

胸部 X 線画像からの胸郭境界検出法と
対側差分への応用
(**Ribcage boundary detection from chest radiographs and
its application to contralateral subtraction**)

2010 年 9 月

永 田 亮 一

胸部 X 線画像からの胸郭境界検出法と
対側差分への応用
(Ribcage boundary detection from chest radiographs and
its application to contralateral subtraction)

大分大学大学院工学研究科
博士後期課程
博士論文

2010 年 9 月

永 田 亮 一

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 従来の胸郭境界検出法と肺境界検出法	4
1.2.1 従来の胸郭境界検出法	6
1.2.2 従来の肺境界検出法	9
1.3 本論文で提案する胸郭境界検出法の基本的アイデア	11
1.4 論文の構成	14
第2章 胸郭境界検出法	15
2.1 はじめに	15
2.2 提案手法の全体の流れ	15
2.3 エッジ点の抽出	18
2.4 右及び左胸郭境界点列の検出	23
2.5 肺野上端線の求め方	29
2.6 右胸郭境界と左胸郭境界の求め方	30
2.7 肺野下端線の検出	31
2.8 実験	33
2.9 まとめ	40
第3章 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出法	43
3.1 はじめに	43
3.2 肺尖部の肺境界点列の検出	43
3.2.1 肺尖部の肺境界点列検出法の概要	43
3.2.2 エッジ点の抽出	44
3.2.3 背骨領域のエッジ点の除去	45
3.2.4 エッジ点の連結成分の検出	46
3.2.5 肺尖部の肺境界点列の検出	48
3.3 肺境界の肺尖部と胸郭部の結合	50
3.4 肋骨横隔膜角の位置の検出	51
3.5 2章の手法で得られる肺野上端線の修正法	51
3.6 提案する肺境界検出法の全体の流れ	52
3.7 実験	52

3.7.1	2つの曲線の距離を測る尺度	52
3.7.2	提案手法で用いたパラメータ値	55
3.7.3	実験に用いた画像集合と計算時間	55
3.7.4	提案手法によって得られた肺境界の評価	57
3.8	まとめ	59
第4章	対側差分法	63
4.1	はじめに	63
4.2	従来の対側差分法	66
4.3	提案する対側差分法の概要	67
4.4	元画像の傾き・水平位置補正	70
4.4.1	傾き補正	70
4.4.2	水平位置補正	74
4.5	左右反転像のワーピング	75
4.5.1	格子点のシフトベクトルの初期値の計算	76
4.5.2	格子点のシフトベクトルの平滑化	77
4.5.3	胸郭内部の全画素のシフトベクトルの計算	79
4.5.4	左右反転像のワーピング	82
4.6	差分画像の作成	82
4.7	実験	84
4.8	まとめ	88
第5章	結論	92
参考文献	98
付録A	式(2.6)のパラメータ $a \sim e$ の決定法	104
付録B	式(4.4)の a_{ij} を最小2乗法によって求め, 式(4.4)によって $f_x(x, y)$ を計算 する方法	105
索引	109

図見出し一覧

図 1.1	胸部 X 線像の例と論文で用いる画像座標系	2
図 1.2	肺境界の四つの部分	5
図 1.3	胸部 X 線像における外側部の後部肋骨下縁と上縁および前部肋骨下縁と上縁	12
図 1.4	連結成分の最左点列	13
図 1.5	画像の左半分, 右半分における面積最大の連結成分を元の胸部 X 線像の上に重ねて示した画像	13
図 2.1	胸郭内部領域と胸郭境界	16
図 2.2	提案する胸郭境界検出法の全体の流れ	17
図 2.3	元画像	18
図 2.4	図 2.3 の画像にヒストグラム平坦化を適用して得られる画像	19
図 2.5	画像の左半分に属す画素に対して D_x , D_y を計算するために本論文で用いたオペレータ	19
図 2.6	画像の右半分に属す画素に対して D_x , D_y を計算するために本論文で用いたオペレータ	20
図 2.7	勾配方向を表す角度 ϕ の測り方	20
図 2.8	外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素を抽出するために用いた勾配方向	20
図 2.9	エッジ点の値を 1 とし, その他の画素の値を 0 とすることによって図 2.4 の画像から得られる 2 値画像	21
図 2.10	胸郭を構成する肋骨を後から見た図	21
図 2.11	胸部 X 線像における外側部の後部肋骨下縁と上縁および前部肋骨下縁と上縁	22
図 2.12	図 2.9 の画像から得られた右胸部の最大連結成分と左胸部の最大連結成分	23
図 2.13	面積最大の連結成分の最右点列に, 他の連結成分の最右点列をマーキングしたとき, 左胸郭境界点列が得られた胸部 X 線像の例	24
図 2.14	本論文で提案する右胸郭境界点列検出アルゴリズムのフローチャート	25
図 2.15	図 2.9 の画像に図 2.14 のアルゴリズムを適用したとき, ステッ	

プ S2, S5 実行後に残ったエッジ点の連結成分	27
図 2.16 右胸郭境界検出の場合における点列 L と L_k をマージする方法の 説明図 (点線がマージ後の L を表す)	28
図 2.17 図 2.3 の胸部 X 線像に, 本論文の胸郭境界検出法を適用して得ら れる肺野上端線, 肺野下端線, 右胸郭境界, 左胸郭境界	31
図 2.18 肺野下端線の求め方	33
図 2.19 プログラム実行時の入力画面と出力画面の例	34
図 2.20 提案手法によって検出された肺野上端線の位置が ‘good’ と評価 された, JSRT データベース中の画像例 (No.1~No.4)	36
図 2.20 (続き)	37
図 2.21 提案手法によって検出された肺野上端線の位置が ‘fair’ と評価 された, JSRT データベース中の画像例	38
図 2.22 提案手法によって検出された肺野上端線の位置が ‘poor’ と評価 された, JSRT データベース中の画像例	38
図 3.1 肺尖部の肺境界を求める範囲と胸郭中心軸 x_c の求め方	45
図 3.2 肺尖部の後部肋骨下縁の画素を抽出するために用いた勾配方向	45
図 3.3 右肺における後部肋骨下縁の形状と後部肋骨下縁上の画素の勾配 方向	46
図 3.4 胸郭の平均幅 d と背骨領域の求め方	47
図 3.5 図 3.1 の画像において, 曲線 RB , LB と行 y_L に囲まれた領域から エッジ点を抽出した後, 背骨領域のエッジ点を削除して得られる画像	48
図 3.6 図 3.5 の画像に対して 3×3 サイズの opening, closing 処理を適用し て得られる画像	48
図 3.7 図 3.6 の画像における値 1 の画素の連結成分を求めた後, 面積が 閾値以下の連結成分を削除して得られる画像	48
図 3.8 図 3.7 の画像における列 x_c より左側のみを示した図	49
図 3.9 図 3.8 の画像から得られる $S(A)$ と $S(B)$	49
図 3.10 肺尖部の肺境界と胸郭部の肺境界の結合	50
図 3.11 本論文で提案する肺境界検出法の全体の流れ	53
図 3.12 プログラムの実行結果	54
図 3.13 図 3.14 に示される正しい肺境界の肺尖から肋骨横隔膜角までの 部分の画素の値を 0 として, 距離変換を適用して得られる画像	54

図 3.14	SCR データベースに示された正しい肺境界の例 (JPCLN21 の場合)	57
図 3.15	画像集合 2 の画像に対して筆者らが与えた正しい肺境界の例	58
図 3.16	画像集合 1 の画像に対して, 提案手法によって検出された肺境界の例	61
図 3.17	画像集合 2 の画像に対して, 提案手法によって検出された肺境界の例	62
図 4.1	経時差分の例	63
図 4.2	対側差分法において位置合わせが重要であることを示す例	64
図 4.2	(続き)	65
図 4.3	対側差分法の原理	66
図 4.4	胸部 X 線像の例と本章で用いる画像座標系	67
図 4.5	本章で提案する対側差分法の全体の流れ	68
図 4.6	図 4.4 の画像に, 2 章の手法を適用して得られた右胸郭境界 RB, 左胸郭境界 LB, 肺野上端線 y_t , 肺野下端線 y_b	69
図 4.7	行 y_m と右, 左胸郭境界の交点を結ぶ線分の中点を通る y 軸に平行な直線 L を描いた例 (画像は JSRT データベースの画像 JPCLN26)	71
図 4.8	図 4.7 の直線 L が画像中心軸に一致するように画像を水平方向に平行移動した画像 I_1	72
図 4.9	3×3 の Sobel オペレータ	72
図 4.10	勾配方向を表す角度 ϕ の測り方	73
図 4.11	図 4.8 の画像 I_1 から得られた画像 E_1	73
図 4.12	図 4.8 の画像 I_1 に対して傾き補正を行った結果得られた画像 I_2	74
図 4.13	図 4.12 の画像 I_2 から得られた画像 E_2	75
図 4.14	図 4.12 の画像 I_2 に対して水平位置補正を行った結果得られた画像 I_3	76
図 4.15	テンプレート ROI とサーチ ROI	77
図 4.16	シフトベクトルの計算法	78
図 4.17	閾値 ε を変化させたときデータ点として選ばれた格子点	80
図 4.17	(続き)	81
図 4.18	図 4.14 の画像 I_3 から得られた左右反転像と, その画像にワーピングを適用した後の画像	83

図 4.19	対側差分法のプログラムの実行結果.....	84
図 4.20	実験で使用した胸部 X 線像と提案手法によって得られた差分画像の例.....	86
図 4.20	(続き)	87
図 B.1	c_{ij} に対する番号付け	105

表見出し一覧

表 2.1	実験に使用した PC の仕様.....	34
表 2.2	提案手法で用いたパラメータ値	34
表 2.3	提案手法によって検出された肺野上端線の評価結果	39
表 2.4	提案手法によって検出された胸郭境界の評価結果	39
表 3.1	提案手法で用いたパラメータ値(3.2 の手法に関するパラメータの値).....	55
表 3.2	実験に用いた画像集合と提案手法が肺境界検出に要した時間 ...	55
表 3.3	記号の定義	56
表 3.4	$\Delta y_t'$, Δy_0 , $\Delta y_0'$ の評価結果	59
表 3.5	ΔAT_R , ΔAT_L の評価結果	59
表 3.6	ΔY_{CR} , ΔY_{CL} の評価結果	60
表 3.7	DY_{CR} , DY_{CL} の評価結果	60
表 4.1	提案手法で用いたパラメータ値	85
表 4.2	提案手法によって得られた差分画像の評価結果.....	88

第1章 序論

1.1 はじめに

WHO の試算[1]では、肺がんによる死亡者数は全がん死の 18%を占め、最も多く、世界中で年間 130 万人ほどがこの疾患で死亡している。日本では平成 17 年の統計で、全がん死の 19%を占め、男性では全がん死の中で最も多く、女性では大腸がん、胃がんに次いで 3 番目を占めている[2]。

肺がんの予後を左右するものは、リンパ節転移をおこしていない小さい肺がんを見つけ出すことができるかどうかであり、早期発見、治療が最大の課題である[3]。しかしながら初期の小さな肺がんは無症状であり、自覚症状からは見つけにくい。現状では、病院や検診センターにおいて、肺がん検出の初期診断手法として、胸部単純 X 線写真を使い、経験ある医師によって診断されている。

一方、胸部 X 線写真には、小さい淡い肺がんがあっても、その多くは摘出されているが、肺がん部分は、骨など、周りの正常な組織にカモフラージュされて、発見、区別が付きにくいいため、目視での判別では熟練を要し、的確な診断を行うことは医師の経験と技量に委ねられている。現状では、胸部 X 線写真に微妙な影が映っていたとしても、見落とされ、進行して発覚するといったケースも多く発生している[4~6]。それ故、医師による胸部 X 線写真からの肺がん診断を支援するための CAD (Computer-aided diagnosis) 手法が近年、活発に研究されてきている[7]。本論文では、以後、胸部単純 X 線写真を、胸部 X 線画像または胸部 X 線像と呼ぶ。

胸部 X 線像の例を図 1.1 に示す。胸部 X 線像においては、右肺、左肺がそれぞれ画像の左側、右側に見えている。また胸部 X 線像では、X 線の透過量が多い領域ほど黒い (画素値が小さい)。

胸部 X 線像における肺がんのかたまりを表す陰影は結節 (nodule) と呼ばれる。胸部 X 線像からの肺結節検出のための CAD 手法は、画像強調[8~10]、経時差分[11~19]、対側差分[20~22]、結節候補自動検出[23~30]に大別される。

一般的な画像強調手法として、アンシャープマスキング (unsharp masking) やヒストグラム平坦化 (histogram equalization) があるが、胸部 X 線像に対する画像強調手法は、肺 (lung)、縦隔 (mediastinum)、横隔膜下 (subdiaphragm) などの領域ごとに適応的にこれらの手法を適用することにより、胸部 X 線像中の結節のコントラストを強調する[8~10]。

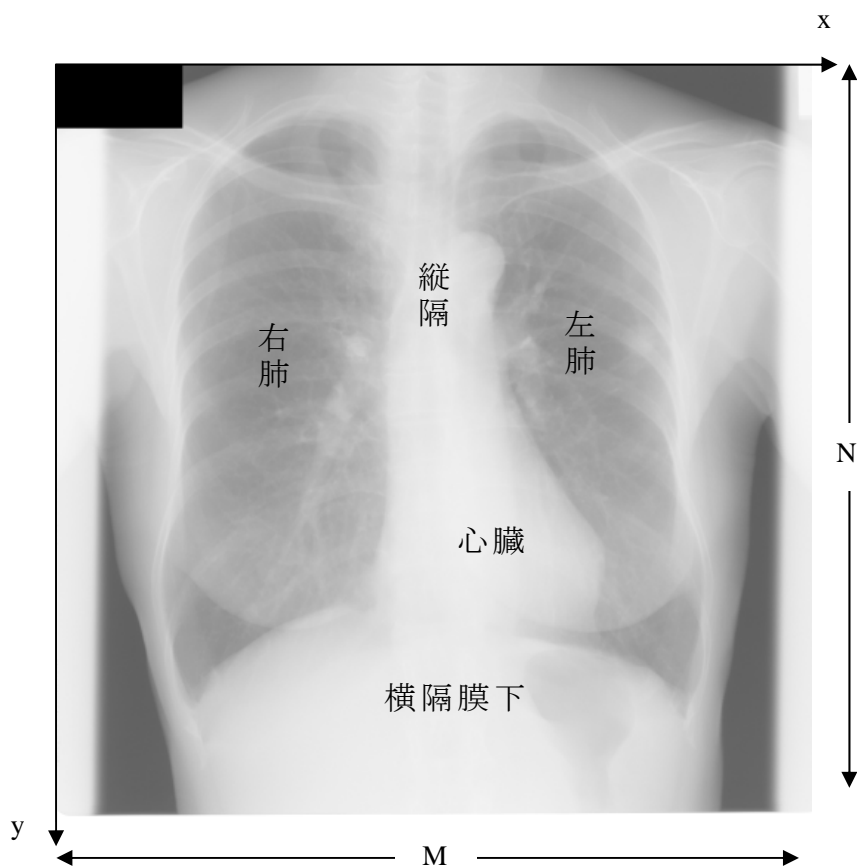


図 1.1 胸部 X 線像の例と論文で用いる画像座標系

[8]の手法は、胸部 X 線像を肺領域とそれ以外の領域に分割し、これらの領域ごとにアンシャープマスキング法を適用する。しかし、この手法は肺領域を人手によって求める。Sezan ら[10]は閾値処理を用いて胸部 X 線像から自動的に肺領域を抽出するように[8]の手法を改良した。ただ、胸部 X 線像全体から閾値処理のみによって肺領域を抽出することは難しい[7]。

また[9]の手法は、胸部 X 線像に ROI (関心領域) を配置し、ROI 中の画素値のヒストグラムの形から ROI を肺、縦隔、肺と縦隔の境界、横隔膜下の 4 つの領域に分類する。そして、それぞれの領域ごとに適応的にヒストグラム平坦化を適用する。しかし、ROI 中の画素値のヒストグラムの形のみを用いて、ROI を上記の 4 つの領域に分類することは難しい。もし、胸郭境界が与えられれば、[30]に示されたように、胸郭内部領域を大まかに上記の 4 つの領域に分割することが可能であるので、[9]の手法の性能は向上すると考えられる。

経時差分 (temporal subtraction) は、同一被験者に対して撮影された過去画像と現在画像の 2 枚の画像の差をとることにより、2 枚の画像間に存在する経時

変化を強調する[11～19]. 過去画像に結節がなく、現在画像に結節があるとき、経時差分によって現在画像中の結節が強調される. 過去画像と現在画像の間には、撮影体位や X 線入射方向の差異に起因する位置ずれが存在するので、差分処理に先立ち、両者の間で位置合わせを行う必要がある.

胸部 X 線像における胸郭外の領域は再現性のない領域であることから、経時差分における過去画像と現在画像の位置合わせは、胸郭内部の解剖学的構造に関する情報を用いて行う必要があり、位置合わせに先立ち、胸郭内部領域を抽出することが必要である. それ故、経時差分においては、胸郭境界検出が重要である.

経時差分では、2 枚の画像から胸郭境界を検出した後、胸郭内部領域の画素のみからなる画像を用いて両者の大局的な位置合わせを行う (2 枚の画像の傾き、x 方向、y 方向の平行移動量、スケールが同じになるように正規化する). この後、胸郭内部領域の画素のみを用いて、過去画像をワーピングし、現在画像と過去画像の局所的な位置合わせを行う.

人間の胸部はほぼ左右対称である. このことを利用して、1 枚の胸部 X 線像から差分画像を作成し、結節を強調する手法が Li ら[20, 21]によって提案された. この方法は対側差分 (contralateral subtraction) と呼ばれる. 対側差分では、胸郭境界検出法によって胸郭内部領域を求めた後、胸郭内部領域の画素を用いて左右肺の中心軸が画像中心軸に一致するように画像を回転し、平行移動する.

さらに対側差分では、正規化後の元画像を画像中心軸で折り返して左右反転像を作成した後、胸郭内部領域の画素を用いて左右反転像をワーピングし、元画像と左右反転像の局所的な位置合わせを行う. それ故、対側差分法でも胸郭境界検出法が重要である.

結節候補自動検出手法[23～30]は、胸部 X 線像から結節候補領域をコンピュータで自動検出してモニタ上に表示する. 臨床応用の観点からは、偽陽性の数を 4～5 個程度に抑えることが必要である. 最新の研究では、画像当りの偽陽性の数が 5.0 で、感度(結節を見逃さずに結節候補として表示できる確率)が 70.1% の手法が報告されている[30].

[26, 28, 29]の手法は、胸郭境界を検出した後、胸郭内部領域から結節候補を自動検出する. [30]の手法は、胸部 X 線像から胸郭境界を検出した後、胸郭内部領域に外接する正方形を求め、これを 7×7 の 49 個の ROI に分割する. そして、各 ROI の胸郭境界との位置関係および ROI 内部の画素値とエッジの分布を用いて、ROI を肺尖部 (apical)、末梢部 (peripheral)、肺門部 (hilum)、その他

の領域 (opaque area and outside of lung fields) の 4 つのタイプに分類する。そして、肺尖部、末梢部、肺門部ごとに結節の特徴をニューラルネットワークに学習させておき、各タイプごとに ROI から結節候補を自動検出する。それ故、この手法でも胸郭境界検出法が重要である。

前述した肺がん診断のための CAD 手法以外に、心肥大 (cardiomegaly) [31, 32] や間質性疾患 (interstitial disease) [33, 34] の診断のための CAD 手法においても、胸郭境界検出が重要である [41]。

本論文では、まず、胸部 X 線像から胸郭境界を検出するための新たな手法を提案する [35, 36]。次に、胸部 X 線像における右肺、左肺ごとに肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出することができるように、この胸郭境界検出法を改良する [37~39]。さらに、本論文では、胸部 X 線像から肺結節を検出するための新たな対側差分法を提案する [40]。前述したように、対側差分法では、胸郭境界を検出した後、胸郭内部領域を用いて元画像と左右反転像の大局的位置合わせと局所的 position 合わせを行う必要があるが、提案する対側差分法は、胸郭境界検出のために、本論文で提案する手法を用いる。また、元画像と左右反転像の大局的位置合わせのために、本論文で提案する新たな手法を用いる。

以下では、本論文で提案する胸郭境界検出法、肺境界検出法の従来法に対する利点を明らかにするため、従来の胸郭境界検出法、肺境界検出法について記述する。

1.2 従来の胸郭境界検出法と肺境界検出法

以下の記述では、図 1.1 に示すように、胸部 X 線像に対して、左上隅を原点とし、列番号を x 座標とし、行番号を y 座標とする座標系を用いる。また、画像の列数を M で表し、行数を N で表す (図 1.1)。

本論文では、胸郭境界検出法と肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出法を提案するが、提案手法の従来手法に対する利点を明らかにするため、まず、胸部 X 線像における肺境界について説明する。

胸部 X 線像における肺境界は図 1.2 に示すように、胸郭部 (thoracic part)、肺尖部 (apical part)、横隔膜部 (phrenic part)、縦隔部 (mediastinal part) の 4 つの部分に分割される [49]。肺境界の胸郭部は肺と胸郭の境界を表す。肺尖部は肺尖近くの肺境界を表す。また縦隔部は肺と縦隔および心臓との境界を表す。さらに横隔膜部は肺と横隔膜との境界を表す。

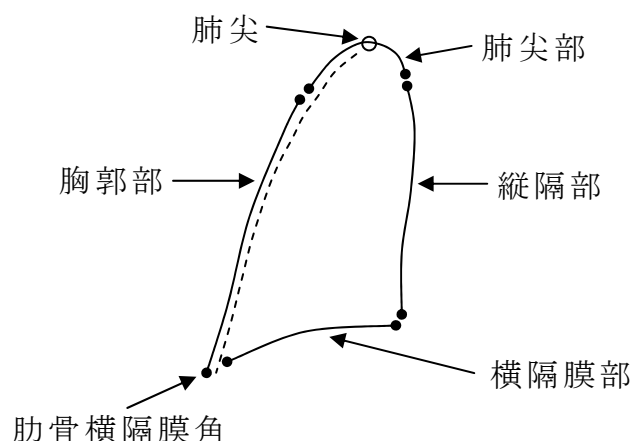


図 1.2 肺境界の四つの部分

肺境界の肺尖部は胸郭と接していない。それ故、厳密に言えば、肺境界の肺尖部は胸郭境界には含まれない。しかし、胸部 X 線像の CAD 手法では、肺尖 (lung apex) から肋骨横隔膜角 (costophrenic angle) までの肺境界 (図 1.2 で点線で示された部分) を用いる手法が多く、これらの手法では、肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を胸郭境界 (ribcage boundary) と呼んでいる [12~14, 19~21, 28~30].

一般に、肺尖、肋骨横隔膜角の位置 (y 方向の位置) は右肺と左肺で異なる。それ故、従来の経時差分や対側差分では、右肺尖と左肺尖の平均位置を求め、これを肺野上端線とする。また、肋骨横隔膜角の位置を正確に求めるのは難しいし、肋骨横隔膜の位置は必ずしも真肺の最下部の位置ではない。それ故、従来の経時差分や対側差分では、右肺のほぼ中央を通る直線が右横隔膜境界 (右肺と横隔膜の境界) と交わる点の y 座標を肺野下端線の位置とする。そして、肺野上端線から肺野下端線までの肺境界を胸郭境界と呼ぶ。

本論文の 2 章で提案する手法は、従来の胸郭境界検出法と同様に、肺野上端線、肺野下端線、右および左胸郭境界を検出する。それ故、2 章で提案する手法を胸郭境界検出法と呼ぶ。一方、本論文の 3 章で提案する手法は、右肺、左肺ごとに肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出する。それ故、従来手法と区別するため、3 章の手法を、肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出法と呼ぶ。

肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界は真肺の境界を与えるが、肺境界の縦隔部や横隔膜部は真肺の最内部や最下部を与えていない。それ故、前述した経時差分や対側差分以外の CAD 手法でも、肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界に

ついでのみ正確な境界を必要とするシステムが多い[26, 28～30, 33, 34].

従来の肺境界検出法や胸郭境界検出法は rule-based な手法[16, 31, 34, 41～47]と肺の統計的特徴を用いる手法[48～54]に大別される. 前者は, 肺境界に関する一般的な仮定のみを用いて肺境界や胸郭境界を検出する. また後者は, 胸部 X 線像の学習例から得られる肺の統計的特徴を用いて肺境界や胸郭境界を検出する.

しかし, 肺の統計的特徴を用いる手法は, 肺の統計的特徴の変化に対してどの程度頑健であるかが明らかでない. たとえば, X 線の管電圧や照射時間, またフィルムディジタイザーが変われば, 胸部 X 線像における肺の統計的特徴も変化する.

また, 肺の統計的特徴を含む手法は, rule-based な手法より肺境界全体を高い精度で検出できるが, 肺境界の横隔膜部や縦隔部は真肺の最下部や最内部でないことから, 前述したように, 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界のみを用いる CAD 手法が多い. そして, 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出を対象とした場合は, 必ずしも, rule-based な手法の肺境界の検出精度が, 肺の統計的特徴を用いる手法より劣るとは言えない[41]. ただ, コントラストやノイズなどの画質に依らず安定して, 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出できる rule-based な手法は報告されていない.

それ故, 本論文では胸郭境界, および, 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出するための rule-based な手法を提案する. そこで, 以下では, 従来の胸郭境界検出法, 肺境界検出法の中で, rule-based な手法について記述する.

1.2.1 従来の胸郭境界検出法

[34]で用いられた胸郭境界検出法は, まず, 画像の $y = N / 2$ における水平方向のプロファイル $H(x)$ を求める. $H(x)$ は幅 $M / 8$ の長方形領域を用いて計算する. そして $x = M / 2$ の近くで $H(x)$ を最大にする x を求め, これを胸郭中心軸の位置とする. 次に, $y = N / 2$ において胸郭中心軸より左方向に探索し, $H(x)$ の 2 次微分を最小にする x を求め, これを x_0 で表す. そして, $y_0 = N / 2$ とし, (x_0, y_0) を右胸郭境界点列の開始点とする. この後, y を y_0 から上方向に等間隔で変化させながら y_0, y_1, \dots とし, 各行 y_i に対して境界点の x 座標 x_i を次の方法で求める. まず行 y_i の水平プロファイルとその 2 次微分を計算する. そして x を x_{i-1} の近傍で変化させたとき 2 次微分を最小にする x を求め, これを x_i とする.

そして、この方法で $y = N/2$ より上の右胸郭境界点列を求める。また同様な方法を用いて、 $y = N/2$ より下の右胸郭境界点列を求める。さらに、同様な方法を用いて左胸郭境界点列を求める。

[31]で用いられた胸郭境界検出法は、[34]の手法によって得られる右および左胸郭境界点列を4次の多項式で近似して、右および左胸郭境界を与える。[31, 34]の手法は、鎖骨より下の胸郭境界点列しか求めることができない。

Xuら[41]は、上肺部も含めた胸郭境界が求まるように[31, 34]の手法を改良した。[41]の手法は、肺野上端線、肺野下端線をまず求め、これらの位置を利用して、上肺境界点列、右胸郭境界点列、左胸郭境界点列を求める。そして、これら3つの点列のそれぞれを4次の多項式で近似して、上肺境界、右胸郭境界、左胸郭境界を求め、これらを結合して胸郭境界とする。

[41]の手法は肺野上端線を求めるために、まず、 $y = 0 \sim 3N/8$ の範囲で画像の垂直プロファイル $V(y)$ を求める。各 $V(y)$ の値は、行 y に属す画素の中で $x = M/4 \sim 3M/4$ の範囲に属す画素の値の平均で与える。そして、 y を増加させたとき $V(y)$ の1次微分が正から負に変化する行 y を小さい順に y_1, y_2, \dots, y_m とする。この後、これらの行の中から、行 y_i 上の画素値の標準偏差と平均値、および、行 y_i と行 $3N/8$ (肺野を通過する行) の相関値を用いて1つの行を選び、これを肺野上端線とする。

また[41]の手法は、画像の下半分で右肺の中心線に沿った垂直プロファイルの1次微分を計算し、1次微分を最大にする行を肺野下端線とする。

上記の方法で求まる肺野上端線、下端線の位置を y_t, y_b とするとき、[41]の手法は、肺長 L を $L = y_b - y_t$ で与え、 $y_L = y_t + L/5$ とする。そして、行 y_L より上で上肺境界点列を求め、行 y_L より下で右および左胸郭境界点列を求める。

上肺境界点列は右肺、左肺ごとに求める。右肺に対する上肺境界点列を求めるときは、行 $y_t + L/5$ と行 $y_t + L/2$ の水平プロファイルにおける画素値最小の点を結ぶ直線が肺野上端線と交わる点を開始点 (x_0, y_0) とし、開始点から左方向、右方向に探索して上肺境界点列を求める。左方向に探索するとき、 x を x_0 から左方向に変化させながら x_0, x_1, \dots とし各列 x_i における境界点 (x_i, y_i) を以下の方法で求める。まず列 x_i における垂直プロファイルとその2次微分を計算する。そして、 y を y_{i-1} の近傍で変化させたときプロファイルの2次微分を最小にする画素と、2次微分を2番目に小さくする画素を求め、これらの画素における2次微分の値の比を用いて、これらの画素の一方を境界点 (x_i, y_i) として選ぶ。開始点から右方向に上肺境界点列を探索するときも同様な方法を

用いる。さらに、左肺に対する上肺境界点列を求めるときも、右肺と同様な方法を用いる。

右胸郭境界点列を求めるときは、行 $y_t + L/2$ における水平プロファイルとその2次微分を計算し、胸郭中心軸より左方向に探索したとき2次微分の値を最小にする画素を求め、この画素を右胸郭境界点列の開始点とする。その後、上肺境界点列を求めたときに用いた方法と同様な方法を用いて、開始点から上方向、下方向に探索して、右胸郭境界点列を求める。なお、上方向の探索は行 $y_t + L/5$ まで行い、下方向の探索は行 $y_b + 0.15L$ まで行う。また、左胸郭境界点列も同様な方法を用いて求める。

[41]では、著者らが作成した画像を用いて実験を行い、提案手法によって得られた胸郭境界を評価した結果、‘accurate’ および ‘moderately accurate’ と評価された画像の割合が96%であったと報告されている。

[41]の手法は、経時差分[12~14, 19]、対側差分[20, 21]、結節候補自動検出法[26, 28~30]など、多くのCAD手法の中で利用されている。しかし、以下に示すような問題点をもつ。

[41]の手法は、右および左胸郭境界点列の開始点を求めるとき、水平プロファイルの2次微分の値を最小にする画素を求め、これを開始点とするが、[41]の手法の性能は、2次微分を計算するとき用いる距離の増分量の値に敏感である。そこで[41]の実験では、増分量として17.5mmと8.75mmの2つの値を用いている。まず17.5mmを用いて実験を行い、失敗した画像に対して8.75mmを用いている。前述した96%という成功率は、このような方法を用いて得られた値である。

また[41]の手法の胸郭境界検出の成功率は、[41]の手法の肺野上端線検出の成功率に大きく依存するが、[41]の手法は肺野上端線検出のために、胸部X線像に対して比較的厳しい条件を課している。[41]の手法は、垂直プロファイルの1次微分が正から負に変化する行から肺野上端線を選ぶ。つまり[41]の手法は、垂直プロファイルの値が、肺野上端線において増加から減少に転ずると仮定している。しかし肺野上端線が画像上端近くにあるときは、 $y=0$ から、肺野上端線よりかなり下の行まで、垂直プロファイルの値が単調減少することがある。

また[41]の手法では、首領域における行の画素値（列 $M/4 \sim 3M/4$ の範囲の画素値）の標準偏差が、肺野上端線における行の画素値の標準偏差より大きいと仮定している。しかし、この仮定は、首の左右の肩の部分の画素値が比較的大きい場合には、成り立たないことがある。

[42]で用いられた胸郭境界検出法は、水平プロファイルを用いて右胸郭境界の x 方向の大まかな位置（列番号）を求めた後、この列付近で画素値の総和を最大にする輪郭線を動的計画法で求め、これを右胸郭境界とする。左胸郭境界も同様な方法で求める。[42]では画素値の総和を最大にする輪郭線が右（または左）胸郭境界であると仮定するが、この仮定は成り立たないことが多い。

[16]では胸郭境界検出のために以下の方法を用いる。まず元画像から画像中の輪郭線が強調された画像を作成する。輪郭線強調画像では、肺境界、肋骨、鎖骨、被写体と背景の境界などが強調される。次に元画像を平滑化した画像と輪郭線強調画像の積をとり、輪郭線強調画像中の肺野内の輪郭線を除去する。そして、この結果得られた画像を極座標系で表し、胸郭境界を構成する輪郭線のテンプレートを用いて、テンプレートマッチングで胸郭境界を構成する点の位置を求める。この手法の性能は胸郭境界点を検出するときに用いるテンプレートに依存するが、症例ごとにどのようなテンプレートを用いればよいかは明らかでない。

1.2.2 従来の肺境界検出法

以下では、図 1.2 に示した肺境界全体を検出するためのこれまでに報告されている rule-based な手法について記述する。

[43]の手法は、閾値処理を用いて、肺の部分境界を検出した後、その最上点及び最下点から、エッジ画像のプロファイルを用いて、境界点を上向き及び下向きに探索して肺境界を求める。[43]の手法は、画素値のヒストグラムから閾値処理のための閾値を決定するが、ヒストグラムの中に肺野と縦隔に対応する二つの顕著なピークが存在することを前提条件としている。Pietka[43]は、実験に用いた画像中 87.5%の画像で肺領域が正しく検出できたと報告している。ただ、[43]の手法は右肺、左肺のそれぞれを含む 2 つの領域を大まかに求めることを目的としているので、成功と判定された画像に対しても、[43]の手法によって検出された肺境界と正しい肺境界の誤差は大きい。

