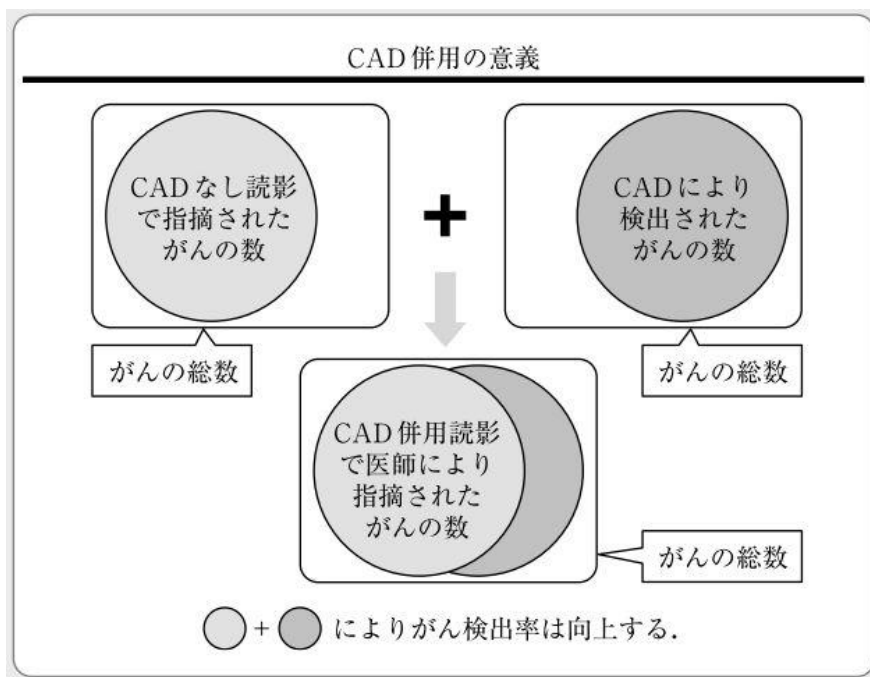


図 1-3 コンピュータ診断支援技術の意義

1.4 我が国における心肺疾患の現状

厚生労働省により発表された人口動態[9]によると、図 1-4、図 1-5 に示すように心疾患・呼吸器疾患による死亡数は、この 15 年間でともに緩やかではあるものの増加している。男女別で見ると、心疾患での死亡者数は女性が、呼吸器疾患での死亡者数は男性が若干多い。

次節にて後述する、本研究で着目した病変は、このような致死性の心肺疾患を併発するものである。図 1-6、図 1-7 にて示す死因として主な心肺疾患の中で、赤く示した疾患が、着目病変とともに顕著に表れる疾患である。一部を除いてほぼ増加傾向であり、肺炎は死亡者数がこの 15 年で 1.5 倍と著しく増加している。心肺疾患での死亡者数は今後とも増加傾向であると推測されている[9]。

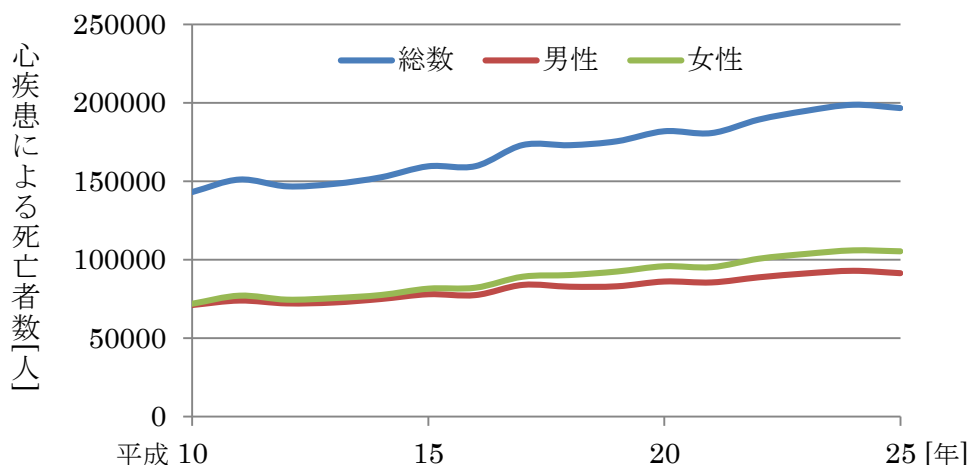


図 1-4 心疾患の死者数の移り変わり

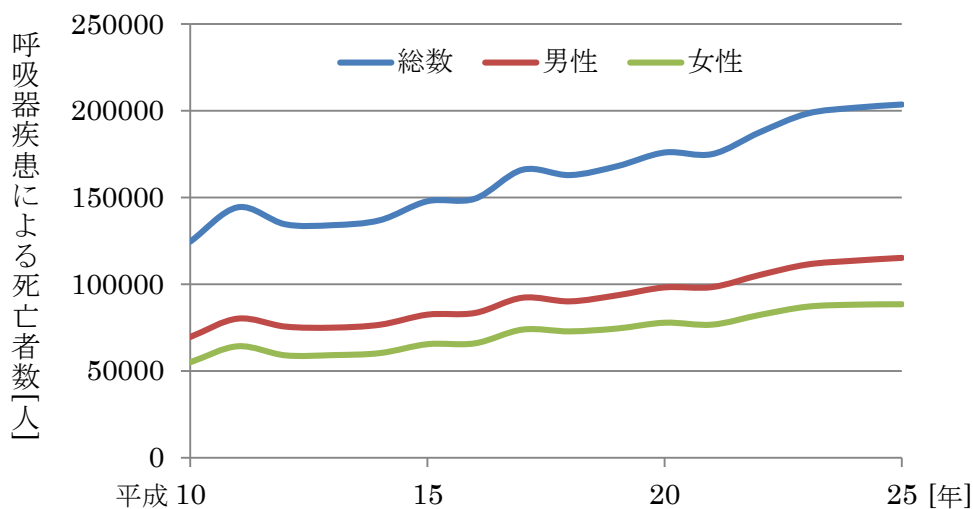


図 1-5 呼吸器疾患の死者数の移り変わり

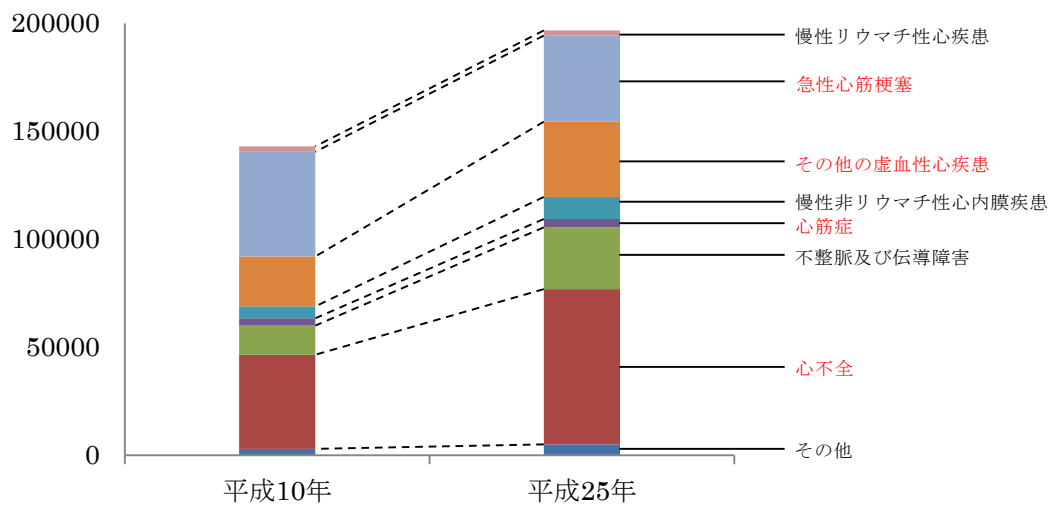


図 1-6 日本人の死因となる主な心疾患の分類

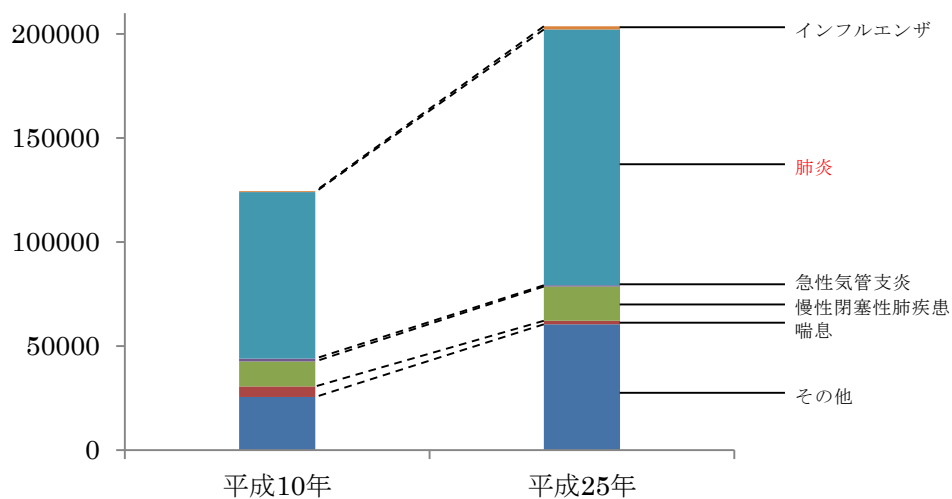


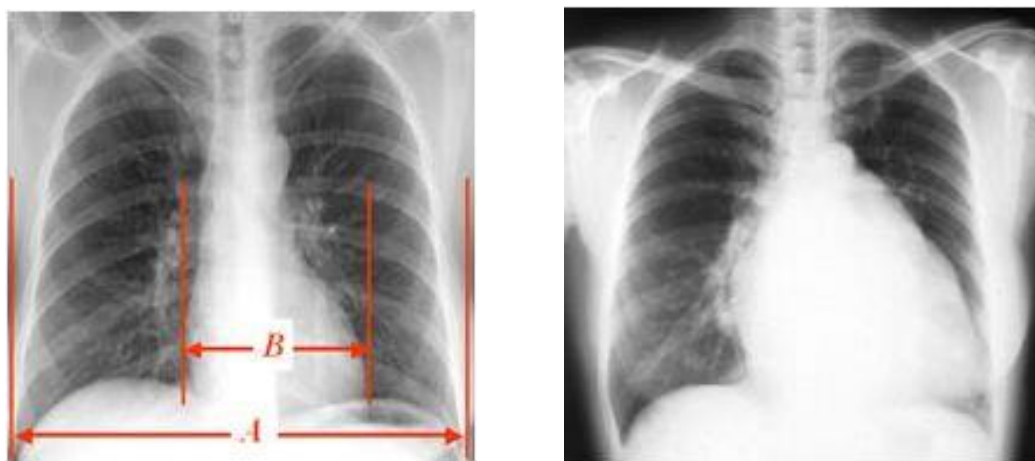
図 1-7 日本人の死因となる主な呼吸器疾患の分類

1.5 本研究で着目した心肺疾患について

1.5.1 心拡大

心拡大は、収縮力の低下や心筋内の酸素不足等により心機能が低下し心内腔が拡張して生じる。心拡大は、虚血性心疾患、拡張性心筋症、種々の原因に基づく心不全などの末期状態でより著明と成り、早期の診断、治療の重要な指標として利用されている。

従来の検査方法として、心拡大に対しては単純 X 線画像を用いた手法や心エコーを用いた手法が主に使われている。単純 X 線画像を用いた手法では、画像に直接定規を当て、心臓と肺の幅の比率（心胸郭比）から心拡大の判定を行う方法を用いている[10]。図 1-8 にて単純 X 線画像による心胸郭比算出法と健常者と心拡大患者の比較を示す。



健常者

心拡大

図 1-8 健常者と心拡大患者の単純 X 線画像

1.5.2 胸水貯留と圧迫性無気肺

胸水貯留は、心不全、肝硬変、肺炎、癌など様々な原因により発生する。その増加した胸水や気胸などの胸腔内の占拠性病変が、気管支を圧迫するとその末梢部分は無気肺となる。胸水、無気肺とも呼吸困難などを引き起こす可能性があり、無気肺は肺炎などを併発するため早期の治療が必要となる。従来単純 X 線画像による診断では、隣接する胸水部と圧迫性無気肺領域の識別は非常に困難である。

図 1-9 に胸水貯留とそれにより発生した圧迫性無気肺の 1 例を示す。

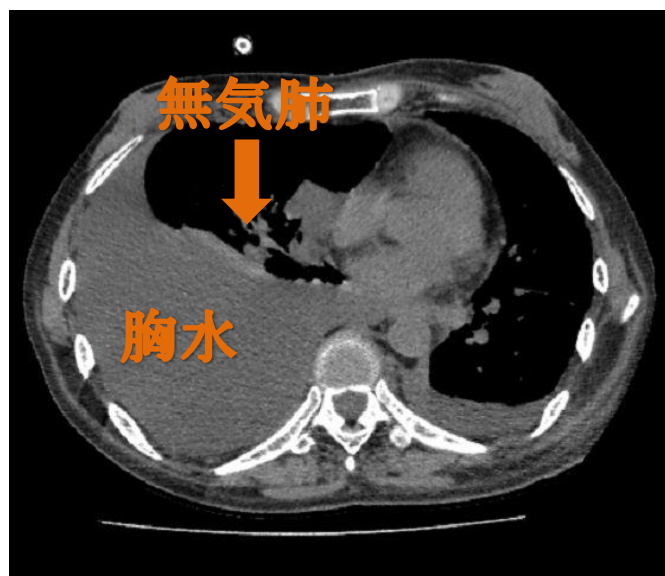


図 1-9 胸水貯留と圧迫性無気肺

1.5.3 胸膜中皮腫

胸膜中皮腫は、肺を包む胸膜内の中皮細胞に発生する腫瘍であり、胸壁や肺の表面にも腫瘍が浸潤・転移する。胸膜浸透による胸水貯留、それに伴う呼吸困難を引き起こす要因となり、また縦隔を通り心膜に腫瘍を形成すると拡張不全による心不全を引き起こすなど早期の治療が必要となる。息切れ、胸痛、咳、原因不明の体重減少などの自覚症状を伴う場合があるが、特徴的な症状に乏しく、発見が困難であることが多い。発見時からの病状が進行しており、かつ悪化も急速であるため、予後は大変厳しい。単純 X 線画像を基にした診断においては、初期の中皮腫の発見が難しく、中皮腫自体の初発症状の乏しさもあり発見が困難である。

図 1-10 に複数個所に転移した中皮腫の 1 例を示す。

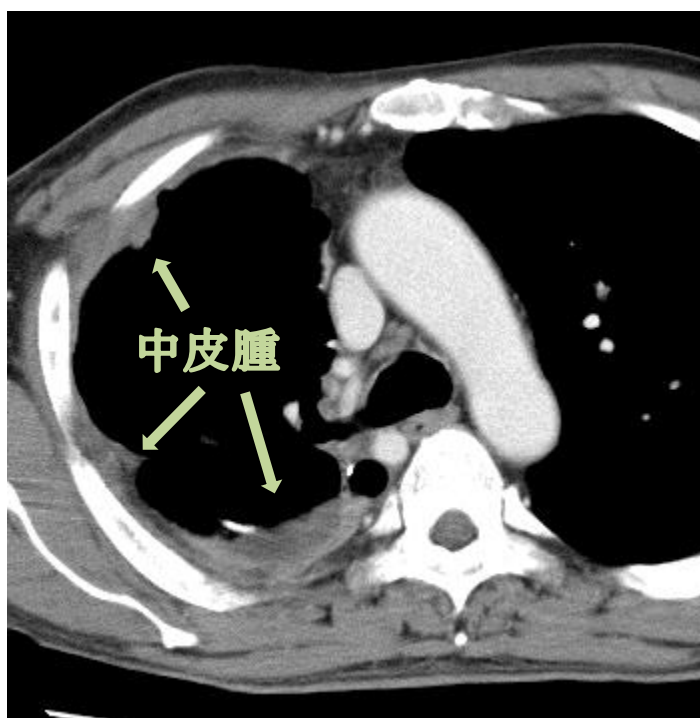


図 1-10 胸膜中皮腫

1.6 本研究の目的

1.4節で示したように、心肺疾患による死亡者数は増加傾向にある。今回着目した各病変は、どれも初期症状に乏しく発見が遅れる場合が多い。また、基本的に対処療法による治療が主であるため発見の早さが治療に直結するものである。このような病変を早期に発見できれば、これらの病変が原因となりうる他の疾患の抑制も期待できる。

本研究では、CT画像を用いた支援画像診断システムに注目した。CT画像は情報量が多く、より精密な診断が行えることが利点として挙げられるが、読影枚数の増加による医師の負担増加とそれによる見落としの発生が問題である。コンピュータによる支援画像診断は、読影医の負担軽減のみならず、医用画像処理による別視点からの意見を提示することにより、実質的に2重読影が可能となり、診断精度の向上を図れる点において注目されている。上記から本研究では病変の発見及び計測を行うコンピュータ支援画像診断システムの開発を重要な課題と設定した。

本研究の目的は、先に説明した各病変に対する支援画像診断システムの開発である。本論文では、着目した各病変の発見、計測を目的としたCT画像を用いた支援画像診断システムの開発について述べる。本論文で提案する支援画像診断システムの特色を以下の通りである。

(1) CT画像を用いることによる高精度の検出処理

提案する支援画像診断システムは、情報量の多いCT画像を用いることで単純X線画像による診断に比べ、より質の高い検出が可能となる。3次元画像の積層構造を利用した画像の連続性を用いて、着目領域の精密抽出が実現できる。また、画像の補正を行うことで分離が困難な病変においても高い検出精度が確保できる。

(2) 数値化による病変の状態認識の簡易化

3次元画像を用いる利点として、ボクセル数の計測から病変の数値化による診断が可能となる。従来、病変の測定はX線画像に直接定規を充てるなどして計測していたが、当て方によって大きさに差異が出るなどやや不正確であったのに対し、コンピュータによる計測を行うことで最大径の計測や体積計測によるより正確な病状の判断が可能となる。

1.7 本研究の位置付けと進め方

本研究は、医師の要望に沿ったコンピュータ支援画像診断（CAD）技術の開発に主眼をおいている。すなわち、ニーズ志向に沿って、いち早く臨床の現場で役立つシステムの提供を目指すことが最重要と考えている。ユーザ（医師）にとっては、システムの中身（仕組みや複雑さ）は重要ではなく、システムから提供される情報が臨床に本当に役に立つということが重要である。そこで本研究では、技術的には既存の手法を巧く組み合わせたり、画像の物理特性や臨床部位の特徴を最大限に利用したパラメータの設定等によって構成し、高精度な検出が可能なコンピュータ支援画像診断技術の開発を目指した。

実用的な CAD システムを開発するにあたり、臨床医の立場からの意見を反映することが大変重要である。そのため、厚生労働省が主管する班会議「第3次対がん総合戦略研究事業 黒木小班会議」に参加し、その討議に加わった。複数の臨床医と対話形式で討論できる場を設けられることが班会議に参加する重要な意義である。

本研究で CAD システムの開発対象とした医師の要望は、班会議での討論の中において提案されたものである。実際に参加した黒木小班会議は、放射線科医と臨床放射線技師と合わせて毎回 10 名程度で行われており、その中において発表とテーマについての意見交換を行った。表 1-2 には班会議の発表題目の一覧を示す。筆者を除く発表者は全員放射線科医であり、医師との討論を行う形で意見と要望の収集を行った。

本研究は、次のような進め方で研究を行った。まず、初参加の 2012 年 7 月の班会議において心肺ボリューム比についての発表を行った。この研究は本論文の第二章で述べる研究内容であるが、唯一、工学側からの提案型のテーマである。従来の単純 X 線画像を用いた心胸郭比（一次元的な計測指標）よりもより高精度な心肺ボリューム比（三次元的な計測指標）が役立つものと予測して提案したものであり、班会議での議論の結果、「利用価値が高い」との意見があり、臨床現場でも受け入れられることが示唆された。また、この発表の中で紹介した心肺ボリューム比計測に用いた領域抽出の技術から、胸水量の計測や中皮腫の計測等、現在現場で困っている課題に対して応用ができるとの意見が医師より出された。これをきっかけに心肺ボリューム比計測に用いた領域抽出手法をベースとして新たな課題に取り組むこととなり、その結果が第三章と第四章に述べる内容となっている。以降の班会議では、これらの研究内容の報告を行い、その評価と意見を基に、さらなる処理の開発や改良へと発展した。

表 1-2 班会議の内容

	発表内容	参加者
平成 24 年度 第 1 回 黒木小班会議 プログラム (2012 年 7 月)	<ol style="list-style-type: none"> 1. MSDE 併用 BTFE による膵嚢胞性腫瘍内液体の flow analysis 第 3 報 2. <u>CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の自動化</u> 	黒木嘉典医師 戸崎光宏医師 那須克宏医師 松枝清医師 永井優一技師 安倍和弥
平成 24 年度 第 2 回 黒木小班会議 プログラム (2013 年 1 月)	<ol style="list-style-type: none"> 1. 下部直腸癌側方リンパ節の評価の再現性について 悪性胆道閉塞に対する PTBD の適応について 2. 臨床病期 IA 期充実型非小細胞肺癌症例における縮小手術の可能性 3. Split dynamic technique を用いた EOB-MRI、その基本的概念と有用性 4. Digital Mammography CAD の有用性の検討 非イオン性 Gd 造影剤の MRS に及ぼす影響 5. ARFI を用いた shear wave elastography の使用経験：乳腺腫瘍の鑑別の可能性 6. <u>CT 画像からの胸水量計測</u> 	黒木嘉典医師 市之川英臣医師 戸崎光宏医師 那須克宏医師 仁保誠治医師 松枝清医師 安倍和弥
平成 25 年度 第 1 回 黒木小班会議 プログラム (2013 年 8 月)	<ol style="list-style-type: none"> 1. <u>胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測</u> 2. shear wave elastography (Virtual Touch IQ) を用いた乳腺腫瘍の診断能 3. Split-dynamic 法を EOB-MRI に導入することの意義について 4. pN2 非小細胞肺癌切除例における術前 PET 所見と予後に関する検討 5. 化学療法早期効果判定を鑑みた血流動態・拡散強調像解析ソフトの開発 6. 大腸癌肝転移に対する肝切除術前の画像診断 (CT/MRI) ・ ・ がん研有明病院の現状 	黒木嘉典医師 戸崎光宏医師 那須克宏医師 仁保誠治医師 松枝清医師 安倍和弥
平成 25 年度 第 2 回 黒木小班会議 プログラム (2014 年 1 月)	<ol style="list-style-type: none"> 1. <u>胸部 CT 画像を用いた胸水・無気肺領域の分離計測の高度化</u> 2. 大腸癌肝転移の画像診断を中心に 3. 非小細胞肺癌 PET single station N2 切除例の検討 4. 乳腺・前立腺領域研究の総括 	黒木嘉典医師 戸崎光宏医師 那須克宏医師 仁保誠治医師 松枝清医師 永井優一技師 安倍和弥

下線を引いたテーマは著者の発表である。

1.8 本論文の構成

本論文は以下の5章で構成されている。

まず1章では、本研究の背景として、画像診断技術の発展とコンピュータ支援画像診断技術の進展について述べ、関連する研究の動向及び研究課題について概観している。2次元である単純X線と3次元であるCTやMRの差異について述べ、CTを用いることによる診断精度の高精度化への期待について述べている。また、コンピュータ支援画像診断技術は、高度なパターン認識技術を用いて様々な病態の検出へと応用が可能と考えられ、診察精度の向上や読影医師の負担軽減といった観点から注目を集めている技術であることを述べている。そして、本研究で対象とした心拡大、胸水貯留、圧迫性無気肺、胸膜中皮腫の各病態についての現状について述べている。これらのことを踏まえた上で本研究の意義及び目的、本研究の位置付けと進め方を示している。

次に2章では、胸部CT画像を用いて心臓と肺野の体積抽出を行い、その体積比（心肺ボリューム比と呼ぶ）から心拡大を判定する手法の開発について述べている。心拡大は、心筋の収縮力が低下し、心内腔が拡大して心臓が大きくなる病態である。心拡大は、虚血性心疾患や拡張性心筋症などの終末的な病態で顕著となり、早期の検出が治療において必要となる。本研究で提案している心肺ボリューム比という指標は、従来の単純X線画像を用いた手法と比べより分離性が高く健常者と心拡大患者を判別可能であることを示している。この心肺ボリューム比についての算出方法と実患者データを用いた抽出及び計測の有用性について明らかにしている。

また3章では、胸水貯留とそれによって生ずる圧迫性無気肺の分離を行い、各々の容積を計測、進行度や計時変化を判断する手法の開発について述べる。胸水貯留は、心不全、肝硬変、肺炎、癌など様々な原因により発生する。その増加した胸水や気胸などの胸腔内の占拠性病変が、気管支を圧迫するとその末梢部分は無気肺となる。胸水、無気肺とも呼吸困難などを引き起こす可能性があり、無気肺は肺炎などを併発するため早期の治療が必要となる。本研究で提案する胸部CT画像を用いて胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離を行い、個別に容積を計測する手法を使用して定量化を行うことにより、単純X線画像を用いた診断法より病状の進行度や治療の経過を数値的かつ精密に判断することが可能となることを示している。この胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離手法及び実患者データを用いた抽出及び計測の有用性について明らかにしている。

4章では、複数個所に転移している胸膜中皮腫の抽出、個別の体積計測の手法の開発について述べている。胸膜中皮腫は胸膜にがん細胞が認められる病態であり、胸壁や肺の表面にも腫瘍が浸潤・転移する。胸膜浸透による胸水貯留、それに伴う呼吸困難を引き起こす要因となり、また縦隔胸膜より心膜に浸潤し腫瘍を形成すると拡張不全による

心不全を引き起こすなど早期の治療が必要となる。本研究で提案する胸部 CT 画像を用いて胸膜中皮腫の領域を抽出し、個別に体積を計測する手法を使用して定量化を行うことで、病状の進行度や治療の経過を数値的に判断することが可能となることを示している。この胸膜中皮腫の個別の抽出手法及び実患者データを用いた抽出及び計測の有用性について明らかにしている。

最後に、5章で総括を述べる。

上記のように、本論文は全5章からなる。表1-3に本論文の構成をまとめる。

表 1-3 本論文の構成

章	内容
1章	序論（本章）
2章	心肺ボリューム比計測
3章	胸水貯留・無気肺の分離計測
4章	胸膜中皮腫の体積計測
5章	総括

参考文献

- [1] 石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志: 医用画像ハンドブック, オーム社, 東京, 2010
- [2] 日本画像医療システム工業会 医用画像電子博物館: 放射線医学年表
<http://www.jira-net.or.jp/vm/top-page.html>
- [3] 鳥脇純一郎, 長谷川純一, 清水昭伸, 平野靖: 画像情報処理 I. コロナ社, 東京, 2005
- [4] 武尾英哉: 第 37 回 CAD(コンピュータ支援画像診断)技術(知っておきたいキーワード), 映像情報メディア学会誌, 映像情報メディア 63(2), 191-193, 2009
- [5] H. P. Chan, K. Doi, S. Galhotra, et al: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 1. Automated detection of microcalcifications in mammography, Medical Physics, Vol. 14, pp. 538-548, 1987
- [6] 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼武: 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, 1994
- [7] 土井 邦雄: コンピュータ支援診断の研究開発についての問題点, 医用画像情報学会雑誌, Vol. 18, No. 2, pp. 66-69, 2001
- [8] Image Checker TM, Computer Aided Detection for Mammography, R2 Technologies, INC., 1998
- [9] 厚生労働省: 人口動態統計.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/81-1a.html>
- [10] 小野塚久夫: 心肥大, といわれたら, 北海道心臓協会 HP, 2006
<http://www.aurora-net.or.jp/life/heart/iwaretara/96/>

第2章

CT画像からの3次元心肺ボリューム比計測の自動化

2.1 はじめに

近年、心拡大の患者数は増加傾向にある[1,2]。心拡大は、収縮力の低下や心筋内の酸素不足等により心機能が低下し心内腔が拡張して生じる。心拡大は、虚血性心疾患、拡張性心筋症、種々の原因に基づく心不全などの末期状態でより著明と成り、早期の診断、治療の重要な指標として利用されている。

従来検査方法として、心拡大に対しては単純 X 線画像を用いた手法や心エコーを用いた手法が主に使われている。単純 X 線画像を用いた手法では、画像に直接定規を当て、心臓と肺の幅の比率（心胸郭比）から心拡大の判定を行う方法を用いている。しかし、撮影時に十分に息を吸わなかった場合や撮影時の体の角度等によって心胸郭比が大きく変動してしまうことがある。

心エコーを用いた手法は、超音波を心臓部に発信しその反射波をモニタ画面に映し出して心臓の形態や状態、機能を判定する。X 線と異なり放射線を用いないため被曝の心配がない利点があるが、肺などのアーチファクトの影響や医師の技量により値が変動しやすいなどの問題もある。

本研究では心拡大の判定について、CT 画像を用いて、より正確に判定をする手法を提案する。CT 画像を用いることで、単純 X 線画像のように撮影時の体の角度による差異や心エコーのように医師の技量による結果の差異が抑制できる。

近年では様々な病変に対する胸部検診においてこれまでの胸部単純撮影に代わって、胸部 CT 撮影が用いられるケースが増加しており[3,4]、3次元データである CT 画像を診断に用いることで、2次元の単純 X 線画像を用いるときよりも診断の精度が向上するものと期待できる。また、CT 画像は常に拍動し、モーションアーティファクトの大きい心臓を苦手としているが、検出器の多列化や心位相に対する時間分解能を向上させる再構成技術の発達等により、鮮明で高精細な心臓 CT も臨床の場で使用されるようになってきている[5,6]。

本手法では、CT 画像から肺領域、心臓領域の体積抽出を行い、その体積比(心肺ボリューム比と呼ぶ)から心拡大の判定を行う。肺領域、心臓領域ともに抽出にはラベリング処理とモフォロジー処理[7]を用いる。

肺領域抽出には可変ベジェ曲面を用いた肺形状モデルを用いる手法[8]やリージョン Growing 法を用いた抽出法[9]、Snakes 法[10]を用いた手法等が提案されているが、抽出漏れや非抽出対象領域への侵入が多いといった問題点があるため、体積計測には適していない。

心臓の抽出については心臓モデルを用いたテンプレート・マッチング法を用いた手法[7]や三角ポリゴンモデル[11]を用いる手法[12]等が検討されているが、健常者の心臓を用いて作成した心臓モデルでは、心拡大の患者の心臓に適応できないといった点が挙げられる。

本研究は、胸部検診において CT を撮影する場合におけるオプションとしての、心拡大の診断補助を目的としている。

本手法のポイントを以下に示す。

- ① シード点を基に左右の肺領域の抽出を行うアルゴリズムを構築する。
- ② 骨格の関係上心臓は背骨よりも背中側には来ず(CT 上において)、また肺よりも体表面よりには来ないため、肺領域の抽出結果を用いて心臓領域抽出のアルゴリズムを構築する。
- ③ 入手した 15 名の CT 画像を検討に用いる。健常者のデータ 7 例を抽出アルゴリズム構築に用い、3 例の心拡大の患者のデータと健常者のデータ 5 例を検証用の未知データとして用いる。

本論では、まず 2.2 章で本手法のアルゴリズムについて示し、次いで 2.3 章では本手法を用いて実際に抽出を行った結果を示す。2.4 章、2.5 章においては本手法の考察、まとめについて述べる。

2.2 アルゴリズム

CT画像は国際基準であるDICOM規格により統一されたフォーマットであり、メーカーや機器に基本的には依存しないものである。そのため閾値による処理が有効であり本研究全般にわたり閾値処理が使われている。

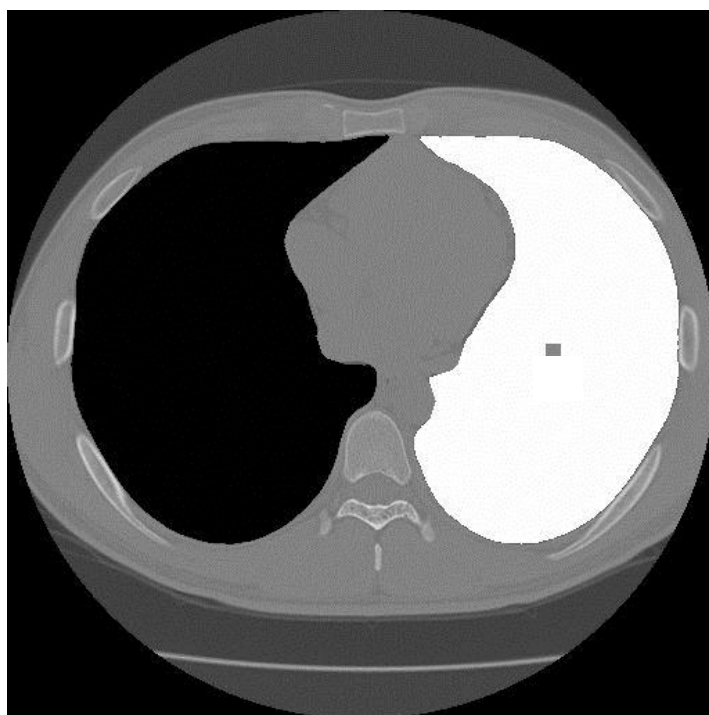
2.2.1 基本原理

本手法では図2-1(a)(b)のように1スライスごとに肺、心臓の領域抽出を平面的に行い、各面積を求める。この処理をCT画像のスライス毎に行い、抽出された各臓器の面積を加算することで心臓と肺の体積を計算し、それぞれの体積から比率を求める。

CTと単純X線の撮影方法によるメリットとデメリットを表2-1に示す。単純X線は低コストかつ撮影の容易さといったメリットがあるが、臓器が重なった部分の読み取りの難しさ、被写体の位置取りによる誤差の大きさなどのデメリットがある。CTは被爆量の多さなどといった問題もあるが、高い空間分解能による精密な処理が可能であること、被写体の位置取りによる誤差がほぼないことなどメリットが大きい。よって本研究では心肺ボリューム比の計測手法の開発にCT画像を用いた。

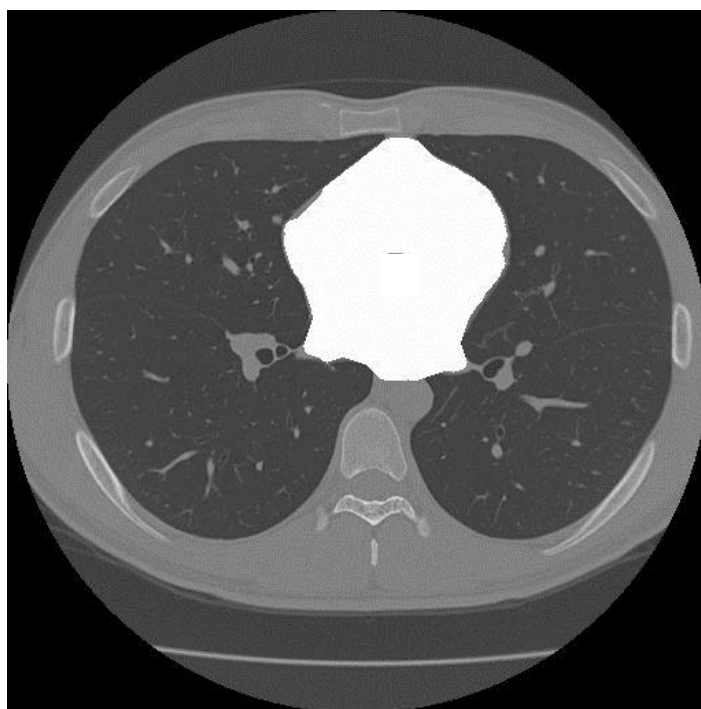
表2-1 CT画像とX線画像の撮影方法によるメリットとデメリット

撮影方法	原理	メリット	デメリット
単純X線	一方向からX線を放射し、放射方向に沿った減衰係数を測定して内部構造を把握する	1.コストが安い 2.撮影が容易である	1.X線の放射方向に沿った部分で臓器が重なった部分などの読み取りが困難である 2.撮影時の被写体の位置取りなどによる誤差が大きい
CT	全方位からX線を放射し、各方向の減衰係数を測定、フーリエ変換により画像を構成する	1.空間分解能が高く、精密な処理が可能である 2.撮影時被写体の位置取りによる誤差がほぼない 3.心臓の異常な肥大などの判断が可能である	1.単純X線と比べ被爆量が多い 2.三次元での画像処理には長い処理時間がかかる 3.体型や肺野の大きさ、その他の条件により正常値の変動が大きくなってしまう