[44]の手法は、画像のプロファイルを解析して肺境界点列を検出し、これを連続な点列に分割する。この後、長さ最大の点列の最上点及び最下点から、隣接点の勾配方向と勾配の大きさをを用いて、肺境界を上向き及び下向きに探索する。[44]の手法は肺境界点列を x 方向、y 方向に連続した点列と仮定するので、肺境界点列が不連続となった部分でノイズの影響を受けやすい。また、[44]の

手法は、隣接点の勾配という局所的情報のみを用いて肺境界点を探索するので、一度誤った境界点を選ばれると、誤った方向に導かれ、正しい境界に戻ることができないということが生じやすい。実際、鎖骨より上の上胸部においてこのようなことが生じやすいことが[44]にも示されている。Duryea ら[44]は、TP, FP, FN, TN を用いて独自に3つの評価尺度を定義し、これらを用いて提案手法によって得られた肺領域の良さを評価している。ただし、検出された肺領域の画素の中で正しい肺領域に属す画素の数が TP, 正しい肺領域に属さない画素の数が FP である。また、検出された肺領域に含まれなかった画素の中で、正しい肺領域に属す画素の数が FN, 正しい肺領域に属さない画素の数が TN である。しかし、[54]に示されているように、検出された肺境界の精度は、通常、正しい肺境界との間の MACD (mean absolute contour distance) や、検出された肺領域と正しい肺領域の間の重複度 $TP / (TP + FP + FN)$ を用いて評価される。[44]に示された実験データを用いて[44]の手法によって検出された肺領域の重複度を計算すると、右肺に対しては平均 0.820, 左肺に対しては平均 0.818 となる。また Duryea らは実験で解像度の低い画像 (マトリクス寸法 55×64) を用いている。

[45]の手法は、まず繰り返し閾値処理によって肺領域を求める。この方法は、閾値を増加させながら、閾値ごとに画素値が閾値以下の画素の値を 1 とし、これらの連結成分を求めた後、各連結成分が肺野内、外のどちらにあるかを判定し、肺野外と判定された連結成分中の画素の値を 0 に固定していく。そして、最大閾値によって得られる値 1 の画素の連結成分を肺領域とする。[45]の手法は、繰り返し閾値処理によって得られた肺領域の境界に、局所的閾値処理とモルフォロジー処理を適用して、最終的な肺境界を求める。ただ[45]にも示されているように、繰り返し閾値処理によって得られる肺領域では、胸部境界付近の領域が欠けることが多い。それゆえ、後処理に用いるパラメータの設定法が難しい。Armato ら[45]は提案手法によって得られた肺境界の良さを主観的に評価し、'accurate' または 'moderately accurate' と評価された画像の割合が 79.1% であったと報告している。

[46]の手法は、Canny のエッジ検出法でエッジ点を検出し、これらの連結成分を求める。このようにして得られる連結成分は 1 画素の幅をもつ曲線分となる。そして、このようにして得られる曲線分の中から、肺境界の上胸部、胸部、横隔膜部、縦隔部の構成要素を選びながら、肺境界を組み立てて行く。肺境界点列はノイズによって不連続になることがあるので、[46]の手法では肺境

界点列が多くの曲線分に分割される。それ故、多くの曲線分の中から肺境界点列を構成する曲線分を選んでつなぐ処理が必要となり、ノイズによって、誤まった曲線分を肺境界点列として選ぶ可能性が高くなる。Brown ら[46]は、肺境界を用いて異常 (abnormal) を診断するためのシステムの提案を行っており、提案手法によって得られる肺境界の評価実験は行っていない。

[47]の手法は、画像から被写体領域を抽出した後、画像のプロファイルを解析して、右肺、左肺を包含する2個の長方形 (ROI と呼ばれる) を求める。そして、ROI のプロファイルの一次微分を用いて、肺境界点を検出する。この後、境界点の座標を用いてノイズ点を検出し、ノイズ点を除去する。最後に、上部、胸部、横隔膜部、縦隔部の各々に対して、長さ最大の連続な点列を選び、これらに[44]と同様な方法を適用して、肺境界を求める。それ故、この手法も[44]の手法と同様な問題をもつ。Li ら[47]は、提案手法によって得られた肺領域の良さを[44]と同じ評価尺度を用いて評価している。[47]に示された実験データを用いて、検出された肺領域と正しい肺領域の重複度を計算すると、右肺に対して平均 0.818、左肺に対しても平均 0.818 となる。

1.3 本論文で提案する胸郭境界検出法の基本的アイデア

本論文では2章で新たな胸郭境界検出法を提案する。そして、3章で、右肺、左肺ごとに肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界が検出できるように、2章で提案する胸郭境界検出法を改良する。

3章で提案する肺境界検出法は、右肺、左肺ごとに肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を高い精度で、かつ、高い成功率で検出できるが、これは、2章で提案する胸郭境界検出法が肺野上端線、肺野下端線の位置を高い成功率で検出でき、かつ、肺野上端線から肋骨横隔膜角までのほぼ正しい肺境界 (胸郭境界) を高い成功率で検出できることによる。そこで以下では、2章で提案する胸郭境界検出法の基本的アイデアを示す。

胸郭境界点列はノイズによって必ずしも連続した点列になるとは限らない。ただし、各境界点の3×3近傍に次の境界点が存在するとき、境界点列は連続であるという。それ故、[44, 46, 47]の手法のように、境界点列を連続した点列と仮定して境界点列を求める手法はノイズの影響を受けやすい。

境界点列が不連続になった部分については、[46]の手法のように、そこで境界点列を分割すると、境界点列が多くの曲線分に分割されるので、これらの曲

線分をつなぐ処理が必要になる。不連続になった部分については、ノイズによって、境界点列の候補となる複数の曲線分が生じやすいので、これらの中から正しい曲線分を選んでつなぐ処理が必要になるが、ノイズによって誤まった曲線分が選ばれることが生じやすい。

また、境界点列が不連続になった部分について、[44, 47]の手法のように、無理やり境界点を選ぶと、ノイズが境界点として選ばれることになるので、ノイズによって誤まった方向に導かれやすい。また[44, 47]の手法は、隣接点の勾配という局所的情報を用いて境界点を求めるので、この点からもノイズの影響を受けやすい。

一方、[41]の手法のように、等間隔に設定された行（または列）に対して、プロファイルの1次微分や2次微分の極小点を求めて境界点とする方法は、境界点列がx方向、y方向に連続した点列であるという仮定は用いない（上肺境界点列に対してはx方向のみに連続と仮定し、右および左胸郭境界点列に対してはy方向のみに連続した点列と仮定する）。それ故、境界点列が不連続になることの影響は受けにくい。ただ、これらの手法も、プロファイルの1次微分や2次微分という局所的情報のみを用いて境界点を求めるので、ノイズの影響を受けやすい。

本論文で提案する胸郭境界検出法は、まず右胸部から外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素を抽出した後、これらの画素の連結成分を求める（図 1.3 における黒点が、外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素を表す）。次に、各連結成分に対して、連結成分に属す画素の中で、各行において最も左側にある画素をy座標の小さい順に並べた画素列を求め、これを連結成分の最左点列と呼ぶ（図 1.4）。胸部 X 線像においては、連続する肋骨は外側部で交差することから、この方法により、図 1.5 に示すよ

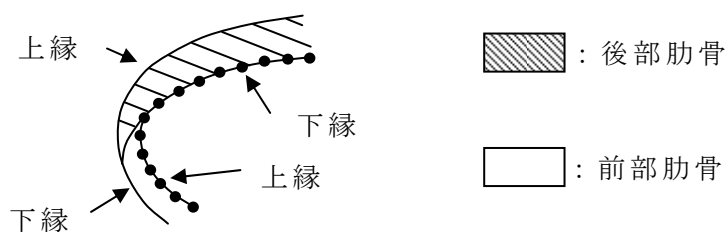


図 1.3 胸部 X 線像における外側部の後部肋骨下縁と上縁および前部肋骨下縁と上縁

うに右胸郭境界点列の大部分を，1つの連結成分の最左点列として抽出できる．
図 1.5 の左側の連結成分は画像の左半分における面積最大の連結成分を表す．
また，図 1.5 の右側の連結成分は，画像の右半分における面積最大の連結成分を表す．

連結成分の最左点列は y 方向にのみ連続した点列であるので，右胸郭境界点

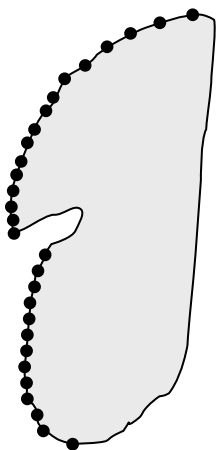


図 1.4 連結成分の最左点列



図 1.5 画像の左半分，右半分における面積最大の連結成分を元の胸部 X 線像の上に重ねて示した画像

列がノイズによって不連続になっていても、前述した方法により、右胸郭境界点列を構成する y 方向に連続した長い点列を抽出できる。

また、提案手法は、面積最大の連結成分 R を求めて、その最左点列 L を初期胸郭境界点列とした後、 R との距離が閾値以下の連結成分 R_j を求めて、これらの最左点列 L_j と L がマージの条件を満たすか否かを判定し、マージの条件を満たすときは両者をマージする。つまり、提案手法は曲線分 L と L_j の近さを測るとき、 L と L_j の距離を用いて両者の近さを測るのではなく、 L 、 L_j を最左点列としてもつ連結成分 R 、 R_j 間の距離を用いて L と L_j の近さを測る。前述したように、胸郭境界点列はノイズによって、不連続になることがあり、このような場合、胸郭境界点列を構成する曲線分どおしの距離は大きくなることがある。しかし、提案手法は曲線分 L 、 L_j を最左点列として含む連結成分 R 、 R_j の距離を用いて L と L_j の近さを測るので、 R と R_j の距離が近ければ両者を正しくマージできる。

提案手法は、前述した方法と同様な手法を用いて、左胸郭境界点列を検出する。

1.4 論文の構成

本論文は本章も含めて 5 章で構成されている。第 2 章以降の各章の構成は以下のようにになっている。

第 2 章では胸郭境界検出のための新たな手法を提案し、実験によりその有効性を確かめる。

第 3 章では、肺尖部の肺境界を検出するための手法を提案する。そして、この手法と 2 章で述べる手法を組合せて得られる手法が、肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を正しく検出できることを実験によって示す。

第 4 章では、新たな対側差分法を提案する。対側差分における元画像と左右反転像の位置合わせは、胸郭境界検出、大局的位置合わせ、局所的位置合わせの順に行われるが、提案する対側差分法は、胸郭境界検出のために 2 章で述べる手法を用いる。また、大局的位置合わせを、4 章で提案する手法を用いて行う。また、4 章では、本論文で提案する胸郭境界検出法と大局的位置合わせ法を用いる対側差分法によって得られる差分画像を実験によって評価する。

第 5 章は結論で、本論文の研究成果を取りまとめ、今後の課題を述べる。

第2章 胸郭境界検出法

2.1 はじめに

胸部 X 線像からの胸郭境界検出は，前述したように，経時差分法，対側差分法，結節候補自動検出法などの CAD 手法において重要である．本章では，胸郭境界検出のための新たな手法を提案する[35, 36]．なお，本論文を通して，図 1.1 に示した座標系を用い，画像の列数，行数を M ， N で表す．

前述したように，本論文で提案する胸郭境界検出法は，まず，右胸部から外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素を抽出した後，これらの画素の連結成分を求める．胸部 X 線像においては連続する肋骨は外側部で交差することから，この方法により，右胸郭境界点列の大部分を 1 つの連結成分の最左点列として抽出できる．

連結成分の最左点列は y 方向にのみ連続した点列であるので，右胸郭境界点列がノイズによって不連続になっても，前述した方法により，右胸郭境界点列を構成する y 方向に連続した長い点列を抽出できる．

また，提案手法は，面積最大の連結成分 R を求めて，その最左点列 L を初期胸郭境界点列とした後， R との距離が閾値以下の連結成分 R_j を求めて，これらの最左点列 L_j と L がマージの条件を満たすか否かを判定し，マージの条件を満たすときは両者をマージする．つまり，提案手法は曲線分 L と L_j の近さを測るとき， L と L_j の距離を用いて両者の近さを測るのではなく， L ， L_j を最左点列としてもつ連結成分 R ， R_j 間の距離を用いて L と L_j の近さを測る．前述したように，胸郭境界点列はノイズによって，不連続になることがあり，このような場合，胸郭境界点列を構成する曲線分どおしの距離は大きくなることがある．しかし，提案手法は曲線分 L ， L_j を最左点列として含む連結成分 R ， R_j の距離を用いて L と L_j の近さを測るので， R と R_j の距離が近ければ両者を正しくマージできる．

提案手法は，前述した方法と同様な手法を用いて，左胸郭境界点列を検出する．

2.2 提案手法の全体の流れ

本論文では，[41]と同様に，肺野上端線 y_t ，肺野下端線 y_b ，および，行 y_t から y_b までの右胸郭境界，左胸郭境界で囲まれた領域を胸郭内部領域と呼び，こ

の領域の境界を胸郭境界と呼ぶ（図 2.1）. なお，肺野上端線的位置 y_t は，右肺尖と左肺尖の y 座標の平均値として定義される．また，肺野下端線的位置 y_b は，右肺のほぼ中央を通る垂直線と右横隔膜境界との交点の y 座標として定義される．

胸郭境界を求めるための提案手法全体の流れを図 2.2 に示す．

まず，デジタル化した胸部 X 線像にヒストグラム平坦化を適用して，外側部の肋骨のコントラストを強調する．次に，画像の左半分（右胸部）から，外側部の後部肋骨下縁または前部肋骨上縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素をエッジ点として抽出し，これらの連結成分の最左点列から右胸郭境界点列を求める．また，同様な方法を用いて，画像の右半分（左胸部）から左胸郭境界点列を求める．

この後，右および左胸郭境界点列のそれぞれに，4 次の多項式を適合させて，右胸郭境界（RB）と左胸郭境界（LB）を求める．また，右および左胸郭境界点列の最上点の平均によって肺野上端線 y_t を与える．

さらに，RB と LB を用いて右肺の中央線 x_0 を求め，元画像の列 x_0 のプロファイルを用いて肺野下端線 y_b を求める．

2.3 以降に，提案手法の詳細を示す．

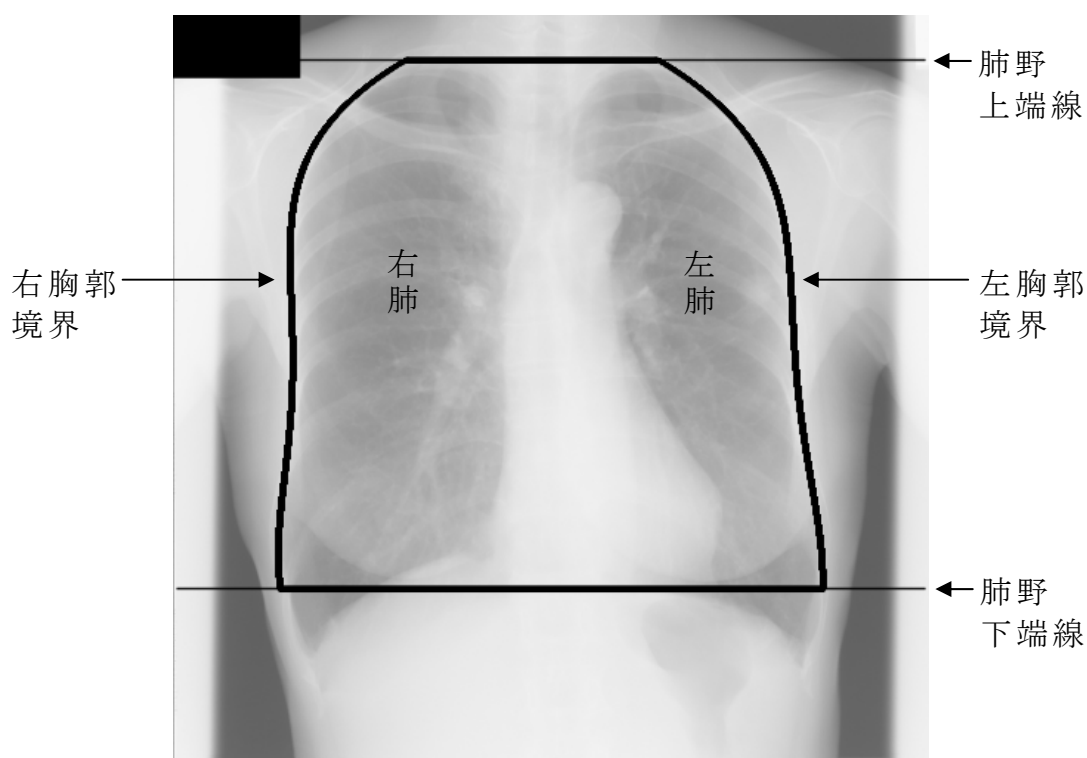


図 2.1 胸郭内部領域と胸郭境界

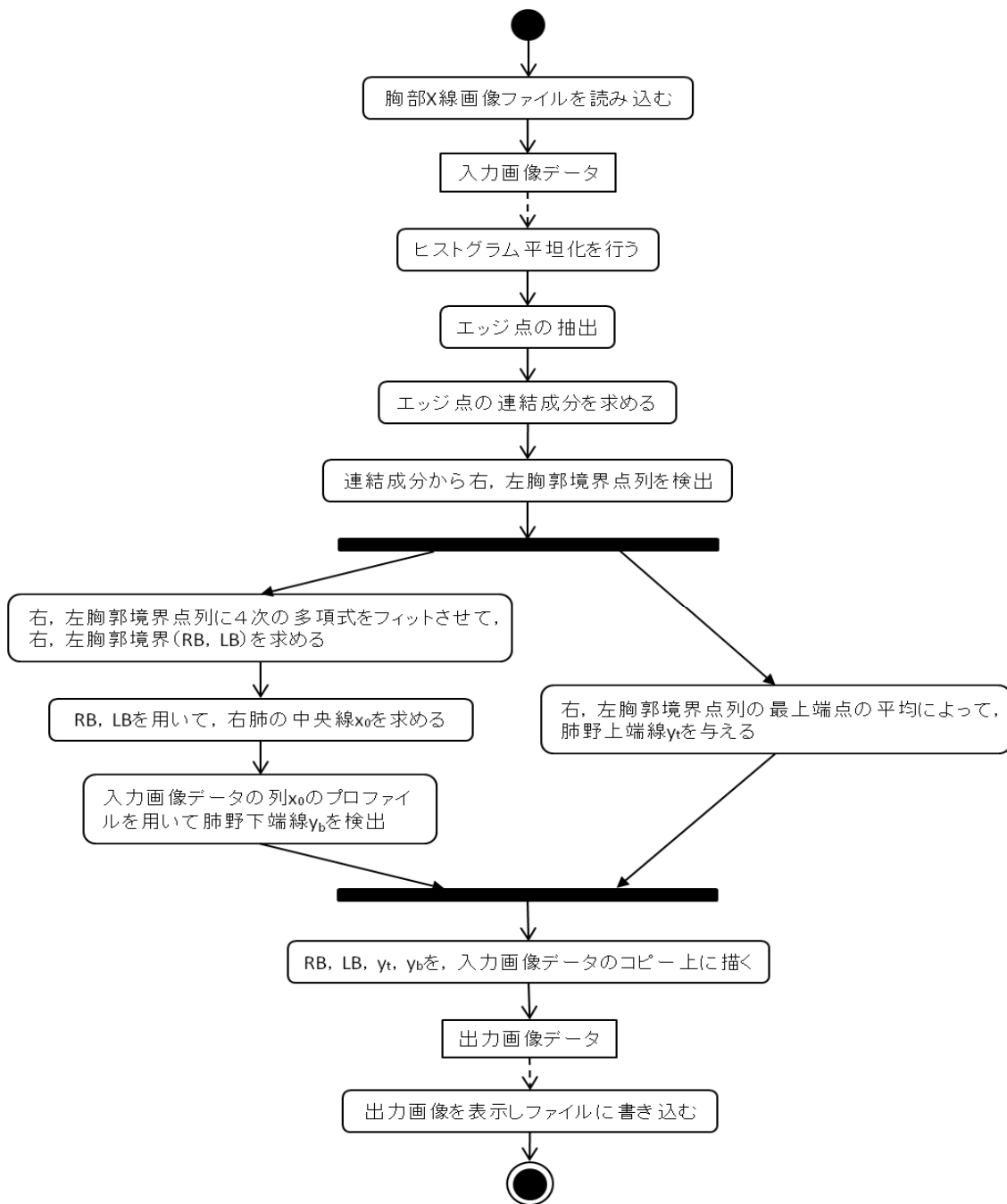


図 2.2 提案する胸郭境界検出法の全体の流れ

2.3 エッジ点の抽出

まず，肋骨側面部のコントラストを強調するため，元画像にヒストグラム平坦化 [55]を適用する．図 2.3 の胸部 X 線像にヒストグラム平坦化を適用して得られる画像を図 2.4 に示す．ヒストグラム平坦化によって胸部 X 線像全体のコントラストが改善されるわけではない．しかし，縦隔や胸郭境界付近のような X 線の透過量が少ない領域では，ヒストグラム平坦化によりコントラストが改善されることが分った．

元画像にヒストグラム平坦化を適用した後，ヒストグラム平坦化適用後の画像に標準偏差が 2 のガウシアンフィルタを適用した画像に一次微分オペレータを適用し，各画素 (x, y) の x 方向， y 方向の一次微分 D_x ， D_y を求める．提案手法は， D_x ， D_y を求めるために，画像の左半分，右半分に対して，それぞれ図 2.5，図 2.6 のオペレータを用いる．画像の左半分，右半分で異なるオペレータを用いる理由については後述する．そして， D_x ， D_y から各画素の勾配の大きさ e と勾配方向 ϕ を次式で計算する．ただし，角度 ϕ は図 2.7 に示すように測る．



図 2.3 元画像

$$e = \sqrt{D_x^2 + D_y^2} \quad (2.1)$$

$$\phi = \tan^{-1}\left(\frac{D_y}{D_x}\right) \quad (2.2)$$

次に画像の左半分（右胸郭）から $e > 0$ を満たす画素の中で、 ϕ が $135 \sim 270$ 度の範囲にある画素をエッジ点として抽出する（図 2.8）。また、画像の右半分

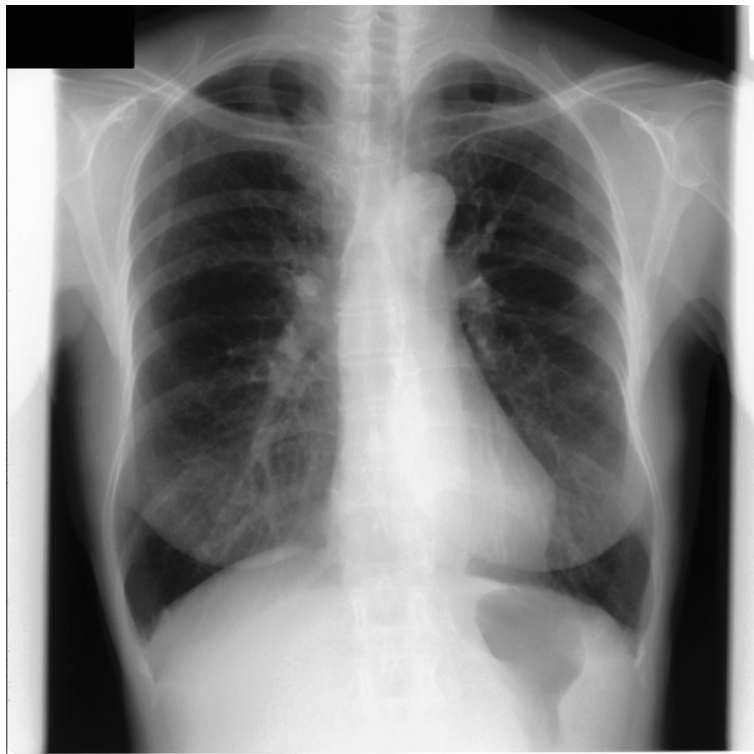


図 2.4 図 2.3 の画像にヒストグラム平坦化を適用して得られる画像

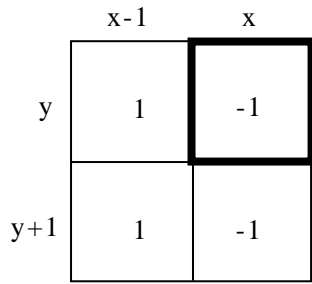
	x	x+1
y	-1	1
y+1	-1	1

(a) D_x のためのオペレータ

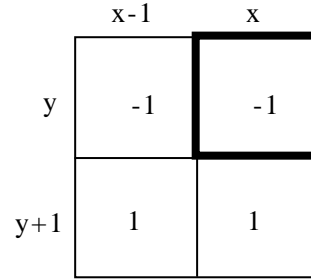
	x	x+1
y	-1	-1
y+1	1	1

(b) D_y のためのオペレータ

図 2.5 画像の左半分に属す画素に対して D_x , D_y を計算するために本論文で用いたオペレータ



(a) D_x のためのオペレータ



(b) D_y のためのオペレータ

図 2.6 画像の右半分に属す画素に対して D_x , D_y を計算するために本論文で用いたオペレータ

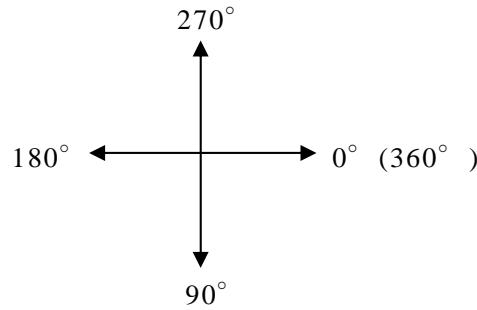
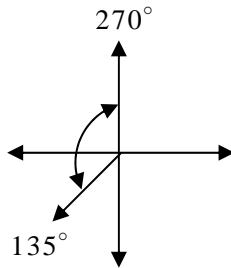
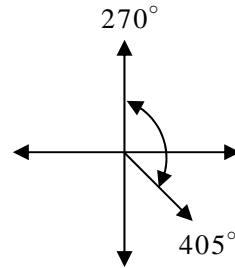


図 2.7 勾配方向を表す角度 ϕ の測り方



(a) 右胸部



(b) 左胸部

図 2.8 外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素を抽出するために用いた勾配方向

(左胸部) から $e > 0$ を満たす画素の中で, ϕ が $270 \sim 405$ 度の範囲にある画素をエッジ点として抽出する (図 2.8). エッジ点の値を 1 とし, その他の画素の値を 0 とすることによって, 図 2.4 の画像から得られる 2 値画像を図 2.9 に示す.

図 2.10 は胸郭を構成する肋骨を後から見た図である. ただし, 外側部は X

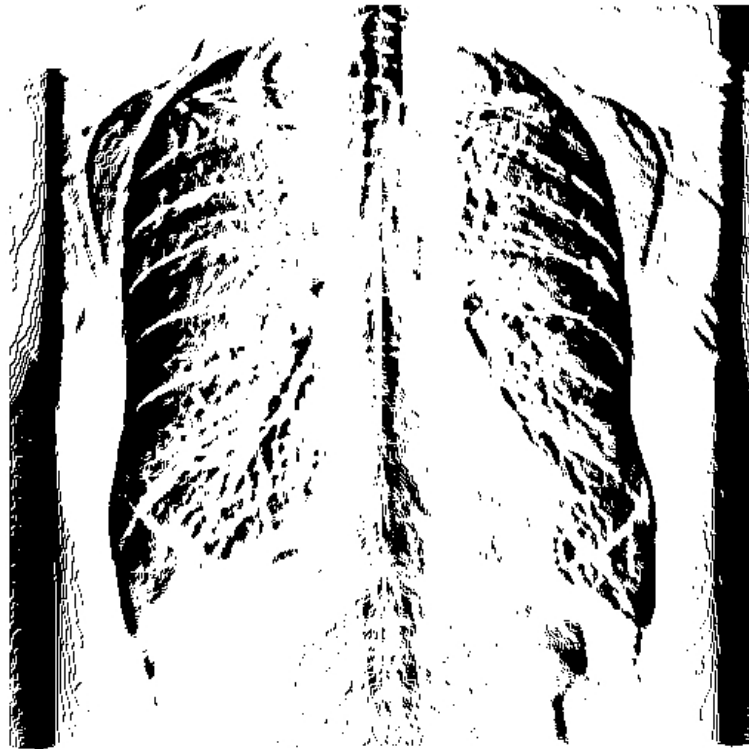


図 2.9 エッジ点の値を 1 とし，その他の画素の値を 0 とすることによって図 2.4 の画像から得られる 2 値画像

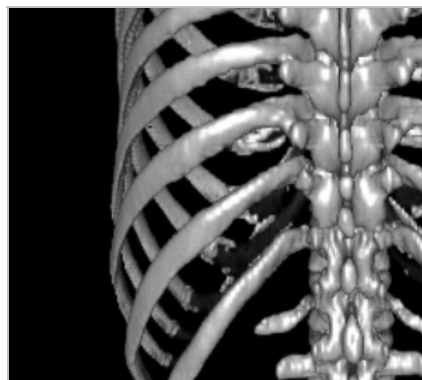


図 2.10 胸郭を構成する肋骨を後から見た図

線を透過しやすいことから，外側部の肋骨については，図 2.10 では他の肋骨に隠れて見えていない部分も，胸部 X 線像では見えている。

また図 2.11 は，外側部における 1 本の肋骨を示した図である。胸部 X 線像で見えている肋骨は，後から X 線を照射したときに得られる肋骨の二次元像であるので，胸部 X 線像においては，外側部の後部肋骨下縁と上縁，および，前部肋骨下縁と上縁は図 2.11 に示すように見える。ただし，肋骨の外側線より前の

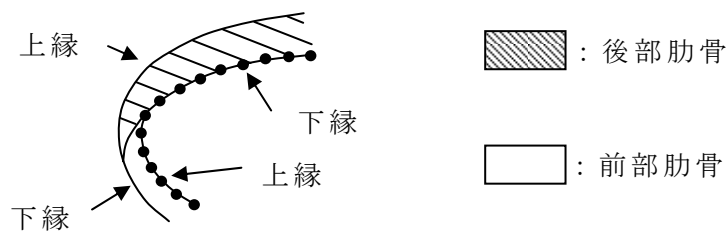


図 2.11 胸部 X 線像における外側部の後部肋骨下縁と上縁および前部肋骨下縁と上縁

部分を前部肋骨と呼び、後の部分を後部肋骨と呼ぶ。

提案手法は、肺境界点列を y 方向に長い連続した点列として抽出するため、胸部 X 線像から、外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁（図 2.11 に点線で示した部分）の画素と同じ勾配方向をもつ画素をエッジ点として抽出する。図 2.10 から明らかなように、胸部 X 線像においては、連続する肋骨は外側部で交差するため、上記の方法で得られるエッジ点の連結成分を求めることにより、肺境界点列を y 方向に長い点列として抽出できる。

外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素のほとんどは、右胸部においては $135 \sim 270$ 度の範囲の勾配方向をもち、左胸部においては $270 \sim 405$ 度の範囲の勾配方向をもつ。従って、前述した方法で得られるエッジ点は、外側部の後部肋骨下縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素である。

D_x , D_y を計算するためのオペレータとしては多くのオペレータが存在するが、図 2.5 のオペレータを用いると、各画素の勾配方向が比較的正確に求まることが知られている [56]。そこで、本論文では画像の左半分に対して図 2.5 のオペレータを用いる。

次に、画像の左半分に対しては図 2.5 のオペレータを用い、右半分に対しては図 2.6 のオペレータを用いる理由を述べる。左胸郭境界の右側には、左肩甲骨のような周囲よりも白い領域が存在する。また画像によっては図 2.3 の例のように、画像の両端に照射範囲外領域（X 線が照射されなかった領域）が存在するものもある。図 2.5 のオペレータを用いると、左エッジはこれらの白い領域とその周囲との境界部分における白い領域の外側（つまり、左胸郭境界に近い側）に生じやすいのに対して、図 2.6 のオペレータを用いると、左エッジは境界部分における白い領域の内側に生じやすい。それゆえ、本論文では、画像の右半分から左エッジを検出するために、図 2.6 のオペレータを用いる。

また、同様な理由により、画像の左半分から右エッジを検出するために図 2.5 のオペレータを用いる。

2.4 右及び左胸郭境界点列の検出

(1) 境界点列検出アルゴリズム

図 2.9 の画像から得られる右胸部の最大連結成分（画像の左半分にある連結成分の中で面積が最大のもの）と、左胸部の最大連結成分（画像の右半分にある連結成分の中で面積最大のもの）を、元の胸部 X 線像の上に重ねて示した図を、図 2.12 図に示す（図 2.12 では、連結成分を見やすくするため、原画像のコントラストを低下させて示している）。図 2.12 の例では、右胸部の最大連結成分の最左点列がほぼ右胸郭境界に一致し、左胸部の最大連結成分の最右点列がほぼ左胸郭境界に一致していることが分かる。実験結果から、上に述べたようなことが、ほとんどの胸部 X 線像において成り立つことが分った。ただし、同じ連結成分に属す画素の中で、各行において最も左側にある点を y 座標の小さい順に並べてできる点列を、連結成分の最左点列と呼ぶ。最右点列も同様に定義する。