(a) 肺

(黒色の領域：右肺，白色の領域：左肺)



(b) 心臓

図 2-1 着目領域の抽出

2.2.2 抽出の流れ

本システムの流れを図 2-2 に示す。本処理では以下の手順で心肺ボリューム比の算出を行う。

はじめに肺抽出における初期シード点の自動設定を行う。数スライスにシード点の候補を設定し体内外判定などにより最適なシード点を持つスライスを演算開始スライスに設定する。続いて演算開始スライスより設定したシード点を基に肺抽出を行う。肺抽出にはラベリング処理、モフォロジー処理を用いる。スライスごとに肺領域の面積を求め、重心と最大幅の計測を基にシード点の再設定を行う。肺の上端、下端スライスを決定し、その間の抽出面積を総計し肺の体積を求める。

肺抽出の結果を基に、人体の構造的観点から心臓抽出の初期スライスと初期シード点を自動決定する。肺抽出と同じように設定したシード点を基に心臓抽出を行う。心臓抽出にも同じくラベリング処理、モフォロジー処理を用いる。スライスごとに心臓領域の面積を求め、重心を基にシード点の再設定を行う。心臓の上端、下端スライスを決定し、その間の抽出面積を総計し心臓の体積を求める。最後に算出した肺・心臓の体積より心肺ボリューム比を算出し、心拡大の判定を行う。以降の節で各処理について述べる。

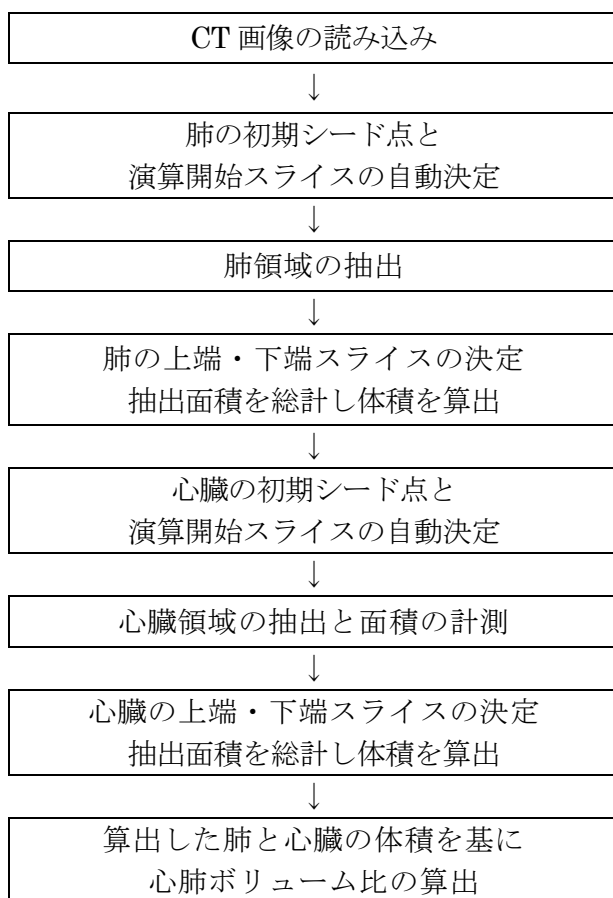


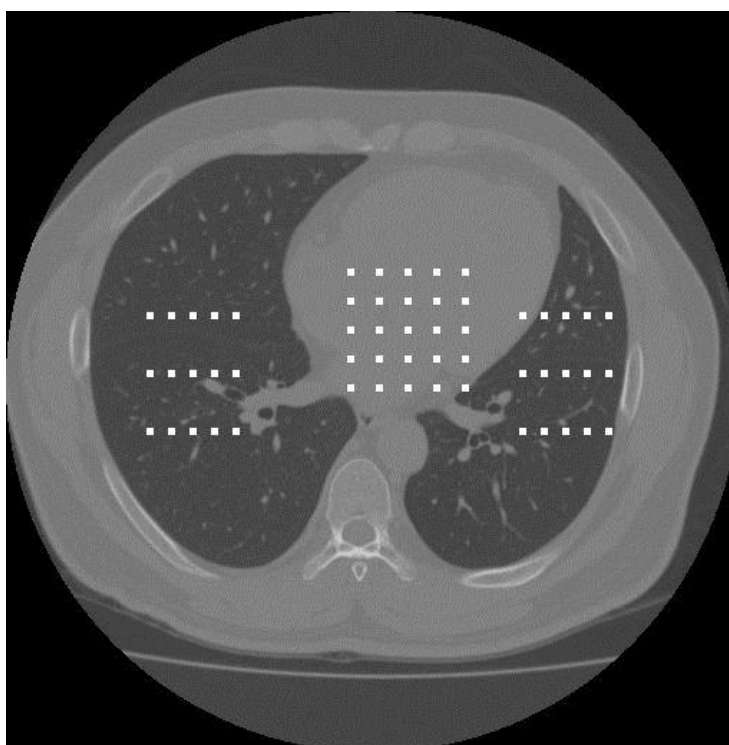
図 2-2 心肺ボリューム比計測の流れ

2.2.3 シード点の初期設定

シード点とは、臓器抽出を行う際に基準となる点として設定する。この点の座標と画素値を元にラベリング処理や対象臓器の判定を行う。

抽出対象の領域の1点にシード点を設定する。この1点は図2-3(a)の通り、基準点として設定した心臓25点、肺15点の各点を中心に、図2-3(b)に示すように400ピクセルずつ計1600ピクセルを走査し、肺は画素値-600(HU単位)以下の画素数、心臓は画素値-450以上の画素数が各々90%以上であった場合抽出臓器内の点と判定し、シード点に設定する。周辺画素の走査を行う時、ある一方面に範囲外の画素が偏った場合に備え、領域を4分割して走査を行った。またこの時、基準点に対して対称性を保つために基準点通る上下、左右の画素について走査範囲より除外した。

肺のシード点は、上記の条件に加え体表面抽出を行い基準点が体内領域に含まれているかも判定条件に加える。肺領域内と体外部は共に空気層であり画素値が似通っているため、体外部にシード点が設定されることにより抽出ミスが発生してしまう可能性がある。基準点の体内外判定を行うことにより体外部にシード点を設定してしまうことを阻止できる。



(a) 初期シード点の候補点

1	↔	20		1	↔	20
↓				↓		
20				20		
1	↔	20		1	↔	20
↓				↓		
20				20		

(b) 候補点の周辺領域の走査による注目領域の内外判定

図 2-3 初期シード点の決定手法

2.2.4 心臓領域抽出時のシード点の追跡

以降のシード点設定は心臓と肺で異なる。

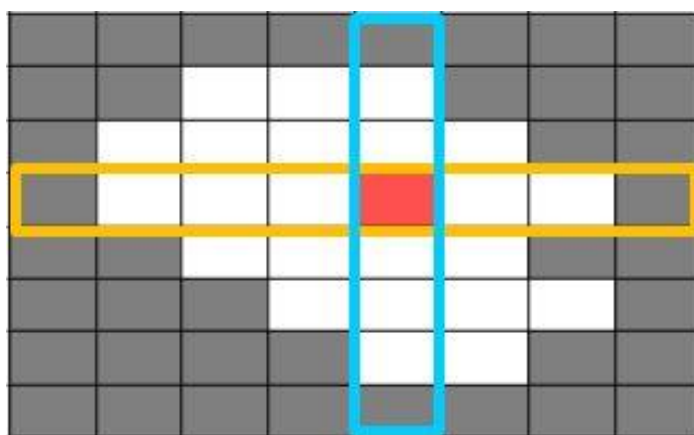
心臓のシード点には、抽出した心臓領域から幾何学的図形の重心を求めその座標を次のスライスのシード点に用いている。心臓は脈拍などによって連続したスライスにおいても形状の変化が大きい。しかし重心はほぼ一定であるため、重心を用いることでシード点の大幅なブレを抑制できる。

2.2.5 肺領域抽出時のシード点の追跡

肺はスライスが下部に行くに従って 図 2-4(a)に示すように三日月のような形状となり、重心を用いるとシード点が臓器外に出てしまうため、抽出が行えなくなる。その為、抽出した肺領域の縦幅、横幅が最大となった軸の交点座標をシード点と決定する。図 2-4(b)内の橙枠が最大横幅、青枠が最大縦幅を表し、赤で示した交点座標がシード点となる。



(a) 三日月型になった肺領域の例



(b) シード点

図2-4 肺領域のシード点の決定手法

2.2.6 肺抽出におけるモフォロジーの最適回数の決定

本手法では初めにラベリング処理を行っているが、ラベリング処理を行っただけでは、画像内の穴抜け部分が多く、領域が正しく抽出できていると言えない。よって、円形構造要素を用いたモフォロジー処理の膨張収縮処理（クロージング）により領域の穴埋めを行っている。なお本手法において、肺動脈などの大きい血管等はラベリング処理時に領域から除外している。しかし、クロージングを用いる関係上、細かい血管等は肺領域に含めて抽出を行っている。

実験をもとに処理に最適と思われるモフォロジー回数を決定した。今回はクロージングにおける画素の拡張は約 20 ピクセル分でほぼ一定となるように設定した。

膨張収縮回数・円形構造要素を変更して抽出を行った結果を表 2-2 に示す。なお、検討には、後述する A002 の画像を用いた。

表 2-2 膨張収縮回数・円形構造要素の大きさの違いによる抽出結果及び処理時間の比較実験

円形構造要素の 大きさ [pixel]	膨張収縮回数 [回]	抽出ピクセル数 (肺) [pixels]	処理時間 [sec]
1	20	18152339	64
2	10	18151952	75
3	7	18156724	103
4	5	18140626	122
5	4	18145919	138
6	4	18133475	173
7	3	18138656	170

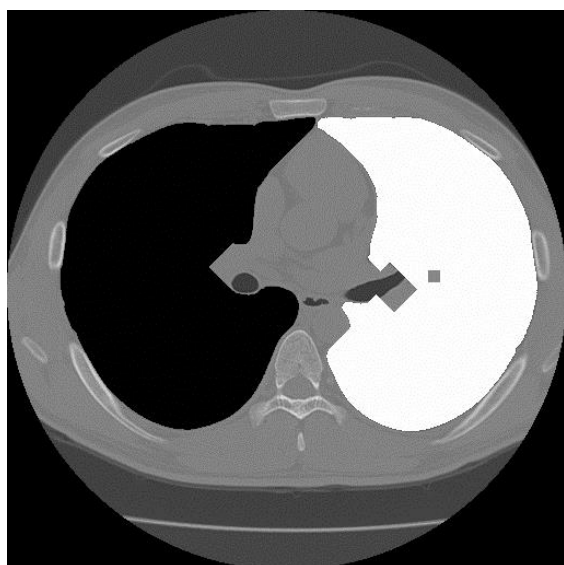
図 2-5(a)は円形構造要素を 1 ピクセルとして処理を行ったものである。肺領域内の一部が不自然に角張ってしまい、抽出結果に信頼性が欠ける。2 ピクセルでの処理においても同様の現象が見られた。

図 2-5(b)は円形構造要素を 7 ピクセルとして処理を行ったものである。こちらは肺の一部が不自然に切断されてしまい抽出できていない。これは大きく膨張をさせすぎてしまい、画像サイズを超えてしまった部分が収縮処理時に復元されなかったことが原因である。なお 6 ピクセルでの処理においても同様の現象が見られた。よって 1, 2, 6, 7 ピクセルでの処理は不適切である。

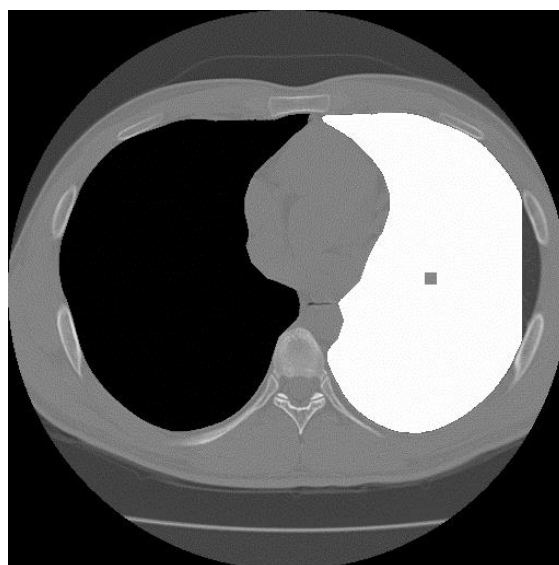
円形構造要素が 3 ピクセル, 4 ピクセル, 5 ピクセルでの処理において、この 3 つには抽出精度、抽出結果ともに大きくは差異が出なかった。しかし、ほぼ誤差の範囲といえる程度ではあるが 3 ピクセルで行った処理に若干 1 ピクセルでの処理と同様な角張が見られ、5 ピク

セルでの処理は処理時間が若干長い。

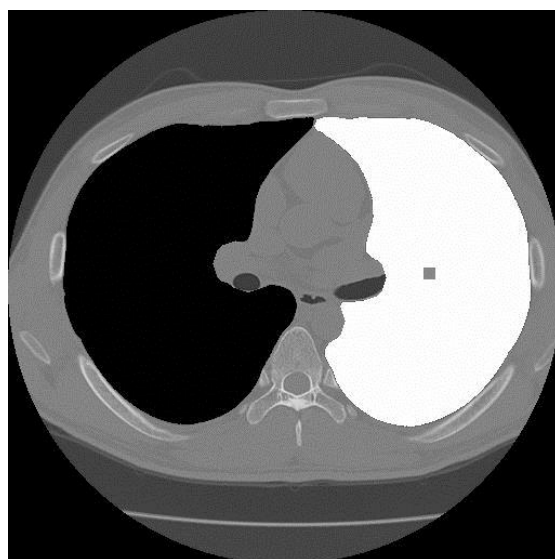
以上の検討より，本手法では肺領域抽出のモフォロジーには円形構造要素を4ピクセル，膨張収縮回数5回とした．実際に使用する円形構造要素を4ピクセル，膨張収縮回数5回で抽出を行った画像を図2-5(c)に示す。



(a) 構造要素1ピクセルによるクロージング処理の結果



(b) 構造要素7ピクセルによるクロージング処理の結果

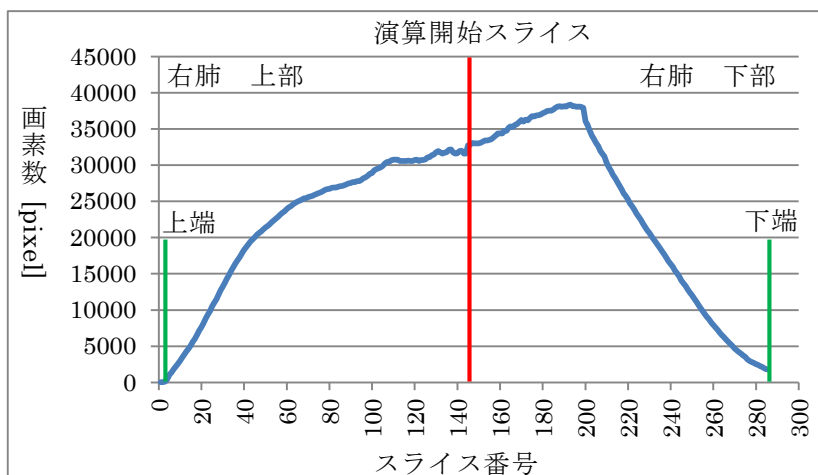


(c) 採用した構造要素4ピクセルによるクロージング処理の結果

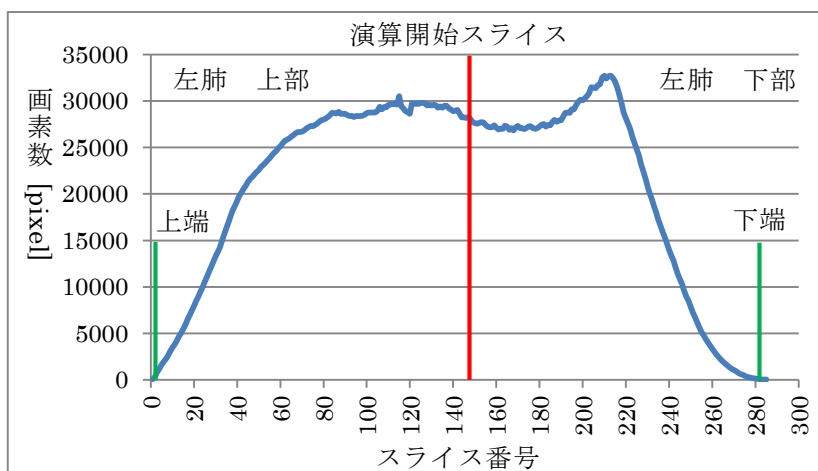
図2-5 構造要素の大きさの違いによる結果の比較

2.2.7 上端下端スライスの決定法[13]

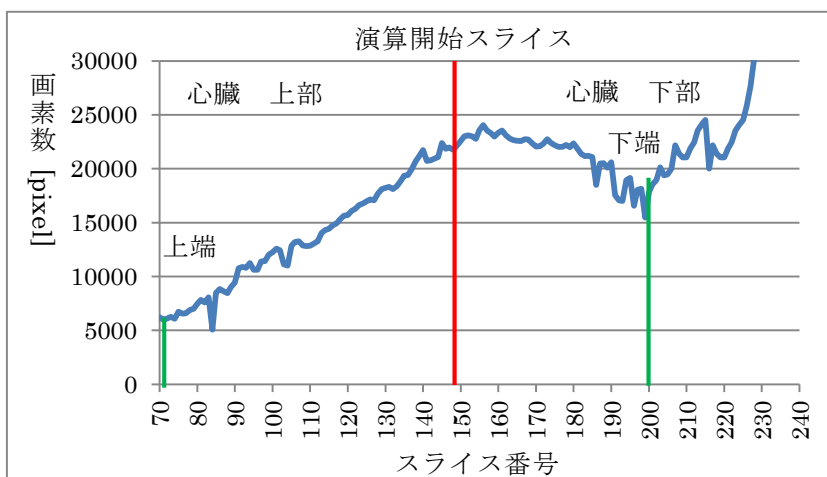
各臓器の上端下端スライスとは各スライスにおける抽出面積の値の分布をもとに条件を設定している。図 2-6(a)(b)は肺領域、図 2-6(c)は心臓領域の抽出面積の値の分布を示している。中間スライスを開始点と設定し、体軸方向に沿って走査していく。肺領域抽出、心臓領域抽出共に、連続 5 スライスにわたって画素数が減少した場合にのみ端部スライスの候補として演算中のスライスの番号(5枚目のスライスの番号)を記憶させる。条件を満たすたびに更新を行い、全演算終了時に記憶されているスライス番号を上端及び下端のスライス番号としている。また、肺領域抽出においては、連続 5 スライスにわたって画素数が 100 ピクセルを下回った場合を、上記手法よりも優先させ上端及び下端のスライス番号と設定している。