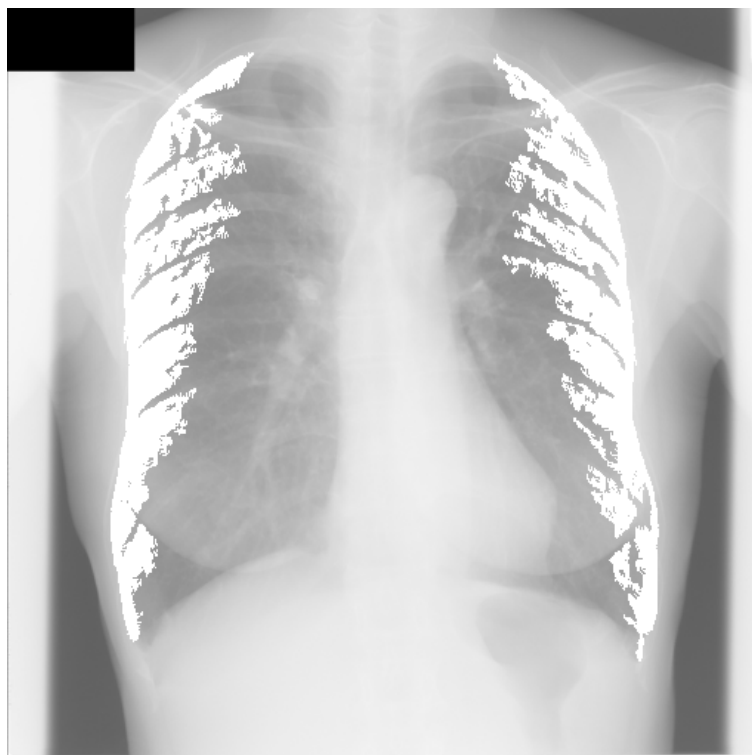


図 2.12 図 2.9 の画像から得られた右胸部の最大連結成分と左胸部の最大連結成分

そこで本論文の胸郭境界検出法は，右胸郭境界を求めるために右胸部の最大連結成分の最左点列を利用し，左胸郭境界を求めるために左胸部の最大連結成分の最右点列を利用する．

ただ，ほとんどの画像では，図 2.12 の例のように，右胸郭境界のほぼ全体が右胸部の最大連結成分の最左点列によって与えられ，左胸郭境界のほぼ全体が左胸部の最大連結成分の最右点列によって与えられるが，画像によっては図 2.13 の例のように，最大連結成分の最左（または最右）点列に他の連結成分の最左（または最右）点列をマージしなければ，右胸郭境界（または左胸郭境界）の全体が求まらない場合がある（図 2.13 には，2 個の連結成分 A，B が示されている．ここで A が最大連結成分である．この例では，A と B の最右点列をマージして得られる点列が左胸郭境界全体を与える）．

そこで，提案手法は，右胸郭境界点列を求めるために図 2.14 の処理を用いる．提案手法は，左胸郭境界点列を求めるときも，図 2.14 と同様な処理を用いる．以下に図 2.14 の処理を説明する．図 2.14 では，右胸郭境界点列を L で表している．図 2.14 の処理が終了した時点での L が，最終的な右胸郭境界点列を与える．

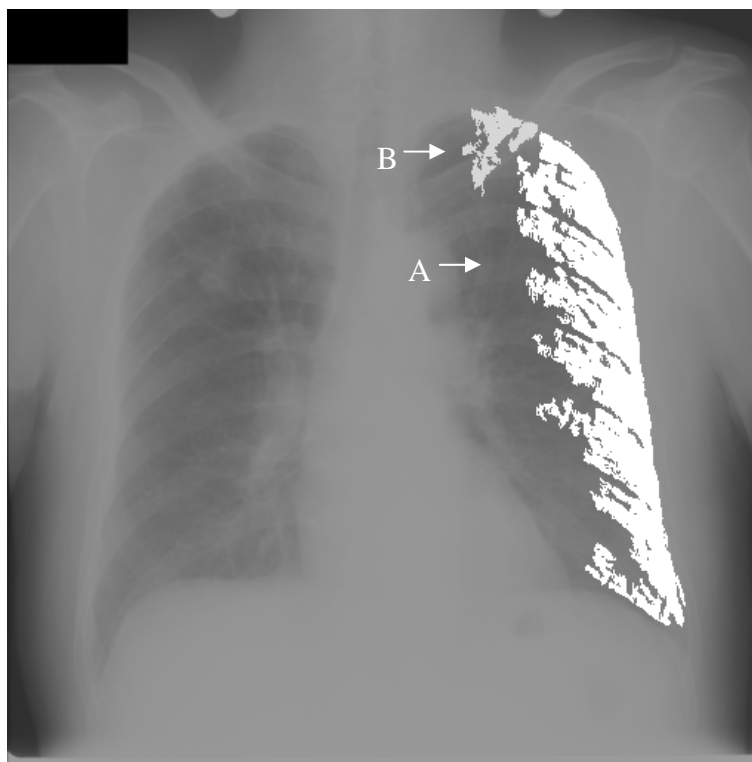


図 2.13 面積最大の連結成分の最右点列に，他の連結成分の最右点列をマージしたとき，左胸郭境界点列が得られた胸部 X 線像の例

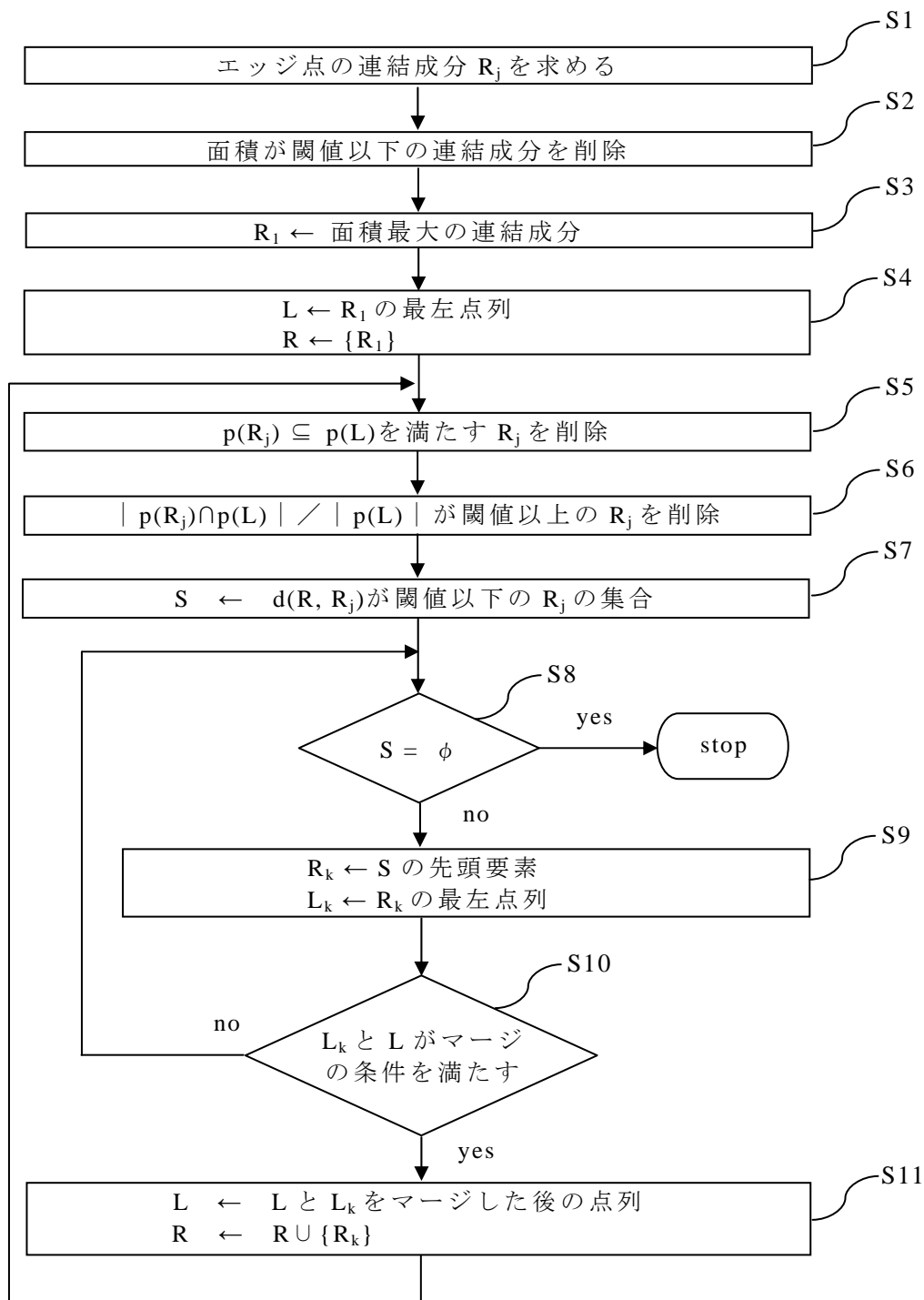


図 2.14 本論文で提案する右胸郭境界点列検出アルゴリズムのフローチャート

最初に、エッジ点の連結成分を求める（ステップ S1）。次に、面積が閾値以下の連結成分を削除する（ステップ S2）。そして、最大連結成分を R_1 とする（ステップ S3）。次に、 R_1 の最左点列を求め、これを L とし、また R を R_1 のみか

らなる集合とする (ステップ S4). ここまでの処理は初期設定のための処理であり, 以後の処理は L が更新されるたびに繰り返される.

まず, y 方向に関して点列 L に包含される連結成分を削除する (ステップ S5). ただし, 図 2.14 において $p(R_j)$ は R_j の y 軸への射影を表す. つまり, R_j の最上点, 最下点の y 座標を Z_1, Z_2 とすると $p(R_j) = \{Z_1, Z_1+1, \dots, Z_2\}$ である. $p(L)$ も同様に定義される.

次に, y 方向に関して, L と重なった部分の長さの, L の長さに対する比率が閾値以上の連結成分を削除する (ステップ S6). ただし, 図 2.14 において $|p(L)|$ は射影 $p(L)$ の長さを表す.

次に, 残ったすべての連結成分 R_j の中で, $d(R, R_j)$ が閾値以下の連結成分 R_j を求め, これらの集合を S で表す (ステップ S7). なお, $d(R, R_j)$ は次のように定義される. まず, 連結成分 R_i 中のすべての画素と R_j 中のすべての画素の間の距離の最小値を, R_i と R_j の距離と呼ぶ. そして, R に属す連結成分の中で, R_j との距離が最小である連結成分と R_j の距離を, R と R_j の距離と呼び, $d(R, R_j)$ で表す. 距離変換 (distance transform) [57] を用いれば, $d(R, R_j)$ が閾値以下のすべての連結成分 R_j を, 画像中の画素数に比例する時間で求めることができる.

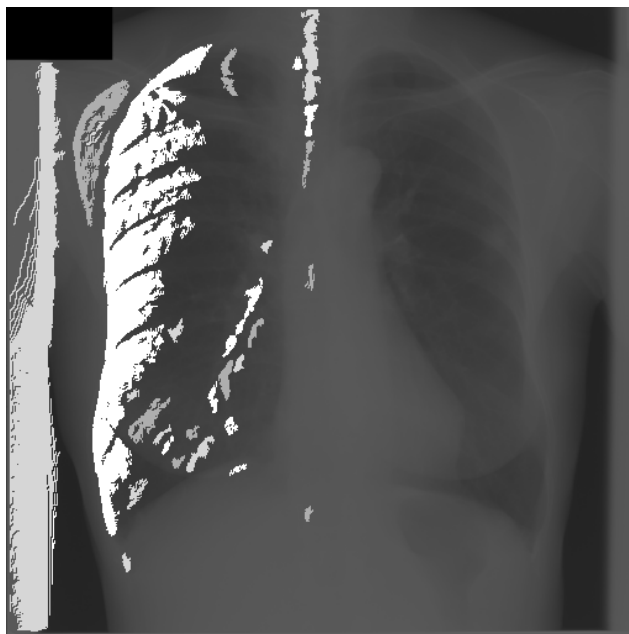
次に, S が空ならば, 現在の L を最終的な右胸郭境界点列として処理を終了する (ステップ S8). S が空でないなら, S から 1 個の連結成分 R_k を取り出し, R_k の最左点列を L_k とする (ステップ S9). そして, 後述する方法を用いて, L_k と L がマージの条件を満たすか否かを判定する (ステップ S10). そして, L_k が L との間でマージの条件を満たすときは, 後述する方法を用いて L と L_k をマージした後, マージ後の点列をあらためて L として, 更に R に R_k を挿入して, ステップ S5 へ戻る (ステップ S11). L_k がマージの条件を満たさないときは, R_k を S から削除した後, ステップ S9 を繰り返す.

ほとんどの画像ではステップ S6 は不要である. 実験に用いた JSRT データベース [58] の 247 枚の画像の中で, S6 を加えたとき右, 左境界の検出に失敗した画像は 1 枚であったのに対して, S6 を用いなかったとき右, 左境界の検出に失敗した画像は 3 枚であった.

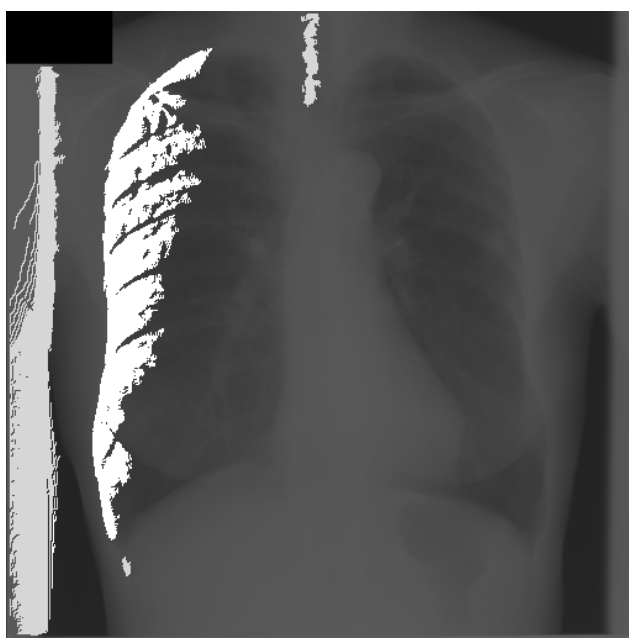
図 2.3 の画像のように, 画像の両端に照射範囲外領域が存在すると, これらの境界部分の画素は, 外側部の後部肋骨下縁や前部肋骨上縁と同じ勾配方向を持つ. ほとんどの画像では, 照射範囲外領域は胸郭境界から比較的離れているので, S6 を用いなくても, S7 に示された条件によって, これらの領域が胸郭境界と誤ってマージされることはない. ただ, まれに, 照射範囲外領域と胸郭

境界の距離が近い画像が存在するので、これらの画像に対しても、右、左境界を正しく求めるためには S6 が必要である。

前述したように、図 2.4 の画像からエッジ点を抽出すると図 2.9 の画像が得



(a) S2 後の画像



(b) S5 後の画像

図 2.15 図 2.9 の画像に図 2.14 のアルゴリズムを適用したとき、ステップ S2, S5 実行後に残ったエッジ点の連結成分

られる．図 2.9 の画像に図 2.14 のアルゴリズムを適用したとき，ステップ S2，S5 実行後に，削除されずに残ったエッジ点の連結成分を図 2.15 (a), (b)に示す．L とマージされる L_k が存在すると S5，S6 は繰り返し実行されるが，図 2.9 の画像に対しては，L とマージされる L_k は存在しないので，S5，S6 は 1 回のみ実行される．

(2) 点列 L_k と L をマージする方法

以下では，右胸郭境界検出の場合について，点列 L_k と L をマージする方法を示す（左胸郭境界検出の場合も同様である）．L は行 Y_1 から Y_2 に存在し， L_k は行 Z_1 から Z_2 の範囲に存在するものとする．y 方向に関して L に包含される点列はステップ S5 で削除されているので， L_k は y 方向に関して L に包含されない点列である．それゆえ，次の(a)～(d)のいずれかが成り立つ（図 2.16）．

- (a) L_k 全体が L より上にある場合
- (b) L_k が L より上にあり両者が重なっている場合
- (c) L_k が L より下にあり両者が重なっている場合
- (d) L_k 全体が L より下にある場合

以下に，L と L_k をマージする方法を上記の(a)～(d)の場合ごとに示す（図 2.16）．なお，マージ後の点列は(a)，(b)の場合は，行 Z_1 から Y_2 の範囲に存在し，(c)，(d)の場合は行 Y_1 から Z_2 の範囲に存在する．

(a)の場合，マージ後の点列は，行 Z_1 から Z_2 に対しては L_k の点で与え，行 Y_1 から Y_2 に対しては L の点で与える．そして，行 Z_2+1 から Y_1-1 に対しては，行 Z_2 における L_k の点と行 Y_1 における L の点を結ぶ線分上の点によって与える（図 2.16 (a)）．

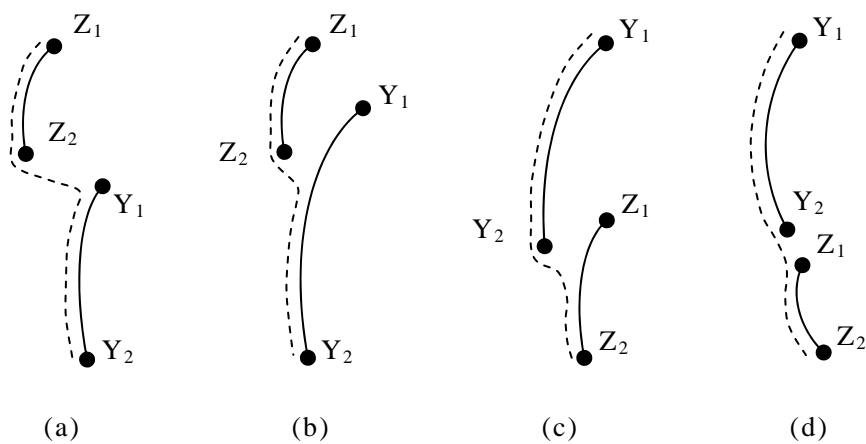


図 2.16 右胸郭境界検出の場合における点列 L と L_k をマージする方法の説明図（点線がマージ後の L を表す）

(b)の場合、マージ後の点列は、行 Z_1 から Y_1-1 に対しては L_k の点で与え、行 Z_2+1 から Y_2 に対しては L の点で与える。そして、行 Y_1 から Z_2 に対しては、 L の点と L_k の点のうち左側にある点によって与える。(図 2.16 (b)).

(c), (d)の場合のマージ後の点列は、それぞれ(b), (a)の場合と同様な方法で与える。

次に、提案手法で用いた点列 L と L_k 間のマージの条件を右胸郭境界検出の場合について示す(左胸郭境界検出の場合も同様である)。右胸郭境界を下から上へたどったとき、左方向に大きく変化することはない。このことを用いて(a), (b)の場合に対するマージの条件を与える。また右胸郭境界を上から下へたどったとき、右方向に大きく変化することはない。このことを用いて、(c), (d)の場合に対するマージの条件を与える。

(a), (b)の場合は、 g を次式で与える。

$$g = X_1 - X_2 \quad (2.3)$$

ここで X_1 は、 L に属し、かつ、マージ後の点列にも属す点の中での最上点の x 座標を表す。また X_2 は、 L_k の点の中で最も左側にある点の x 座標を表す。

(c), (d)の場合は、 g を次式で与える。

$$g = X_4 - X_3 \quad (2.4)$$

ここで X_3 は、 L に属し、かつマージ後の点列にも属す点の中での最下点の x 座標を表す。また X_4 は、 L_k の点の中で最も右側にある点の x 座標を表す。

(a)~(d)のいずれの場合においても、 g が閾値以下のとき、 L と L_k はマージの条件を満たすと判定する。

2.5 肺野上端線の求め方

右肺と左肺の肺尖位置(肺尖の y 方向の位置)は、一般には異なるので、通常は、右肺と左肺の肺尖位置の平均として肺野上端線が定義される[41]。しかし、右肺と左肺の肺尖位置を画像によらず安定して検出できる方法は、現在までのところ知られていない。

本論文の方法は、2.4 で述べた方法によって求まる右胸郭境界点列の最上点の y 座標 Y_R 、及び、左胸郭境界点列の最上点の y 座標 Y_L によって、右肺の肺尖位置と左肺の肺尖位置を与え、肺野上端線の位置 y_t を次式で与える。

$$y_t = \frac{Y_R + Y_L}{2} \quad (2.5)$$

図 2.3 の画像に対して式(2.5)によって肺野上端線を求めた結果を図 2.17 に示す。

2.6 右胸郭境界と左胸郭境界の求め方

本論文の方法は、2.4 で述べた方法で求まる右または左胸郭境界点列上の点を (x, y) とするとき、 x と y の間に式(2.6)の関係が成り立つと仮定して、 $a \sim e$ の値を最小 2 乗法によって求める。

$$x = ay^4 + by^3 + cy^2 + dy + e \quad (2.6)$$

そして、このようにして求まる曲線の行 $y_t \sim y_b$ の部分を、右胸郭境界（または左胸郭境界）とする。ただし、 y_t は 2.5 で述べた方法で求まる肺野上端線的位置を表し、 y_b は 2.7 で述べる方法によって求まる肺野下端線的位置を表す。なお、式(2.6)におけるパラメータ $a \sim e$ を求めるための具体的方法は、付録 A に示す。

2.4 の方法で求まる胸郭境界点列上の点 (x, y) に、式(2.6)を適合させて得られる曲線を RB, LB で表す。図 2.3 の画像に対して求めた RB, LB を図 2.17 に示す。図 2.17 には、2.5 で述べた方法によって求まる肺野上端線的位置 y_t と、2.7 で述べる方法によって求まる肺野下端線的位置 y_b も示している。

本論文の方法が、胸郭境界点列上の点を (x, y) とするとき、 x を y の 4 次多項式で与えるのに対して、[41]は y を x の 4 次多項式または 3 次多項式で与える。つまり胸郭境界を次の式(2.7)や(2.8)で与える。

$$y = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e \quad (2.7)$$

$$y = ax^3 + bx^2 + cx + d \quad (2.8)$$

胸郭境界を式(2.6)で与える方が、式(2.7)や(2.8)で与えるよりも、胸郭境界の形を正確に表現することができる。ただ、胸郭境界候補点列に式(2.6)を適合させて得られる曲線が、ほぼ正しい胸郭境界を与えるためには、胸郭境界候補点列と正しい胸郭境界の位置の差が小さいことが必要である。

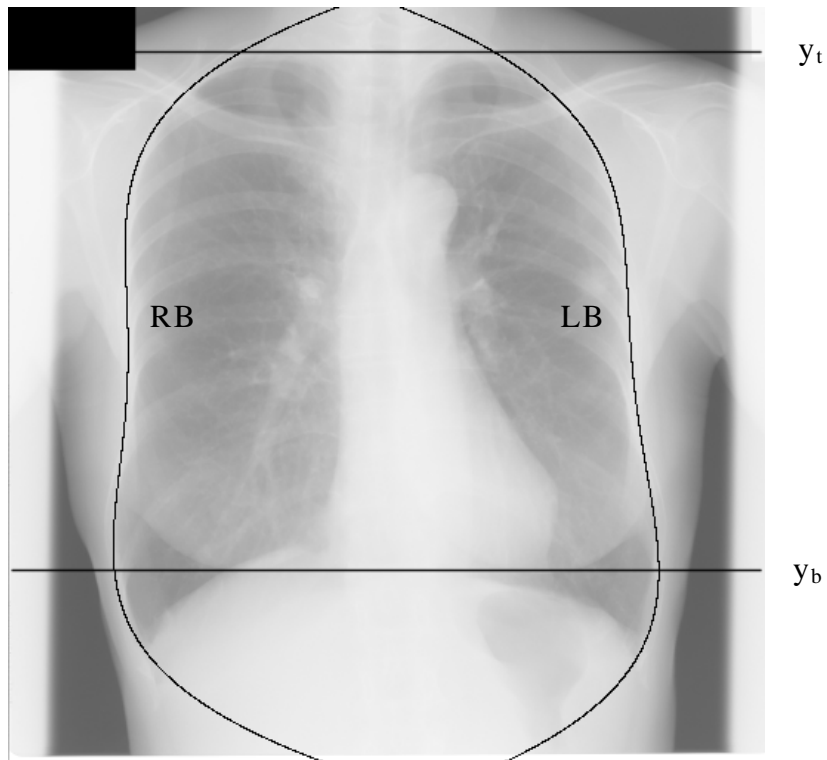


図 2.17 図 2.3 の胸部 X 線像に，本論文の胸郭境界検出法を適用して得られる肺野上端線，肺野下端線，右胸郭境界，左胸郭境界

2.4 で述べた方法によって求まる胸郭境界候補点列は，行 $y_t \sim y_b$ の範囲でほぼ正しい胸郭境界の位置を与えるので，この点列に式(2.6)を適合させて得られる曲線は，行 $y_t \sim y_b$ の範囲でほぼ正しい胸郭境界を与える．一方，[41]で求まる胸郭境界候補点列は，特に上肺部において，誤差が大ききな点を含むことが多い．それゆえ，[41]から求まる候補点列に式(2.6)を適合させても，正しい胸郭境界が求まらないことが多い．

2.7 肺野下端線の検出

提案手法は，[41]と同様に，右横隔膜境界（右肺と横隔膜の境界）の y 方向の位置を検出し，これを肺野下端線とする．ただ，[41]は，右，左胸郭境界検出のために肺野上端線，肺野下端線の位置を利用するので，右，左胸郭境界検出の前に肺野下端線を求めておく必要がある．一方，提案手法は，右，左胸郭境界検出のために肺野上端線，肺野下端線の位置を必要としないので，肺野下端線検出のために，右，左胸郭境界の位置を利用できる．

まず，2.6の方法で得られた右胸郭境界と左胸郭境界の $y = N / 2$ (N は，図2.3で示されている画像の行数)との交点を P ， Q とし，線分 PQ の midpoint を C とする．更に，線分 PC を $2:3$ に内分する点の x 座標を x_0 で表す．このとき， $x = x_0$ は右肺のほぼ中央を通る直線となる (図 2.18)．

次に，列 x_0 と右横隔膜境界の交点の y 座標 (これを y_0 で表す)を次の方法で求める．まず，画像の下半分の各行 y に対して， y 方向のプロファイル $V(y)$ を求める．具体的には， W を適当な値に設定し，各行 y における列 $x_0 - W$ から列 $x_0 + W$ までの区間内の画素値の和を $V(y)$ とする． $V(y)$ は右肺のほぼ中央線にそった画像の下半分のプロファイルを与えるので，右横隔膜境界付近で急激に増加する．そこで $V(y)$ の一次微分 $V'(y)$ を

$$V'(y) = V(y) - V(y - h) \quad (2.9)$$

で与え， $V'(y)$ を最大にする y を y_0 とする．

ノイズの影響を除去するためには，上式における h の値はある程度大きな値にする必要がある．

上記の方法で求まる y_0 は，右横隔膜境界の大まかな位置を与えるが， h の値として大きな値を用いるため，画像によっては図 2.18の例のように，点 (x_0, y_0) が右横隔膜境界上に求まらないことがある．例えば，経時差分や対側差分における画像の位置合わせに胸郭境界を用いるときは，必ずしも点 (x_0, y_0) は右横隔膜境界上に求まる必要はない．しかし，例えば，肺の横隔膜境界を正しく検出したい場合には，右横隔膜境界を検出するために，開始点として右横隔膜境界上の点を必要とする [59]．そこで，右横隔膜境界上の点 (x_b, y_b) を検出するため，以下の方法を用いる．

まず，右胸郭境界と左胸郭境界の $y = (y_t + y_0) / 2$ との交点を P_1 ， Q_1 とする．この後， P ， Q から x_0 を求めたのと同様な方法で， P_1 ， Q_1 から x_b を求める．

次に，列 x_b と右横隔膜境界の交点の y 座標 (これを y_b で表す)を次の方法で求める．まず， H を， $y_0 - H$ から $y_0 + H$ の範囲に右横隔膜境界が含まれるように，十分大きな値に設定する．そして， $y_0 - H$ から $y_0 + H$ の範囲の各行 y に対して，上述した方法と同様な方法で， $V(y)$ ， $V'(y)$ を計算し， $V'(y)$ を最大にする y を最終的な肺野下端線の位置 y_b とする．ただし， $V(y)$ を計算するとき用いる W の値，および，式(2.9)によって $V'(y)$ を計算するとき用いる h の値は， y_0 を求めたときより小さくする．

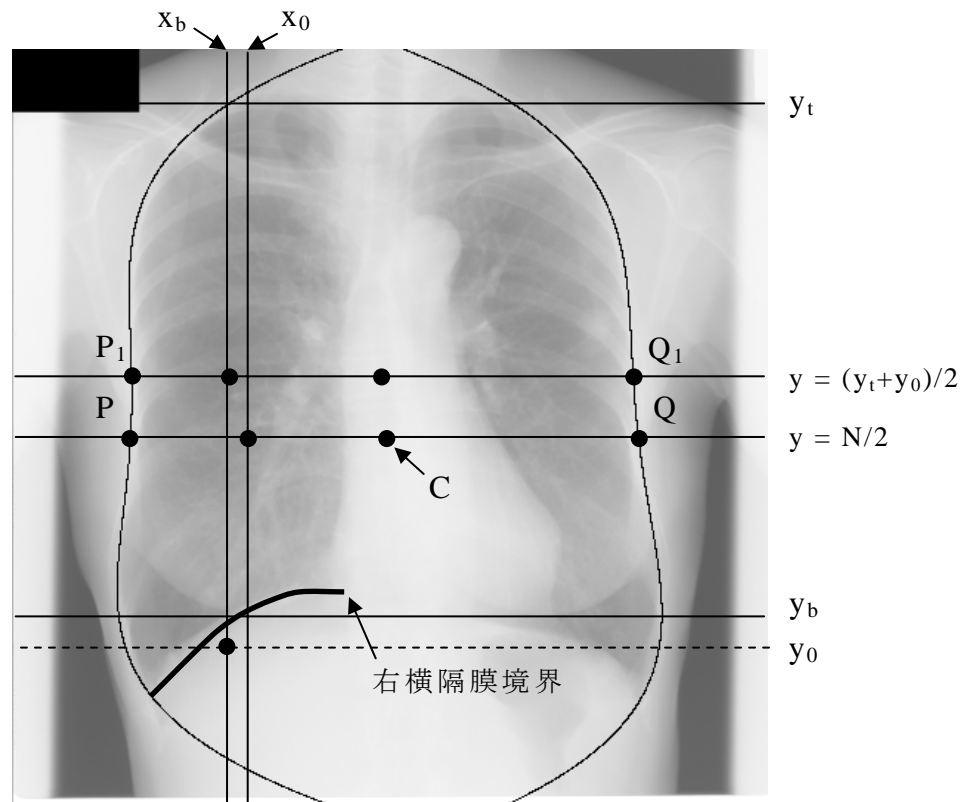


図 2.18 肺野下端線の求め方

2.8 実験

提案手法の有効性を評価するための実験を行った。実験を行うにあたり、本論文の手法を用いて胸郭境界（肺野上端線，肺野下端線，右胸郭境界，左胸郭境界）を検出するプログラムを作成した。このプログラムは、Microsoft 社の Visual Studio .NET 2003 を使用し、C++言語で記述した。プログラム実行時の入力画面と出力画面の例を図 2.19 に示す。また、実験に使用した PC の仕様は表 2.1 の通りである。

なお、提案手法は表 2.2 に示すようなパラメータを用いる。実験で使用したパラメータ値を表 2.2 に示している。実験では JSRT データベース[58]の画像と、大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像を用いたが、すべての画像に対して、パラメータ値を同じ値に設定した。これらのパラメータ値は実験により決定した。

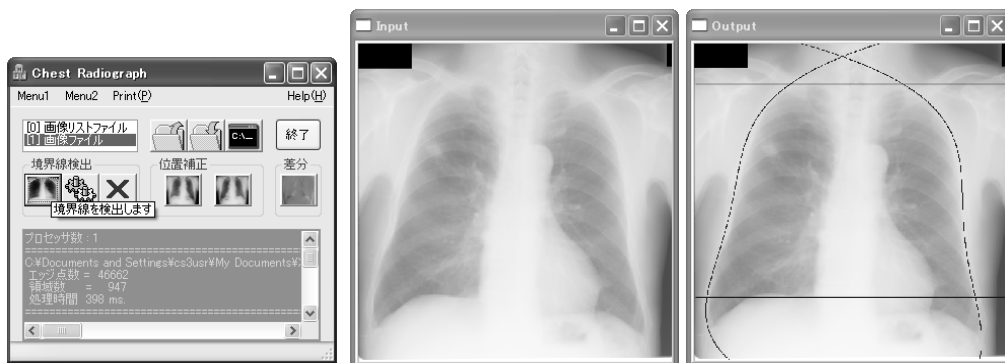


図 2.19 プログラム実行時の入力画面と出力画面の例

表 2.1 実験に使用した PC の仕様

	CPU	Memory	OS
PC1	Intel 社 Celeron M 360J 1.4GHz	1.25GBytes	Microsoft 社 Windows XP
PC2	Intel 社 Core2 Extreme X6800 2.93GHz	2GBytes	Microsoft 社 Windows Server 2003