(a) 右肺



(b) 左肺



(c) 心臓

図 2-6 上端下端スライスの決定法

2.2.8 体積の計算

心臓、両肺の体積共に、各スライスで抽出した各領域の面積（画素数）の総和として計算する。肺野の体積は、左右の肺体積を合計して求める。

2.2.9 心肺ボリューム比の算出[14]

心肺ボリューム比の算出式を式(2-1)に示す。先に述べたとおり心肺ボリューム比は心臓の体積と肺野の体積の比率より求められる。

$$\text{心肺ボリューム比} = \frac{\text{心臓の体積}}{\text{肺野の体積}} [\%] \quad (2-1)$$

2.3 性能評価

初めに評価実験の条件について示す。評価実験には、表 2-3(a)に示した性能を持った汎用の PC を使用している。また、実験に用いた CT 画像について表 2-3(a)は 1mm スライスのものである。表 2-3(b)には 5mm スライスのものである。今回用いた CT 画像は肺野条件で最適化された検診画像として収録されたものを使用している。画像データの A 群はアルゴリズム開発に用いた健常者のデータ、B 群は評価に用いた健常者のデータ、C 群は評価に用いた心拡大患者のデータとなっている。

表 2-3 評価実験の条件

(a) PC の性能, 及び A 群, B 群の画像の情報

CPU	Intel Core2Quad 2.66[GHz]
メモリ	4[GB]
スライス内画素数	512×512[pixel]
スライス厚	1[mm]
画素間隔	0.668～0.781[mm/pixel]
1セットの画像枚数	280～320[slice]

(b) C 群の画像の情報

スライス内画素数	512×512[pixel]
スライス厚	5[mm]
画素間隔	0.78125[mm/pixel]
1セットの画像枚数	50～70[slice]

2.3.1 開発データと未知データ

今回の実験において、開発データとはシード点決定手法やモフォロジー処理の回数決定など自動化完了に必要な各種パラメータを決定するために用いた症例データである。本処理はこれらの症例に最適化する形で開発が行われている。

一方、未知データは開発データを基に設計・開発したシステムの評価を行うために用いるデータである。最適化などは行われていないため、未知データでの結果如何がそのシステムの評価となる。

2.3.2 スライス厚の違いによる抽出結果の差異

今回実験に用いたCT画像の内、開発に用いたA群と性能評価に用いたB群は1mmスライスであったのに対し、心拡大のデータであるC群は5mmスライスであり枚数及び画像の連続性等が異なる。よって、I系統の画像を合成して平均画像を作成し、5mmスライスのCTに見立て抽出を行った。その結果と1mmスライスでの抽出結果との比較を表2-4に示す。開発データと異なる形式の5mmスライスにおける抽出でも、結果に大きな差異は見られなかった。よって、この結果より、心拡大の患者のデータにも本システムが適応しうると判断できる。

2.3.3 心肺ボリューム比計測

2.2章で示したアルゴリズムを用い、開発データ、未知データ、心拡大のデータそれぞれから肺領域抽出、心臓領域抽出を行った。その結果をもとに、心肺ボリューム比を算出した。

開発に用いたA群7例及び評価に用いたB群5例、C群3例の全15例の判定結果を表2-5に、総演算時間を表2-6に示す。表2-5より、本手法は心拡大患者と健常者を明確に分離できるという結果が得られた。また、枚数の少ない5mmスライスでは約30秒、枚数の多い1mmスライス画像においても約3分と実運用に耐えうる演算速度である結果が得られた。

従来法の単純X線画像による判定との比較を表2-7に示す。本手法での判定では、従来法と比べ分離性の高い結果が得られた。

なお、A、B、C群すべてにおいて単純X線画像が入手できなかったため、CT画像より構成した疑似X線画像をもとに心胸郭比の算出を行っている。

表2-4 スライス厚の違いによる結果の差異の検討

No	心肺ボリューム比 [%]	
	スライス厚 1mm	スライス厚 5mm
B001	21.2	20.7
B002	12.1	11.3
B003	13.6	13.0
B004	16.9	16.8
B005	13.6	14.6

表 2-5 心肺ボリューム比の計測結果

No	心臓 [cm ³]	肺 [cm ³]	心肺ボリューム比 [%]
A001	825	4892	16.8
A002	940	7086	13.2
A003	626	5447	11.4
A004	767	5119	14.9
A005	976	6291	15.5
A006	1048	4382	23.9
A007	873	6015	14.5
B001	955	4494	21.2
B002	826	5791	12.1
B003	740	5417	13.6
B004	994	5846	16.9
B005	733	5374	13.6
C001	676	2075	32.5
C002	933	3033	30.7
C003	910	2770	32.8

A 群はアルゴリズム開発に用いた健常者のデータ。(開発データ)
B 群は評価に用いた健常者のデータ。(未知データ)
C 群は評価に用いた心拡大と診断されているデータ。(未知データ)

表 2-6 心肺ボリューム比計測の処理時間

No	処理時間 心臓 [sec]	処理時間 肺 [sec]	総処理時間 [sec]
A001	61	103	164
A002	75	122	197
A003	63	116	179
A004	74	124	198
A005	69	112	181
A006	68	117	185
A007	67	115	182
B001	58	106	164
B002	71	125	196
B003	64	114	178
B004	75	113	188
B005	66	121	187
C001	13	17	30
C002	11	17	28
C003	11	18	29

表 2-7 本手法（心肺ボリューム比）と疑似単純 X 線画像（心胸郭比）の計測結果の比較

No	CT 画像 心肺ボリューム比 [%]	疑似単純 X 線画像 心胸郭比 [%]
A001	16.8	44.2
A002	13.2	42.4
A003	11.4	40.3
A004	14.9	44.4
A005	15.5	45.5
A006	23.9	51.6
A007	14.5	43.6
B001	21.2	50.5
B002	12.1	40.1
B003	13.6	40.5
B004	16.9	42.0
B005	13.6	41.8
C001	32.5	57.3
C002	30.7	61.6
C003	32.8	54.4

2.4 考察

本手法を用いて抽出を行った結果画像を図 2-7 に示す。なお、表示にはフリーソフトである PLUTO[15]を使用している。

未知データである B 群, C 群の各判定結果を比較すると、心肺ボリューム比に大きく差異があらわれた。健常者である B 群が平均して約 15%程度であるのに対し、C 群は平均して約 32%であった。この結果から、本研究は心拡大の判定について一定の鑑別が可能と判断できる。

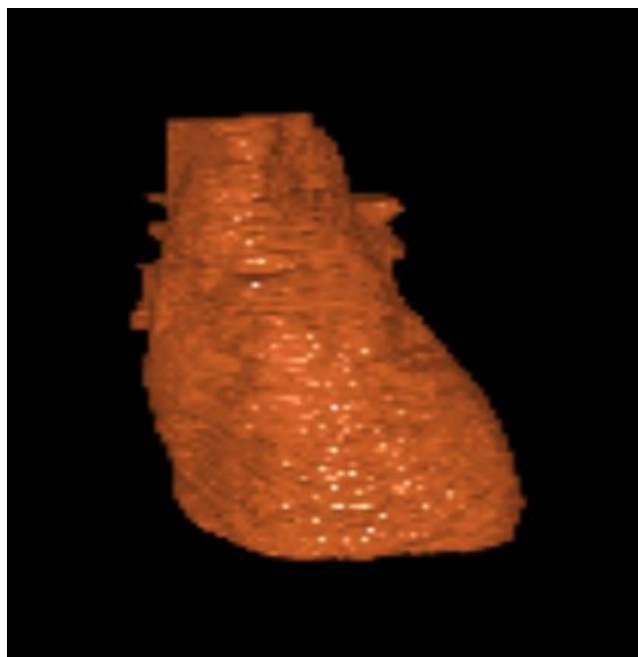
また、表 2-7 より、心拡大について CT 画像より構成した擬似 X 線画像を用いて心胸郭比を算出した結果と比べても極端な差異は出なかった。2.1 章において従来法の不正確性を述べたが、疑似 X 線画像を用いているため呼吸による差異はなく、このデータにおいて一定以上の整合性が得られたことは、この手法による心拡大判定の評価につながると考えられる。図 2-8 は本手法と従来法の相関を示したものである。従来法との相関係数は約 0.95 であり今回のデータにおいては数値的にも相関が得られた。冒頭にて従来法の問題点を述べたが、心拡大の検出法として現在も用いられている手法であるため、従来法との差異が極端に大きいことはむしろ指標としてはマイナスであると考え相関の算出を行った。

本手法の開発に用いたデータ及び検討に用いた健常者のデータは 1mm スライスであったのに対し、心拡大のデータは 5mm スライスであったため画像に連続性が乏しくやや抽出が完全ではないものがあつた。特に肺領域について変動幅が大きく、ラベリングがさえぎられてしまう例なども見受けられ、この点においては改善が必要である。図 2-9(a)は被験者 C002 の 27 スライス目、図 2-9(b)は 26 スライス目の画像であるが、心臓領域が急激に変化している為右肺の領域の一部が抽出できていない。どのようなスライス厚の画像においても抽出が完全となるよう改善する必要がある。

また、本論文ではあくまでも CT 画像の撮影時には吸気が十分であり、かつ呼吸停止が出来る画像であると仮定し、判定を行った。しかし、健常者とされているデータの中において、A006, B001 の 2 例は他の症例と比較して、若干心肺ボリューム比が高く、表 2-5 の表を見るとこの 2 名については肺野の体積が他に比べて少なく、吸気が不完全であった可能性も考えられる。撮影条件を変えたデータにおける抽出結果と比較検討を行う必要があると考える。



(a) 肺の抽出結果



(b) 心臓の抽出結果

図7 心臓と肺の抽出結果の3D表示

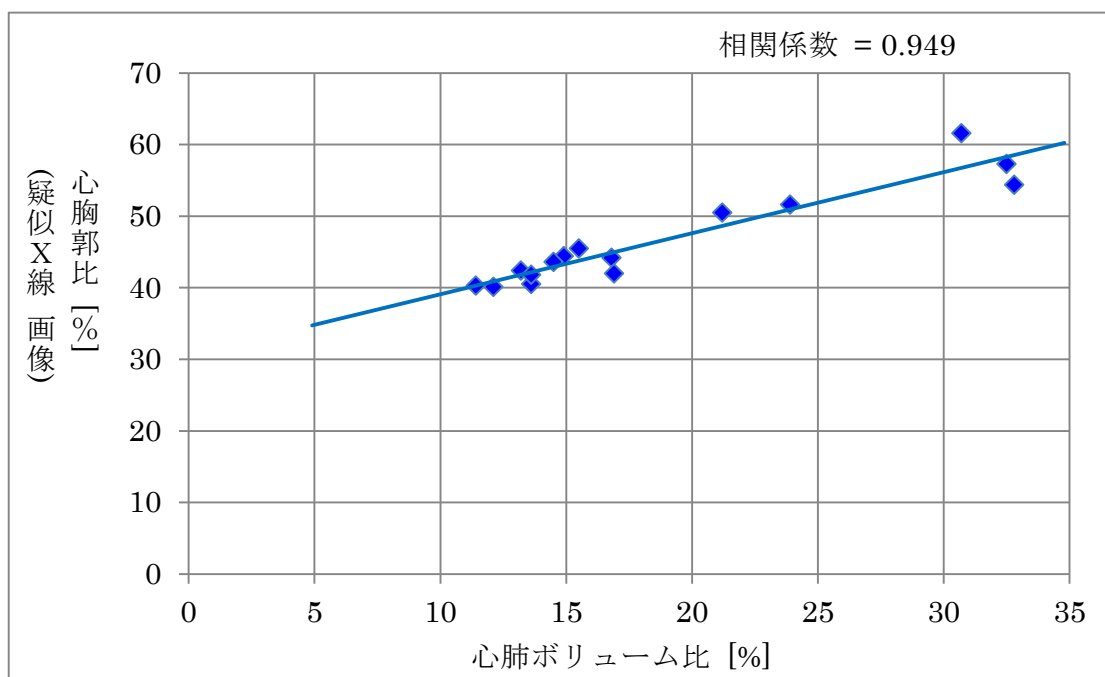
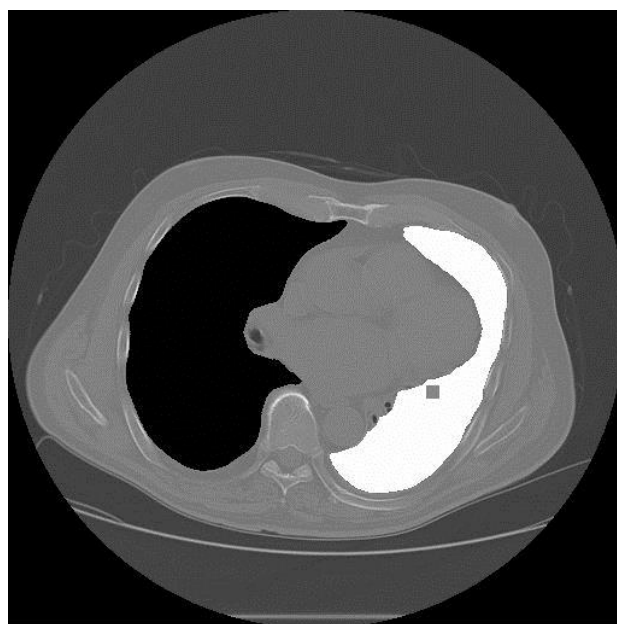


図 2-8 本手法（心肺ボリューム比）と疑似単純 X 線画像（心胸郭比）の計測結果の相関



(a) スライス No.27



(b) スライス No.26

図 2-9 形状の急変による肺領域の抽出不足

2.5 まとめ

本論文ではCT画像を用いて心肺ボリューム比からの心拡大判定の手法を提案した。

開発した抽出アルゴリズムを用いて、心臓領域、肺領域の体積抽出を行い、心肺ボリューム比を算出した。また、心拡大の患者と健常者の未知データ全8例の比較検討を行い、本手法を用いて心拡大の異常を判定できる可能性が確認できた。

今後は様々なサイズのスライス画像における抽出精度の向上と演算時間の短縮に加え、肺疾患患者における本研究の性能評価を行っていく予定である。

本研究は、完全自動化という観点も重視して開発を行った。CT画像の撮影時の法則や人体の解剖学的な知識を基に初期シード点や処理開始スライスの自動設定手法を開発できた。初期設定の項目を可能な限り減らし、自動化を行えたことは本研究における強みであり、これにより医師への診断支援と負担軽減が可能となったと考える。

現在のアルゴリズムにおいて、心臓抽出のために肺抽出の結果を用いており、肺抽出がうまく行えない場合に心臓抽出自体が行えない可能性があり、これは今後の検討事項である。他にも心不全等との合併により胸水が溜まっている症例において肺体積の抽出が行えない可能性もあり、背骨及び肋骨の座標から肺表面座標の算出を行うなど今後も手法の改良が必要である。

また、2.2.7の端部スライス決定の手法は経験則より設定したものであり、端部スライス番号が記憶されないまま抽出が終了してしまう可能性は存在する。現状では端部スライス番号が記憶されないような極端な変化を持つ症例がないため可能性の域を出ないが、より正確に端部スライスを決定できる手法を検討する必要がある。

システムの評価を依頼した医師より、心臓上部の動脈の除去が不十分であるとの意見が出たため、より精密な血管除去のアルゴリズムを開発する必要がある。

参考文献

- [1] 厚生労働省：人口動態統計。
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei10/index.html>
- [2] 難病情報センター：特定疾患医療受給者証交付件数。
<http://www.nanbyou.or.jp/entry/1356>
- [3] 中村義正, 塚越伸介, 村松禎久, 他：胸部 CT 検診. 日本放射線技術学会雑誌 57: 1089-1097, 2001
- [4] 守谷欣明：胸部 CT 検診の普及. 結核予防会機関紙複十字 304: 10-14, 2005
- [5] 井田義宏：マルチスライス CT による心臓診断技術. 日本放射線技術学会雑誌 62: 804-810, 2006
- [6] 小山靖史：心臓 CT の到達点とこれから. 日本放射線技術学会雑誌 64: 725-733, 2008
- [7] 田村：コンピュータ画像処理. オーム社, 2002
- [8] 北坂孝幸, 森 健策, 長谷川純一, 他：可変ベジェ曲面による形状モデルを用いた 3 次元胸部 X 線 CT からの肺野領域抽出. 電子情報通信学会論文誌 D-II J83-D-II: 165-174, 2000
- [9] 小松昌史, 高橋弘樹, 金 亨燮, 他：3 次元リージョングロウイングとテンプレート・マッチングを用いた CT 画像からの肺臓・心臓領域の自動抽出. バイオメディカル・フュージ・システム学会誌 12: 93-98, 2010
- [10] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D: Snakes: Active Contour Models. International Journal of Computer Vision, Vol. 1, pp. 321-331, 1988
- [11] Malladi R, Sethian JA, Vemuri BC: Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 17, No. 2, pp. 158-175, 1995
- [12] Ecabert O, Peters J, Lorenz C, et al: Towards Automatic Full Heart Segmentation in Computed-Tomography Images. IEEE Computer Society 2005, pp. 223-226, 2005
- [13] 安倍和弥, 武尾英哉：CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の高度化. 映像情報メディア学会年次大会 16-9, 2010
- [14] 安倍和弥, 武尾英哉：3 次元心肺ボリューム比計測の自動化. 映像情報メディア学会冬季大会 1-9, 2009
- [15] PLUTO : <http://pluto.newves.org/trac/>

第 3 章

胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の 分離計測

3.1 はじめに

胸水貯留は、心不全、肝硬変、肺炎、癌など様々な原因により発生する。その増加した胸水や気胸などの胸腔内の占拠性病変が、気管支を圧迫するとその末梢部分は無気肺となる。胸水、無気肺とも呼吸困難などを引き起こす可能性があり、無気肺は肺炎などを併発することもある。癌や心疾患、肺炎など死因の多くを占める病態[1]との因果関係が深く、早期の発見、治療が必要となる。