表 2.2 提案手法で用いたパラメータ値

パラメータ	値		パラメータの意味
	名前		
1	T_a	$M / 10$	図 2.14 の処理のステップ S2 で、連結成分を削除するために用いる連結成分の面積に関する閾値
2	T_α	0.7	図 2.14 の処理のステップ S6 で用いる閾値
3	T_{\min_d}	$M / 100$	図 2.14 の処理のステップ S7 で用いる閾値
4	T_d	$M / 20$	式(2.3), (2.4)に示した g の値に関する閾値
5	W	$M / 24$ $M / 100$	肺野下端線検出で使用するパラメータ
6	h	0.07M 0.015M	
7	H	$M / 5$	

M は、図 2.3 で示されている画像の列数

(1) 実験 1

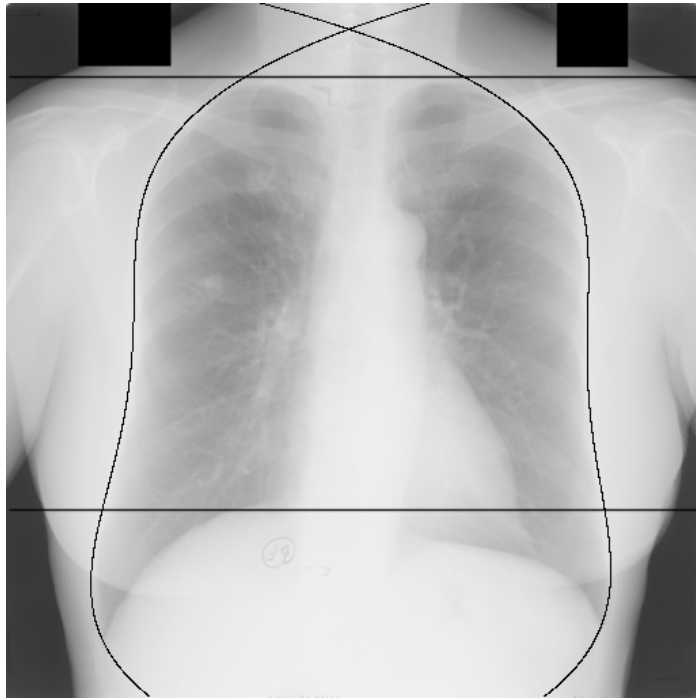
まず、JSRT データベース（日本放射線技術学会作成の公開された画像データベース）[58]を用いて実験を行った。このデータベースは 154 枚の腫瘍画像（JPCLN1～154）と 93 枚の非腫瘍画像（JPCNN1～93）からなるが、データベース中のすべての画像（247 枚）を用いて実験を行った。元画像のマトリクス寸法は 2048×2048 で階調数は 4096 であるが、マトリクス寸法を 512×512 に、階調数を 256 に変換した後、実験を行った。JSRT データベースの画像のフィルムサイズは 14×14 インチ（ $356 \times 356\text{mm}$ ）であるので、マトリクス寸法が 512×512 のとき、ピクセル寸法は 0.7mm である。

作成したプログラムを使用して胸郭境界を検出するのに要した画像 1 枚当りの平均時間は、表 2.1 に示した PC1 で 0.240 秒、PC2 で 0.068 秒であった。

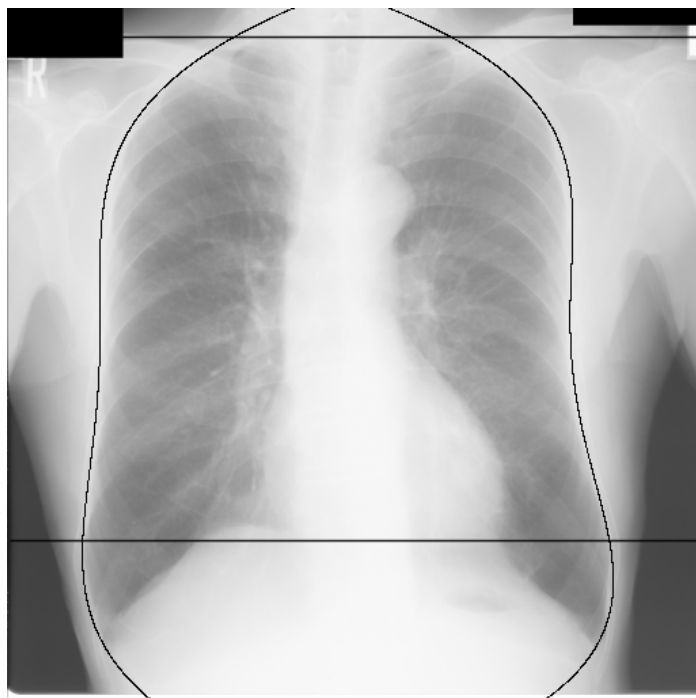
実験の結果、247 枚の画像の中で右、左胸郭境界の検出に失敗した画像は 1 枚のみであった。この画像（JPCLN36）では、照射範囲外領域が左肺に接している。その結果、左胸部の最大連結成分の中に照射範囲外領域が含まれてしまい、左胸郭境界が正しく検出できなかつた。この画像以外の画像に対しては、ほぼ正しく右、左胸郭境界を検出できた。提案手法によって右、左胸郭境界が正しく検出された画像の例を、図 2.20 に示す。

図 2.20 の例から明らかなように、右、左胸郭境界は式(2.6)の形の曲線を用いるとうまく近似できることが分かる。[41]のように、式(2.7)や(2.8)の形の曲線を用いても、右、左胸郭境界の複雑な形状はうまく表現できない。そして、式(2.6)の形の曲線によって右、左胸郭境界を近似するためには、カーブフィッティングを適用するために用いる候補点列が、正しい胸郭境界に近い位置に求まる必要があり、実験結果から、2.4 で述べた方法は候補点列を検出するための有効な手法であることが確かめられた。

肺野上端線については G (good), F (fair), P (poor) の 3 段階で評価した。ほぼ正しい肺尖の位置に肺野上端線が求まった場合を G, 肺尖より上の肋骨の位置に肺野上端線が求まった場合を F, 肋骨より上に肺尖が求まった場合を P とした。なお、肺尖より下に肺野上端線が求まった場合はなかつた。G, F, P の例を図 2.20～図 2.22 に示す。図 2.22 の画像は、右、左胸郭境界が正しく検出できた 246 枚の画像の中で、検出された肺野上端線の位置と正しい位置の差が最大であった画像である。図 2.22 から明らかなように、P と判定された画像でも、検出された肺野上端線の位置と正しい位置の差はそれほど大きくない。

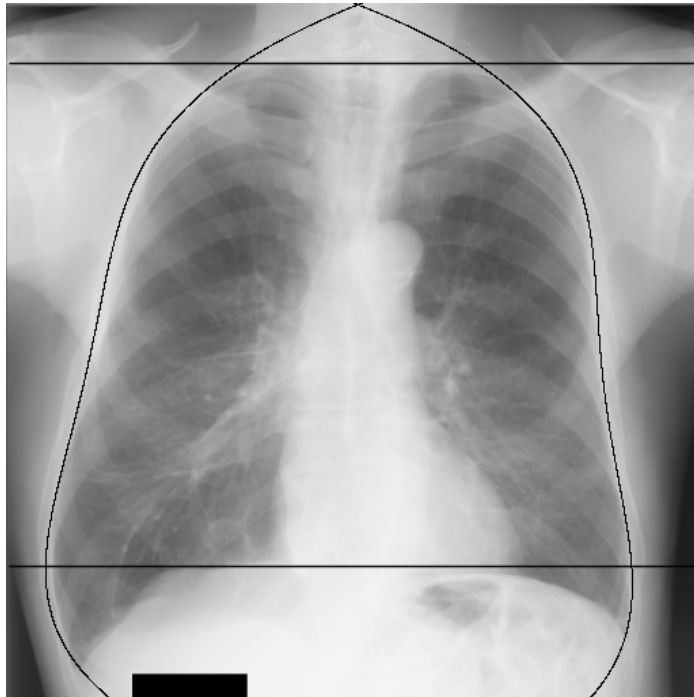


No.1

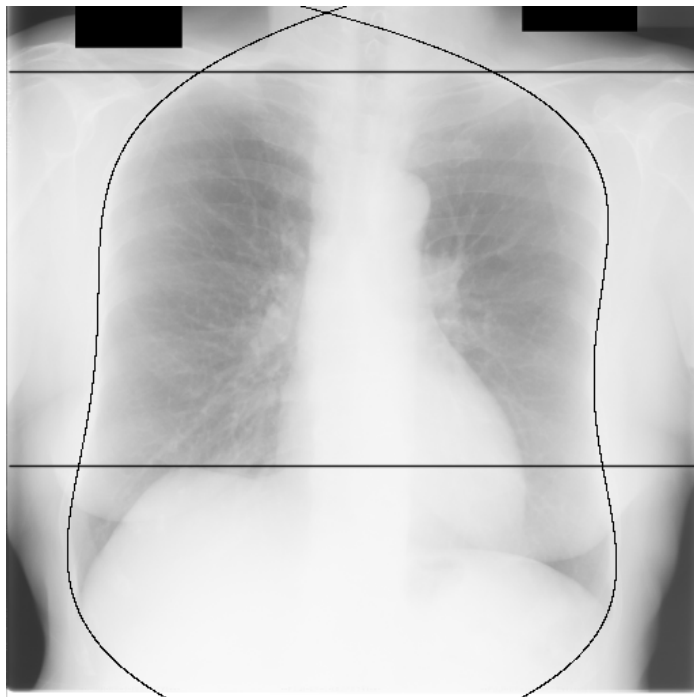


No.2

図 2.20 提案手法によって検出された肺野上端線の位置が‘good’と評価された，JSRT データベース中の画像例（No.1～No.4）



No.3



No.4

図 2.20 (続き)

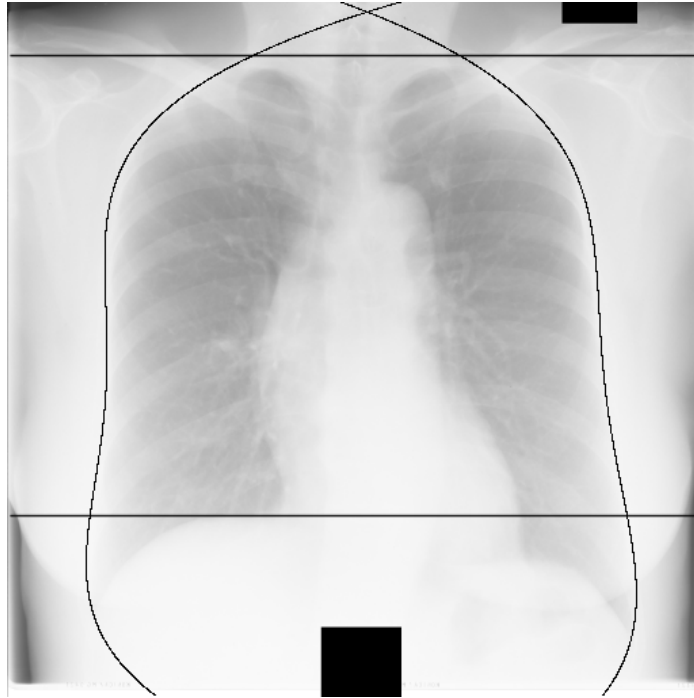


図 2.21 提案手法によって検出された肺野上端線の位置が‘fair’と評価された，JSRT データベース中の画像例

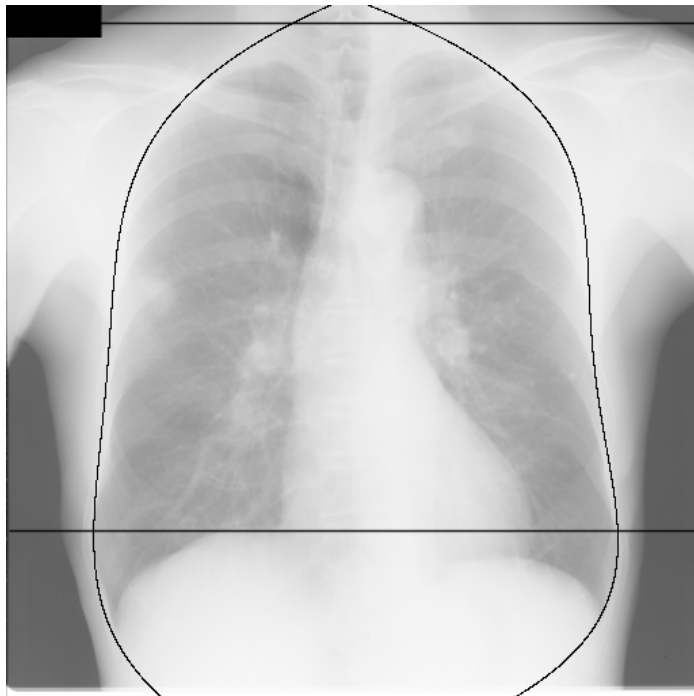


図 2.22 提案手法によって検出された肺野上端線の位置が‘poor’と評価された，JSRT データベース中の画像例

247 枚の画像に対して得られた肺野上端線を G, F, P の 3 段階で評価した結果を表 2.3 に示す. なお, 表 2.3 で P と判定された画像の中には, 右, 左胸郭境界の検出に失敗した画像 (1 枚) も含まれている.

次に, 2.7 に示した方法を用いて肺野下端線を検出した. 実験の結果, 247 枚の画像中 246 枚で正しく肺野下端線を検出できた. 失敗した 1 枚の画像は, 胸部にペースメーカーが埋め込まれた画像 (JPCLN140) である. ペースメーカーが埋め込まれた画像では, ペースメーカーと肺の境界での $V'(y)$ の値が右横隔膜境界での $V'(y)$ の値よりも大きくなることもあり, このような場合, 肺野下端線が正しく検出できない.

ただ, 提案手法は胸部にペースメーカーが埋め込まれた画像に対しても, 右, 左胸郭境界と肺野上端線は正しく検出できた.

なお, 図 2.20~図 2.22 の画像に対して, 2.7 の方法によって検出された肺野下端線を図中に示している.

右胸郭境界, 左胸郭境界, 肺野上端線, 肺野下端線のすべてが検出できたとき, 胸郭境界の検出に成功したと判定できる. そこで, 胸郭境界全体の評価結果を表 2.4 に示す. ただし, 肺野上端線の位置がほぼ正しく (肺野上端線の評価結果が good または fair), 肺野下端線が右肺のほぼ中央部で右横隔膜境界と交差し, かつ, 肺野上端線から正しい肋骨横隔膜角までの行で, 検出された右および左胸郭境界が, 正しい右および左胸郭境界にほぼ一致したとき, G (good) と評価した. F (fair) と判定された画像は, 肺野上端線の位置がやや上すぎる

表 2.3 提案手法によって検出された肺野上端線の評価結果

rating	number of images	percentage (%)
good	227	91.9
fair	15	6.1
poor	5	2.0
total	247	100

表 2.4 提案手法によって検出された胸郭境界の評価結果

rating	number of images	percentage (%)
good	241	97.6
fair	4	1.6
poor	2	0.8
total	247	100

(肺野上端線の評価結果が poor) だけで、その他は G と評価された画像と同じである。それ以外の画像を P (poor) と判定した。P と判定された画像は、左胸郭境界の検出に失敗した画像 (JPCLN36) と肺野下端線の検出に失敗した画像 (JPCLN140) である。

(2) 実験 2

次に、大分大学医学部附属病院放射線部で作成された X 線フィルムをデジタル化した画像 41 枚を用いて実験を行った。X 線フィルムは Fuji AD システムで HGM 増感紙と UR1 フィルムを用いて作成された。フィルムサイズは 14×17 インチである。41 枚の画像のうち 12 枚は、フィルムデジタイザー (キャノン社製 FILM SCANNER 300) を用いて、濃度範囲 0.0-3.3, 階調数 256 でデジタル化した後、縦横を 1/5 に縮小した画像であり、画像のマトリクス寸法は 814×997~1002 である。また、残り 29 枚は、スキャナ (セイコーエプソン社製 ES-8000) を用いて、濃度範囲 0.0-3.3, 階調数 256 でデジタル化した画像であり、画像のマトリクス寸法は 625~794×700~800 である。また、すべての画像のピクセル寸法は、0.4375mm である。

作成したプログラムを使用して胸郭境界を検出するのに要した画像 1 枚当りの平均時間は、表 2.1 に示した PC1 で 0.650 秒、PC2 で 0.194 秒であった。

本論文で提案した胸郭境界検出法は、41 枚のすべての画像に対して、右胸郭境界、左胸郭境界、肺野上端線、肺野下端線を正しく検出できた。なお、検出された肺野上端線を、表 2.3 に示した G, F, P の 3 段階で評価したときの評価は、実験に用いたすべての画像に対して G であった。

2.9 まとめ

本章では、胸部 X 線像から胸郭境界を検出するための新たな手法を提案した。JSRT データベース (日本放射線技術学会作成の公開されたデータベース) 中の全画像 247 枚を画像集合 1 とし、大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像 41 枚を画像集合 2 とし、これら 2 つの画像集合を用いて、提案手法によって得られた胸郭境界の良さを評価した。胸郭境界の良さは G(good), F(fair), P (poor) の 3 段階で評価した。

この結果、画像集合 1 に対しては、G と評価された画像が 241 枚 (97.6%), F と評価された画像が 4 枚 (1.6%), P と評価された画像が 2 枚 (0.8%) であった。また、画像集合 2 に対しては、G と評価された画像が 41 枚 (100%) であった。

[41]では、著者らが作成した画像を用いて、[41]の手法によって得られた胸郭境界の良さを、5段階の評点で評価している。[41]には各評点が与えられた画像例が示されているが、これに従うと、本論文で用いた評点 G, F は、それぞれ、[41]で用いた評点 ‘accurate’, ‘moderately accurate’ に対応する。[41]では、‘accurate’ または ‘moderately accurate’ であった画像の割合が 96%であったと報告している。一方、画像集合 1 に対する本論文の手法の評価結果では、G または F であった画像の割合は 99.2%であり、画像集合 1 と 2 に対する評価結果では、G または F である画像の割合は、99.3%であった。

さらに、[41]は 1 施設（シカゴ大学病院放射線部）で作成された画像のみを用いて実験を行っているのに対して、JSRT データベースの画像は 14 施設で作成された画像からなり、画像ごとに撮影条件が異なり、肺の位置、大きさ、背景（照射範囲外領域の大きさなど）が大きく変化している。また、JSRT データベースは公開されたデータベースである。さらに、画像集合 1 と 2 では、フィルムのデジタル化に用いたフィルムディタイザーやスキャナーが異なる。提案手法は、このような画像データを用いても、前述したような高い成功率で胸郭境界を検出できた。

また、1 章で述べたように、[41]の手法は胸郭境界の開始点をプロファイルの 2 次微分の最小点で与えるが、[41]の手法の性能は 2 次微分を計算するときを用いる距離の増分量の値に敏感であるため、増分量として 2 つの値を用いて実験を行っている。まず一方の値で実験を行い、失敗した画像に対して、もう一方の値を用いている。[41]に示された 96% という成功率は、このような方法で得られた値である。さらに、[41]の手法の胸郭境界検出の成功率は、[41]の手法の肺野上端線検出の成功率に大きく依存するが、[41]の手法は肺野上端線検出のために、胸部 X 線像に対して比較的厳しい条件を課している。筆者らの実験によれば、JSRT データベースの画像の中には、[41]で用いられた条件を満たさない画像がかなりの数存在した。

なお、本章で提案した手法によって得られる右、および、左胸郭境界点列の最下点は、ほぼ、右肺および左肺の肋骨横隔膜角の位置を与えるが、この方法で得られる肋骨横隔膜角の位置の評価は次章で行う。

本章の実験では、[41]と同様に、提案手法によって得られた胸郭境界の良さを主観的に評価したが、[54]では検出された肺境界と正しい肺境界の誤差を、MACD (mean absolute contour distance) を用いて定量的に評価している。本論文では、MACD を用いた定量的な評価を 3 章で行う。3 章で述べる手法によっ

て得られる肺境界は，行 $y_L = y_t + (y_b - y_t) / 5$ より下では，本章で述べた手法によって得られる肺境界（胸郭境界）と同じである．ただし， y_t ， y_b は本章で述べた手法によって得られる肺野上端線，肺野下端線の位置を表す．3章では，3章で提案される肺境界検出法が，高い精度でかつ高い成功率で，肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出できることが示されているが，3章の手法は，本章で提案した手法によって得られる肺野上端線，肺野下端線，右および左胸郭境界をもとにして，行 y_L より上の肺境界を改良する．

また，本章で提案した手法によって得られる肺野上端線の位置が正しい肺野上端線の位置よりやや上になった例が4例あったが，対側差分法における元画像と左右反転像の位置合わせのためには，肺野上端線の位置のわずかな誤差は問題にならないことが実験結果から分かった．そこで，本論文の4章で提案する対側差分法においては，本章で提案した胸郭境界検出法を用いる．

提案手法が，右胸郭境界，左胸郭境界，肺野上端線，肺野下端線を検出するのに要した時間は，マトリクス寸法 512×512 の画像で，1.4GHz の PC で画像1枚当たり平均 0.240 秒であった．

第3章 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出法

3.1 はじめに

前述したように，対側差分法における胸郭内部領域検出のためには，2章で述べた胸郭境界検出法で十分なことが実験によって確かめられたので，4章で述べる対側差分法は，胸部 X 線像から胸郭内部領域を検出するために，2章で述べた胸郭境界検出法を用いる．

ただ2章で述べた胸郭境界検出法は，肺野上端線の位置を大まかに検出できるが，右肺，左肺ごとの肺尖の y 方向の位置を正確に検出することはできない．そこで，本章では，右肺，左肺ごとに肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を正確に検出することができるように，2章で述べた胸郭境界検出法を改良する[37～39]．

肺境界は，図 1.2 に示したように，胸郭部，肺尖部，縦隔部，横隔膜部の四つの部分に分割される．2章で述べた手法によって得られる右，左胸郭境界は，肺境界の胸郭部に対応する．ただ，2章で述べた手法は，肺尖近くまで右，左胸郭境界を正しく検出できるので，2章で述べた手法によって得られる右，左胸郭境界は，肺境界の肺尖部の一部を含んでいる．肺境界を肺尖部と胸郭部に分割する位置に関する明確な定義はないが，肺野上端線の位置を y_t ，肺野下端線の位置を y_b とするとき， $y_L = y_t + (y_b - y_t) / 5$ で与えられる y_L より上を肺尖部， y_L より下を胸郭部と定義することが多い[41]．

前述したように，2章で述べた手法によって得られる右，左胸郭境界が胸郭部の肺境界に対応する．そこで，本章では，まず肺尖部の肺境界点列を検出する手法を述べる．次に，検出された肺尖部の肺境界点列にカーブフィッティングを適用して肺尖部の肺境界を求め，2章の手法で得られる胸郭部の肺境界と結合することにより，肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出する手法を述べる．

3.2 肺尖部の肺境界点列の検出

3.2.1 肺尖部の肺境界点列検出法の概要

提案手法は，まず，2章の手法で求めた肺野上端線の位置 y_t と肺野下端線の位置 y_b を用いて， y_L を

$$y_L = y_t + \frac{1}{5}(y_b - y_t) \quad (3.1)$$

によって与え、行 $0 \sim y_L$ の範囲で右肺、左肺ごとに肺境界点列を求める。

肺尖部の肺境界点列を検出するために、提案手法は、まず、2章で述べた手法で得られる右胸郭境界、左胸郭境界を与える曲線 RB , LB と行 y_L によって囲まれた領域（図 3.1）から後部肋骨下縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素をエッジ点として抽出する。この後、エッジ点の連結成分を求め、連結成分の最上点列（連結成分に属す画素の中で、各列において y 座標が最小の点を選び、これらの点を x 座標が小さい順に並べて得られる点列）から肺尖部の肺境界点列を求める。具体的には、まず、面積が閾値以上である連結成分の中で、最も上にある連結成分を求め、この連結成分の最上点列を肺境界点列の初期値 U とする。この後、 U に他の連結成分の最上点列（厳密には最上点列の部分集合）をマージすることによって、肺境界点列をつくる。

3.2.2 エッジ点の抽出

まず、2章の手法で求めた右胸郭境界 RB 、左胸郭境界 LB と行 $(y_t + y_b) / 2$ の交点を結ぶ線分の midpoint の x 座標を x_c で表し、列 x_c を胸郭中心軸と呼ぶ（図 3.1）。

次に、行 $0 \sim y_L$ の範囲で、原画像を標準偏差の値が 2 のガウシアンフィルタで平滑化し、図 2.5 のオペレータを適用して各画素 (x, y) の勾配の大きさ e と勾配方向 ϕ を式(2.1)と式(2.2)で与える。そして、2章で述べた手法によって得られる右、左胸郭境界を与える曲線 RB , LB と行 y_L によって囲まれた領域（図 3.1）において、胸郭中心軸から左の領域では、 $e > 0$ かつ ϕ が $185 \sim 340$ 度の範囲にある画素を抽出し、胸郭中心軸から右の領域では、 $e > 0$ かつ ϕ が $200 \sim 355$ 度の範囲にある画素を抽出する（図 3.2）。そして、抽出された画素を、エッジ点と呼ぶ。この処理により、肺尖部の後部肋骨下縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素がエッジ点として抽出される。

[21]では、胸郭内部全体から後部肋骨下縁の画素を抽出するために、右胸部では勾配方向が $190 \sim 270$ 度の画素を抽出し、左胸部では勾配方向が $270 \sim 350$ 度の画素を抽出している。しかし、図 3.1 の例からも明らかなように、後部肋骨下縁は、肺野下部では、図 3.3 (b) のような形をもつが、肺野上部では図 3.3 (a) のような形をもつ。そこで、提案手法は肺尖部の後部肋骨下縁の画素を抽出す

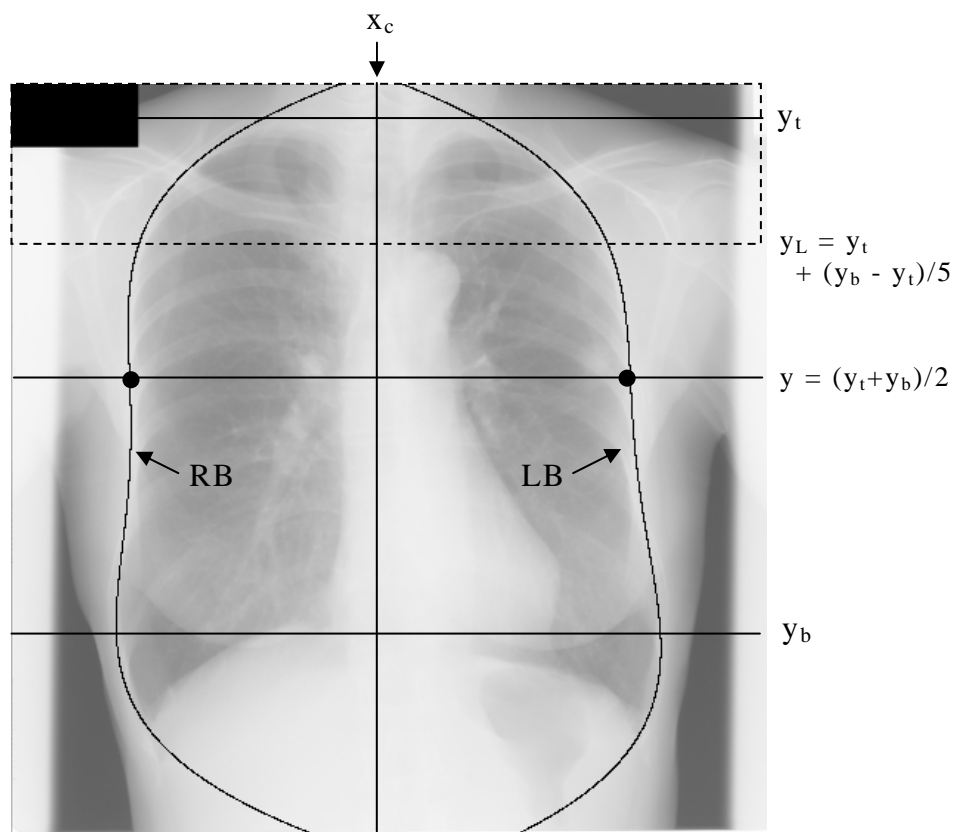


図 3.1 肺尖部の肺境界を求める範囲と胸部中心軸 x_c の求め方

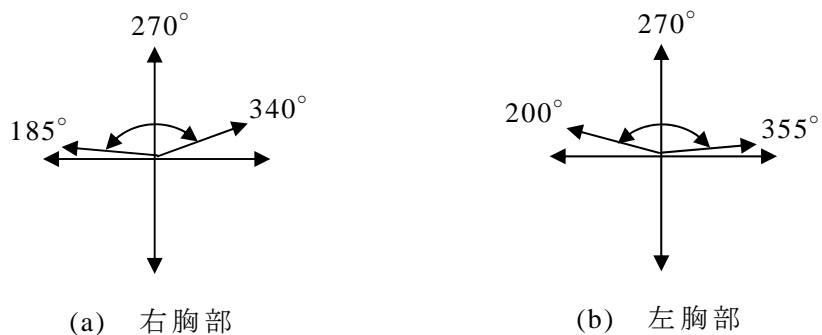


図 3.2 肺尖部の後部肋骨下縁の画素を抽出するために用いた勾配方向

るために、右胸部からは勾配方向が $185 \sim 340$ 度の範囲の画素を抽出し、左胸部からは勾配方向が $200 \sim 355$ 度の範囲の画素を抽出する。

3.2.3 背骨領域のエッジ点の除去

提案手法は、3.2.2 の方法で得られたエッジ点から肺尖部の肺境界点列を検出

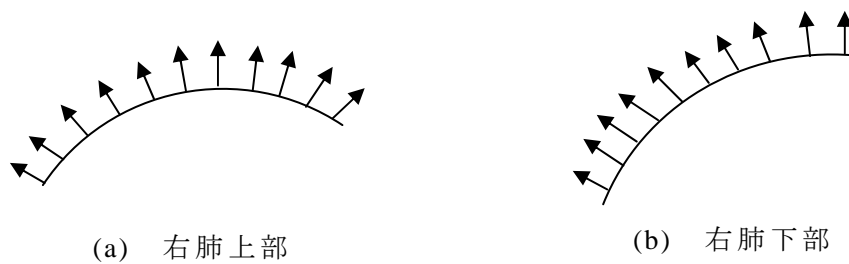


図 3.3 右肺における後部肋骨下縁の形状と後部肋骨下縁上の画素の勾配方向

する前に、背骨領域に属すエッジ点を削除する．本論文では、右、左胸郭境界 RB, LB と行 $(y_t+y_b)/2$ の交点を結ぶ線分の長さを d とし、列 x_c から左右に $d/18$ とった領域を背骨領域とする（図 3.4）． d は肺のほぼ中央の位置での胸郭の幅を与える．以後、 d を胸郭の平均幅と呼ぶ．

[42]では、画像のプロファイルを用いて求まる胸郭の平均幅（これを D で表す）に対して、胸郭中心軸から左右に $D/12$ とった領域を背骨領域としている．しかし、本論文の手法によって得られる列 x_c が、ほぼ正確な胸郭中心軸の水平方向の位置を与え、 d が肺のほぼ中央位置での正確な胸郭の幅を与えるのに対して、[42]で得られる胸郭中心軸の位置や胸郭の平均幅は誤差が大きい（[42]では、画像の水平方向、垂直方向のプロファイルを用いて、大まかに胸郭中心軸の位置や胸郭の平均幅を求める）．

背骨領域の幅を大きくしすぎると最終的に求まる肺尖部の肺境界は、縦隔部が欠けたものになる．一方、背骨領域の幅を小さくしすぎると、最終的に求まる肺尖部の肺境界に背骨領域のエッジ点が含まれてしまう．背骨領域の幅は画像ごとに異なるが、実験の結果、前述した方法で求まる d の値に対して、列 x_c から左右に $d/18$ とった領域を背骨領域とする方法が最も良いことが確かめられた．

図 3.1 の画像において、曲線 RB, LB と行 y_L に囲まれた領域からエッジ点を抽出した後、背骨領域に含まれるエッジ点を削除すると図 3.5 の画像が得られる．図において黒で示された画素がエッジ点を表す．

以下では、エッジ点の値を 1 とし、その他の画素の値を 0 として得られる 2 値画像をエッジ画像と呼ぶ．

3.2.4 エッジ点の連結成分の検出

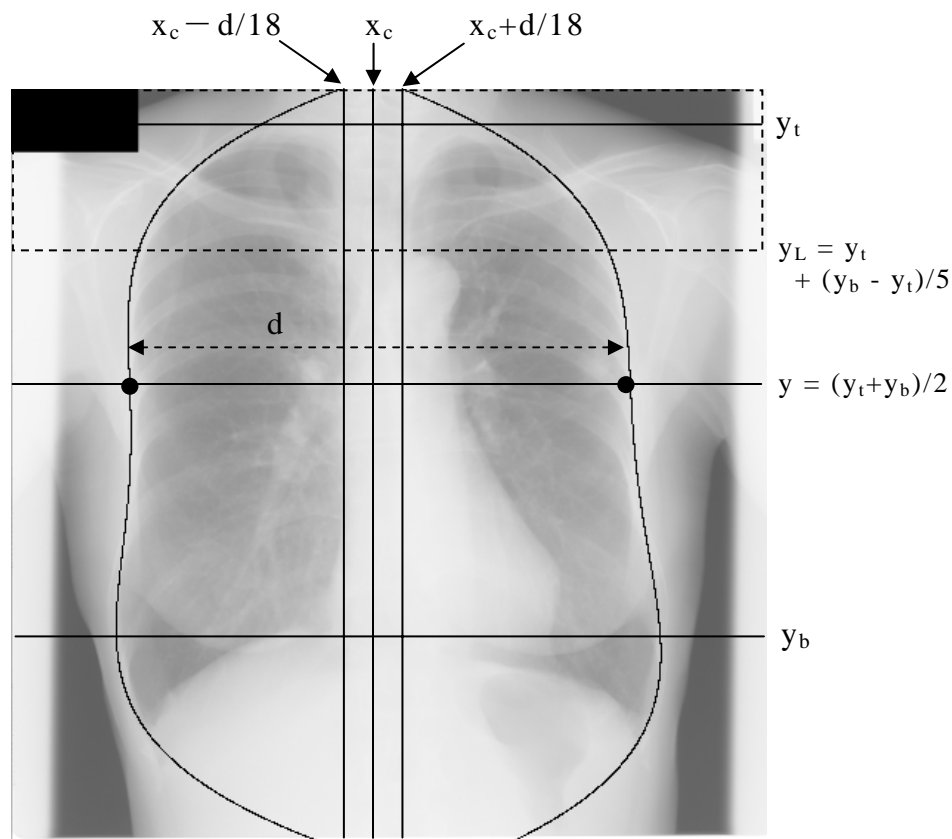


図 3.4 胸郭の平均幅 d と背骨領域の求め方

胸部 X 線像で見えている肺尖部の後部肋骨下縁は、鎖骨によって分割される以外は、連続した曲線である。それ故、3.2.3 の方法で得られたエッジ点の連結成分を求めれば、肺尖部の肺境界の大部分を含む大きな連結成分が得られると考えられる。そこで、提案手法は、3.2.3 の処理によって得られたエッジ画像からエッジ点の連結成分を求め、これらの連結成分の最上点列を肺尖部の肺境界点列の候補とする。

エッジ点の連結成分を求める前に、ノイズを除去するために、エッジ画像に 3×3 サイズの **opening** と **closing** をこの順に適用する (**opening** と **closing** の処理については、例えば、[60]に示されている)。この後、エッジ点の連結成分を求め、面積が閾値以下の連結成分を削除する。図 3.5 の画像に **opening**, **closing** を適用したとき得られた画像を図 3.6 に示す。さらに、図 3.6 の画像における値 1 の画素の連結成分を求め、面積が閾値以下の連結成分を削除して得られた画像を図 3.7 に示す。

3.2.5 肺尖部の肺境界点列の検出

以下では、右肺に対して、肺尖部の肺境界点列を検出するための方法を示す。左肺の場合も同様である。

提案手法は、肺尖部の肺境界点列を検出するために、2章の手法で得られる肺野上端線 y_t から下方向に探索して行き、最初に見つかる連結成分を A とする。そしてこのときの y の値を右肺尖の y 座標 Y_R' とする。

図 3.8 は、図 3.7 の画像において、胸郭中心軸（列 x_c ）より左側のみを示した図である。図 3.8 の画像に対して求まる連結成分 A と、行 Y_R' を図の中に示している。

前述したように、胸部 X 線像において見えている肺尖部の後部肋骨下縁は、鎖骨によって切れている以外は連続した曲線となる。それ故、上記の方法で得られる連結成分 A は図 3.8 の例のように大きな連結成分となる。しかし、図 3.8 の例のように、肺尖部の後部肋骨下縁が鎖骨によって分割されてしまうことがしばしば生じる。図 3.8 の例では、後部肋骨下縁を含む連結成分が、2つの連結成分 A、B に分割されている。このような場合、A の最上点列のみに、カー



図 3.5 図 3.1 の画像において、曲線 RB, LB と行 y_L に囲まれた領域からエッジ点を抽出した後、背骨領域のエッジ点を削除して得られる画像



図 3.6 図 3.5 の画像に対して 3×3 サイズの opening, closing 処理を適用して得られる画像



図 3.7 図 3.6 の画像における値 1 の画素の連結成分を求めた後、面積が閾値以下の連結成分を削除して得られる画像

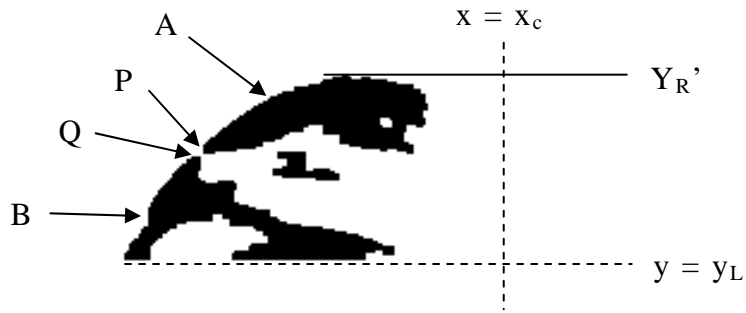


図 3.8 図 3.7 の画像における列 x_c より左側のみを示した図

ブフィッティングを適用して得られる肺境界は誤差が大きい．そこで，提案手法は，前述した方法で得られた連結成分 A の最上点列に，他の連結成分の最上点列をマージする．このための具体的方法を以下に示す．

まず，曲線 RB と行 y_L の交点の x 座標を x_L とし，行 Y_R' ， y_L および列 x_L ， x_c によって囲まれた長方形領域の右下 1/4 の領域に属す A の要素を削除する（肺尖部の肺境界点がこの領域内に存在する可能性は低いので，この処理によりノイズを除去できる）．そして，この処理の後に残った A の要素の集合を $S(A)$ で表す．A は 1 個の連結成分であるが， $S(A)$ は必ずしも 1 個の連結成分からなるとは限らない．複数の連結成分の集合で与えられる場合もある．

次に， $S(A)$ の最左点を $P = (x_p, y_p)$ とし，列 x_p ，行 y_p ， y_L および曲線 RB で囲まれた領域の中に要素をもつ連結成分の中で，面積最大の連結成分 B を求める（図 3.8）．そして，列 x_p より左側にある B の要素の中で， y 座標が最小の点 $Q = (x_Q, y_Q)$ を求め，B から，列 x_Q より右側の要素を削除する．そして，この結果得られる B の要素の集合を $S(B)$ とする．

図 3.8 の画像に，上記の手法を適用して得られる $S(A)$ ， $S(B)$ を図 3.9 に示す．図 3.9 の例では， $S(A)$ ， $S(B)$ とも一つの連結成分であるが， $S(A)$ ， $S(B)$ が複数

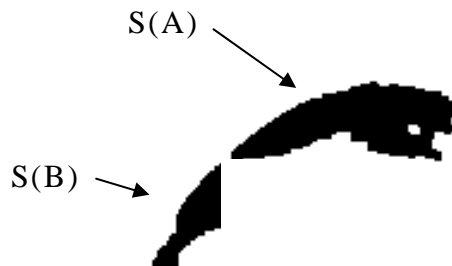


図 3.9 図 3.8 の画像から得られる $S(A)$ と $S(B)$

の連結成分の和集合で与えられる場合もある。

$S(A)$, $S(B)$ を求めた後, これらの最上点列をマージし, マージ後の点列を肺尖部の肺境界点列とする. なお, $S(A)$ が複数の連結成分の和集合で与えられるときは, $S(A)$ を構成する連結成分の最上点列の和集合を $S(A)$ の最上点列と呼ぶ. $S(B)$ についても同様である.

3.3 肺境界の肺尖部と胸郭部の結合

右肺に対して, 3.2の手法によって得られる肺尖部の肺境界点列を U で表す. 提案手法は, 点列 U を放物線

$$y = a(x - x_0)^2 + y_0 \quad (3.2)$$

で近似して, パラメータ a , x_0 , y_0 を最小 2 乗法によって求める. ただし, 放物線が $y \leq y_L$ の範囲で曲線 RB と交差しない場合は, 放物線の頂点 (x_0, y_0) を固定して, a を $a = a / 1.1$ によって減少させて行き, 放物線が RB と交差するときの a を求める.

そして, RB と式(3.2)の放物線の交点を (x_{out}, y_{out}) とし, 点列 U の最右点の x 座標を x_{in} とするとき, 式(3.2)の放物線の列 $x_{out} \sim x_{in}$ の範囲を肺境界の肺尖部とする (図 3.10). また, 3.4の方法で得られる右肋骨横隔膜角の y 方向の位置を Y_{CR} とするとき, RB の行 $y_{out} \sim Y_{CR}$ の範囲を肺境界の胸郭部とする (図 3.10).

左肺に対しても, 上記の方法と同様な方法で, 肺境界の肺尖部と胸郭部を求める.

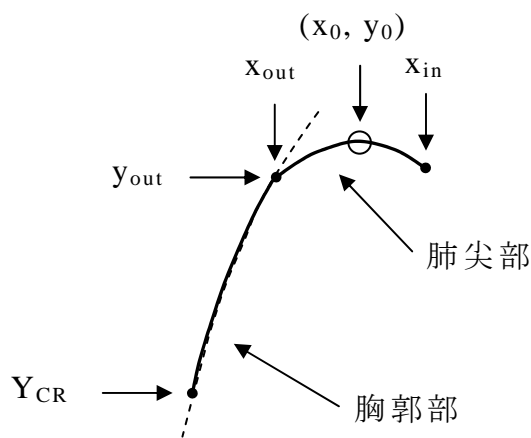


図 3.10 肺尖部の肺境界と胸郭部の肺境界の結合

3.4 肋骨横隔膜角の位置の検出

[41]では，肺野上端線，肺野下端線の位置 y_t ， y_b を用いて， Y_b を

$$Y_b = y_b + 0.15(y_b - y_t) \quad (3.3)$$

で与え， Y_b を肋骨横隔膜角の y 方向の位置とする．厳密に言えば，右肋骨横隔膜角の位置を上式の Y_b で与え，左肋骨横隔膜角の位置は右肋骨横隔膜角の位置に等しいと仮定する．4章で述べる対側差分法でも，肋骨横隔膜角の位置を上式で求まる Y_b で与える．

ただ，右肺と左肺で肋骨横隔膜角の位置の差が大きい症例では， Y_b と正しい左肋骨横隔膜角の位置の差は大きくなる．また，右肋骨横隔膜角の位置に限っても， y_b と右肋骨横隔膜角の位置の差は症例ごとに異なるので，上式で求まる Y_b と正しい右肋骨横隔膜角の位置の差が大きくなることがある．

本論文では，右肺，左肺の肋骨横隔膜角の y 方向の位置を求めるための新たな手法として，2章で述べた手法で得られる右，左胸郭境界点列の最下点の y 座標 Y_{CR} ， Y_{CL} を，右肺，左肺の肋骨横隔膜角の位置とする手法を提案する．

3.5 2章の手法で得られる肺野上端線の修正法

4章で述べる対側差分法では，2章の手法で得られる肺野上端線を用いる．ただ，前述したように，実験の結果，2章の手法で得られる肺野上端線が，正しい肺野上端線よりやや上に求まることがあった．そこで，本節では，肺野上端線の位置を修正するための手法を示す．

3.2 で肺尖部の肺境界点列を検出するための手法を示した．しかし，肺野上端線の位置を修正することのみが目的の場合は，3.2 に示したすべての処理を行う必要はない．

3.2.2 から 3.2.4 までの処理を行った後，3.2 の手法は，3.2.5 に示したように 2章の手法で得られる肺野上端線 y_t から下方向に探索して行き，最初に見つかる連結成分を A とする．そして，このときの y の値を右肺尖の y 座標 Y_R' とする．肺野上端線を求めることのみが目的の場合は，この時点で右肺に対する処理を終了してよい．そして，同様な方法で，左肺尖の y 座標 Y_L' を求め， Y_R' と Y_L' の平均値 y_t' を修正後の肺野上端線の位置とする．

3.6 提案する肺境界検出法の全体の流れ

本章で提案した肺境界検出法の全体の流れを，図 3.11 に示す．また，プログラムの実行結果の例を図 3.12 に示す．

3.7 実験

3.6 に示した方法で得られる肺境界，肺野上端線，肋骨横隔膜角の位置を評価するための実験を行った．実験を行うにあたり，3.6 に示した手法のプログラムを作成した．このプログラムは，Microsoft 社の Visual Studio.NET 2003 を使用し，C++言語で記述した．

3.7.1 2つの曲線の距離を測る尺度

本章では，2つの曲線 A, B 間の距離を測る尺度として，[54]に示された MACD (Mean Absolute Contour Distance) を用いる．以下では，MACD の計算法を示す．

2つの曲線 A, B 間の MACD は，A から B への距離 $DD(A, B)$ と B から A への距離 $DD(B, A)$ の平均によって与える．まず，曲線 B 上の全ての画素 P に対して，P に最も近い A の画素までの距離 $d(P, A)$ を求める． $d(P, A)$ は，距離変換 (distance transform) [57]を用いて計算する．図 3.13 に，正しい肺境界を A とし，A に対して距離変換を行った例を示す．暗い (値が 0 に近い) 画素ほど，肺境界に近い画素となる．各画素の値は，肺境界までの最短距離を表している．ただし，距離変換では，距離の計算を整数演算のみで行うため，1 を 3 に， $\sqrt{2}$ を 4 に置きかえて距離を計算する．そして，すべての画素に対する距離の計算が終了した後，すべての画素の距離を 3 で割る．図 3.13 では 3 で割る前の距離が示されている．

そして，B から A への距離 $DD(B, A)$ を，

$$DD(B, A) = \frac{1}{|B|} \sum_{P \in B} d(P, A) \quad (3.4)$$

で与える． $|B|$ は，B 中の画素数を表す．

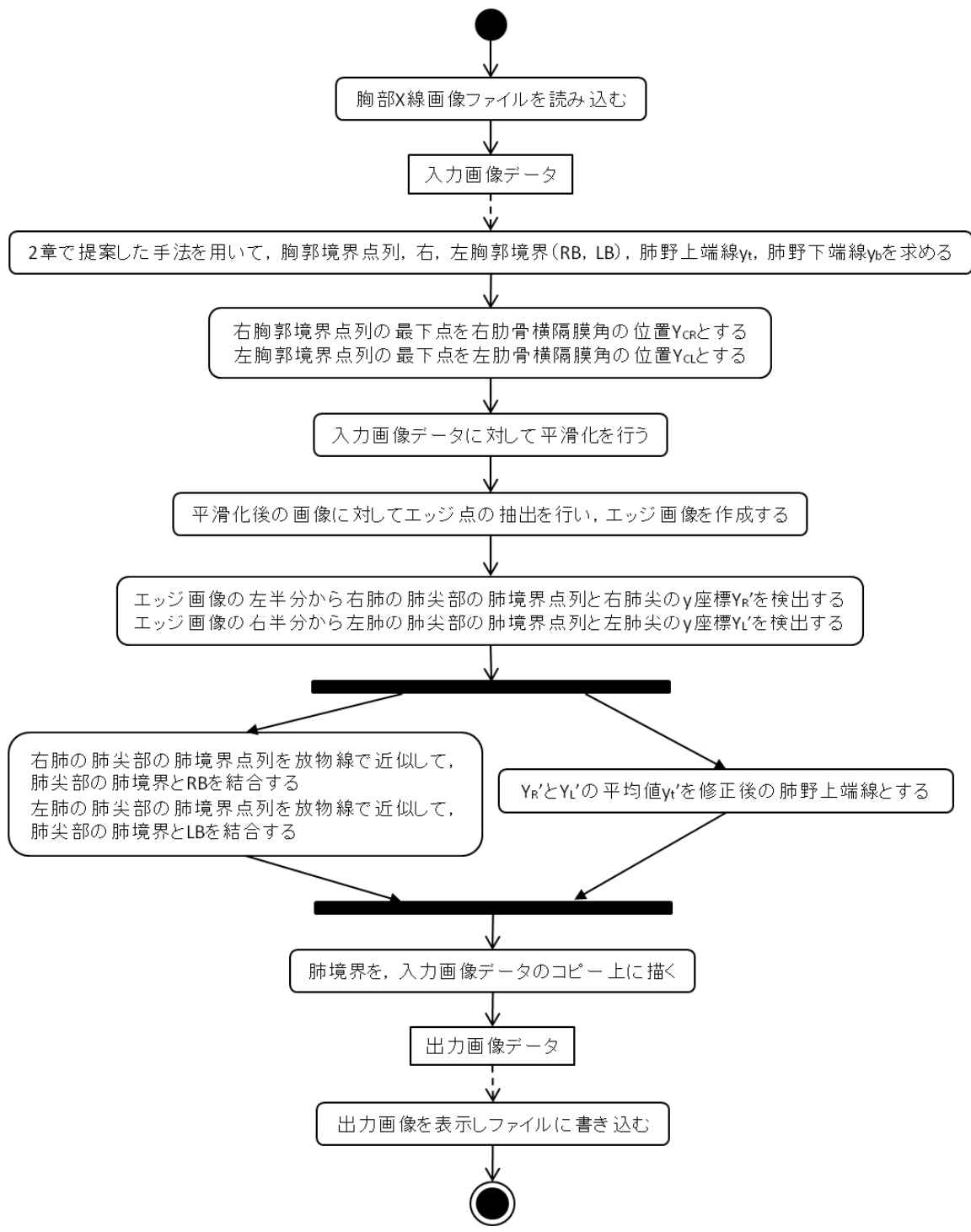


図 3.11 本論文で提案する肺境界検出法の全体の流れ

次に、曲線 A 上の全ての画素 Q に対して、Q に最も近い B の画素までの距離 $d(Q, B)$ を求める。そして、A から B への距離 $DD(A, B)$ を、

$$DD(A, B) = \frac{1}{|A|} \sum_{Q \in A} d(Q, B) \quad (3.5)$$

で与える。|A| は、A 中の画素数を表す。

B から A への距離 $DD(B, A)$ と A から B への距離 $DD(A, B)$ は、一般に値が異なるので、A、B 間の距離 $D(A, B)$ を、

$$D(A, B) = \frac{DD(B, A) + DD(A, B)}{2} \quad (3.6)$$

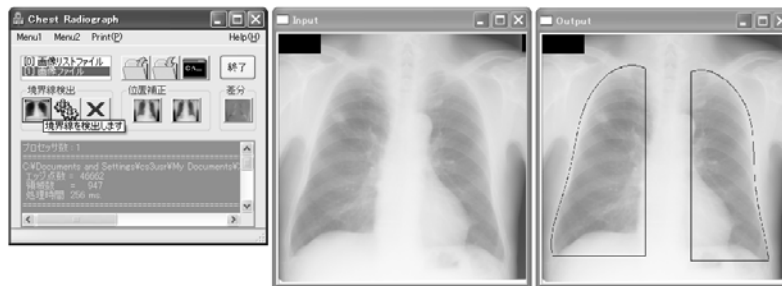


図 3.12 プログラムの実行結果

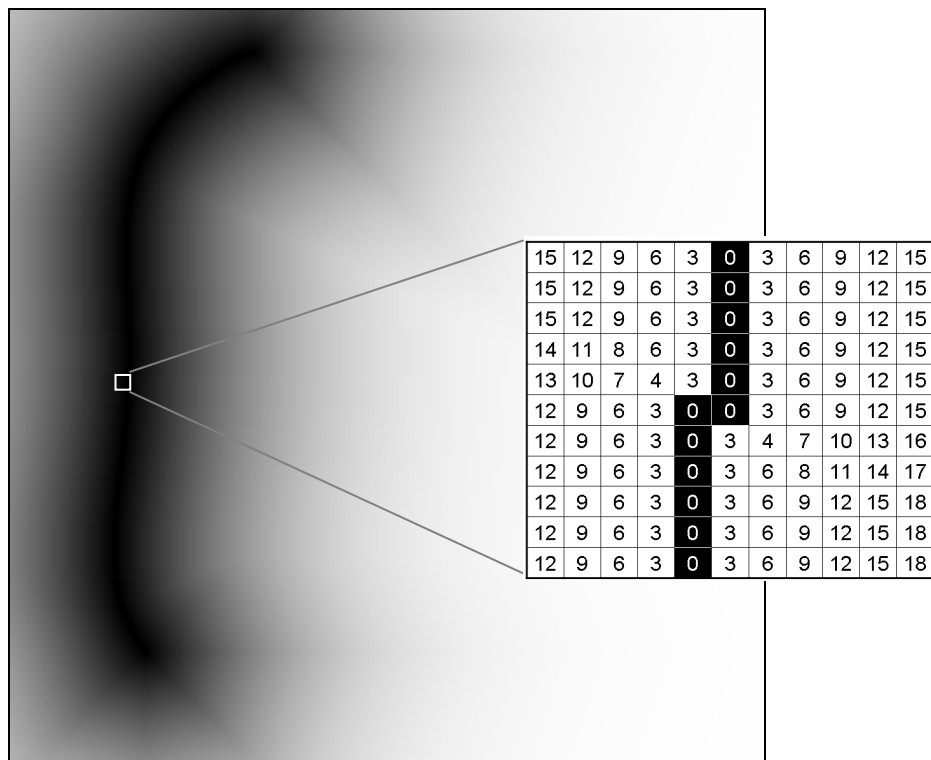


図 3.13 図 3.14 に示される正しい肺境界の肺尖から肋骨横隔膜角までの部分の画素の値を 0 として、距離変換を適用して得られる画像

で与える．この $D(A, B)$ が， A, B 間の MACD である．

3.7.2 提案手法で用いたパラメータ値

実験で用いた 2 章の手法に対するパラメータ値は，すでに，表 2.2 に示した．表 2.2 に示した以外のパラメータ値を表 3.1 に示す．実験では，すべての画像に対して，同じパラメータ値を用いた．

3.7.3 実験に用いた画像集合と計算時間

実験に用いた画像集合と提案手法が肺境界検出に要した時間を表 3.2 に示す．表中の計算時間は，図 3.11 に示したすべての処理を実行するのに要した画像 1

表 3.1 提案手法で用いたパラメータ値(3.2の手法に関するパラメータの値)

パラメータ	名前	値	パラメータの意味

M は，図 2.3 で示されている画像の列数

表 3.2 実験に用いた画像集合と提案手法が肺境界検出に要した時間

	実験に用いた画像		
	画像集合 1* ¹	画像集合 2* ²	
画像枚数	246	41	
デジタル化前のフィルムサイズ	14×14 インチ (356mm×356mm)	14×17 インチ (356mm×432mm)	
画像のマトリクス寸法	512×512	625～814×700～1002	
ピクセル寸法	0.7mm	0.4375mm	
階調数	256	256	
計算時間	1.4GHz PC* ³	0.312 秒	0.837 秒
	2.93GHz PC* ⁴	0.092 秒	0.253 秒

- *1 画像集合 1 は，JSRT データベースの画像 247 枚中，2 章の手法が右，左胸郭境界検出に失敗した 1 枚の画像 (JPCLN36) を除く 246 枚の画像
- *2 画像集合 2 は，大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像 (詳細は 2 章に示した)．
- *3 1.4GHz PC は，表 2.1 に示した PC1
- *4 2.93GHz PC は，表 2.1 に示した PC2

枚当りの平均時間を表す．計算時間の 1 行目の値は，表 2.1 に示した PC1 によって得られた値であり，2 行目の値は，PC2 によって得られた値である．

表に示したように，PC1 を用いたとき，画像集合 1 に対しては 0.312 秒（2 章の手法に 0.240 秒，3.2 と 3.3 の手法に 0.072 秒），画像集合 2 に対しては 0.837 秒（2 章の手法に 0.650 秒，3.2 と 3.3 の手法に 0.187 秒）要した．また，PC2 を用いたとき，画像集合 1 に対しては 0.092 秒（2 章の手法に 0.068 秒，3.2 と

表 3.3 記号の定義

記号	記号の意味
y_0	3.2 の手法で得られた右肺尖の y 座標（式(3.2)の y_0 ）
y_0'	3.2 の手法で得られた左肺尖の y 座標（式(3.2)の y_0 に対応する値）
y_i'	3.5 の手法で得られた肺野上端線の位置
Δy_0	y_0 と正しい右肺尖の位置の差の絶対値
$\Delta y_0'$	y_0' と正しい左肺尖の位置の差の絶対値
$\Delta y_i'$	正しい肺野上端線の位置と y_i' の差の絶対値
AT_R	右肺に対して，提案手法によって検出された肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界
AT_L	左肺に対して，提案手法によって検出された肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界
ΔAT_R	AT_R と肺尖から肋骨横隔膜角までの正しい右肺境界の MACD の値（提案手法によって検出された右肺尖の行 y_0 と正しい右肺尖の行のうち，下にある行から正しい肋骨横隔膜角の行までについて， AT_R と正しい肺境界の MACD を求めたときの値）
ΔAT_L	AT_L と肺尖から肋骨横隔膜角までの正しい左肺境界の MACD の値（ AT_L と正しい肺境界の MACD を計算する方法は ΔAT_R の場合と同じである）
Y_{CR}	3.4 の方法で得られた右肋骨横隔膜角の位置
Y_{CL}	3.4 の方法で得られた左肋骨横隔膜角の位置
Y_{CR0}	正しい右肋骨横隔膜角の位置
Y_{CL0}	正しい左肋骨横隔膜角の位置
ΔY_{CR}	Y_{CR} と Y_{CR0} の差の絶対値
ΔY_{CL}	Y_{CL} と Y_{CL0} の差の絶対値
DY_{CR}	$Y_{CR} - Y_{CR0}$ の値
DY_{CL}	$Y_{CL} - Y_{CL0}$ の値

3.3 の手法に 0.024 秒), 画像集合 2 に対しては, 0.253 秒 (2 章の手法に 0.194 秒, 3.2 と 3.3 の手法に 0.059 秒) 要した.

3.7.4 提案手法によって得られた肺境界の評価

まず, 記号を表 3.3 のように定義する. 画像集合 1 の画像に対しては, 正しい肺境界が SCR データベース[49]に示されているので, 正しい肺境界としてはこれを用いた. 正しい肺野上端線, 正しい肋骨横隔膜角の位置も, SCR データベースに示された肺境界を用いて求めた. また, 画像集合 2 の画像に対する正しい肺境界は, SCR データベースに示された肺境界を参考にして筆者らが作成した.

画像集合 1 の画像に対して, SCR データベースに示された正しい肺境界の例を図 3.14 に示し, 画像集合 2 の画像に対して, 筆者らが作成した正しい肺境界の例を図 3.15 に示す. なお, 提案手法は, 肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出することを目的としているので, 画像集合 2 に対しては, 肺尖から肋骨横隔膜角までの正しい肺境界を求めた.

まず, $\Delta y_t'$, Δy_0 , $\Delta y_0'$ を評価した結果を表 3.4 に示し, ΔAT_R , ΔAT_L を評価した結果を表 3.5 に示す.

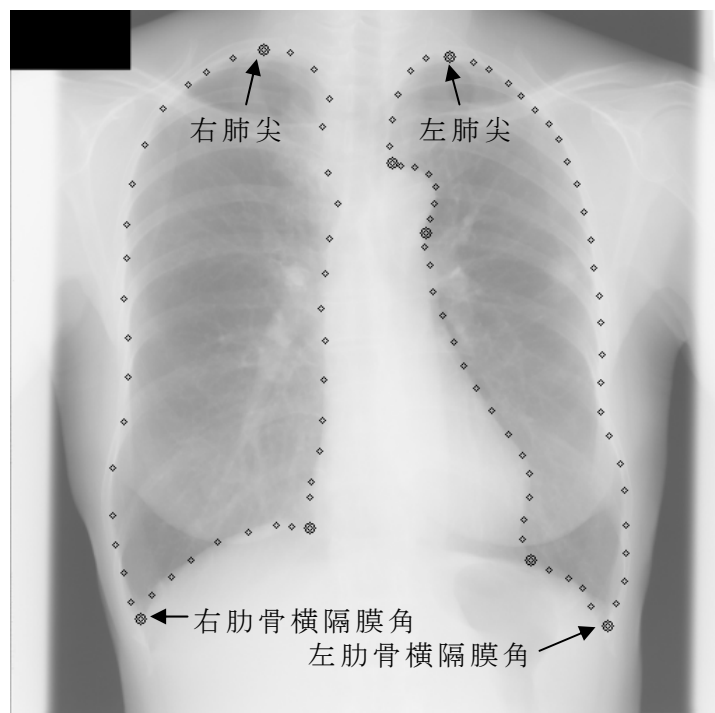


図 3.14 SCR データベースに示された正しい肺境界の例 (JPCLN21 の場合)

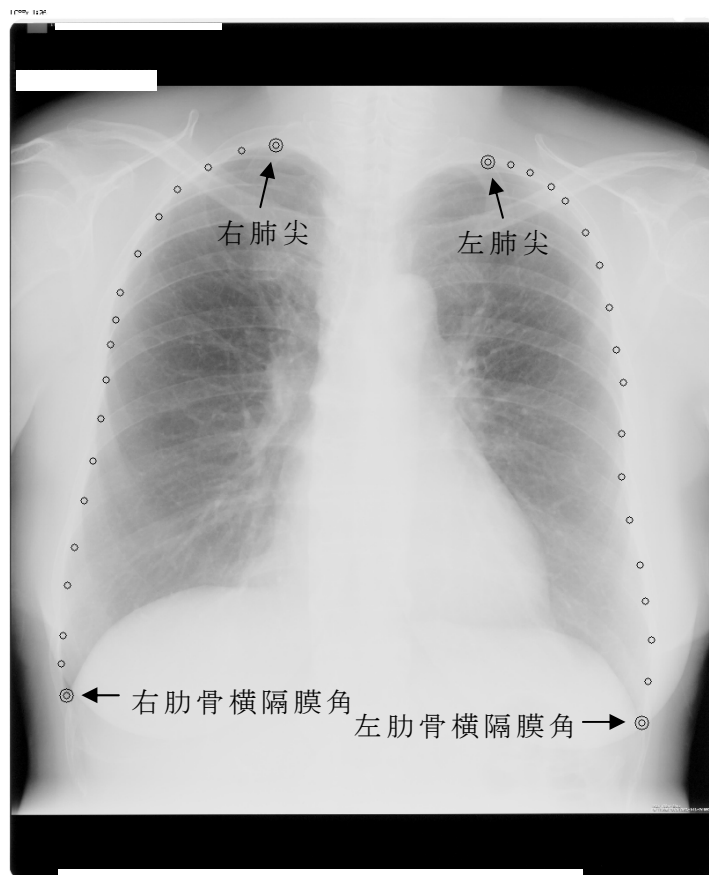


図 3.15 画像集合 2 の画像に対して筆者らを与えた正しい肺境界の例

次に、 ΔY_{CR} 、 ΔY_{CL} の評価結果を表 3.6 に示す。 ΔY_{CR} と ΔY_{CL} の大きい方が 35 mm 以上となった例は、画像集合 1 に対しては 4 例 (1.6%) あり、これらの値は 35.5, 52.4, 78.9, 120.2 mm であった。また、画像集合 2 に対しては 2 例 (4.9%) あり、これらの値は 39.7, 44.4 mm であった。

また、 DY_{CR} 、 DY_{CL} の評価結果を表 3.7 に示す。表 3.7 に示されたように、 DY_{CR} や DY_{CL} が負になる場合は、これらの絶対値はほとんどの画像で 0 に近い値となった。肺境界検出法を経時差分や対側差分に応用する場合、 DY_{CR} や DY_{CL} が正となる場合は、これらの値がある程度大きくても問題にならないが、負になる場合はこれらの絶対値が小さいことが望ましい。この意味で、表 3.7 の結果は、提案手法の有用性を示す結果と言える。

画像集合 1 の画像に対して、提案手法によって求めた肺境界の例を図 3.16 に示す。図 3.16 では、提案手法によって求めた肺境界に加えて、3.4 の手法で求めた行 Y_{CR} 、 Y_{CL} と 3.3 の手法で求めた列 x_{in} 、 x_{in}' を示している。ただし x_{in} は図 3.10 に示した値、 x_{in}' は左肺に対して同様に定義される値を表す。図 3.16 の例のように列 x_{in} 、 x_{in}' はほぼ右肺、左肺の内側境界を与える。

表 3.4 $\Delta y_t'$, Δy_0 , $\Delta y_0'$ の評価結果

d (mm)	CP _{max} (d) (%)	
	画像集合 1 に対する結果	画像集合 2 に対する結果
2	4.9	7.3
4	59.8	70.7
6	89.8	92.7
8	97.2	100
10	99.6	—
Max (mm)	10.2	6.5

CP_{max}(d)は、 $\Delta y_t'$, Δy_0 , $\Delta y_0'$ のすべてが d(mm)以下であった画像数の全画像数に対する比率（累積割合）を表す。

Max は、 $\Delta y_t'$, Δy_0 , $\Delta y_0'$ の中の最大値のすべての画像に渡った最大値を表す。

表 3.5 ΔAT_R , ΔAT_L の評価結果

d (mm)	CP _{max} (d) (%)	
	画像集合 1 に対する結果	画像集合 2 に対する結果
1	0.0	0.0
2	17.1	7.3
3	76.8	46.3
4	96.7	95.1
5	99.6	100
Max (mm)	5.2	4.5

CP_{max}(d)は、 ΔAT_R と ΔAT_L の大きい方の値が d(mm)以下であった累積割合を表す。

Max は、 ΔAT_R と ΔAT_L の大きい方の値のすべての画像に渡った最大値を表す。

また、画像集合 2 の画像に対して、提案手法によって求めた肺境界の例を図 3.17 に示す。

3.8 まとめ

本章では、2 章で述べた胸郭境界検出法を改良し、右肺、左肺ごとに肺境界の胸郭部と肺尖部を検出するための手法を提案した。この手法は、2 章の手法によって得られる肺野上端線、肺野下端線の位置を y_t , y_b とするとき、行 $y_L =$