本研究では胸水及び無気肺の定量測定による診断支援について、CT 画像を用いて、より正確に判定をする手法を提案する。

胸水の有無などは単純 X 線画像を基に診断が行われるが、胸水領域や無気肺領域、肺炎の領域等は X 線画像からの分離は困難である。

近年では様々な病変に対する胸部検診においてこれまでの胸部単純撮影に代わって、胸部 CT 撮影が用いられるケースが増加しており[2,3]、3次元データである CT 画像を診断に用いることで、2次元の単純 X 線画像を用いるときよりも診断の精度が向上するものと期待できる。

本手法では、CT 画像から肺空気層領域、胸水領域、無気肺領域の体積抽出を行い、その体積比から病状の進行度や治療の効果などの診断支援を行う。各領域抽出及び前処理となる心臓領域、肝臓領域の抽出には閾値を基にした抽出手法[4]やラベリング処理とモフォロジー処理[5]などを用いる。

肺領域抽出には可変ベジェ曲面を用いた肺形状モデルを用いる手法[6]やリージョン Growing 法を用いた抽出法[7]、スネークス法[8]を用いた手法等が提案されているが、抽出漏れや非抽出対象領域への侵入が多いといった問題点があるため、体積計測には適していない。また、腫瘍等のある肺領域抽出には Rikxoort らの手法[9]もあるが、辺縁の穴埋めにもモフォロジー処理を用いているため、今回着目する辺縁に大きく存在する胸水や無気肺の抽出には適していない。

胸水領域の抽出にはアクティブコントロールモデルを用いた手法[10,11]が提案されているが、前述の抽出漏れや非抽出対象領域への侵入が多いといった問題や無気肺と胸水の分離が困難であるといった点から分離計測には適していない。

本研究は、胸部検診において CT を撮影する場合におけるオプションとしての、胸水や無気肺の経時変化を定量化し診断補助を行うことを目的としている。

本手法のポイントを以下に示す。

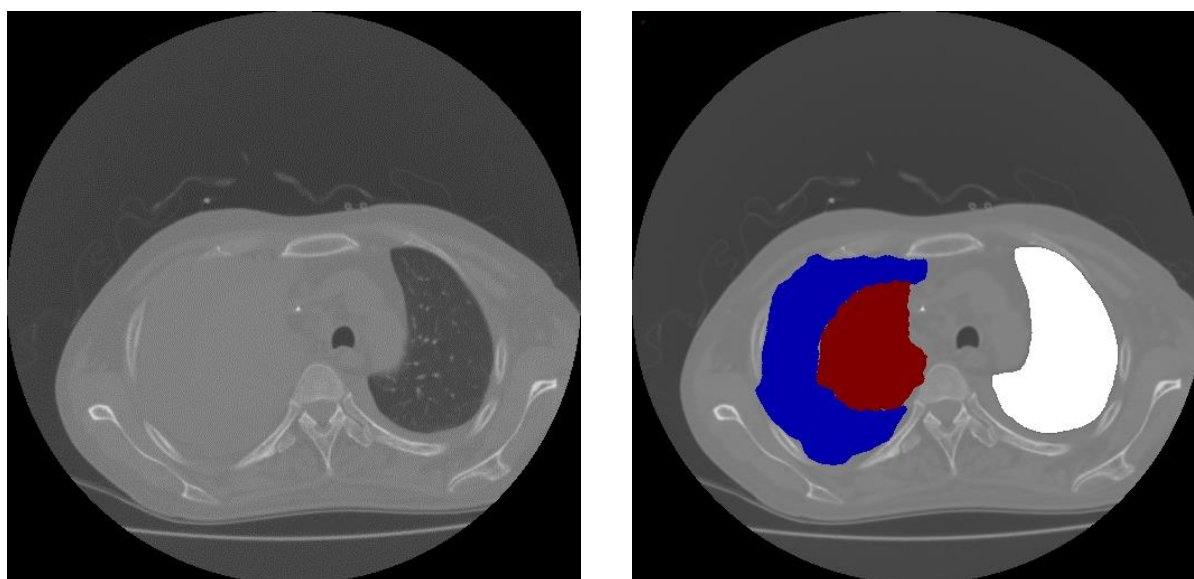
- ① 前処理として肺空気層，心臓領域，肝臓領域の抽出を行い胸水領域，無気肺領域のみに着目した画像を作成するアルゴリズムを構築する。
- ② 前処理を行った画像より，胸水領域及び圧迫性無気肺領域を抽出するアルゴリズムを構築する。
- ③ 入手した 8 名の CT 画像を検討に用いる。健常者，胸水及び圧迫性無気肺保有の患者のデータ各 1 例を抽出アルゴリズム構築に用い， 2 例の胸水貯留及び圧迫性無気肺保有の患者のデータと 2 例の胸水貯留を持つ患者のデータ，2 例の健常者のデータ計 6 例を検証用の未知データとして用いる。

本論では，まず 3.2 章で本手法のアルゴリズムについて示し，次いで 3.3 章では本手法を用いて実際に抽出を行った結果を示す。3.4 章，3.5 章においては本手法の考察，まとめについて述べる。

3.2 手法

3.2.1 基本原理

本手法では図 3-1(a)のような元画像より、1 スライスごとに肺空気層、胸水、無気肺の領域抽出を平面的に行い、図 3-1(b)の赤で示す無気肺領域、青で示す胸水領域の各面積を求める。この処理を CT 画像のスライス毎に行い、抽出された各領域の面積を加算することで胸水領域と無気肺領域の体積を計測する。



(a) 元画像

(b) 抽出画像

図 3-1 着目領域の抽出

(赤色の領域：無気肺，青色の領域：胸水，白色の領域：肺空気層)

3.2.2 抽出の流れ

本システムの流れを図 3-2 に示す。本処理では以下の手順で胸水と無気肺の分離及び各容積の計測を行う。

はじめにスライスの連続性を基に画像の平滑化を行う。これにより画素値のばらつきを抑制とエッジの強調が図れる。続いてウィンドウレベルの変換処理による抽出候補領域の強調を行う。胸水や無気肺は一定範囲の CT 値内に収まるものであるため、この処理で不要部の除去と着目領域の強調が図れる。次にシグモイド関数を用いた抽出候補領域の強調を行う。この処理を行うことにより、先の階調変換処理のみを行ったものに比べてエッジがより顕著となる。続いて肋骨領域情報を基にした肺輪郭検出と肺空気層領域の抽出を行う。肺輪郭を検出し、肺輪郭内部にのみ注目し処理を行うことにより体表面の脂肪領域の誤検出を抑制することができる。次に心臓及び肝臓領域の除外を行う。これらは無気肺部と CT 値が似通っているため誤検出抑制のために行う。各除外処理の後、まず圧迫性無気肺領域の抽出を行う。ガウシアンフィルタを用いた平滑化と二値化処理により領域を抽出、面積の計測を行う。その後、CT 値の特徴を基に胸水領域の計測を行い、無気肺と同じく面積の計測を行う。最後に胸水・無気肺とも各スライスの抽出面積の総和を算出し容積を求める。以降の節で各処理について述べる。

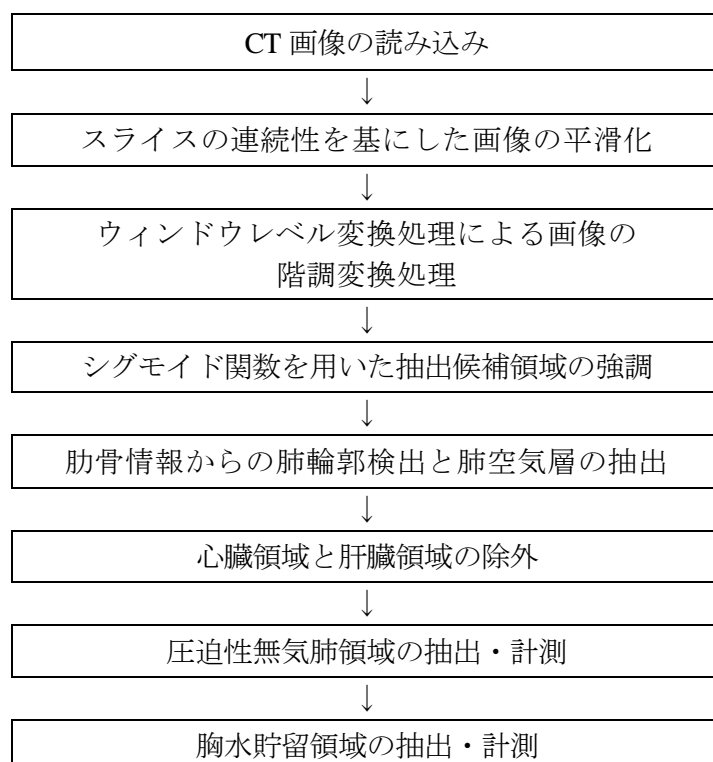


図 3-2 胸水貯留と圧迫性無気肺の分離計測の流れ

3.2.3 スライスの連続性を基にした画像の平滑化

CT 画像は同一領域内においても画素値のばらつきが発生しやすく、精密抽出を行う上での障害となりうる。そのためスライスの連続性を利用して画像の平滑化を行う。検出を行う CT 画像とその前後の画像から座標ごとに画素値の平均値を算出し、画像を平滑化した。3次元画像の平滑化には26近傍などの3次元的な領域をフィルターとして用いることが多いが、26近傍の平均値を用いると周辺領域の情報量の要素が大きくなり、よりエッジが不明瞭になり無気肺領域の過抽出が発生してしまうため、本手法ではアキシャル断面に垂直な線分上での平均値を使用した。この処理により画像が領域ごとに平滑化され後の処理における抽出精度の向上が見込める。

3.2.4 ウィンドウレベルの変換処理による抽出候補領域の強調

再構成を行った画像に対し、図3-3に示した画素値分布のグラフより自動処理にて胸水及び無気肺部が含まれた領域を求める。その範囲をもとにウィンドウレベル変換処理を行い、着目領域のみを強調した画像に変換する。図3-3に示す通り、グラフより着目範囲 W と基準点 L を基に以下の変換式で画像の階調変換を行った。このとき W は400H.U以上、1000H.U以下の範囲で画像を走査し、画素数100ピクセル以上の値が連続で5ヶ所続く点を W の左端及び右端と定義している。また L は上記で求めた W の範囲の midpoint となっている。ここでは出力画像の階調を12bitに拡張し、 $g_{max}=2048$ 、 $g_{min}=-2048$ として画像を構成する。変換後の画像を図2-4(b)に示す。

$$I_{out} = \begin{cases} (g_{max} - g_{min}) \frac{I_{in} - (L - \frac{W}{2})}{W} + g_{min} & L - \frac{W}{2} \leq I_{in} \leq L + \frac{W}{2} \\ g_{min} & I_{in} < L - \frac{W}{2} \text{ or } I_{in} > L + \frac{W}{2} \end{cases} \quad (3-1)$$

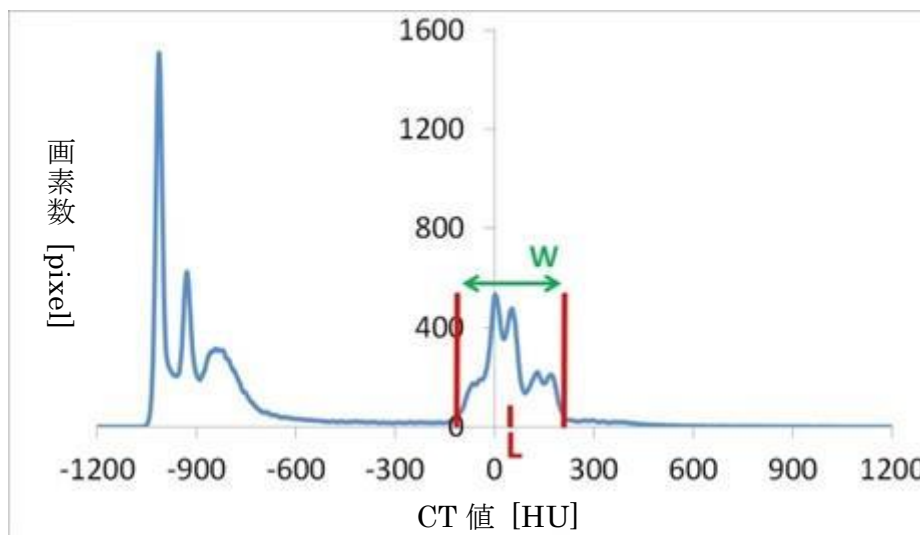


図 3-3 CT 値の分布グラフ

3.2.5 シグモイド関数を用いた抽出候補領域の強調

ウィンドウレベル変換処理を行った画像から胸水領域、無気肺領域をより精密に分離するためにシグモイド関数を用いた画像変換を行う。シグモイド関数を用いて画像の変換を行うことにより、以下の条件式(3-4)における境界 α にてエッジの強調が行われ、階調変換を行った画像と比較し、よりエッジが顕著となる。変換式は渡辺らの手法[12]や田中らの手法[13]を基に、符号-を含む 12 ビット画像に適応するように以下のように変更を加えたものを使用する。

$$I_{out} = (g_{max} - g_{min})f(I'_{in}) + g_{min} \quad (3-2)$$

$$I'_{in} = I_{in}/(g_{max} - g_{min}) \quad (3-3)$$

$$f(z) = \begin{cases} \alpha^{1-\gamma} z^\gamma & 0 \leq z \leq \alpha \\ 1 - (1 - \alpha)^{1-\gamma} (1 - z)^\gamma & \alpha < z \leq 1 \end{cases} \quad (3-4)$$

ここで閾値 α は $L+W/2$ の範囲における画素数が最大となる画素値を基に算出、 γ は $z \leq \alpha$ では 4、 $\alpha < z$ では 3 とし画像を構成した。これは閾値の上下で強調度に変化を与え、候補領域をより強調するためである。変換後の画像を図 3-4(c)に示す。

3.2.6 肋骨情報を用いた肺輪郭検出と肺空気層領域の抽出

胸水領域と体表面の脂肪領域は画素値が似通っており、後述する画素値分布のグラフを基にした抽出時に脂肪領域を誤検出してしまう可能性がある。それを防止するため角森らの手法[14]を参考に肋骨情報を用いた肺輪郭の検出を行う。肺輪郭より内部のみを走査対象とすることにより、脂肪領域の誤検出を防止できる。

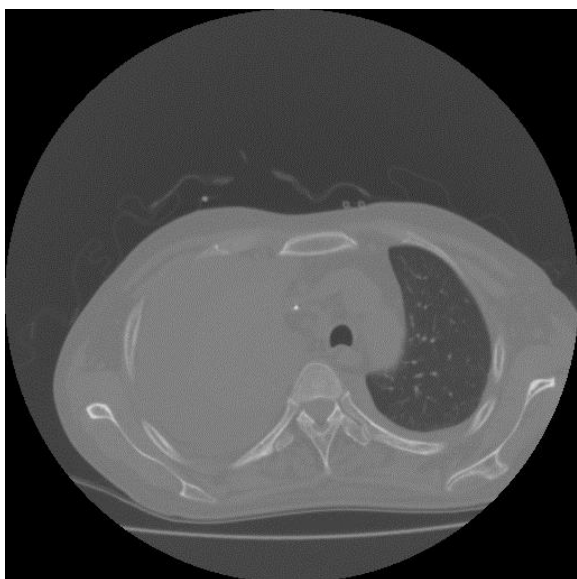
肺輪郭抽出後、肺空気層領域を抽出する。

3.2.7 心臓領域及び肝臓領域の除外

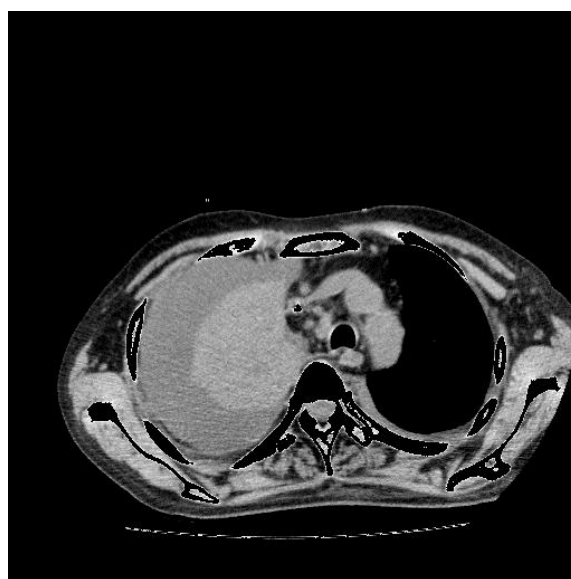
胸水領域及び無気肺領域は画素値分布のグラフより画素値を基に抽出を行うため、胸水領域や無気肺領域と画素値の似通っている心臓領域や肝臓領域を誤検出してしまうことがある。それを回避するために予め心臓領域の抽出[15]及び肝臓領域の抽出を行う。

3.2.8 無気肺領域の抽出

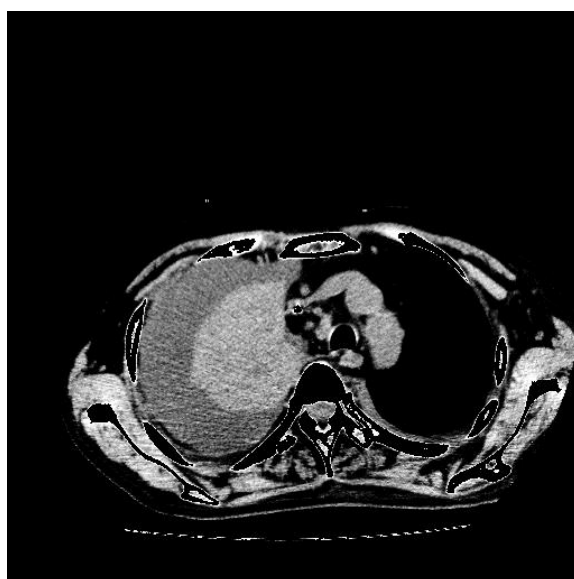
シグモイド関数を用いた処理を行った画像からガウシアンフィルタを用いた平滑化を行い、閾値処理による二値化を行って候補領域を決定する。閾値は条件式(3-4)にある境界 α の値を用いる。その候補領域の位置や特徴から無気肺領域を決定する。