表 3.6 ΔY_{CR} , ΔY_{CL} の評価結果

d (mm)	$CP_{max}(d)$ (%)	
	画像集合 1 に対する結果	画像集合 2 に対する結果
5	52.0	34.1
10	80.1	70.7
15	89.4	82.9
20	93.9	85.4
25	96.3	90.2
30	97.2	92.7
35	98.4	95.1

$CP_{max}(d)$ は、 ΔY_{CR} と ΔY_{CL} の大きい方の値が $d(mm)$ 以下であった累積割合を表す。

表 3.7 DY_{CR} , DY_{CL} の評価結果

d (mm)	$CP_{max}(d)$ (%)	
	画像集合 1 に対する結果	画像集合 2 に対する結果
-25	0.4	0.0
-20	1.2	0.0
-15	2.8	0.0
-10	4.9	2.4
-5	23.6	7.3
Min(mm)	-31.9	-11.2

$CP_{max}(d)$ は、 DY_{CR} と DY_{CL} の小さい方の値が $d(mm)$ 以下となった画像数の全画像数に対する比率を表す。

Min は、 DY_{CR} と DY_{CL} の小さい方の値のすべての画像に渡った最小値を表す。

$y_t + (y_b - y_t) / 5$ より下の行に対しては、肺境界を 2 章の手法で求まる右および左胸郭境界によって与える。また、行 y_L より上の行に対しては、3.2, 3.3 に示した方法で肺境界を与える。それ故、本章で提案した手法によって得られる肺境界は、行 y_L より下では、2 章の手法によって得られる右および左胸郭境界と同じである。

JSRT データベースの全画像 247 枚と大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像 41 枚を用いて、提案手法によって得られた肺境界の良さを評価した。なお、画像をデジタル化する前のフィルムサイズは、前者の画像で 356



図 3.16 画像集合 1 の画像に対して，提案手法によって検出された肺境界の例

×356mm，後者の画像で 356×432mm であった．

実験の結果，提案手法によって得られた右肺尖，左肺尖と正しい右肺尖，左肺尖の行方向の位置の差は，提案手法が左胸郭境界検出に失敗した JSRT データベースの 1 枚の画像を除くすべての画像で 10.2mm 以下であった．また，提案手法によって得られた肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界と正しい肺境界の MACD (mean absolute contour distance) の値は前述した 1 枚の画像を除くすべての画像で 5.2mm 以下であった．そして，このことにより，提案手法が肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を高い精度でかつ高い成功率で検出できることが確かめられた．

前述したように，本章で提案した肺境界検出法は，2 章の手法から求まる肺野上端線，肺野下端線の位置 y_t, y_b から $y_L = y_t + (y_b - y_t) / 5$ によって y_L を与え，行 y_L より下では，肺境界を 2 章の手法から求まる右および左胸郭境界で与える．また，行 y_L より上の肺境界を求めるときも，2 章の手法で求まる右および左胸郭境界点列に 4 次の多項式を適合させて得られる曲線と行 y_L によって囲まれた領域内から，肺尖部の肺境界点列を求める．それ故，本章で述べた手法が，高い精度で，かつ，高い成功率で肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出できたことは，2 章の手法が高い成功率で，肺尖から肋骨横隔膜角までのほぼ正し



図 3.17 画像集合 2 の画像に対して，提案手法によって検出された肺境界の例

い肺境界を検出できたことによると言える．

本章の手法が肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出に要した時間は，1.4GHz の PC で，マトリクス寸法 512×512 の画像 1 枚当たり平均 0.312 秒であった（2 章の手法に 0.240 秒，3.2 と 3.3 の手法に 0.072 秒要した）．

第4章 対側差分法

4.1 はじめに

胸部 X 線像を使った肺がん診断を支援するための CAD (Computer-aided diagnosis) 手法として、経時差分と呼ばれる手法がある[11～19]. この手法は、異なる時期に撮影された同一被検者の 2 枚の胸部 X 線像 (過去画像と現在画像と呼ばれる) の間で差分処理を行うことにより、肋骨などの正常構造を除去し、2 枚の画像間の経時変化を強調する。経時差分は、元画像の中ではコントラストが低く淡い結節を、差分画像の中で黒く描出することにより、元画像では見落ししやすい結節の検出を可能にする。このように、経時差分は、胸部 X 線像から肺結節を検出するための有効な CAD 手法であるが、差分画像を作成するために、過去画像と現在画像の 2 枚の画像を必要とする (図 4.1)。

一方、Li らは、1 枚の胸部 X 線像 (元画像) からその左右反転像を作成し、元画像と左右反転像の間で差分処理を行うことで結節を強調する手法を提案した[20, 21]. この手法は対側差分と呼ばれている。人間の胸部はほぼ左右対称であることから、元画像と左右反転像の間の位置合わせをうまく行うことができれば、差分画像の中で肋骨を除去でき、結節を強調できる。

対側差分では、元画像と左右反転像の位置合わせが重要である。図 4.2(a)の画像に対して、画像中心軸で画像を左右に折り返して左右反転像を作成し、元画像と左右反転像の間で差分処理を行って得られる画像を図 4.2(b)に示す。図 4.2(b)の差分画像では、肋骨が除去されずに残っていることが分かる。一方、図 4.2(a)の画像に、本章で提案する対側差分法を適用して得られる差分画像を図 4.2(c)に示す。この画像では、肋骨が除去され、結節も明確に描出されていることがわかる。

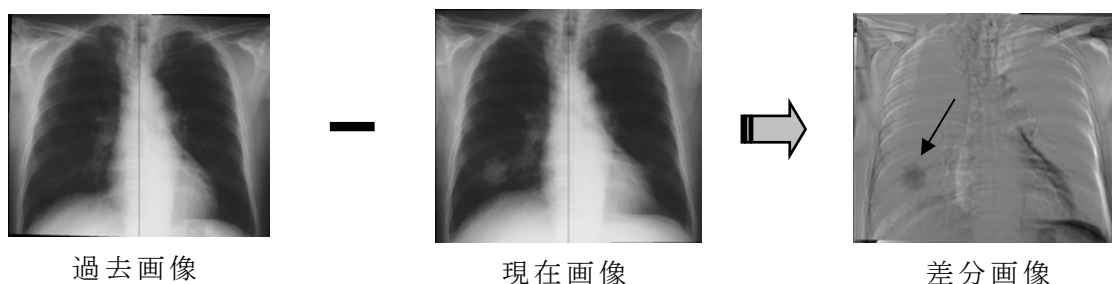
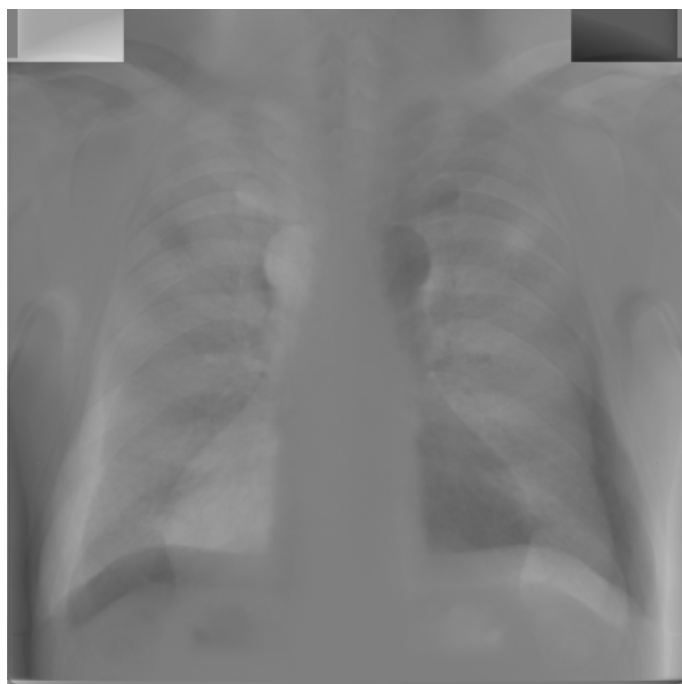


図 4.1 経時差分の例

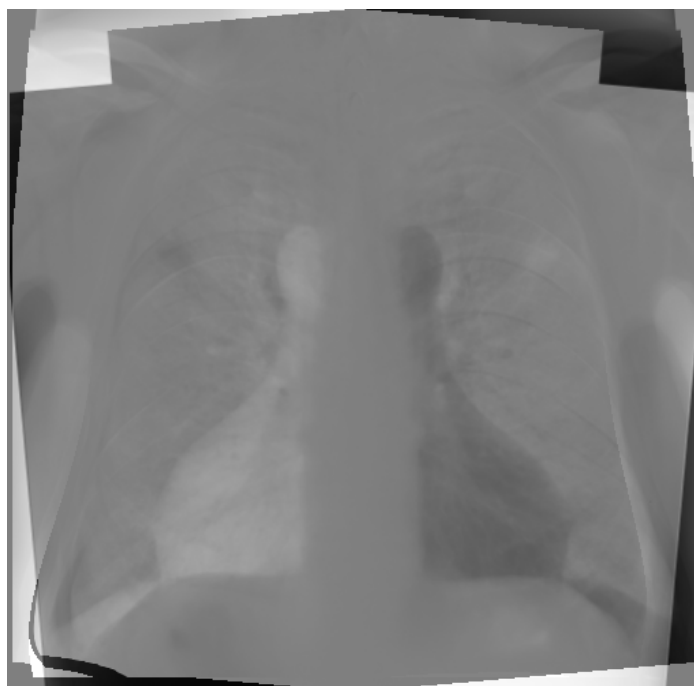


(a) 元画像



(b) 元画像を画像中心軸で折り返して左右反転像をつくり差分処理を行って得られる画像

図 4.2 対側差分法において位置合わせが重要であることを示す例



(c) 本章で提案する対側差分法によって得られる差分画像

図 4.2 (続き)

対側差分法の原理を図 4.3 に示す．まず胸郭中心軸が y 軸に平行になるように画像を回転する．次に，胸郭中心軸が画像中心軸に一致するように，画像を水平方向に平行移動する．この後，画像中心軸で画像を左右に折り返して左右反転像をつくり，元画像と左右反転像の間で差分処理を行う．なお，本章では，その軸で画像を折り返して右肺と左肺を重ね合わせたとき，右肺と左肺の重なりが最良となる軸（左右肺の中心軸）を胸郭中心軸（*midline of thorax*）と呼ぶ．

右肺と左肺が胸郭中心軸に関して対称な画像では，上記の処理により，差分画像の中で肋骨が除去され，結節が強調される．ただ，一般には，右肺と左肺は対称ではないため，左右反転像の肋骨が元画像の肋骨に一致するように，左右反転像をワーピングし，ワーピング後の左右反転像と元画像の間で差分処理を行う．

以下では，元画像の胸郭中心軸が画像中心軸に一致するように元画像を回転・平行移動する処理を大局的位置合わせと呼ぶ．また，左右反転像をワーピングする処理を局所的位置合わせと呼ぶ．

本章では，新たな対側差分法を提案する[61]．この対側差分法は，胸郭境界検出のために 2 章で述べた手法を用いる．また，大局的位置合わせのために，本章で提案する手法を用いる．さらに，局所的位置合わせのために，[11]の手法と[16]の手法を組み合わせた手法を用いる．

4.2 従来の対側差分法

本章で提案する対側差分法を示す前に、従来の対側差分法[20, 21]について述べる。

[20]の対側差分法は、1章で述べた[41]の手法を用いて胸郭境界を検出した後、右、左胸郭境界の対称軸を求める。そして、この対称軸が画像中心軸に一致するように、元画像を回転し、平行移動する。次に、画像中心軸で元画像を左右に折り返して左右反転像をつくる。この後、左右反転像を元画像の上で x 方向、y 方向に平行移動させながら両者の相関値を計算し、相関値を最大にする位置から、元画像と左右反転像間の x, y 方向の大局的な平行移動量を求め、両者の大局的位置合わせを行う。次に、元画像と左右反転像の局所的な位置合わせを行うために、左右反転像に[11]の手法を適用して、左右反転像をワーピングする。

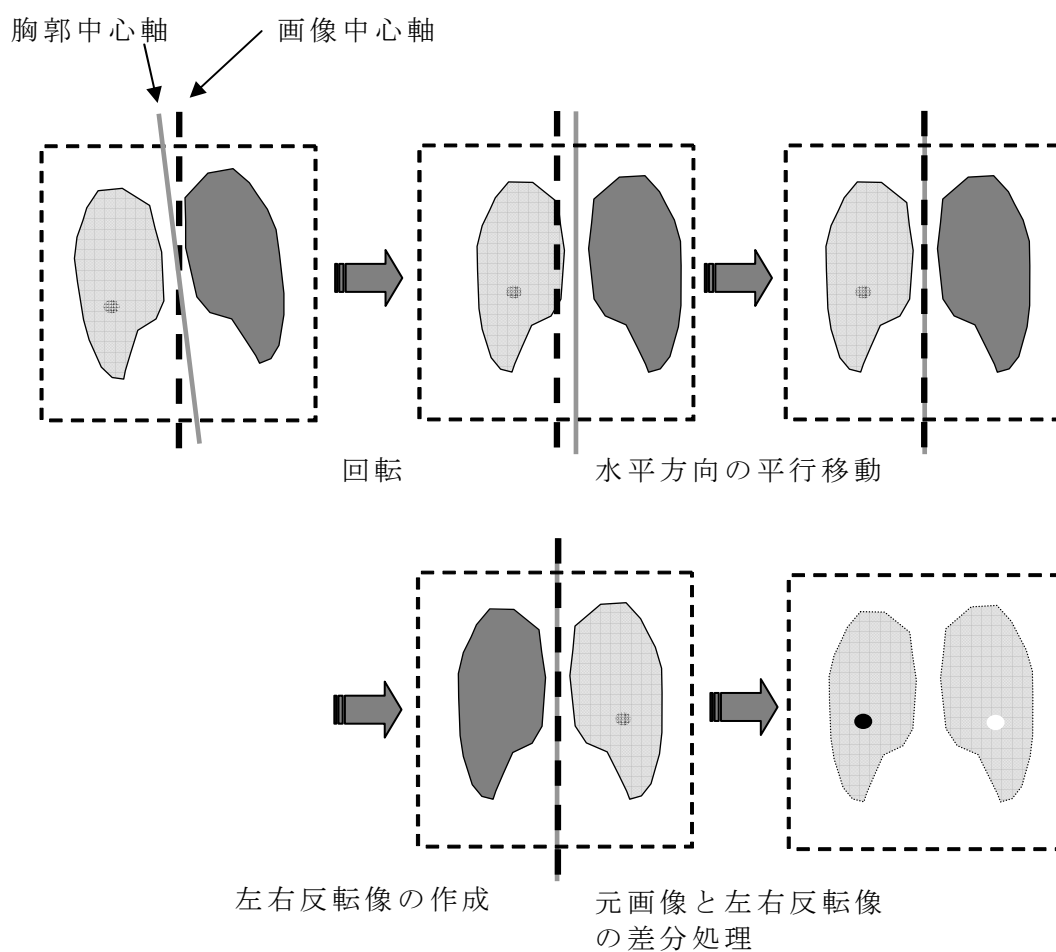


図 4.3 対側差分法の原理



図 4.4 胸部 X 線像の例と本章で用いる画像座標系

この後，元画像とワーピング後の左右反転像の間で，差分処理を行う．

[21]の対側差分法は，後部肋骨下縁の形状として 4 つのモデルを作成しておき，一般化ハフ変換と動的輪郭モデルを用いて，後部肋骨下縁を検出し，これらの位置を利用して，元画像と左右反転像の位置合わせを行う．この手法では，後部肋骨下縁を連続した曲線として検出する必要があるが，後部肋骨下縁の検出は難しい問題である[7]．

4.3 提案する対側差分法の概要

本節では，提案する対側差分法の概要を述べる．図 4.4 に胸部 X 線像の例を示す．前述したように胸部 X 線像では，右肺，左肺がそれぞれ画像の左側，右側に写っている．以下の記述では，2 章，3 章と同様に，画像の左上隅を原点とし，画像の列，行をそれぞれ x 軸， y 軸とする座標系を用いる（図 4.4）．

提案手法の全体の流れを図 4.5 に示す．提案手法は，2 章で述べた手法を用いて，元画像から右胸郭境界 RB ，左胸郭境界 LB ，肺野上端線 y_t ，肺野下端線

y_b を求める (図 4.6). そして, RB, LB, y_t , y_b で囲まれた領域を胸部内部領域とする. 次に, 胸部中心軸が画像中心軸に一致するように, 元画像を回転し, 水平方向に平行移動する. この処理を, 傾き・水平位置補正と呼ぶ. 提案手法は, 傾き・水平位置補正のために, 本論文で提案する新たな手法を用いる. この手法については, 4.4 で述べる.

傾き・水平位置補正の後, 提案手法は元画像を, 画像中心軸で左右に折り返して左右反転像をつくる. そして, この後, 元画像と左右反転像の間で局所的な位置合わせを行うため, 左右反転像にワーピングを適用する. そして, 最後に, 元画像と左右反転像の間で差分処理を行う. 提案手法は, 左右反転像のワーピングのために, [11]の手法と[16]の手法を組み合わせた手法を用いる. この手法の詳細については 4.5 で述べる.

上述したように, 本論文の対側差分法は, 傾き・水平位置補正後の元画像から左右反転像を作成した後は, 両者の局所的な位置合わせのみを行う. つまり, [20]の対側差分法が, 傾き・水平位置補正後の元画像から左右反転像を作成した後, 左右反転像を元画像の上で x 方向, y 方向に平行移動させながら両者の相関値を計算し, 相関値を最大にする位置から, 元画像と左右反転像間の x, y 方向の平行移動量を求め, 両者の大局的な位置合わせを行うのに対して, 提案手法は, 傾き・水平位置補正のみによって, 元画像と左右反転像間の大局的な位置合わせを行う.

[20]の手法は, 右, 左胸部境界の対称軸で元画像を折り返して左右反転像を

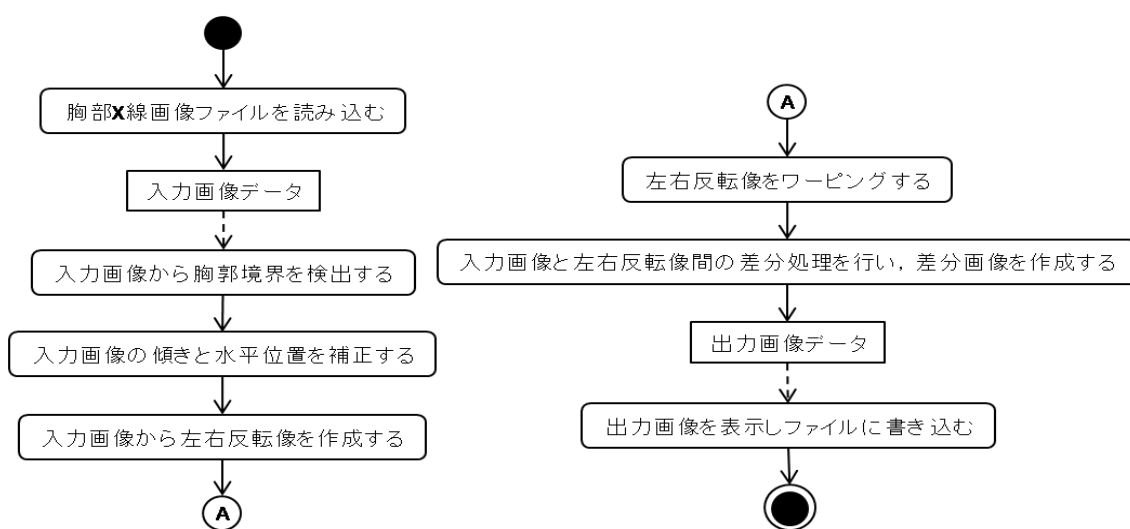


図 4.5 本章で提案する対側差分法の全体の流れ

つくるが、右、左胸郭境界の対称軸の傾きは、正しい胸郭中心軸（左右肺の中心軸）の傾きを与えないことが多い。ただし、直線が y 軸となす角度が θ のとき、 θ をその直線の傾きと呼ぶ。検出された胸郭中心軸の傾きが α 度の誤差を含むとき、その軸で折り返して左右反転像をつくると、元画像と左右反転像間の回転角の誤差は 2α となる。それ故、胸郭中心軸の傾きを正しく求めることは重要である。

[20]の手法は、元画像から左右反転像をつくった後、左右反転像と元画像間の相関値を用いて、両者の平行移動量を補正するが、右、左胸郭境界の対称軸の傾きが胸郭中心軸の傾きと一致しないときは、元画像と左右反転像の回転角の差は補正されないままであるので、[20]の手法によって正しい大局的位置合わせを行うことはできない。

さらに、誤まった胸郭中心軸を用いてつくられた左右反転像は、正しい胸郭中心軸を用いてつくられた左右反転像と、画像そのものが異なるので、誤まった胸郭中心軸を用いてつくられた左右反転像を元画像の上で回転し、かつ、平行移動しながら両者の相関値を計算し、大局的位置合わせを行ったとしても、正しい大局的位置合わせを行うことができない。

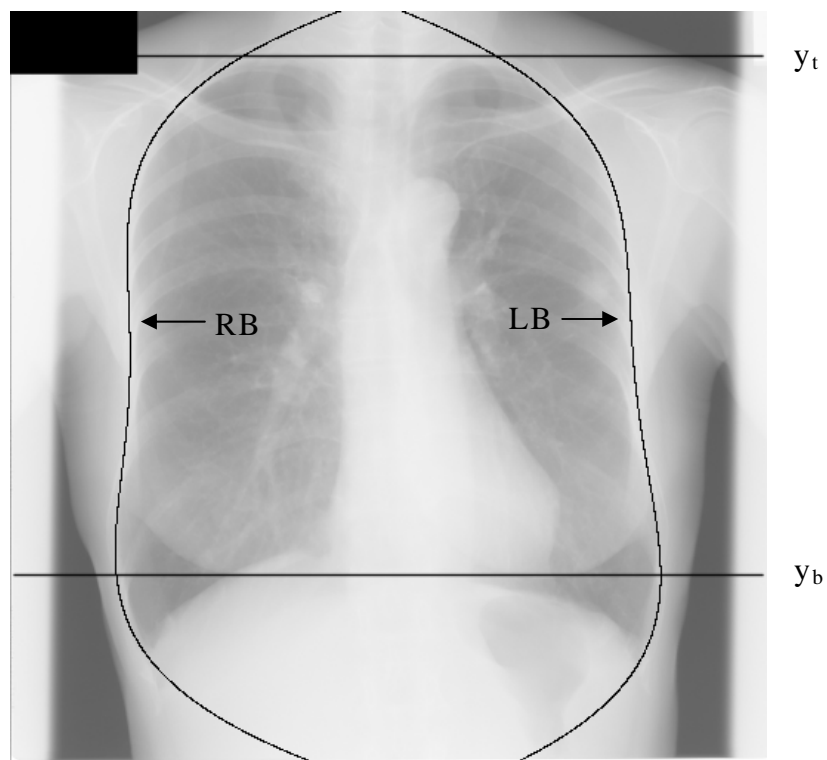


図 4.6 図 4.4 の画像に、2 章の手法を適用して得られた右胸郭境界 RB、左胸郭境界 LB、肺野上端線 y_t 、肺野下端線 y_b

提案手法は胸郭中心軸の傾きを求めるために、後部肋骨下縁の内側部が強調された画像を用いる。肋骨は剛体ではないので、被写体が傾くと、肋骨自体が変形する。しかし、実験の結果、後部肋骨の内側部は被写体が傾いても変形量は小さく、右肺と左肺の後部肋骨下縁の内側部の相関から被写体の傾きを正しく求めることができることが分った。そこで提案手法は、後部肋骨下縁の内側部が強調された画像を用いて、胸郭中心軸の傾きを求める。

具体的には、後部肋骨下縁の内側部が強調された画像を θ 度 ($\theta = -10 \sim 10$) 回転させた画像 $E(\theta)$ を作成し、各画像 $E(\theta)$ に対して、 $E(\theta)$ の右半分の鏡像(画像中心軸に関する鏡像)を、画像の左半分の上で x 方向に平行移動させながら両者の相関値を求め、相関値の最大値を求めて、これを $\text{Match}(\theta)$ とする。そして、 $\text{Match}(\theta)$ を最大にする θ を胸郭中心軸の傾きとする。

また、提案手法は胸郭中心軸が画像中心軸に一致するように元画像を回転した後、後部肋骨下縁の外側部が強調された画像を用いて、胸郭中心軸の x 方向の位置を求める。後部肋骨下縁の内側部のほとんどのエッジは y 方向の成分が小さいので、 x 方向の位置合わせには向かない。一方、後部肋骨下縁の外側部のエッジの中には、 y 成分が大きいものも多く存在する。そこで提案手法は、胸郭中心軸の x 方向の位置を求めるために後部肋骨下縁の外側部が強調された画像を用いる。

4.4 元画像の傾き・水平位置補正

本節では、提案する元画像の傾き・水平位置補正法について述べる。この方法は、上肺部を除外した胸郭内部に属す後部肋骨下縁の内側部分(背骨に近い部分)を用いて胸郭中心軸の傾きを求め、胸郭中心軸が y 軸に平行になるように元画像を回転する。この後、上肺部を除外した胸郭内部に属す後部肋骨下縁の外側部分(胸郭境界に近い部分)を用いて、胸郭中心軸の水平方向の平行移動量を求め、胸郭中心軸が画像中心軸に一致するように画像を平行移動する。

まず、傾き補正の方法について述べ、次に水平位置補正の方法について述べる。

4.4.1 傾き補正

まず初めに、胸郭中心軸を画像中心軸に近い位置に移動させるため、以下の処理を行う。

2章の手法で求まる肺野上端線の位置 y_t と肺野下端線の位置 y_b から,

$$y_m = (y_t + y_b) / 2$$

によって y_m を求める. そして, 行 y_m と 2章の手法で求まる右胸郭境界との交点を P, 左胸郭境界との交点を Q とし, 線分 PQ の中点を通る y 軸に平行な直線を L とする (図 4.7). 次に, 直線 L が画像中心軸に一致するように, 元画像を x 方向に平行移動する. この処理によって得られる画像を I_1 とする (図 4.8).

次に, 画像 I_1 に図 4.9 に示す 3×3 の Sobel オペレータを適用して, x 方向の一次微分 D_x と y 方向の一次微分 D_y を求め, 各画素の勾配の大きさ e と勾配方向 ϕ を次式で与える.

$$e = \sqrt{D_x^2 + D_y^2}, \quad \phi = \tan^{-1}(D_y/D_x) \quad (4.1)$$

角度 ϕ は図 4.10 に示すように測る.

そして,

$$y_L = y_t + (y_b - y_t) / 5$$

で与える行 y_L より下の胸郭内部に属す画素の中で, ϕ が $240 \sim 300$ 度の範囲に

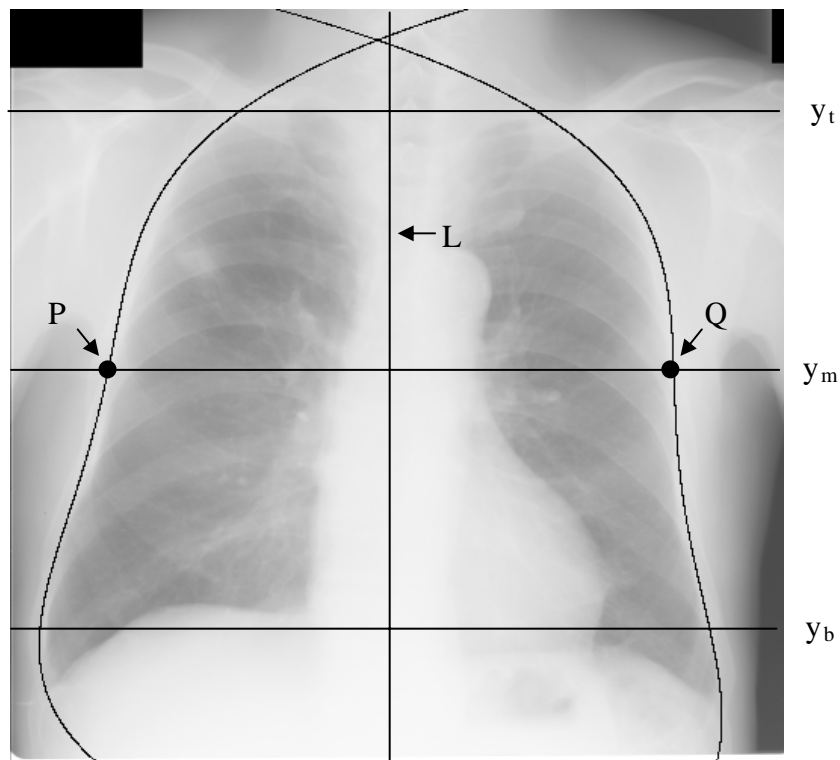


図 4.7 行 y_m と右, 左胸郭境界の交点を結ぶ線分の中点を通る y 軸に平行な直線 L を描いた例 (画像は JSRT データベースの画像 JPCLN26)

ある画素の値を e とし、その他の画素の値を 0 とする。この後、画像を標準偏差が 2 のガウシアンフィルタで平滑化する。この処理によって得られる画像を E_1 とする (図 4.11)。 ϕ が $240 \sim 300$ 度の範囲にある画素は、後部肋骨下縁の内側部分の画素に相当するので、 E_1 は後部肋骨下縁の内側部分が強調された画像となる。

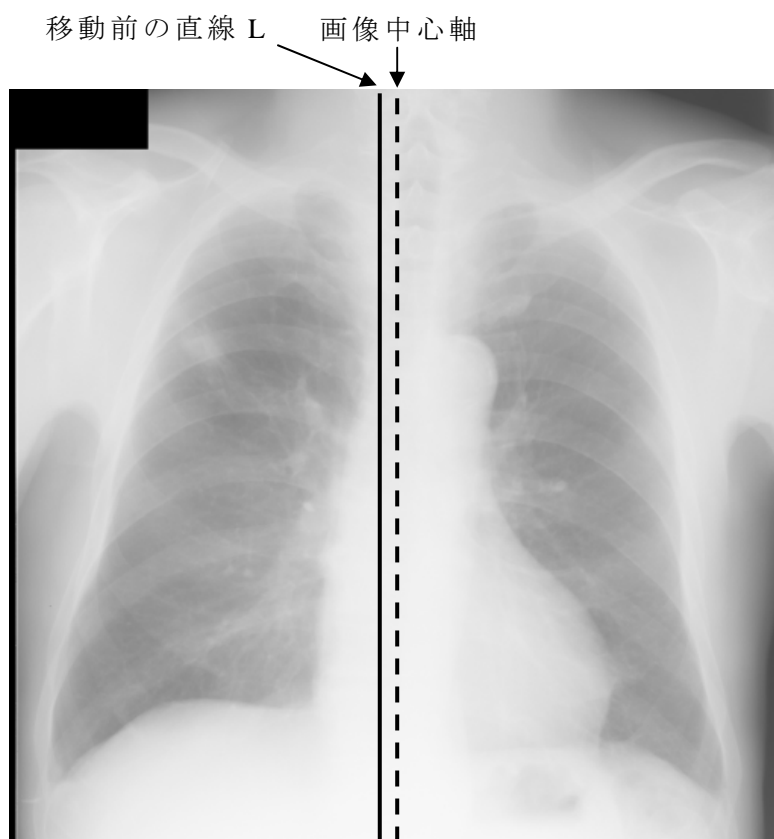


図 4.8 図 4.7 の直線 L が画像中心軸に一致するように画像を水平方向に平行移動した画像 I_1

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

D_x のためのオペレータ

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

D_y のためのオペレータ

図 4.9 3×3 の Sobel オペレータ

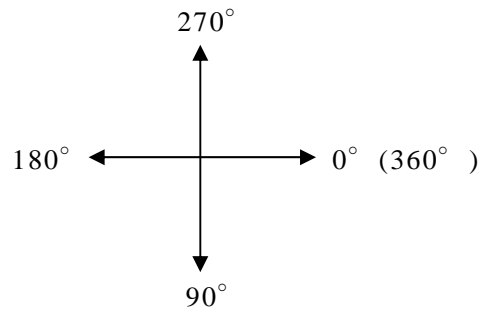


図 4.10 勾配方向を表す角度 ϕ の測り方



図 4.11 図 4.8 の画像 I_1 から得られた画像 E_1

提案手法は、胸郭中心軸の傾き（胸郭中心軸が y 軸となす角度）を求めるために、画像中心を回転の中心として、 θ を 1.0 度の間隔で、 $-10 \sim 10$ 度の範囲で変化させながら、 E_1 を θ 度回転させた画像 $E(\theta)$ をつくる。そして、すべての $E(\theta)$ に対して、 $E(\theta)$ の右半分の画像中心軸に関する鏡像をテンプレートとして、これを $E(\theta)$ の左半分の上で x 方向に移動させながら相関値を計算し、相関値を最大にする位置を求め、この位置での相関値を $\text{Match}(\theta)$ とする。そして、 $\text{Match}(\theta)$ を最大にする θ を求め、これを胸郭中心軸の傾きとする。