(a) 元画像



(b) ウィンドウレベル変換処理による着目領域の強調画像



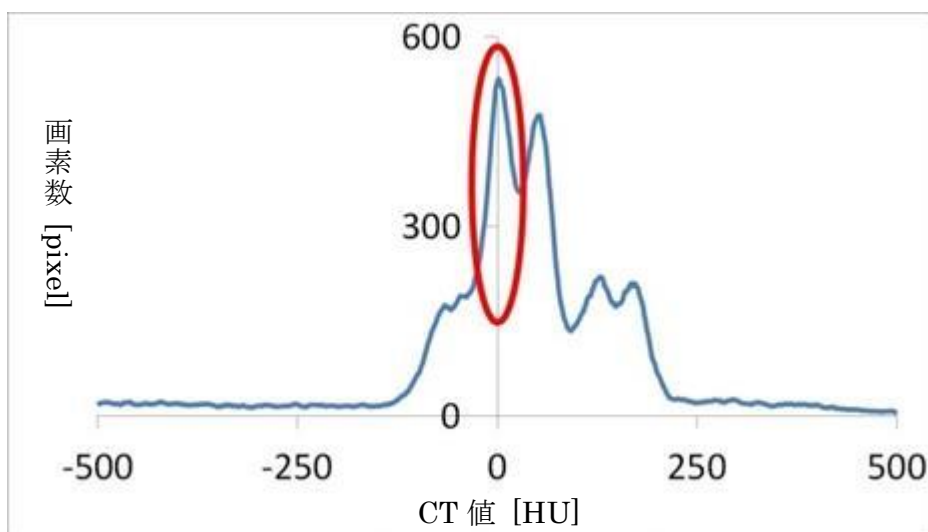
(c) シグモイド関数を用いた着目領域の強調画像

図 3-4 ウィンドウレベル変換処理とシグモイド関数を用いた変換処理の処理画像

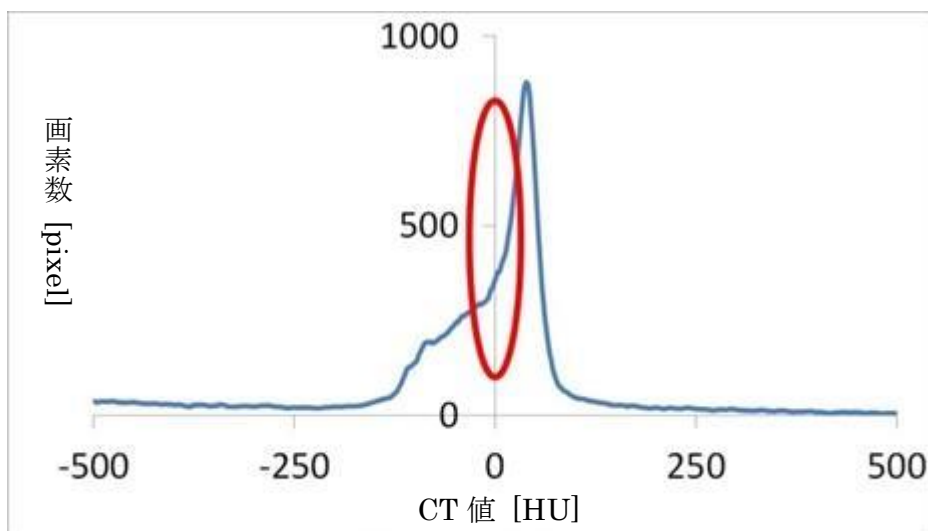
3.2.9 胸水領域の抽出

胸水貯留の画素値分布のグラフを図 3-5(a), 健常者の画素値分布のグラフを図 3-5(b)に示す.

胸水貯留を持つ画像の画素値分布のグラフには 0HU 付近に健常者とは異なった特徴が表れる(赤枠の部分). この特徴より胸水領域の抽出を行う. この際予め抽出を行っている心臓, 肝臓, 無気肺領域を除外しておくことで精密に胸水領域のみを抽出している. 抽出不足領域の穴埋め, 領域過抽出の抑制にモフォロジー処理のクロージング処理及びオープニング処理を使用する.



(a) 胸水貯留患者



(b) 健常者

図 3-5 CT 値の分布グラフに現れる胸水の有無による差異

3.2.10 体積の計算

胸水領域，無気肺領域及び肺空気層領域の体積共に，各スライスで抽出した各領域の面積（画素数）の総和として計算する．肺野の体積は左右の肺体積を合計して，同ースライスに複数個所に存在する胸水の体積は合算して求める．

3.3 性能評価

初めに評価実験の条件について示す。評価実験には、表 3-1 に示した性能を持った汎用の PC を使用している。また、実験に用いた CT 画像についても同時に表 3-1 に示す。今回用いた CT 画像は造影剤を使用し肺野条件で最適化された検診画像として収録されたものを使用している。

表 3-1 評価実験の条件

CPU	Intel Corei7 3.20 [GHz]
メモリ	16[GB]
スライス内画素数	512×512[pixel]
スライス厚	1[mm]
画素間隔	0.625～0.831[mm/pixel]
1 セットの画像枚数	280～320[slice]
X 線管電流	150～380[mA]
放射線量	20～30[mGy]

3.3.1 胸水領域および無気肺領域の抽出

3.2 章で示した手法を用い、開発データ及び未知データそれぞれから胸水領域抽出、無気肺領域抽出を行った。

開発に用いた A 群 2 例 (A01 が胸水及び無気肺を併発している症例, A02 は健常者) 及び評価に用いた B 群 2 例 (健常者), C 群 2 例 (胸水貯留のみの症例), D 群 2 例 (胸水及び無気肺を併発している症例) の全 8 例の判定結果を表 3-2 に、総演算時間を表 3-3 示す。

表 3-2 に示す通り、胸水領域と無気肺領域を分離して各々の容積を計測することが可能であると見て取れる。また、健常者のデータでは胸水・無気肺とも抽出が 0 であり誤検出の抑制も図れていたものと考えられる。一方、処理時間も肺空気層領域の抽出を含めても、3～7 分程度と実運用に耐えうる演算速度である結果が得られた。

表 3-2 胸水と無気肺の容積の計測結果

No	胸水貯留 [cm ³]	無気肺 [cm ³]	肺空気層 [cm ³]	肺領域総計 [cm ³]	胸水比 [%]	無気肺比 [%]
A01	2055	165	1382	3602	5	58
A02	0	0	5039	5039	0	0
B01	0	0	5463	5463	0	0
B02	0	0	5873	5873	0	0
C01	533	5	3792	4330	1	13
C02	862	19	3357	4238	1	21
D01	187	112	1449	1748	7	11
D02	983	33	2310	3326	1	30

表 3-3 計測の処理時間

No	処理時間 [s]
A01	150
A02	423
B01	259
B02	358
C01	158
C02	158
D01	154
D02	147

A 群はアルゴリズム開発に用いたデータ。(開発データ)
 B 群は評価に用いた健常者のデータ。(未知データ)
 C 群は評価に用いた胸水貯留ありと診断されているデータ。(未知データ)
 D 群は評価に用いた胸水貯留と無気肺が併発しているデータ。(未知データ)

3.4 考察

本手法を用いて抽出を行った結果画像を図 3-6 に示す。なお、表示にはフリーソフトである PLUTO[16]を使用している。

未知データである C 群, D 群の抽出結果より本手法で胸水領域及び無気肺領域の抽出が可能であると示唆できる。また, B 群の健常者の抽出結果より不要部位の過剰抽出はほぼ抑制できるとの結果も得られた。

医師 6 名の本システムの評価結果 (○, △, ×) を表 3-4 に示す。基準は着目領域の抽出精度, 誤検出の有無などから判断したものである。抽出不足および誤検出がない, またはごく少量で問題がないものは○, 大部分では抽出できているものの一部に特徴的な抽出不足や誤検出があったものは△, 多量またはありえない部位での誤検出があるものは×として評価されている。A01, D02 についてはやや胸水領域の抽出ミスがある。D01 は心臓に癒着した無気肺領域が抽出できていないとの評価であった。

本処理でシグモイド関数を用いるに当たり, 閾値 α を図 3-3 の $L+W/2$ の範囲内の最大値とした。これは無気肺部の CT 値が比較的心臓に近く図 3-5 にある通り胸水は若干心臓より低い位置に CT 値が現れる特性を利用したものである。これにより参考とした閾値 α を定点とした渡辺らの手法や平均値を用いた田中らの手法と比べ, より胸水と無気肺の分離計測に特化した階調変換が可能となった。

本手法において, 胸水領域の過剰抽出の抑制のためモフォロジー処理のオープニング処理を使用している関係上, 健常者でもごく少量は存在する胸水は, 算出結果上では限りなく 0 に近い値となる。しかし, 本手法はあくまでも胸水貯留, 無気肺患者の病状の判断を目的とする体積計測のため, 健常者は胸水の体積がほぼ 0, 胸水貯留患者は一定以上と結果にはっきりと差異が得られ, 逆に本手法の評価につながると考えられる。しかし, 同様の理由により胸水貯留の患者のデータにおいても一定以下の胸水領域はオープニング処理により除外されてしまう可能性が高く, 今後はアルゴリズムに改善を加え, より少量の胸水でも検出が行えるような処理の開発を行う必要がある。

また, 表 3-2 より肺領域の総体積は被験者 D01 を除き, 健常者, 胸水貯留患者, 無気肺併発患者とも一定の範囲に収まっており, 胸水領域, 無気肺領域を含めた肺領域抽出の結果に一定の信頼性が得られた結果であると考えられる。D01 の症例に関しては左肺の領域に心臓領域と一体化した大きな腫瘍及び無気肺領域があり, 一部は計測できているものの心臓の検出が不十分なことにより, 無気肺領域の一部が心臓と合わせて除外されてしまった。心臓検出の新規アルゴリズムの開発など, 改良が急務である。

図 3-7 は無気肺の無い胸水貯留患者である C02 の画像であるが, 胸水領域と隣接した腫瘍と思われる領域を無気肺領域と誤検出してしまった。現在は CT 値を基に抽出され

た着目領域より、位置情報、形状特徴などを基に無気肺領域の決定を行っているため、類似した位置情報や特徴などを持った腫瘍等がある場合に誤検出が起こってしまうことがある。前処理として腫瘍を検出するアルゴリズムを構築するなど処理の改良が必要である。

表 3-4 医師による評価

No	評価	医師のコメント
A01	△	胸水領域の抽出不足 (肺尖部における 脂肪領域との癒着)
A02	○	問題なし
B01	○	問題なし
B02	○	問題なし
C01	○	問題なし
C02	△	無気肺領域の過抽出 (脾臓領域)
D01	△	無気肺領域の抽出不足 (心臓との癒着)
D02	△	胸水領域の抽出不足 (Opening 処理による過剰な除外)

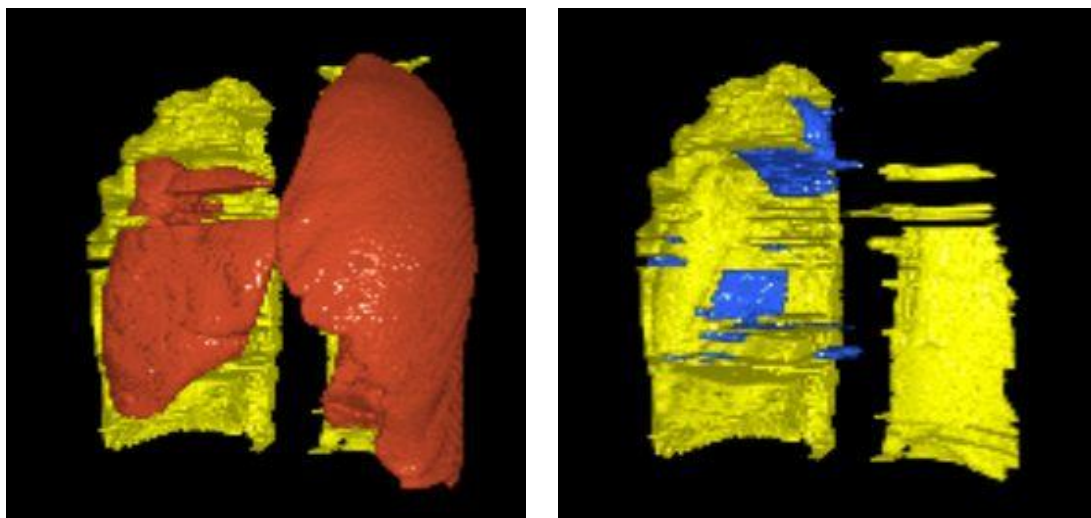


図 3-6 胸水と圧迫性無気肺の抽出結果画像
(赤の領域：肺空気層，黄色の領域：胸水，青の領域：無気肺)

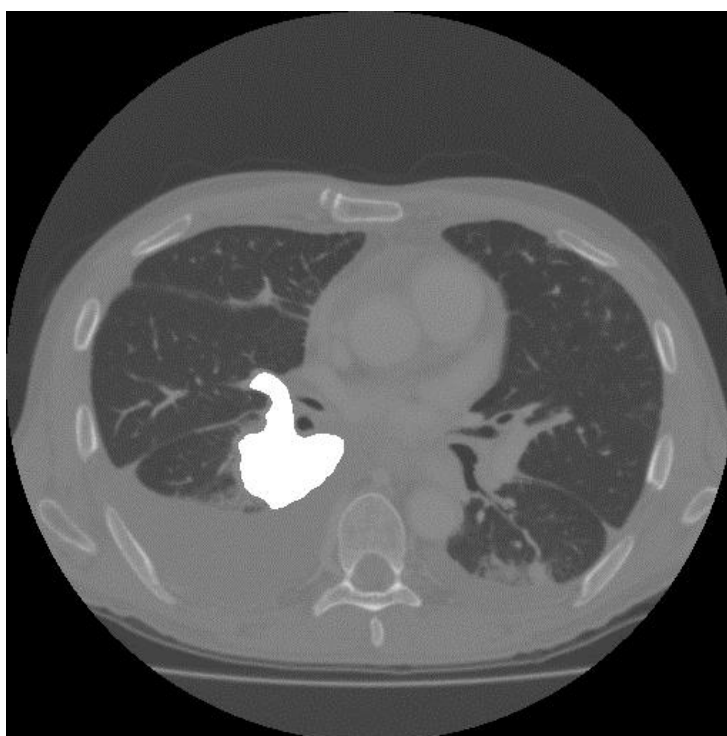


図 3-7 腫瘍の誤検出

3.5 まとめ

本論文では CT 画像を用いて胸水量及び無気肺領域の体積計測の手法を提案した。開発した抽出アルゴリズムを用いて、胸水領域、無気肺領域の体積抽出を行い、別途抽出した肺空気層領域との比率を算出した。また、健常者、胸水貯留のみの患者、胸水貯留と無気肺を併発している患者の未知データ 6 例から検討を行い、本手法での胸水領域と無気肺領域の分離計測の可能性が確認できた。

今後はより多くの症例を用いての検討を行っていく予定である。今回の検証ではデータ不足である可能性が否めない。胸水貯留と無気肺を併発したデータは、開発データを含めて 3 例しかなく、その 3 例においては分離計測が成功してはいるもののより多くのデータでの検証は必要である。

3.2.6 で述べた肋骨情報からの肺輪郭抽出の手法は、肋骨の構造上、肺尖部の抽出精度がやや低くなってしまふことがあり、特に肺尖部に何らかの病態がある場合に抽出精度の低下を招く恐れもあり、肺尖部におけるより精密な肺輪郭検出アルゴリズムの開発が必要である。

また、今回開発および検討に用いたデータは、同一機器にて造影剤を使用して撮影されたものである。今後、他の機器で撮影を行う場合や、造影剤の種類、造影剤の使用の有無による結果の差異についても検討を行っていく必要がある。

また、心臓抽出及び除外処理の高度化、さらなる胸水領域抽出の精度向上（肋骨周辺等）、脾臓を誤検出してしまっている部位の除外、含気のある無気肺領域の高精密抽出等についても今後の検討課題と考えている。

参考文献

- [1] 厚生労働省：人口動態統計
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei11/index.html>
- [2] 中村義正, 塚越伸介, 村松禎久, 他: 胸部 CT 検診. 日本放射線技術学会雑誌 **57**(9), 1089-1097, 2001
- [3] 守谷欣明: 胸部 CT 検診の普及. 結核予防会機関紙複十字 **304**, 10-14, 2005
- [4] Shiyang Hu, Hoffman EA, Reinhardt JM: Automatic Lung Segmentation for Accurate Quantitation of Volumetric X-Ray CT Images. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 20, No. 6, pp. 490-498, 2001
- [5] 田村秀行: コンピュータ画像処理, オーム社, 東京, 2002
- [6] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 他: 可変ベジェ曲面による形状モデルを用いた 3 次元胸部 X 線 CT からの肺野領域抽出, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J83-D-II, No.1, 165-174, 2000
- [7] 小松昌史, 高橋弘樹, 金亨燮, 他: 3 次元リージョングロウイングとテンプレート・マッチングを用いた CT 画像からの肺臓・心臓領域の自動抽出, バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌 **12**(1), 93-98, 2010
- [8] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D: Snakes: Active Contour Models. International Journal of Computer Vision, Vol. 1, pp. 321-331, 1988
- [9] Rikxoort E, Hoop B, Viergever M, et al: Automatic lung segmentation from thoracic computed tomography scans using a hybrid approach with error detection. Medical Physics, Vol. 36, No. 7, pp. 2934-2947, 2009
- [10] Bi M, Ronald M, et al: Three-dimensional automatic computer aided evaluation of pleural effusions using chest CT images, SPIE Medical Imaging, Vol.7965, 79651W 1-7, 2011
- [11] Yao J, Han W, Ronald M, et al: Computer aided evaluation of pleural effusion using chest CT images. IEEE international conference on Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, pp. 241-244, 2009
- [12] 渡辺崇, 近内健護, 星野坦之: デジタルスチルカメラシステムにおけるシグモイド関数を用いた階調変換, 日本画像学会誌 **41**(1), 3-10, 2002
- [13] 田中豪, 末松規哲, 内野英治: S 字関数を用いた多重スケール画像強調, 電子情報通信学会論文誌. D, 情報・システム J91-D(6), 1684-1688, 2008
- [14] 角森昭教, 庄野逸, 木戸尚治: レジストレーション法を用いた胸水貯留を有する CT 画像からの肺野領域の抽出, Medical Imaging Technology **26**(5), 338-346, 2008
- [15] 安倍和弥, 武尾英哉, 永井優一: CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の自動化, Medical Imaging Technology **29**(5), 267-276, 2011
- [16] PLUTO: <http://pluto.newves.org/trac/>