この後、画像 I_1 を、画像中心を中心として θ だけ回転した画像を I_2 とし、こ

れを傾き補正後の元画像と呼ぶ．図 4.8 の画像 I_1 に対して，上記の処理を適用して得られる画像 I_2 を図 4.12 に示す．

4.4.2 水平位置補正

I_2 における胸郭中心軸は， y 軸に平行な直線となっている．さらに， I_2 において胸郭中心軸の位置（水平方向の位置）を求めるために，以下の処理を行う．まず， 3×3 の Sobel オペレータを I_2 に適用して，一次微分 D_x と D_y を求め，式 (4.1) によって，各画素の勾配の大きさ e と勾配方向 ϕ を求める．この後，行 y_L より下の胸郭内部の左半分から， ϕ が $180 \sim 270$ 度の範囲にある画素を選び，右半分から， ϕ が $270 \sim 360$ 度の範囲にある画素を選ぶ．これらの画素は，後部肋骨下縁の外側部分の画素に相当する．そして，選ばれた画素の値を勾配の大きさ e で与え，その他の画素の値を 0 とする．そして，この結果得られる画像を E_2 とする．図 4.12 の画像 I_2 から得られる画像 E_2 を図 4.13 に示す．

この後， E_2 の右半分の画像中心軸に関する鏡像をテンプレートとして，これを E_2 の左半分の上で x 方向に移動させながら相関値を計算し，相関値を最大に

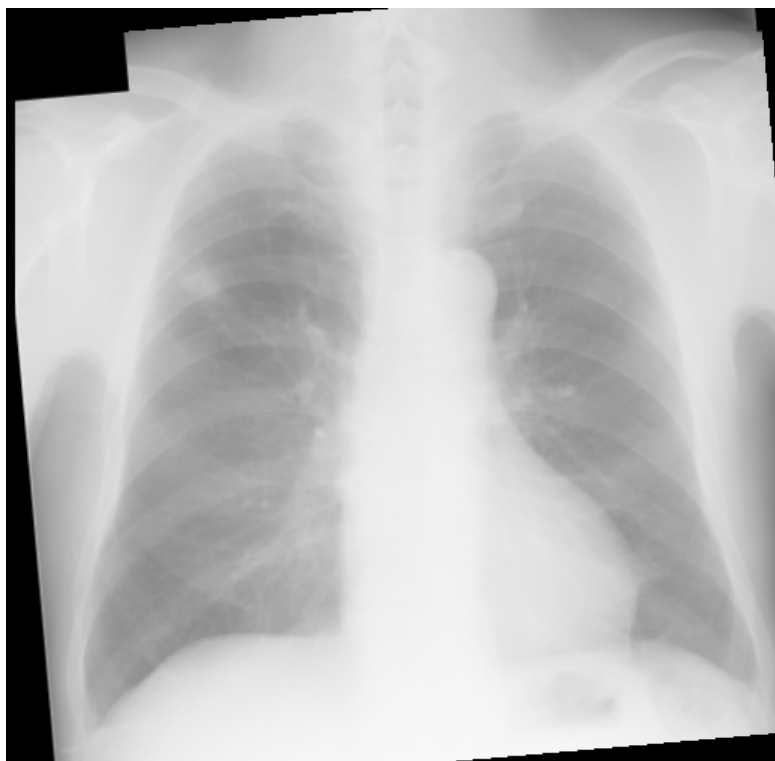


図 4.12 図 4.8 の画像 I_1 に対して傾き補正を行った結果得られた画像 I_2

する位置を求め、この位置から胸郭中心軸の位置を求める。

画像 I_2 における胸郭中心軸が画像中心軸に一致するように画像を水平方向に平行移動して得られる画像を I_3 とする。図 4.12 の画像 I_2 に対して、上記の処理を適用して得られる画像 I_3 を図 4.14 に示す。

4.5 左右反転像のワーピング

提案手法は、傾き・水平位置補正後の元画像とその左右反転像の間で差分処理を行う前に、左右反転像をワーピングする。この処理のために、提案手法は、[11]の手法と[16]の手法を組み合わせた手法を用いる。以下に、左右反転像のワーピングのために、提案手法で用いた手法を示す。

なお、元画像と左右反転像の間で差分処理を行うときは、横隔膜境界より下の肺領域も含めた領域で差分処理を行う必要がある。一方、2章の手法で求まる肺野下端線 y_b は、ほぼ右肺の中心軸付近で横隔膜境界と交差する。そこで、差分処理、および、左右反転像をワーピングするときに用いる胸郭の下端線としては、

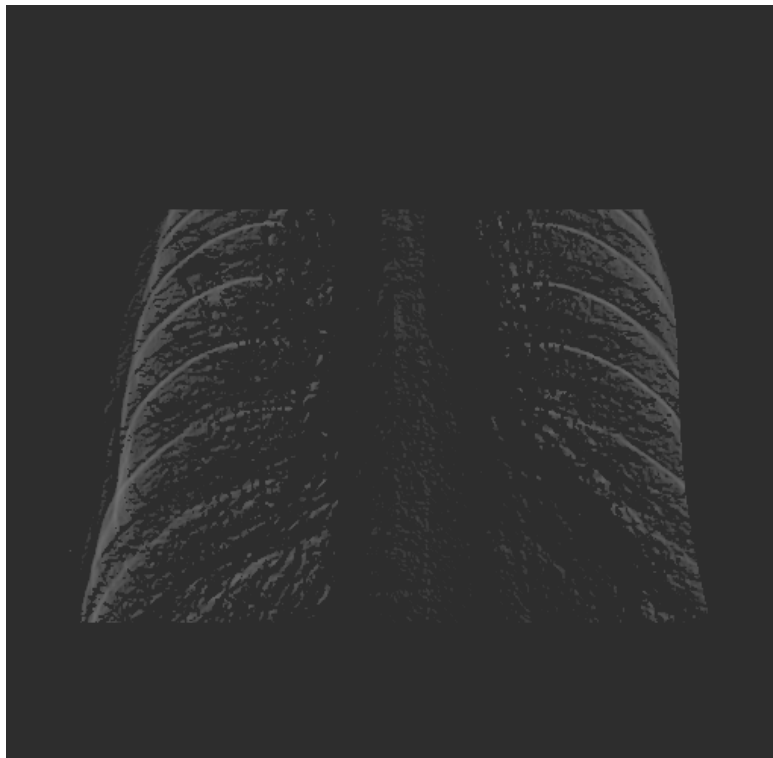


図 4.13 図 4.12 の画像 I_2 から得られた画像 E_2

$$Y_b = y_b + 0.15(y_b - y_t)$$

によって与えられる Y_b を用いた.

4.5.1 格子点のシフトベクトルの初期値の計算

以下では，ワーピング後の左右反転像における画素 (x, y) の輝度値を，ワーピング前の左右反転像における点 $(x+f_x(x, y), y+f_y(x, y))$ の輝度値で与えるとき，

$$f(x, y) = (f_x(x, y), f_y(x, y))$$

を，元画像の画素 (x, y) のシフトベクトルと呼ぶ．厳密には， $f(x, y)$ は，ワーピング後の左右反転像における画素 (x, y) のシフトベクトルを表す．しかし，アルゴリズム上は，ワーピング後の左右反転像が元画像と同じになるように左右反転像をワーピングするために，元画像の画素 (x, y) に対して $f(x, y)$ を求める．それ故，本論文では， $f(x, y)$ を，元画像の画素 (x, y) のシフトベクトルと呼ぶ．

まず，元画像の胸部内部に， x 方向， y 方向に間隔 d で点を配置し，これらを格子点と呼ぶ．プログラム上は，画像全体に格子点を配置する．そして，各画素 (x, y) に対して， (x, y) が胸部内部の画素なら $F(x, y) = 1$ ，そうでなければ $F(x,$



図 4.14 図 4.12 の画像 I_2 に対して水平位置補正を行った結果得られた画像 I_3

$y) = 0$ の値をとる配列 F を用いる。

そして、格子点のシフトベクトルの初期値を[11]と同様な手法によって求める。格子点の、図 4.4 に示した座標系での座標を (x, y) とするとき、元画像における (x, y) を中心とするサイズ $r \times r$ の領域をテンプレート ROI とする。また、左右反転像において、座標 (x, y) をもつ画素を中心とするサイズ $S \times S (S > r)$ の領域をサーチ ROI とする (図 4.15)。そして、テンプレート ROI をサーチ ROI の上で移動させながら正規化相関係数 C を計算し、 C を最大にするテンプレートの位置を求め、これを (x', y') で表す。このとき、元画像で座標 (x, y) をもつ格子点のシフトベクトル (u, v) の初期値を、 $u = x' - x, v = y' - y$ で与える (図 4.16)。なお、正規化相関係数 (normalized cross-correlation) の計算法は、例えば、[61] に示されている。

4.5.2 格子点のシフトベクトルの平滑化

上記の方法で求まる格子点のシフトベクトルは誤差を含む。そこで、[16]では、近接する格子点同士では、シフトベクトルが類似した値になると仮定して、シフトベクトルを修正するための手法を提案している。本論文の対側差分法は、[16]の手法を用いて、格子点のシフトベクトルを修正する。

以下では、 i 列 j 行の格子点を P_{ij} で表し、格子点 P_{ij} のシフトベクトルを (u_{ij}, v_{ij}) で表す。[16]の手法は、すべての格子点 P_{ij} に対して、シフトベクトルの修正

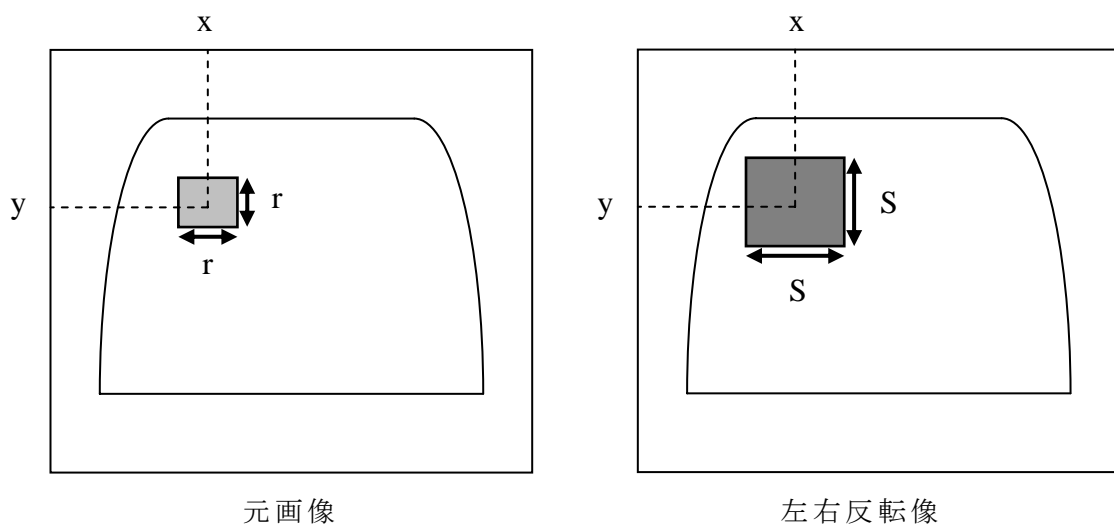


図 4.15 テンプレート ROI とサーチ ROI

量 $(\Delta u_{ij}, \Delta v_{ij})$ を次式で与える.

$$\Delta u_{ij} = b \left[\sum a_{kl} (u_{kl} - u_{ij}) \right] \quad (4.2)$$

$$\Delta v_{ij} = b \left[\sum a_{kl} (v_{kl} - v_{ij}) \right] \quad (4.3)$$

上式で Σ は, P_{ij} の近傍に属す格子点 P_{kl} に関する総和を表す. ただし, 格子点 P_{kl} ($k = i-2 \sim i+2, l = j-2 \sim j+2$) から P_{ij} を除外して得られる 24 個の格子点の集合を, P_{ij} の近傍と呼ぶ. また, a_{kl} は格子点 P_{kl} に関する重みを表し, b は $0 \sim 1$ の範囲の値をとる重みを表す.

式(4.2), (4.3)によって得られる修正量を用いて, シフトベクトルを更新する処理を繰り返す. そして, すべての格子点に対する Δu_{ij} と Δv_{ij} の絶対値の総和が, 閾値 T_s 以下となるまでこの処理を繰り返す.

[16]では, 式(4.2), (4.3)における重み a_{kl} と b の具体的な決定法が示されていないが, 提案手法は以下の方法を用いた. 格子点 P_{ij} のシフトベクトルの初期値を求めたときに得られた正規化相関係数の値 $C(k, l)$ が 0.6 よりも大きいなら, a_{kl} を $C(k, l)$ で与え, そうでなければ a_{kl} を 0 とする. この後, a_{kl} の総和が 1 になるように a_{kl} を正規化する. また, b に関しては $C(i, j)$ が 0.6 以下ならば b を 1 とする. 一方, $C(i, j) > 0.6$ のときは, P_{ij} の近傍に属す格子点 P_{kl} の中で, $C(k, l) > 0.6$ を満たした P_{kl} に関する $C(k, l)$ の平均値 E を求め, b を $E / (E + C(i, j))$ で

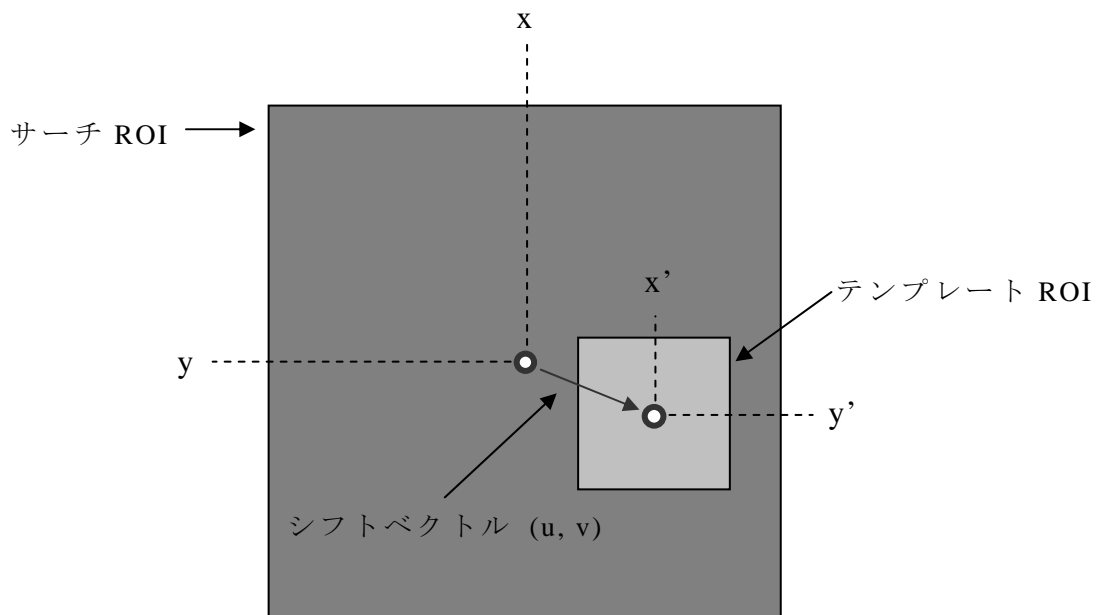


図 4.16 シフトベクトルの計算法

与える.

4.5.3 胸郭内部の全画素のシフトベクトルの計算

格子点のシフトベクトルから、胸郭内部のすべての画素のシフトベクトルを求めるとき、[16]では双線形補間を用いるが、提案手法は $C(i, j)$ の値が閾値 ε より大きい格子点のシフトベクトルをデータ点として、これらに[11]で用いられた 10 次の多項式を適合させる. 実験の結果、双線形補間よりも上記の手法を用いる方が、最終的に得られる差分画像の画質が良いことが確かめられた.

なお、格子点からデータ点を選ぶときの $C(i, j)$ の閾値 ε を $\varepsilon = 0.6, 0.75, 0.9$ と変化させたときの例を、図 4.17(a)~(c)に示す. $\varepsilon = 0.6$ としたときデータ点として選ばれた格子点が(a)に示されている. また、 $\varepsilon = 0.75, 0.9$ としたとき選ばれた格子点が(b), (c)に示されている. 実験では、すべての画像に対して、 $\varepsilon = 0.6$ とした.

以下では、格子点のシフトベクトルから胸郭内部の全画素のシフトベクトルを求めるために、提案手法で用いた具体的な方法を示す.

画素 (x, y) のシフトベクトルを $f(x, y) = (f_x(x, y), f_y(x, y))$ で表す. そして、 $f_x(x, y)$, $f_y(x, y)$ を次式で与える.

$$f_x(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x^i y^j \quad (4.4)$$

$$f_y(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} b_{ij} x^i y^j \quad (4.5)$$

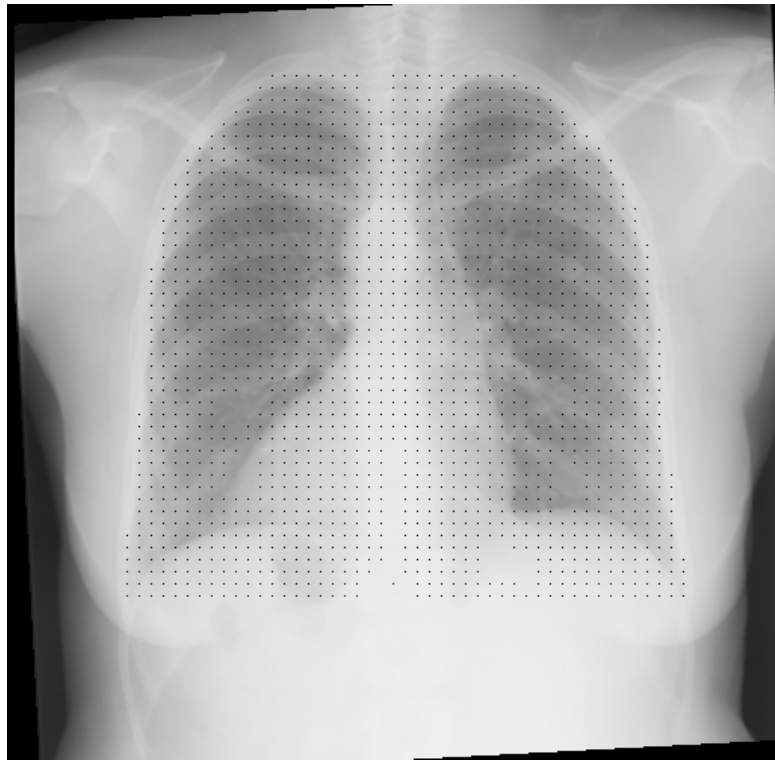
ここで、 a_{ij} , b_{ij} ($i = 0 \sim n$, $j = 0 \sim n-i$)はパラメータを表す. 実験では、[11]と同様、 $n = 10$ を用いた.

パラメータ a_{ij} , b_{ij} の値を求めるために、格子点のシフトベクトルの値を用いる. まず、格子点 (x_k, y_k) ($k = 1 \sim m$)のシフトベクトルを (SX_k, SY_k) とするとき、

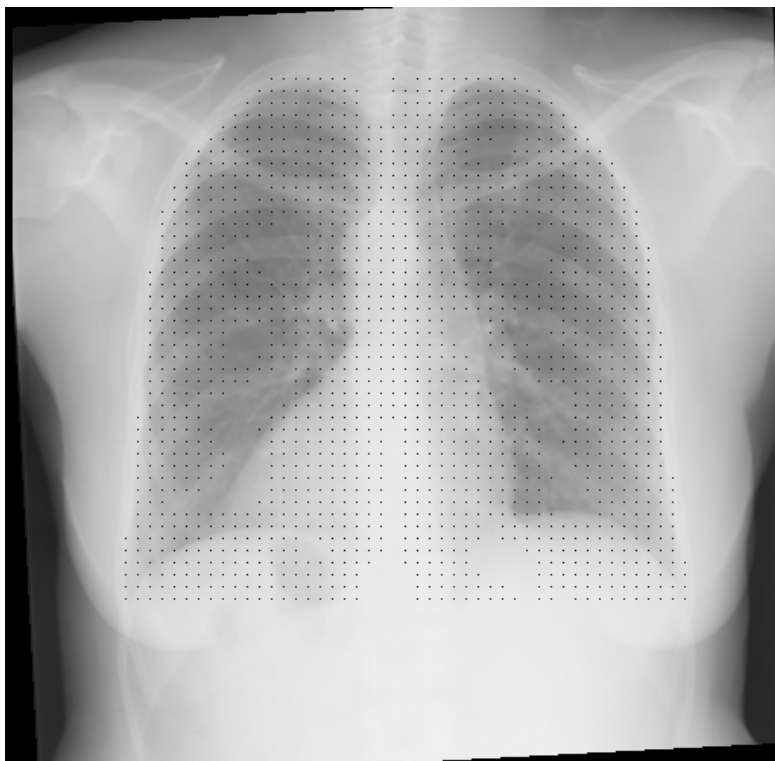
$$EX = \sum_{k=1}^m \left\{ \left(\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x_k^i y_k^j \right) - SX_k \right\}^2 \quad (4.6)$$

で与えられる EX を最小にする a_{ij} の値を求め、これらの値を式(4.4)における a_{ij} の値とする.

同様に、

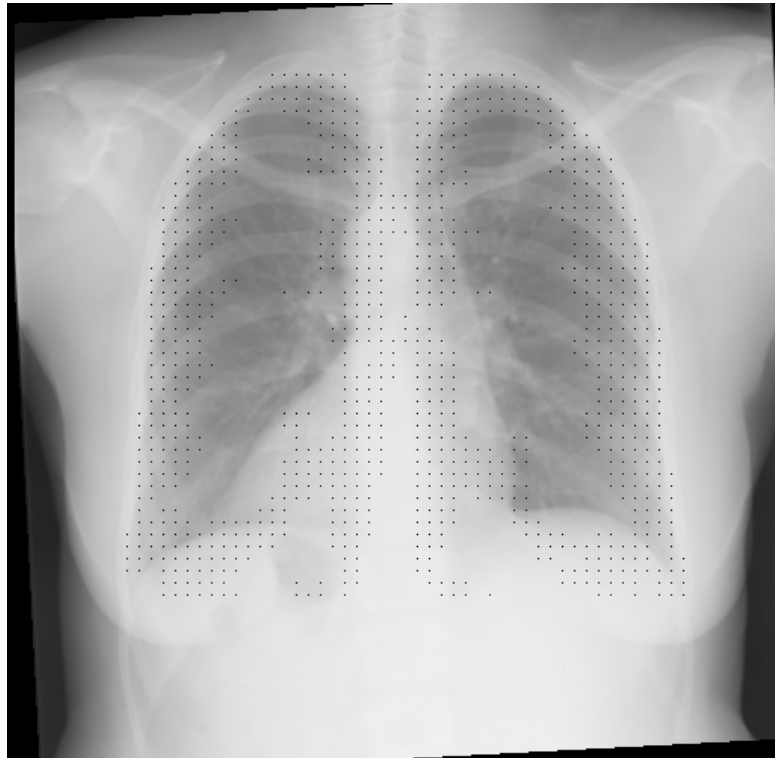


(a) $\varepsilon = 0.6$ の場合



(b) $\varepsilon = 0.75$ の場合

図 4.17 閾値 ε を変化させたときデータ点として選ばれた格子点



(c) $\varepsilon = 0.9$ の場合

図 4.17 (続き)

$$EY = \sum_{k=1}^m \left\{ \left(\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} b_{ij} x_k^i y_k^j \right) - SY_k \right\}^2 \quad (4.7)$$

で与えられる EY を最小にする b_{ij} の値を求め、これらの値を式(4.5)における b_{ij} の値とする。

EX を最小にする a_{ij} の値は、 EX を a_{ij} で偏微分して得られる式を 0 とおいて得られる連立方程式を解くことによって得られる。しかし、 a_{ij} ($i = 0 \sim n, j = 0 \sim n-i$) の中には、絶対値が 1 に近いものから 0 に近いもの（例えば、画像の列数 M に対して M^n 程度の値のもの）まで存在するので、上に述べた連立方程式を直接解いて a_{ij} を求めると、実際は 0 でない a_{ij} の値が 0 になってしまう場合がある。それ故、連立方程式を解いて a_{ij} を求め、これらの a_{ij} を式(4.4)に代入して $f_x(x, y)$ を求めるためには、工夫が必要である。このための方法を付録 B に示す。

式(4.7)の EY を最小にする b_{ij} を求め、これらの b_{ij} を式(4.5)に代入して $f_y(x, y)$ を求めるときも、付録 B の方法と同様な方法を用いることができる。

4.5.4 左右反転像のワーピング

元画像の画素 (x, y) のシフトベクトルが $(f_x(x, y), f_y(x, y))$ であるとき，ワーピング後の左右反転像における画素 (x, y) の輝度値 $WJ(x, y)$ を，ワーピング前の左右反転像 J における点 $(x+f_x(x, y), y+f_y(x, y))$ の輝度値で与える．一般に， $f_x(x, y)$ ， $f_y(x, y)$ は非整数値となるので， $(x+f_x(x, y), y+f_y(x, y))$ に最も近い 4 個の画素の輝度値の双線形補間によって $WJ(x, y)$ を与える．具体的には， $WJ(x, y)$ を次式によって与える．

$$\begin{aligned}u &= x + f_x(x, y), v = y + f_y(x, y) \\i &= \lfloor u \rfloor, j = \lfloor v \rfloor \\p &= u - i, q = v - j \\Z &= (1-p) \times (1-q) \times J(i, j) + (1-p) \times q \times J(i, j+1) \\&\quad + p \times (1-q) \times J(i+1, j) + p \times q \times J(i+1, j+1) \\WJ(x, y) &= \lfloor Z \rfloor\end{aligned}$$

ただし， $\lfloor a \rfloor$ は a 以下の最大の整数を表す．図 4.14 の画像 I_3 から得られた左右反転像と，その画像にワーピングを適用した後の画像を図 4.18 に示す．

4.6 差分画像の作成

傾き・水平位置補正後の元画像 $I(x, y)$ とワーピング適用後の左右反転像 $WJ(x, y)$ から，次式によって差分画像 $S(x, y)$ を求める．

$$S(x, y) = \frac{1}{2} [WJ(x, y) - I(x, y) + I_{\max}] \quad (4.8)$$

上式において， I_{\max} は画像の最大階調値を表す．結節は周囲よりも輝度値が高い領域である．また，放射線科医は結節が背景よりも黒く描出されることを好む．そこで，差分画像を式(4.8)で与える．図 4.14 の画像と図 4.18(b)の画像間で差分処理を行った結果得られた画像が図 4.20 の No.1 の画像である．ただし，図 4.20 では，結節を見やすくするため，差分画像にコントラスト強調を適用している．



(a) ワーピング前



(b) ワーピング後

図 4.18 図 4.14 の画像 I_3 から得られた左右反転像と，その画像にワーピングを適用した後の画像

4.7 実験

本章で提案した対側差分法の有効性を評価するための実験を行った。実験を行うにあたり、提案手法のプログラムを作成した。このプログラムは、Microsoft社の Visual Studio .NET 2003 を使用し、C++言語で記述した。プログラムの実行結果を図 4.19 に示す。また、実験に使用した PC の仕様は 2 章の表 2.1 の通りである。

実験には、2 章と 3 章でも使用した、JSRT データベース[54]の腫瘍画像 154 枚 (JPCLN1~JPCLN154) のうち 107 枚の画像を用いた。JSRT データベースの画像では、結節の位置が画像ごとに示されており、これらの画像は結節検出の難易度に従って、1 (極めて困難)、2 (非常に困難)、3 (困難)、4 (比較的容易)、5 (容易) の 5 つのレベルに分類されている。本論文では、レベル 2~4 の画像を用いて実験を行った。

JSRT データベース中のレベル 2~4 の画像は 117 枚であるが、これらの中の 10 枚 (JPCLN25, 60, 65, 91, 105, 108, 112, 113, 115, 126) では、結節が心臓、肝臓、横隔膜に隠れている。これらの結節は、対側差分による強調の対象外であるので、これら 10 枚を除く 107 枚の画像を用いて実験を行った。

元画像のマトリクス寸法は 2048×2048 で、階調数は 4096 であるが、マトリクス寸法を 512×512 に、階調数を 256 に変換して実験を行った。ピクセル寸法は 0.7mm である。

提案手法で用いたパラメータの値を表 4.1 に示す。実験に用いたすべての画像で同じパラメータ値を使用した。d, r, S の値は、[20]で用いられた値を用い

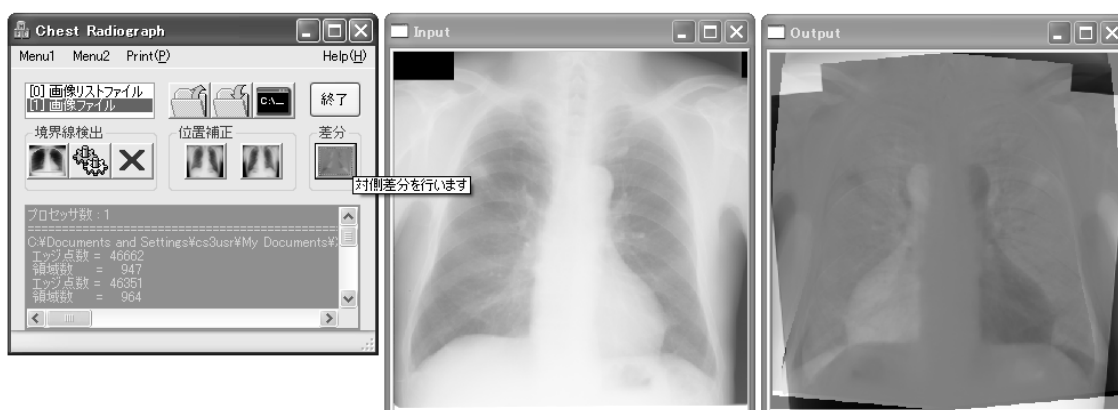


図 4.19 対側差分法のプログラムの実行結果

た. その他の表 4.1 に示したパラメータの値は, 実験により決定した. 胸郭境界の検出に, 2 章で提案した手法を使用した, 実験に用いた 107 枚の画像の中で, 胸郭境界の検出に失敗した画像は 1 枚 (JPCLN36) であった.

実験に用いた胸部 X 線像と提案手法によって得られた差分画像の例を図 4.20 に示す. 左側が元画像, 右側が差分画像であり, 結節の位置は元画像の上に丸で示している. また, 図 4.20 に示された差分画像は, 結節を見やすくするため, 提案手法によって得られた差分画像にコントラスト強調を適用して得られた画像である. それ故, ノイズも強調されている.

提案手法によって得られた差分画像の評価は, コントラスト強調後の差分画像において, 前もって知らされた位置に, 結節が明確に描出されているか否かを 1 人の放射線科医が判定することによって行った.