第 4 章

胸部 CT 画像を用いた胸膜中皮腫の領域抽出

4.1 はじめに

近年、中皮腫を発症する患者数は増加傾向にある[1]。胸膜中皮腫は、肺を包む胸膜内の中皮細胞に発生する腫瘍であり、胸壁や肺の表面にも腫瘍が浸潤・転移する。胸膜浸透による胸水貯留や、それに伴う呼吸困難を引き起こす要因となり、また縦隔を通り心膜に腫瘍を形成すると拡張不全による心不全を引き起こすなど早期の治療が必要となる。息切れ、胸痛、咳、原因不明の体重減少などの自覚症状を伴う場合があるが、特徴的な症状に乏しく、発見が困難である場合が多い。発見時には病状が進行しており、かつ悪化も急速であるため、予後は大変厳しい。

本研究では胸膜中皮腫の定量測定による診断支援について、CT 画像を用いて、より正確に判定をする手法を提案する。

従来の単純 X 線画像による診断では、初期の中皮腫の発見は、中皮腫自体の初期症状の乏しさもあり困難であった。

近年では様々な病変に対する胸部検診においてこれまでの胸部単純撮影に代わって、胸部 CT 撮影が用いられるケースが増加しており[2,3]、3次元データである CT 画像を診断に用いることで、2次元の単純 X 線画像を用いるときよりも診断の精度が向上するものと期待できる。

本手法では、CT 画像から中皮腫領域の特定及び体積計測を行い、その病状の進行度や治療の効果などの診断支援を行う。中皮腫領域の抽出及び前処理となる心臓領域、肝臓領域の抽出には閾値を基にした抽出手法[4]やラベリング処理とモフォロジー処理[5]などを用いる。

肺領域抽出には可変ベジェ曲面を用いた肺形状モデルを用いる手法[6]や、スネークス法[7]を用いた手法等が提案されているが、抽出漏れや非抽出対象領域への侵入が多いといった問題点があるため、体積計測には適していない。また、腫瘍等のある肺領域抽出には Rikxoort らの手法[8]もあるが、辺縁の穴埋めにもモフォロジー処理を用いているため、今回着目する辺縁に存在する胸膜中皮腫の抽出には適していない。

本研究は、胸部検診において CT を撮影する場合におけるオプションとしての、胸膜中皮腫の経時変化を定量化し診断補助を行うことを目的としている。

本手法のポイントを以下に示す。

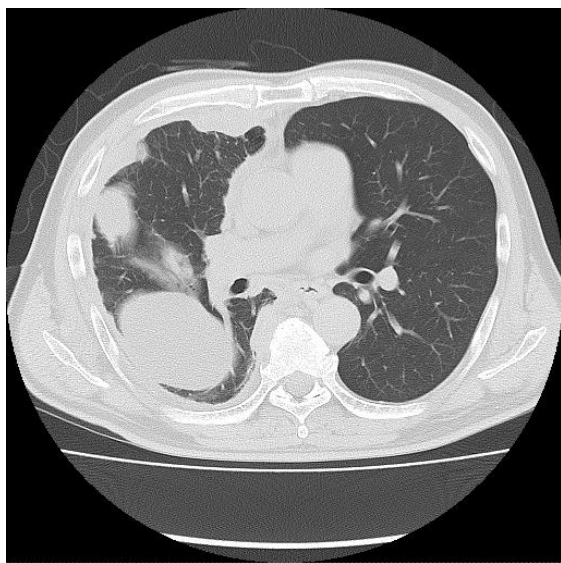
- ① 前処理として肺空気層，心臓領域，肝臓領域の抽出を行い胸膜中皮腫のみに着目した画像を作成するアルゴリズムを構築する。
- ② 前処理を行った画像より，胸膜中皮腫を抽出，体積計測を行うアルゴリズムを構築する。
- ③ 入手した 4 例の CT 画像を検討に用いる。健常者と胸膜中皮腫患者各 1 例を抽出アルゴリズム構築に用い，胸膜中皮腫患者のデータと健常者のデータ各 1 例を検証用の未知データとして用いる。

本論では，まず 4.2 章で本手法のアルゴリズムについて示し，次いで 4.3 章では本手法を用いて実際に抽出を行った結果を示す。4.4 章，4.5 章においては本手法の考察，まとめについて述べる。

4.2 手法

4.2.1 基本原理

本手法では図 4-1(a)のような元画像より、1 スライスごとに胸膜中皮腫の領域抽出を平面的に行い、図 4-1(b)の赤で示す中皮腫領域の各面積を求める。この処理を CT 画像のスライス毎に行い、抽出された各領域の面積を加算することで胸膜中皮腫の体積を計測する。



(a) 元画像



(b) 抽出画像

図 4-1 着目領域の抽出
(赤色の領域：胸膜中皮腫)

4.2.2 抽出の流れ

本システムの流れを図 4-2 に示す。本処理は以下の手順で胸膜中皮腫の体積計測を行う。

前処理としてテンプレート・マッチングに用いる健常者の心臓データを予め作成しておく。これは後の心臓領域の除外に用いる。

初めにスライスの連続性を基にした画像の平滑化を行う。これにより、画素値のばらつきによる抽出精度の低下を抑制できる。その画像に対し、ウィンドウレベル変換処理による画像の階調変換を行う。これにより抽出目的である中皮腫領域を含む CT 値の領域を強調する。その後、用意した健常者の心臓データを基にテンプレート・マッチングによる心臓領域の除外を行う。また、肋骨領域の抽出を行い、その情報から肺輪郭検出と肺空気層の抽出を行う。肺輪郭を検出し、肺輪郭内部にのみ注目し処理を行うことにより体表面の脂肪領域の誤検出を抑制することができる。肺輪郭の情報を基に胸膜中皮腫の領域を抽出し、その面積を求める。ここまでの処理をスライスごとに行い、最後に連続性などを基に胸膜中皮腫の体積を求める。以降の節で各処理について述べる。

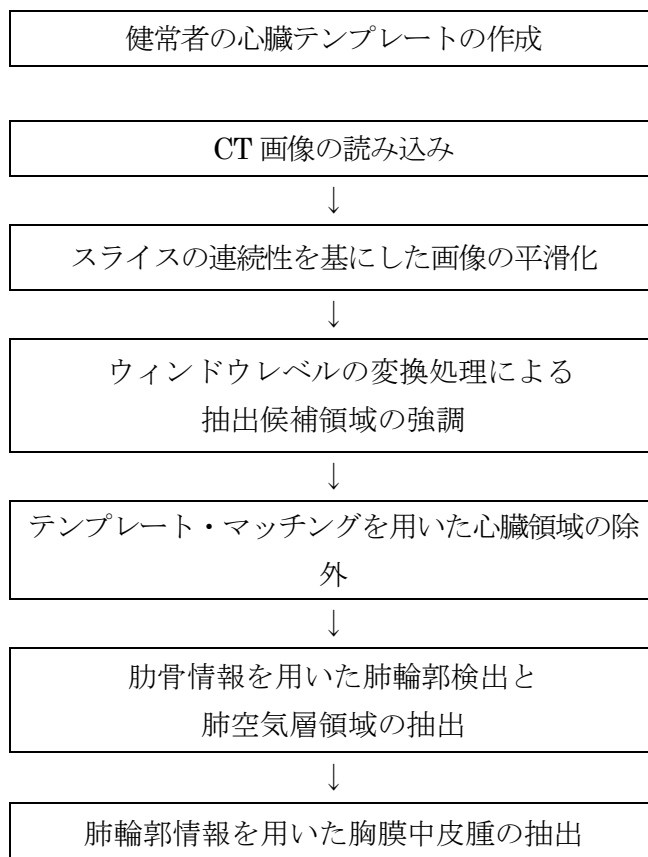


図 4-2 胸膜中皮腫領域抽出の流れ

4.2.3 スライスの連続性を基にした画像の平滑化

CT 画像は同一領域内においても画素値のばらつきが発生しやすく、精密抽出を行う上での障害となりうる。そのためスライスの連続性を利用して画像の平滑化を行う。検出を行う CT 画像とその前後の画像から座標ごとに画素値の平均値を算出し、画像を平滑化した。3次元画像の平滑化には 26 近傍などの 3 次元的な領域をフィルターとして用いることが多いが、26 近傍の平均値を用いると周辺領域の情報量の要素が大きくなり、よりエッジが不明瞭になってしまうため、本手法ではアキシャル断面に垂直な線分上での平均値を使用した。また、前後いずれかの画像に検出中の画像との大きな変化が発生した場合に限り、さらに 1 スライス先まで操作する処理を加えた。これによりエッジ部の発見や急な画素値のばらつきによる平均値の上昇を抑制できる。この処理により画像が領域ごとに平滑化され後の処理においての抽出精度の向上が見込める。

4.2.4 心臓領域の除外

中皮腫領域は画素値分布のグラフより画素値を基に抽出を行うため、中皮腫領域と画素値の似通っている心臓領域を誤検出してしまうことがある。それを回避するために予め健常者の CT 画像を基に心臓領域の抽出[9]を行い、テンプレートを作成しマッチングを行うことで心臓領域及び肝臓領域の除外を行う。

4.2.5 ウィンドウレベルの変換処理による抽出候補領域の強調

図 4-3 に示した画素値分布のグラフより自動処理にて胸膜中皮腫の CT 値が含まれた領域を求める。その範囲をもとにウィンドウレベル変換処理を行い、着目領域のみを強調した画像に変換する。強調を行うことで、ノイズとなる空気層や骨領域等が除外され着目領域のみを重視した処理が可能となる。図 4-3 に示す通り、グラフより着目範囲 W と基準点 L を基に以下の変換式(4-1)で画像の階調変換を行った。このとき W は 400H.U 以上、1000H.U 以下の範囲で画像を走査し、画素数 100 ピクセル以上の値が連続で 5 ヶ所続く点を W の左端及び右端と定義している。また L は上記で求めた W の範囲の midpoint となっている。ここでは出力画像の階調を 8bit に変換し、 $g_{max}=255$ 、 $g_{min}=0$ として画像を構成する。元画像を図 4-4(a)、変換後の画像を図 4-4(b)に示す。

$$I_{out} = \begin{cases} (g_{max} - g_{min}) \frac{I_{in} - (L - \frac{W}{2})}{W} + g_{min} & L - \frac{W}{2} \leq I_{in} \leq L + \frac{W}{2} \\ g_{min} & I_{in} < L - \frac{W}{2} \text{ or } I_{in} > L + \frac{W}{2} \end{cases} \quad (3-1)$$

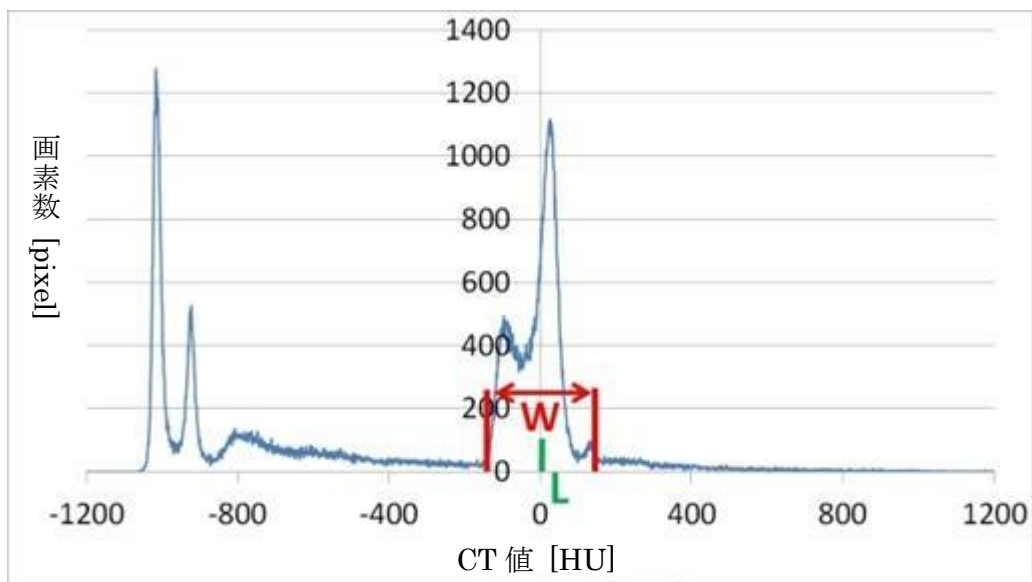


図 4-3 CT 値の分布グラフ

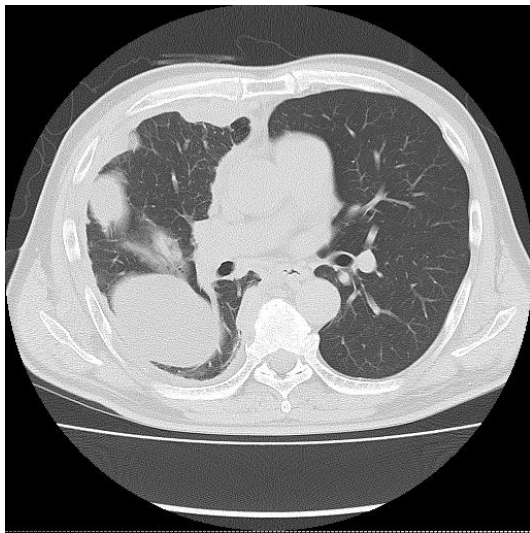
4.2.6 肋骨情報を用いた肺輪郭検出

中皮腫領域と体表面の脂肪領域は画素値が似通っており，抽出時に脂肪領域を誤検出してしまふ可能性がある．それを防止するため角森らの手法[10]などを参考に肋骨情報を用いた肺輪郭の検出を行う．肺輪郭の抽出を行った画像を図 4-4(c)に示す．肺輪郭より内部のみを走査対象とすることにより，脂肪領域の誤検出を防止できる．また，胸膜中皮腫は肺の辺縁に発生するため予め輪郭抽出を行うことにより着目領域を絞って，精密な抽出が可能となる．

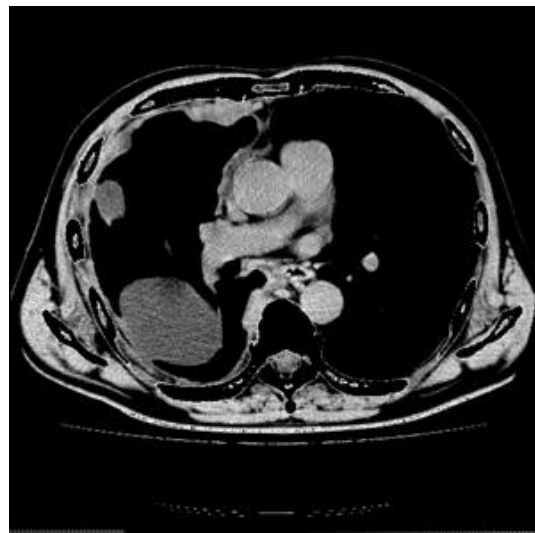
4.2.7 中皮腫領域の抽出

中皮腫領域の抽出は，4.2.6 で検出した肺輪郭の隣接面付近に対し，閾値処理による二値化を行って候補領域を決定する．その候補領域に対してモフォロジー処理のオープニング処理を用いて不要部位の除去を行う．処理には半径 2 ピクセル円形マスクを用い，抽出した肺輪郭の隣接面には 1 回，それ以外の部分では 2 回収縮処理を行いノイズとなる領域を除外している．これは，中皮腫は肺輪郭部に形成されやすい特性を考慮し，中皮腫領域の取りこぼしを抑制するためである．

この時，胸水領域の抽出，除外も併せて行っている．胸水領域の分離については CT 値より分離を行う筆者の手法[11]を用いる．胸水貯留患者の分布グラフは 0H.U 近辺に特徴的な形状を持つため，0H.U 付近を走査し，抽出形状などから胸水領域を特定，除外する．



(a) 元画像

(b) ウィンドウレベル変換処理
による着目領域の強調画像

(c) 肺輪郭検出による領域外の除去

図 4-4 各処理による中間画像

4.2.8 体積の計算

抽出した胸膜中皮腫の体積は、各スライスで抽出した各領域の面積（画素数）を個別に加算し計算する。ここでスライスの連続性の有無を基に、胸膜中皮腫の個数も同時に計測を行う。3次元的に連続している物を1つの中皮腫として体積計測を行う。

4.3 性能評価

初めに評価実験の条件について示す。評価実験には、表 4-1 に示した性能を持った汎用の PC を使用している。また、実験に用いた CT 画像についても同時に表 4-1 に示す。今回用いた CT 画像は肺野条件で最適化された検診画像として収録されたものを使用している。

4.3.1 胸膜中皮腫領域の抽出

4.2 章で示した手法を用い、開発データ及び未知データそれぞれから胸膜中皮腫領域の抽出を行った。

開発に用いた 2 例（A01 が胸膜中皮腫患者，A02 が健常者）及び評価に用いた 2 例（B01 が胸膜中皮腫患者，B02 が健常者），計 4 例の判定結果を表 4-2 に示す。表 4-2 より、複数個存在する胸膜中皮腫を個別に計測し、各々の体積計測が可能であることが見てとれる。しかし、未知データにおいてはやや大きく抽出ミスが発生している。

表 4-1 評価実験の条件

CPU	Intel Corei7 3.20 [GHz]
メモリ	16[GB]
スライス内画素数	512×512[pixel]
スライス厚	1～5[mm]
画素間隔	0.625[mm/pixel]
1 セットの画像枚数	70～320[slice]
X 線管電流	150～380[mA]
放射線量	20～30[mGy]

表 4-2 胸膜中皮腫の計測結果

No	中皮腫発見数 [point]	誤検出数 [point]	中皮腫の体積 [cm ³]
A01	9	1	平均 9.66 最大 43.13 最少 0.48
A02	0	0	0
B01	5	3	平均 6.37 最大 18.05 最少 0.47
B02	0	0	0

A01 はアルゴリズム開発に用いた胸膜中皮腫患者のデータ。(開発データ)

A02 はアルゴリズム開発に用いた健常者のデータ。(開発データ)

B01 は評価に用いた胸膜中皮腫患者のデータ。(未知データ)

B02 は評価に用いた健常者のデータ(未知データ)

4.4 考察

本手法を用いて抽出を行った結果画像を図 4-5 に示す。画像は抽出領域と骨領域の差別化のため意図的に着色を行っている。

未知データである B01 の抽出結果より本手法で胸膜中皮腫領域の抽出が可能であると示唆できる。また、B02 の健常者の抽出結果より不要部位の過剰抽出は 0 であったため、本手法で過剰抽出の抑制が一定程度行えたものと考えられる。しかし、肝臓の辺縁等を誤検出しているものもあり、改善の余地がみられる。

また、指摘された中皮腫領域の抽出は可能であったものの、実測データとの体積比較はまだ行えていない。今後は医師の実測データとの比較を行い、正当性を確認していく必要がある。

心臓のテンプレート・マッチングを精密に行うことにより、肺体表面付近の心臓とつながってしまった中皮腫領域を抽出することが可能となった。しかし、事前学習に用いることができた症例数が少ないため、症例を増やし、また健常者以外の症例についても学習をさせることにより、より高精度な抽出が行えるものとする。

本手法において胸膜中皮腫の抽出精度は前処理となる心臓抽出及び肋骨情報からの肺輪郭抽出の精度により、結果に著しい差異がみられた。

特に肺尖部において肋骨情報をきれいに取得できない場合に脂肪領域への誤検出がみられる。

また、開発データにおいても右心房に中皮腫ではない病変を誤抽出してしまっている部位もある（図 4-5 の上部の抽出箇所。拡大したものを図 4-6 に示す。）。これは縦隔胸膜の病変を誤検出してしまったものであり、連続性を基にした中皮腫判定時に近隣の中皮腫と抽出箇所がつながってしまったために発生したものである。中皮腫領域に近接した他の腫瘍との分離を図る処理の開発が必要となる。

ごく一部ではあるが下行大動脈の抽出不足の部位を検出してしまった部分があった（図 4-7 に示す）。前処理の一部である血管抽出をより精密に行う必要がある。

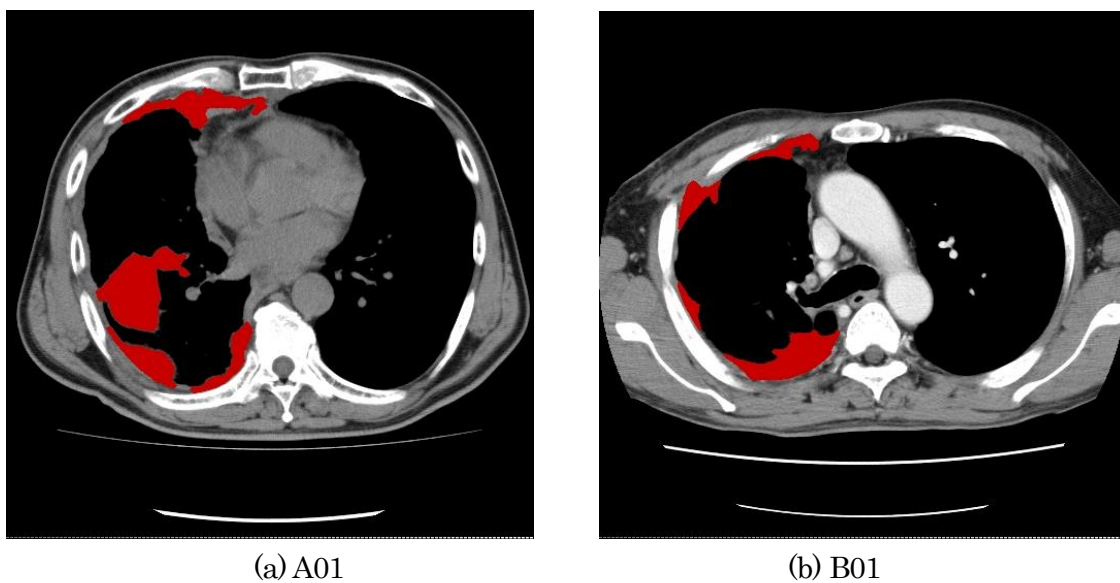


図 4-5 胸膜中皮腫の抽出結果画像



図 4-6 縦隔胸膜の病変の誤検出



図 4-7 血管の誤検出

4.5 まとめ

本論文では CT 画像を用いた胸膜中皮腫領域の体積計測の手法を提案した。

開発した抽出アルゴリズムを用いて、胸膜中皮腫領域の体積抽出を行った。また、健常者、胸膜中皮腫患者の未知データ 2 例から検討を行い、本手法での胸膜中皮腫領域の定量計測の可能性が確認できた。

今後はより多くの症例を用いての検討を行っていく予定である。今回の検証ではデータ不足である可能性が否めない。胸膜中皮腫の症例が少数しかなく、手持ちの症例においては計測が成功してはいるもののより多くのデータでの検証は必要である。

胸膜中皮腫とそれを含む胸水領域の分離に関してはまだ精度の向上が可能な部分であり、今後もより精密な分離アルゴリズムへと改良を行っていく必要がある。

先にも述べたが、今回の心臓のテンプレート・マッチングは、使用した症例の数が少ない。今後は事前学習に大量かつ多種類の症例を用いることで、より精密な心臓の検出および除外が行えるものと思われる。今回は胸膜中皮腫を目的とした抽出であったが、心臓付近へと癒着した中皮腫の場合心臓の検出が重要となるため、一層の精度向上が必要となる。

参考文献

- [1] 厚生労働省：都道府県(21大都市再掲)別にみた中皮腫による死亡数の年次推移
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/tokusyuu/chuuhisyu12/>
- [2] 中村義正, 塚越伸介, 村松禎久, 他：胸部 CT 検診. 日本放射線技術学会雑誌 57(9), 1089-1097, 2001
- [3] 守谷欣明：胸部 CT 検診の普及. 結核予防会機関紙複十字 304, 10-14, 2005
- [4] Shiyong Hu, Hoffman EA, Reinhardt JM: Automatic Lung Segmentation for Accurate Quantitation of Volumetric X-Ray CT Images. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 20, No. 6, pp. 490-498, 2001
- [5] 田村秀行：コンピュータ画像処理, オーム社, 東京, 2002
- [6] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 他：可変ベジェ曲面による形状モデルを用いた 3次元胸部 X線 CT からの肺野領域抽出, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J83- D-II, No.1, 165-174, 2000
- [7] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D: Snakes: Active Contour Models. International Journal of Computer Vision, Vol. 1, pp. 321-331, 1988
- [8] Rikxoort E, Hoop B, Viergever M, et al: Automatic lung segmentation from thoracic computed tomography scans using a hybrid approach with error detection. Medical Physics, Vol. 36, No. 7, pp. 2934-2947, 2009
- [9] 安倍和弥, 武尾英哉, 永井優一: CT 画像からの 3次元心肺ボリューム比計測の自動化, Medical Imaging Technology 29(5), 267-276, 2011
- [10] 角森昭教, 庄野逸, 木戸尚治: レジストレーション法を用いた胸水貯留を有する CT 画像からの肺野領域の抽出, Medical Imaging Technology 26 (5) , 338-346, 2008
- [11] 安倍和弥, 武尾英哉, 堂之前義文, 他: 胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測, Medical Imaging Technology 32(1), 32-39, 2014

第 5 章

総 括

近年、撮影技術の向上により画像診断の重要性が非常に高くなっている。それに合わせて、コンピュータ支援画像診断技術の研究開発も盛んに行われている。コンピュータ支援画像診断とは、コンピュータによる病気の部位の抽出を行い、医師に対する第二の意見として提供を行う支援システムであり、画質の改善による読影精度の向上、読影時の負担軽減や見落としの減少に効果がある。同時に、画像診断にかかる時間の短縮などへの可能性も期待されている。本論文では、複数の病変に対応したコンピュータ支援画像診断技術の開発を目的とし、実用レベルを目指したコンピュータ支援画像診断システムを提案した。

本研究の意義は、医師の要望を反映した実用的なコンピュータ支援画像診断技術の開発である。すなわち、ニーズ志向に沿って、いち早く臨床の現場で役立つシステムの提供を目指すことが最重要と考えた。ユーザ（医師）にとっては、システムの中身（仕組みや複雑さ）は重要ではなく、システムから提供される情報が臨床に本当に役に立つということが重要である。そこで本研究では、技術的には既存の手法を巧く組み合わせたり、画像の物理特性や臨床部位の特徴を最大限に利用したパラメータの設定等によって構成し、高精度な検出が可能なコンピュータ支援画像診断技術の開発を目指した。

実用的な支援画像診断システムを開発するにあたり、臨床医の立場からの意見を反映することが大変重要である。そのため、厚生労働省が主管する班会議「第3次対がん総合戦略研究事業 黒木小班会議」に参加し、その討議に加わった。本研究は、班会議の中において臨床医より複数の心肺疾患に対する支援画像診断技術の開発を要望として受け、それらを基にさらなる処理の開発や改良へと発展した。

本論文は、3つの異なった病変に対する研究から構成される。1つ目は、心拡大の診断支援を目的とした心肺ボリューム比計測システムの研究、2つ目は、胸水貯留と圧迫性無気肺領域の分離計測システムの研究、最後に3つめは、複数個所に転移した胸膜中皮腫の個別計測システムの研究である。本論文では、それぞれの内容について2章から4章にまとめた。以下にて、各々について述べる。

第2章では、心拡大の支援診断を目的として、CT画像を用いた3次元心肺ボリューム比計測の研究について述べた。心拡大は、心筋の収縮力が低下し、心内腔が拡大して心臓が大きくなる病態である。心拡大は、虚血性心疾患や拡張性心筋症などの終末的な病態で顕著となり、早期の検出が治療において必要となる。従来の単純X線画像を用いた手法は、画像に直接定規を当て心臓と肺の幅の比から病状を判断する手法で、撮影

時の状況によって結果に大きな差が出る不正確な診断方法であった。そこで、CT 画像を用いて心臓と肺野の体積抽出を行い、その体積比（心肺ボリューム比と呼ぶ）から心拡大を判定する手法を提案する。心臓、肺ともに抽出の基準となるシード点を設定し、ラベリング処理、モフォロジー処理の順に処理を行い各臓器の領域抽出を行った。この手法の有用性を評価するために、心拡大と判断されている症例 3 例を含む未知データ 8 例の画像に適用した。その結果、心拡大患者 3 例において心肺ボリューム比の平均が 32% であるのに対し、他の 5 例での平均が 15% と明確な差異が出るという結果が得られ、この手法による心拡大検出の精度向上が図れた。

第 3 章では、胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測について述べた。胸水貯留は、心不全、肝硬変、肺炎、癌など様々な原因により発生する。その増加した胸水や気胸などの胸腔内の占拠性病変が、気管支を圧迫するとその末梢部分は無気肺となる。胸水、無気肺とも呼吸困難などを引き起こす可能性があり、無気肺は肺炎などを併発するため早期の治療が必要となる。従来の単純 X 線画像による診断では、隣接する胸水部と圧迫性無気肺領域の識別は非常に困難であった。そこで、胸部の造影 CT 画像を用いて胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離を行い、個別に容積を計測する手法を提案する。定量化を行うことで病状の進行度や治療の経過を数値的に判断することが可能となる。肺空気層領域の抽出、肋骨情報からの肺輪郭検出、心臓領域の除去を行い無気肺領域と胸水領域のみを抽出し画像を精査して特定部位の体積を計測する。健常者、胸水貯留のみの患者、胸水貯留と無気肺を併発している実患者の未知データ 6 例から検討を行い、本手法での胸水領域と無気肺領域の分離計測が可能であることがわかった。

第 4 章では、胸部 CT 画像を用いた胸膜中皮腫の領域抽出について述べた。胸膜中皮腫は胸膜にがん細胞が認められる病態であり、胸壁や肺の表面にも腫瘍が浸潤・転移する。胸膜浸透による胸水貯留、それに伴う呼吸困難を引き起こす要因となり、また縦隔胸膜より心膜に浸潤し腫瘍を形成すると拡張不全による心不全を引き起こすなど早期の治療が必要となる。従来の単純 X 線画像による診断では、初期の中皮腫の発見が難しく、中皮腫自体の初発症状の乏しさもあり発見が困難であった。そこで、胸部 CT 画像を用いて胸膜中皮腫の領域を抽出し、個別に体積を計測する手法を開発した。定量化を行うことで病状の進行度や治療の経過を数値的に判断することが可能となる。健常者、胸膜中皮腫患者の未知データ 2 例から検討を行い、本手法により有効性のある胸膜中皮

腫領域の定量計測システムを構築できたと考える。

本論文ではCT画像を用いて心肺疾患に対するコンピュータ支援画像診断技術の開発について述べた。本研究結果により開発したシステムが、画像診断の場において各種心肺疾患の発見などに寄与することを期待する。

謝 辞

本研究を遂行するに当たり、研究全般にわたってご指導ご鞭撻を頂いた武尾英哉教授にまず深く感謝申し上げます。武尾教授には、学部生時代より6年間の長きにわたり輪講をはじめ様々な場面で的確なご指導を頂き、また私の論文に対して的確なご指導やご意見を頂きました。

同研究室の高取祐介助教には、常日頃から研究においての有益なご意見を頂きました。ゼミや輪講以外でも積極的な意見交換が行え、その内容も大変参考となりました。深く感謝いたします。

また、本研究において欠かせない臨床面からのご意見や研究における臨床データを提供頂いた栃木県立がんセンターの黒木嘉典医師にも深く感謝いたします。本研究は医学面からの助言がなくては完成しえないものであります。黒木先生には、私の研究に対する医学的観念からの積極的な意見を頂いただけではなく、自身が班長を務める班会議において私の研究内容を発表し、他の医師の方から意見を聞く場を設けて頂けるなど居なくては成し得ないほど重要な存在でした。

同じく研究における臨床データを提供して頂いた国立がん研究センター中央病院の永井優一技師にも深く感謝いたします。永井先生には、本研究における重要な臨床データを多数ご提供頂きました。

さらに、班会議の限られた時間の中で私の研究内容に対しご意見を頂いた筑波大学附属病院の那須克宏医師、亀田総合病院の戸崎光宏医師、がん研有明病院の松枝清医師、国立がん研究センター中央病院の市之川英臣医師及び仁保誠治医師にも深く感謝いたします。本研究を進めるに当たり重要な意見を多数頂きました。

その他、本研究を進めるに当たり協力して頂いた研究室の学生をはじめすべての方に感謝申し上げます。

業績リスト

以下に本研究に関する業績(論文や学会・班会議報告)をリストする.

査読付き論文

安倍和弥, 武尾英哉, 堂之前義文, 黒木義典, 永井優一, “胸部 CT 画像を用いた胸膜中皮腫の領域抽出”, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.32, No.5, pp. 332-337, November, 2014

安倍和弥, 武尾英哉, 堂之前義文, 黒木義典, 永井優一, “胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測”, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.32, No.1, pp. 32-39, January, 2014

安倍和弥, 武尾英哉, 永井優一, “CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の自動化”, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.29, No.5, pp. 267-276, January, 2011

国際学会(査読付き)

Kazuya Abe, Hideya Takeo, Yoshihumi Donomae, Yoshihumi Kuroki and Yuuichi Nagai, “Separation measurement of pleural fluid and compressive atelectasis regions from chest CT image”, Proc. 2014 International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Fukuoka, Japan, pp. S320-S321, 2014

Kazuya Abe, Hideya Takeo, Yoshihumi Donomae, Yoshihumi Kuroki and Yuuichi Nagai, “Measuring pleural fluid volume from CT image”, Proc. 2013 International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Heidelberg, Germany, pp. S333-S334, 2013

Kazuya Abe, Hideya Takeo, Yoshihumi Donomae, Yoshihumi Kuroki and Yuuichi Nagai, “Automation of CT-based measurement of 3-dimensional cardiothoracic volumetric ratio”, Proc. 2012 International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Pisa, Italy, pp. S314-S315, 2012

Yoshihumi Donomae, Hideya Takeo, Kazuya Abe, Yuuichi Nagai, “Application of regional extraction technology to pathological image diagnosis and cytoscreening”, Proc. 2012 International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Pisa, Italy, pp. S515-S516, 2012

国内学会大会

安倍和弥, 武尾英哉, 堂之前義文, 黒木義典, 永井優一, “胸部 CT 画像を用いた胸膜中皮腫の領域抽出”, 第 33 回日本医用画像工学会大会(JAMIT2014), OP5-3, 2014

安倍和弥, 武尾英哉, 堂之前義文, 黒木義典, 永井優一, “胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測”, 第 32 回日本医用画像工学会大会(JAMIT2013), OP3-2, 2013

堂之前義文, 武尾英哉, 安倍和弥, 黒木嘉典, 永井優一, “四時相で撮像した造影 CT 画像を用いた血管腫候補領域抽出と経時情報の取得”, 第 32 回日本医用画像工学会大会(JAMIT2013), OP1-2, 013

安倍和弥, 武尾英哉, 永井優一, “CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の自動化”, 第 30 回日本医用画像工学会大会(JAMIT2011), OP2-2, 2011

安倍和弥, 武尾英哉, “CT 画像からの心肺ボリューム比計測の高度化”, 2010 年度映像情報メディア学会年次大会, 10021, 16-9, 愛媛大学, 2010

安倍和弥, 武尾英哉, “3 次元心肺ボリューム比計測の自動化”, 2009 年度映像情報メディア学会冬季大会, 9005, 1-9, 芝浦工業大学, 2009

厚労省班会議

安倍和弥, “胸部 CT 画像を用いた胸水・無気肺領域の分離計測の高度化”, 厚生労働省平成 25 年度第 3 次対がん総合戦略研究事業 黒木小班 第 2 回小班会議, 国立がんセンター中央病院, 2014

安倍和弥, “胸部 CT 画像を用いた胸水領域と圧迫性無気肺領域の分離計測”, 厚生労働省平成 25 年度第 3 次対がん総合戦略研究事業 黒木小班 第 1 回小班会議, 国立がんセンター中央病院, 2013

安倍和弥, “CT 画像からの胸水量計測”, 厚生労働省平成 24 年度第 3 次対がん総合戦略研究事業 黒木小班 第 2 回小班会議, 国立がんセンター中央病院, 2013

安倍和弥, “CT 画像からの 3 次元心肺ボリューム比計測の自動化”, 厚生労働省平成 24 年度第 3 次対がん総合戦略研究事業 黒木小班 第 1 回小班会議, 国立がんセンター中央病院, 2012

受賞

“永井工学賞” 神奈川工科大学，電気電子工学専攻，2012

“2010 年度映像情報メディア学会年次大会 学生優秀発表賞” 2010 年度映像情報メディア学会冬季大会，工学院大学，2010

筆者プロフィール



安倍和弥 Kazuya ABE

2010年神奈川工科大工学部電気電子工学科卒，2012年同大大学院博士前期課程了。
現在同大大学院工学研究科電気電子工学専攻博士後期課程に在学中。
医用画像処理の研究に従事。