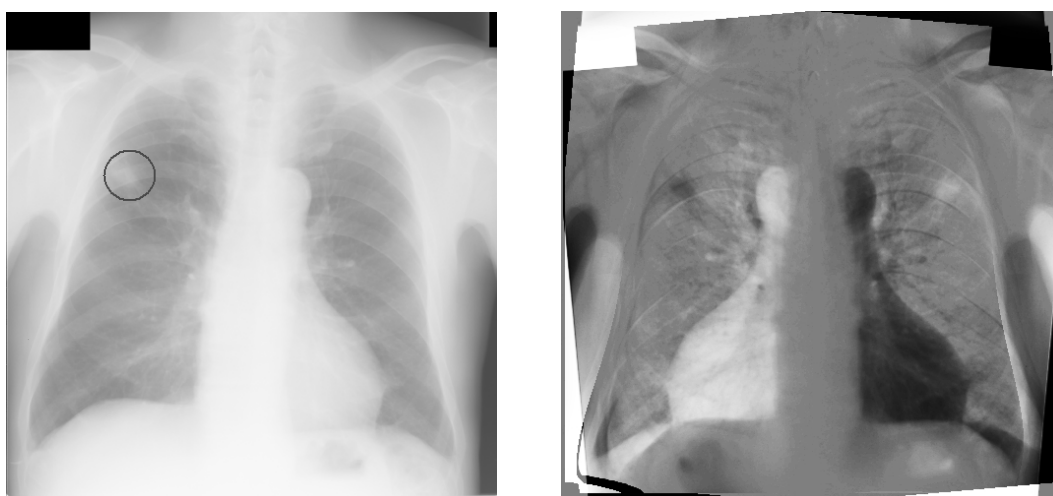
文献[20]では, JSRT データベース中の腫瘍画像 154 枚から選ばれた 50 枚, 非腫瘍画像 93 枚から選ばれた 50 枚の合計 100 枚の画像を用いて実験を行い,

表 4.1 提案手法で用いたパラメータ値

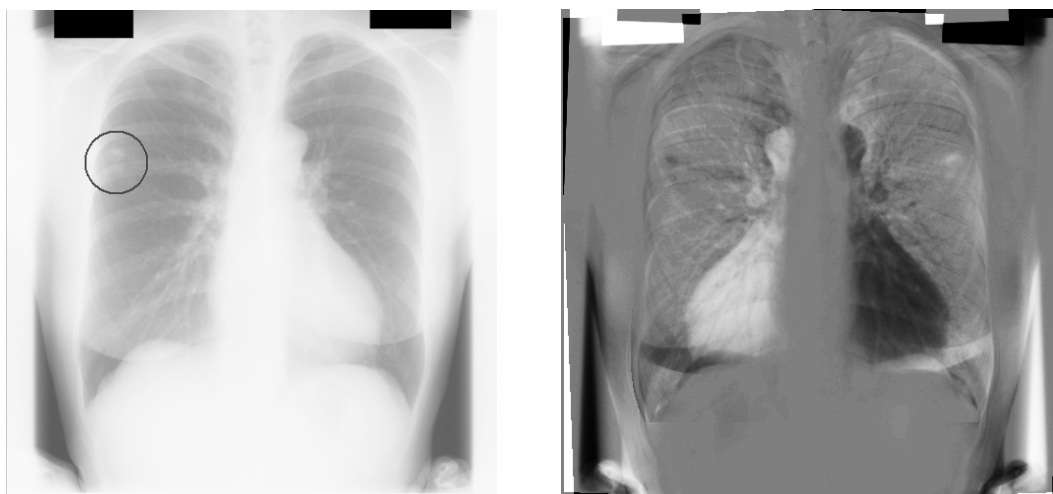
パラメータ		値	パラメータの意味
	名前		
1	t_1	10°	4.4.1 の処理で用いる角度 θ の範囲 ($-t_1 \sim t_1$)
2	$\Delta \theta$	1°	4.4.1 の処理で用いる角度 θ の変化幅
3	t_2	20	4.4.1 の処理で, 各 θ に対して, テンプレートマッチングによって $\text{March}(\theta)$ を求めるときのテンプレートの移動範囲 ($-t_2 \sim t_2$)
4	t_3	20	4.4.2 の処理で, テンプレートマッチングで胸郭中心軸の位置を求めるときのテンプレートの移動範囲 ($-t_3 \sim t_3$)
5	d	8	4.5.1 の処理で用いる格子点の間隔
6	r	32	4.5.1 の処理で用いるテンプレート ROI の縦と横のサイズ
7	S	64	4.5.1 の処理で用いるサーチ ROI の縦と横のサイズ
8	T_s	500	4.5.2 の処理で用いる格子点のシフトベクトルの修正量の総和に関する閾値
9	T_c	0.6	4.5.2 の処理で, 重み a_{kl} と b を決めるときに用いる閾値
10	ε	0.6	4.5.3 の処理で, 10 次の多項式にフィットさせるデータ点を格子点から選ぶときに用いる $C(i, j)$ の閾値

差分画像における肋骨の除去の程度を、5つのレベルに分類している。しかし、対側差分の目的は、結節を強調し、医師による結節の見落としを防ぐことであるので、本論文では、前述したような評価法を用いた。

表 4.2 に実験結果を示す。表の第 1 列目は、データベースに示された結節検出の難易度のレベルを表す。第 2 列目は、実験に用いた 107 枚の症例の中でレベルが i ($i=2\sim 4$) であった症例数 N_i を表す。第 3 列目は、レベル i の症例の中で、元画像において、前もって知らされた位置に結節が見えていると放射線



No.1

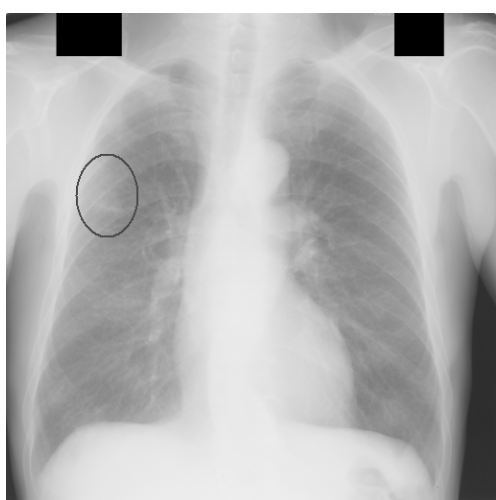


No.2

図 4.20 実験で使った胸部 X 線像と提案手法によって得られた差分画像の例

科医が判定した症例の数の N_i に対する比率を表す。第 4 列目が、提案手法によって得られた差分画像の評価結果である。第 4 列目の値は、レベル i の症例の中で、提案手法によって得られた差分画像において、前もって知らされた位置に結節が明確に描出されていると放射線科医が判定した症例の数の N_i に対する比率を表す。

表の第 4 列目に示されたように、107 枚の症例中 75.7% の症例において、結節が明確に描出されていると判定された。また、表の第 3 列目に示されたように、レベル 3 の症例でも 8.5%，レベル 2 の症例では 34.8% の症例で、元画像に



No.3



No.4

図 4.20 (続き)

表 4.2 提案手法によって得られた差分画像の評価結果

Level i	N_i	$RO_i(\%)$	$RS_i(\%)$
4	37	100	89.2
3	47	91.5	74.5
2	23	65.2	56.5
total	107	88.8	75.7

N_i : 結節の難易度がレベル i である症例数 (画像数)

RO_i : レベル i の症例の中で, 元画像において, 前もって知らされた位置に結節が見えていると放射線科医が判定した症例の数の N_i に対する比率

RS_i : レベル i の症例の中で, 提案手法によって得られた差分画像において, 前もって知らされた位置に結節が明確に描出されていると放射線科医が判定した症例の数の N_i に対する比率

において結節の位置が前もって示されていても, 放射線科医が結節を視覚的に識別することが困難であった.

作成したプログラムを使用して, 実験に用いた 107 枚の画像から差分画像を作成するのに要した画像 1 枚当りの平均時間は, 1.4GHz の PC (表 2.1 に示した PC1) で 4.96 秒, 2.93GHz の PC (表 2.1 に示した PC2) で 1.81 秒であった.

4.8 まとめ

本章では, 胸部 X 線像から肺結節を検出するための, 新たな対側差分法を提案した. この対側差分法は, まず, 胸部 X 線像から 2 章に示した手法を用いて, 右胸郭境界, 左胸郭境界, 肺野上端線, 肺野下端線を検出し, これらによって囲まれた領域を胸郭内部領域とする. 次に, 本章で提案した手法を用いて胸郭中心軸が画像中心軸に一致するように画像を回転し, 平行移動する. そして, 画像中心軸で画像を左右に折り返して, 左右反転像を作成する. この後, 左右反転像をワーピングし, 元画像とワーピング後の左右反転像の間で差分画像を作成する.

JSRT データベースの腫瘍画像の中で, 結節検出の難易度が, 2 (非常に困難), 3 (困難), 4 (比較的容易) である画像 117 枚から, 結節が肝臓, 心臓, 横隔膜に隠れた 10 枚の画像を除く 107 枚の画像を用いた実験の結果, 提案手法によっ

て得られた差分画像において結節が明確に描出されていると放射線科医によって判定された画像の割合は、75.7%であった。また、提案手法が差分画像を作成するのに要した画像1枚当りの平均時間は、マトリクス寸法512×512の画像で、1.4GHzのPCで4.96秒であった。

本章で提案した対側差分法は、元画像を折り返して左右反転像を作り、両者の相関値が最大になるような軸を求め、これを胸郭中心軸とする。また、元画像と左右反転像間の相関値は、胸郭中心軸の傾きを求めるときは、後部肋骨下縁の内側部分を用いて計算し、胸郭中心軸の水平方向の位置を求めるときは、後部肋骨下縁の外側部分を用いて計算する。

一方、従来の対側差分法[20]は、胸郭中心軸を右、左胸郭境界の対称軸で与える。しかし、この方法で求まる胸郭中心軸は必ずしも正確ではないため、胸郭中心軸で元画像を折り返して左右反転像を作成しても、両者の大局的位置合わせは十分でない。そこで[20]の手法は、左右反転像を元画像の上でx方向、y方向に平行移動させながら相関値を計算し、相関値を最大にする位置を求めることによって元画像と左右反転像間のx方向、y方向の平行移動量を補正する。しかし、正確でない胸郭中心軸を用いて作られた左右反転像は、どのような大局的回転、大局的平行移動を加えても元画像とは重ならない。

検出された胸郭中心軸の傾きが α 度の誤差を含むならば、誤まった胸郭中心軸を用いてつくられた左右反転像の回転角は 2α 度の誤差を含むことになる。それ故、対側差分法においては、経時差分法以上に傾き補正が重要である。肋骨は剛体でないため、被写体が傾くと肋骨自体も変形するが、後部肋骨の内側部分は変形の影響が小さいため、右肺と左肺の後部肋骨下縁の内側部分の相関を用いることによって、被写体の傾きをほぼ正確に求めることができることを実験により確かめた。それ故、提案手法は、胸郭中心軸の傾きを求めるために、後部肋骨下縁の内側部分が強調された画像を用いる。

また、後部肋骨下縁の内側部分が強調された画像では、ほとんどのエッジがy成分が小さいエッジであるので、胸郭中心軸のx方向の位置を求めるのには向かない。これに対して、後部肋骨下縁の外側部分が強調された画像では、y成分が大きいエッジも多く含む。そこで、提案手法は後部肋骨下縁の外側部分が強調された画像を用いて、胸郭中心軸のx方向の位置を求める。

表4.2に示したように、結節検出の難易度がレベル2の画像では、結節の位置が前もって知らされていても元画像の上で結節が見えていると放射線科医が判定した画像の割合は65.2%であった。元画像の上で見えていない結節を差分

画像の上で描出することは難しい。経時差分法，対側差分法，結節候補自動検出などの肺がん診断のための CAD 手法の目的は，元画像の上で見えている結節を，医師が見落す確率を減らすことである。表 4.2 に示したデータを用いてレベル i ($i = 4, 3, 2$) に対する RS_i / RO_i の値を求めると，89.2，81.4，86.7% となり， RS_i / RO_i の全画像に対する平均値は 85.2% となる。つまり，平均値で見れば，元画像の上で見えている結節の中の 85.2% の結節が，提案手法によって得られた差分画像の中で描出されたことになる。元画像の上で見えている結節を差分画像の上で描出するためには，元画像と左右反転像間の位置合わせをうまく行う必要がある。実験に用いた画像の中には，右肺と左肺が極端に非対称な画像も含まれている。それ故，85.2% という数字は，本章で提案された大局的位置合わせ法の良さを示す値といえる。

1 枚の胸部 X 線像から結節を検出するための，対側差分とは別の方法として [30] がある。この方法は，結節候補領域を検出した後，ニューラルネットワークを用いて，候補領域の中から結節である可能性が高い領域を数個選択し，画面上に表示する。この手法の sensitivity (すべての結節の中で，[30] の手法により結節候補として選ばれた結節の割合) は 70.1% であり，偽陽性の数は画像 1 枚当たり平均 5.0 であった。また，[30] の実験で使用された画像のほとんどは，結節の難易度がレベル 2~4 であった(レベル 1~5 の画像の割合は，それぞれ，5.3，21.0，42.9，24.2，6.6% であった)。さらに，[30] の実験では，本論文と同様，結節が肝臓，心臓，横隔膜に隠れた画像は除外されている。

結節候補自動検出法のポイントは偽陽性の数を少なく抑えることであり，臨床応用のためには偽陽性の数の上限値は 5 程度であると言われている。結節候補自動検出法は，胸部 X 線像上に結節候補の位置を矢印で表示し，医師が矢印の位置を精査することによって，結節候補が真の結節か否かを判定する。それ故，偽陽性の数が増えると医師の負担が増す。

[30] の手法は 922 個の結節と各結節当たり 71 個の特徴を用いてニューラルネットワークを学習し，このニューラルネットワークを用いて初期結節候補から結節候補を絞り込み，最終的に画像 1 枚当たりの偽陽性の数 5.0，感度 70.1% を達成している。ただ，偽陽性の数 5.0 は，画像 1 枚当たりの平均であるので，画像によっては，偽陽性の数がかかなり多い場合もある。また [30] の手法の性能は，ニューラルネットワークを学習するために用いたサンプル画像 (結節を含む ROI が切り出されたサンプル画像) に依存する。

[30] の手法は結節候補を矢印で表示するので，医師は矢印で示された位置の

みを精査すればよい．[30]の手法の感度は 70.1%であるので，もし精査の結果，確実に結節が検出できると仮定すると，[30]の手法の結節検出率は 70.1%となる．

本論文の対側差分法によって得られる差分画像での結節描出率は，前述したように，75.7%であった．それ故，もし，医師が差分画像の上に描出された結節を見落としなく検出できるなら，本論文の手法による結節検出率は 75.7%となり，[30]の手法で指摘された結節候補位置から精査の結果，結節が確実に検出できると仮定したときの結節検出率 70.1%よりは結節検出率は向上する．

さらに，[30]の手法は，結節候補位置を精査して，結節候補から真の結節を検出するとき，元画像のみしか利用できないのに対して，本論文の手法は，元画像と差分画像の両方を利用できる．例えば，肋骨や鎖骨に重なった結節の中には，元画像のみを精査しても，結節か偽陽性かを判定することが難しい例が多い．本論文の手法は差分画像の上で結節を黒く描出するので，元画像のみを精査しても結節が偽陽性かを判定することが難しい場合でも，差分画像の上に描出された結節候補の形などの特徴を見て，真の検出か否かが判定できる．

第5章 結論

胸郭境界検出法は，1章で述べたように，経時差分法，対側差分法，結節候補自動検出法などの胸部 X 線像による画像診断のための CAD 手法において重要である．胸部 X 線像における肺境界は，胸郭部，肺尖部，縦隔部，横隔膜部に分割されるが，肺境界の縦隔部，横隔膜部は肺の最内部，最下部を与えるものでないことから，経時差分法や対側差分法では，肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を求め，これらによって囲まれた領域を胸郭内部領域とし，胸郭内部領域の要素のみを用いて画像の位置合わせを行う．また，結節候補自動検出法では，胸郭内部領域から結節候補を検出し，結節候補の胸郭内部での位置情報を利用して，偽陽性の数を減らす．

前述した CAD 手法では，右肺と左肺の肺尖の平均位置を肺野上端線とし，また，右肺のほぼ中央を通る垂直線が右横隔膜境界と交わる点の y 座標を肺野下端線とし，肺野上端線から肺野下端線までの右肺境界，左肺境界を求め，これらによって囲まれた領域を胸郭内部領域として用いる．

肺野上端線から肺野下端線までの右肺境界，左肺境界は，右胸郭境界，左胸郭境界と呼ばれ，肺野上端線，肺野下端線，右胸郭境界，左胸郭境界からなる境界全体は胸郭境界と呼ばれる．

従来の胸郭境界検出法や肺境界検出法は，rule-based な手法（肺境界に関する一般的な仮定のみを用いて肺境界や胸郭境界を検出する手法）と肺の統計的特徴を用いる手法（胸部 X 線像の学習例から得られる肺の統計的特徴を用いて肺境界や胸郭境界を検出する手法）に分類されるが，後者の手法は肺の統計的特徴の変化に対してどの程度，頑健であるかが明らかでない．たとえば，X 線の管電圧や照射時間，またフィルムディジタイザーが変われば，胸部 X 線像における肺の統計的特徴も変化する．また，前者の手法で，コントラストやノイズなどの画質に依らず安定して胸郭境界を検出できる手法は報告されていない．

そこで，本論文では，まず 2 章で胸郭境界検出のための新たな rule-based な手法を提案した．

従来の rule-based な胸郭境界検出法，肺境界検出法は，肺境界点列を x 方向，y 方向に連続した点列と仮定するため，ノイズの影響を受けやすい．また，従来法は，隣接点の勾配，プロファイルの 1 次微分や 2 次微分の極小値などの局所的情報のみを用いて肺境界，胸郭境界を検出するので，ノイズの影響を受け

やすい。

本論文で提案した胸郭境界検出法は、まず右胸部から外側部の後部肋骨下縁および前部肋骨上縁の画素と同じ勾配方向をもつ画素を抽出した後、これらの画素の連結成分を求める。次に、各連結成分に対して、最左点列（連結成分に属す画素の中で、各行において最も左側にある画素を y 座標の小さい順に並べた画素列）を求める。胸部 X 線像においては、連続する肋骨は外側部で交差することから、この方法により、右胸郭境界点列の大部分を、1 つの連結成分の最左点列として抽出できる。連結成分の最左点列は y 方向にのみ連続した点列であるので、右胸郭境界点列がノイズによって不連続になっていても、前述した方法により、右胸郭境界点列を構成する y 方向に連続した長い点列を抽出できる。

また、提案手法は、面積最大の連結成分 R を求めて、その最左点列 L を初期胸郭境界点列とした後、 R との距離が閾値以下の連結成分 R_j を求めて、これらの最左点列 L_j と L がマージの条件を満たすか否かを判定し、マージの条件を満たすときは両者をマージする。つまり、提案手法は曲線分 L と L_j の近さを測るとき、 L と L_j の距離を用いて両者の近さを測るのではなく、 L 、 L_j を最左点列としてもつ連結成分 R 、 R_j 間の距離を用いて L と L_j の近さを測る。胸郭境界点列はノイズによって、不連続になることがあり、このような場合、胸郭境界点列を構成する曲線分どおしの距離は大きくなることがある。しかし、提案手法は曲線分 L 、 L_j を最左点列として含む連結成分 R 、 R_j の距離を用いて L と L_j の近さを測るので、 R と R_j の距離が近ければ両者を正しくマージできる。提案手法は、前述した方法と同様な手法を用いて、左胸郭境界点列を検出する。

公開されたデータベースである JSRT データベースの全画像 247 枚を用いて、提案手法によって得られた胸郭境界の良さを G(good), F(fair), P(poor) の 3 段階で評価した結果、G と評価された画像の割合は 97.6%，G または F と評価された画像の割合は、99.2%であった。また、大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像 41 枚を用いた実験の結果、すべての画像で G と評価された。

胸部 X 線像による画像診断のための CAD 手法の中では、[41]の胸郭境界検出法が広く利用されている。[41]では、著者らが作成した画像を用いた実験の結果、‘accurate’または‘moderately accurate’と評価された画像の割合が 96%であったと報告している。[41]に示された画像例に従うと、[41]で‘accurate’または‘moderately accurate’と評価された画像は、本論文で G または F と評価した画像に対応する。

[41]の手法の性能は、右および左胸郭境界点列の開始点を求めるときに用いる 2 次微分計算のための距離の増分量に敏感であるため、[41]では増分量として 2 つの値を用いている。1 つの値で失敗した画像に対して、もう 1 つの値を用いている。96%という成功率は、このような方法によって得られた値である。また、[41]の手法の胸郭境界検出の成功率は、[41]の手法の肺野上端線検出の成功率に大きく依存するが、[41]では、肺野上端線検出のために、胸部 X 線像に対して比較的厳しい条件を課している。[41]では、1 施設で作成された画像のみを用いて実験を行っているのに対して、本論文で用いた JSRT データベースは 14 施設で作成された画像からなり、画像ごとに撮影条件が異なり、肺の位置、大きさ、背景（照射範囲外領域の大きさ）などが大きく変化している。また、JSRT データベースは公開されたデータベースである。また、JSRT データベースの画像と大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像では、フィルムのデジタル化に用いたディジタイザーやスキャナーが異なる。提案手法は、このような画像データを用いても、前述したような高い成功率で胸部境界を検出できた。2 章の手法が胸郭境界全体を検出するのに要した時間は、マトリクス寸法 512×512 の画像 1 枚当たり、1.4GHz の PC で平均 0.240 秒であった。

本論文では、また、2 章で提案した手法によって得られる右および左胸郭境界と肺野上端線の位置を利用して、肺尖部の肺境界を検出するための手法を 3 章で提案した。そして、2 章の手法と 3 章の手法を組合せた手法（2 章の手法で求まる右および左胸郭境界を肺境界の胸郭部とし、3 章の手法で求まる肺境界を肺尖分の肺境界とする手法）によって得られる肺境界を JSRT データベースの全画像 247 枚と大分大学医学部附属病院放射線部で作成された画像 41 枚を用いて評価した。

なお、画像をデジタル化する前のフィルムサイズは、前者の画像で $356 \times 356\text{mm}$ 、後者の画像で $356 \times 432\text{mm}$ であった。

実験の結果、提案手法によって得られた右肺尖、左肺尖と正しい右肺尖、左肺尖の行方向の位置の差は、提案手法が左胸郭境界検出に失敗した JSRT データベースの 1 枚の画像を除くすべての画像で 10.2mm 以下であった。また、提案手法によって得られた肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界と正しい肺境界の MACD (mean absolute contour distance) の値は前述した 1 枚の画像を除くすべての画像で 5.2mm 以下であった。そして、このことにより、提案手法が肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を高い精度でかつ高い成功率で検出できることが確かめられた。

2章の手法と3章の手法を組合せた手法が、高い精度で、かつ、高い成功率で肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出できたことは、2章の手法が高い成功率で、肺尖から肋骨横隔膜角までのほぼ正しい肺境界を検出できたことによると言える。

2章の手法と3章の手法を組み合わせた手法が、右肺と左肺の肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界を検出するのに要した時間は、マトリクス寸法 512×512 の画像1枚当たり、1.4GHzのPCで平均0.312秒であった。

本論文では、また、4章で新たな対側差分法を提案した。対側差分法では、胸郭境界検出法、元画像と左右反転像の大局的位置合わせ、元画像と左右反転像の局所的な位置合わせが重要であるが、本論文の対側差分法は、胸郭境界検出のために、2章で提案した手法を用いる。また、本論文では、元画像と左右反転像の大局的位置合わせのための新たな手法を提案した。対側差分法では、左右反転像を作成する前に、元画像における胸郭中心軸（左右肺の中心軸）が画像中心軸に一致するように、画像を回転し、平行移動する必要がある。検出された胸郭中心軸の傾きが α 度の誤差を含むと、元画像と左右反転像間の回転角の誤差は 2α 度となる。それ故、対側差分法では胸郭中心軸の傾きを正しく求めることが、経時差分法以上に重要である。

被写体が傾くと肋骨自体も変形するが、後部肋骨の内側部分は変形の影響が小さいため、右肺と左肺の後部肋骨下縁の内側部分の相関を用いることによって、被写体の傾きをほぼ正確に求めることができることを実験により確かめた。それ故、提案手法は後部肋骨下縁の内側部分が強調された画像を用いて、胸郭中心軸の傾きを求める。また、提案手法は後部肋骨下縁の外側部分が強調された画像を用いて、胸郭中心軸のx方向の位置を求める。

JSRTデータベースの腫瘍画像の中で、結節検出の難易度が、2(非常に困難)、3(困難)、4(比較的容易)である画像117枚から、結節が肝臓、心臓、横隔膜に隠れた10枚の画像を除く107枚の画像を用いた実験の結果、提案手法によって得られた差分画像において結節が明確に描出されていると放射線科医によって判定された画像の割合は、75.7%であった。また、提案手法が差分画像を作成するのに要した画像1枚当たりの平均時間は、マトリクス寸法 512×512 の画像で、1.4GHzのPCで4.96秒であった。

1枚の胸部X線像から結節を検出するための、対側差分とは別の方法として[30]がある。この方法は、結節候補領域を検出した後、ニューラルネットワークを用いて、候補領域の中から結節である可能性が高い領域を数個選択し、画

面上に表示する．この手法の sensitivity（すべての結節の中で，[30]の手法により結節候補として選ばれた結節の割合）は 70.1%であり，偽陽性の数は画像 1 枚当たり平均 5.0 であった．また，[30]の実験で使用された画像のほとんどは，結節の難易度がレベル 2~4 であった．さらに，[30]の実験では，本論文と同様，肝臓，心臓，横隔膜に隠れた結節をもつ画像は除外されている．本論文における差分画像の評価では，偽陽性の数を考慮していないので，本論文の結果を，[30]の結果と直接比較することができないが，少なくとも，結節の描出の点のみから見れば，提案手法は[30]の手法に匹敵する性能をもつと考えられる．

ただ，本論文で提案した対側差分法によって得られる差分画像では，肋骨除去が十分でない場合があることが実験によって確かめられた．それ故，今後は，元画像と左右反転像の局所的な位置合わせ法を改良する必要があるが，このための方法を筆者らは現在開発中である[62]．

謝 辞

本研究を進めるに当って、その進路を与え、数々のご指導を賜りました大分大学工学部知能情報システム工学科川口 剛教授に深く感謝致します。また、実験結果を評価して頂くとともに、論文執筆に当って貴重なご助言、ご意見を賜りました大分大学医学部附属病院医療情報部三宅秀敏教授に深く感謝致します。また、本論文をまとめるにあたり、大分大学工学部知能情報システム工学科藤田米春教授、伊藤哲郎教授、末田直道教授、西野浩明准教授には、ご多忙中にもかかわらず、広い範囲にわたる貴重なご意見を賜りました。心から御礼申し上げます。

参考文献

- [1] WHO Fact Sheet N° 297 (2009).
- [2] 厚生労働省 平成 17 年人口動態統計.
- [3] M. Noguchi, A. Morikawa, M. Kawasaki et al., “Small adenocarcinoma of the lung,” *Cancer*, vol.75, pp.2844-2852, 1995.
- [4] J. H. M. Austin, B. M. Romney, and L. S. Goldsmith, “Missed bronchogenic carcinoma : radiographic findings in 27 patients with a potentially resectable lesion evident in retrospect,” *Radiology*, vol.182, pp.115-122, 1992.
- [5] P. K. Shah, J. H. M. Austin, C. S. White et al., “Missed non-small cell lung cancer : radiographic findings of potentially resectable lesions evident only in retrospect,” *Radiology*, vol.226, pp.235-241, 2003.
- [6] H. Soda, H. Tomita, S. Kohno, and M. Oka, “Limitation of annual screening chest radiography for the diagnosis of lung cancer : a retrospective study,” *Cancer*, vol.72, pp.2341-2346, 1993.
- [7] B. van Ginneken, B. M. ter Haar Romeny, and M. A. Viergever, “Computer-aided diagnosis in chest radiography : A survey,” *IEEE Trans Medical Imaging*, vol.20, no.12, pp.1228-1241, 2001.
- [8] H. P. McAdams, G. A. Johnson, S. A. Suddarth, and C. E. Ravin, “Histogram-directed processing of digital chest images,” *Investigative Radiology*, vol.21, pp.253-259, 1986.
- [9] R. H. Sherrier and G. A. Johnson, “Regionally adaptive histogram equalization of the chest,” *IEEE Trans Medical Imaging*, vol.6, no.1, pp.1-7, 1987.
- [10] M. I. Sezan, A. M. Tekalp, and R. Schaetzing, “Automatic anatomically selective image enhancement in digital chest radiography,” *IEEE Trans Medical Imaging*, vol.8, no.2, pp.154-162, 1989.
- [11] A. Kano, K. Doi, H. MacMahon, D. D. Hassell, and M. L. Giger, “Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change,” *Medical Physics*, vol.21, no.3, pp.453-461, 1994.
- [12] T. Ishida, K. Ashizawa, R. Engelmann, S. Katsuragawa, H. MacMahon, and K. Doi, “Application of temporal subtraction for detection of interval changes on chest radiographs : Improvement of subtraction images using automated initial

- image matching,” *Journal of Digital Imaging*, vol.12, no.2, pp.77-86, 1999.
- [13] T. Ishida, S. Katsuragawa, K. Nakamura, H. MacMahon, and K. Doi, “Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change,” *Medical Physics*, vol.26, no.7, pp.1320-1329, 1999.
- [14] S. Katsuragawa, H. Tagashira, Q. Li, H. MacMahon, and K. Doi, “Comparison of the quality of temporal subtraction images obtained with manual and automated method of digital chest radiography,” *Journal of Digital Imaging*, vol.12, no.4, pp.166-172, 1999.
- [15] 加野重紀子, 池添潤平, 安原美文, 藤田広志, “胸部集団検診 X 線画像を対象とした経時差分処理における新しい自動重ね合わせ法,” *信学論 (D-II)*, vol.J83-D-II, no.1, pp.263-270, 2000.
- [16] K. Nakagawa, A. Oosawa, H. Tanaka, and K. Ohtomo, “Clinical effectiveness of improved temporal subtraction for digital chest radiographs,” *Proc. SPIE 4686* pp.319-330, 2002.
- [17] D. Loeckx, F. Maes, D. Vandermeulen and P. Suetens, “Temporal subtraction of thorax CR images using a statistical deformation model,” *IEEE Trans Medical Imaging*, vol.22, no.11, pp.1490-1504, 2003.
- [18] 松尾良恵, 清水昭伸, 小畑秀文, “被写体の回転角度が異なる 2 枚の胸部 X 線像からの経時変化検出法の提案と評価,” *信学論 (D-II)*, vol.J87-D-II, no.1, pp.164-175, 2004.
- [19] 小田紘弘, 木戸尚治, 庄野逸, 上田克彦, “胸部単純 X 線写真における経時的差分画像を用いた結節状陰影の自動検出システムの開発,” *信学論 (D-II)*, vol.J87-D-II, no.1, pp.208-218, 2004.
- [20] Q. Li, S. Katsuragawa, T. Ishida, H. Yoshida, S. Tsukuda, H. MacMahon, and K. Doi, “Contralateral subtraction : A novel technique for detection of asymmetric abnormalities on digital chest radiographs,” *Medical Physics* vol.27, no.1, pp.47-55, 2000.
- [21] Q. Li, S. Katsuragawa, and K. Doi, “Improved contralateral subtraction images by use of elastic matching technique,” *Medical Physics* vol.27, no.8, pp.1934-1942, 2000.
- [22] S. Tsukuda, A. Heshiki, S. Katsuragawa, Q. Li, H. MacMahon, and K. Doi, “Detection of lung nodules on digital chest radiographs : potential usefulness of

- a new contralateral subtraction technique,” *Radiology*, vol.223, pp.199-203, 2002.
- [23] M. L. Giger, K. Doi, and H. MacMahon, “Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 3. Automated detection of nodules in peripheral lung fields,” *Medical Physics*, vol.15, pp.158-166, 1988.
- [24] S. C. B. Lo, M. T. Freeman, J. S. Lin, S. K. Mun, “Automatic lung nodule detection using profile matching and back-propagation neural network techniques,” *Journal of Digital Imaging*, vol.6, no.1, pp.48-54, 1993.
- [25] J. S. Lin, A. Hasegawa, M. T. Freedman, S. K. Hun, “Differentiation between nodules and end-on vessels using a convolution neural network architecture,” *Journal of Digital Imaging*, vol.8, no.3, pp.132-141, 1995.
- [26] X. W. Xu, K. Doi, T. Kobayashi, H. MacMahon, M. L. Giger, “Development of an improved CAD scheme for automated detection of lung nodules in digital chest images,” *Medical Physics*, vol.24, no.9, pp.1395-1403, 1997.
- [27] M. J. Carreira, D. Cabello, M. G. Penedo, and A. Mosquera, “Computer-aided diagnosis : Automatic detection of lung nodules,” *Medical Physics*, vol.25, no.10, pp.1998-2006, 1998.
- [28] Q. Li, S. Katsuragawa, and K. Doi, “Computer-aided diagnostic scheme for lung nodule detection in digital chest radiographs by use of a multiple-template matching technique,” *Medical Physics*, vol.28, no.10, pp.2070-2076, 2001.
- [29] B. Keseric, and H. Yoshida, “Computerized detection of pulmonary nodules in chest radiographs based on morphological features and wavelet snake model,” *Medical Image Analysis*, vol.6, pp.431-447, 2002.
- [30] J. Shiraishi, Q. Li, K. Suzuki, R. Engelmann, and K. Doi, “Computer-aided diagnostic scheme for the detection of lung nodules on chest radiographs : Localized search method based on anatomical classification,” *Medical Physics*, vol.33, no.7, pp.2642-2653, 2006.
- [31] N. Nakamori, K. Doi, V. Sabeti, and H. MacMahon, “Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography : Automated analysis of sizes of heart and lung in chest images,” *Medical Physics*, vol.17, no.3, pp.342-350, 1990.
- [32] T. Ishida, S. Katsuragawa, K. Chida, H. MacMahon, K. Doi, “Computer-aided diagnosis for detection of cardiomegaly in digital chest radiographs,” *Proc.*

- SPIE, vol.5747, pp.914-920, 2005.
- [33] S. Katsuragawa, K. Doi, and H. MacMahon, "Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography : Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs," *Medical Physics*, vol.15, pp.311-319, 1988.
- [34] G. F. Powell, K. Doi, and S. Katsuragawa, "Localization of inter-rib spaces for lung texture analysis and computer-aided diagnosis in digital chest images," *Medical Physics*, vol.15, no.4, pp.581-587, 1988.
- [35] 永田亮一, 川口 剛, 三宅秀敏, "胸部 X 線像からの胸郭境界検出法," *信学技報*, MI2008-51, 2008.
- [36] R. Nagata, T. Kawaguchi, and H. Miyake, "A rule-based algorithm for detection of ribcage boundary in chest radiographs," *Proc. the 24th International Technical Conference on Circuits / Systems, Computers and Communications*, pp.1001-1004, 2009.
- [37] 永田亮一, 川口 剛, 三宅秀敏, "エッジ点のグルーピングを用いる胸部 X 線像からの肺境界検出," 第 12 回画像の認識・理解シンポジウム論文集, pp.669-676, 2009.
- [38] R. Nagata, T. Kawaguchi, and H. Miyake, "Accurate determination of lung boundary from lung apex to costophrenic angle in chest radiographs," *Pro. the 2nd International Conference on BioMedical Engineering and Infomatics*, vol.1, pp.86-91, 2009.
- [39] 永田亮一, 川口 剛, 三宅秀敏, "胸部 X 線像における肺尖から肋骨横隔膜角までの肺境界検出," *Medical Imaging Technology*, vol.27, no.5, pp.341-349, 2009.
- [40] R. Nagata, Y. Harada, T.Kawaguchi, and H. Miyake, "An improved contralateral subtraction scheme for detection of pulmonary nodules in chest radiographs," *Proc. IEEE TENCON*, pp.1-8, 2009.
- [41] X. W. Xu, and K. Doi, "Image feature analysis for computer-aided diagnosis : Accurate determination of ribcage boundary in chest radiographs," *Medical Physics*, vol.22, no.5, pp.617-626, 1995.
- [42] Z. Yue, A. Goshtasby, L. V. Ackerman, "Automatic detection of rib borders in chest radiographs," *IEEE Trans Medical Imaging*, vol.14, no.3, pp.525-536, 1995.

- [43] E. Pietka, "Lung segmentation in digital radiographs," *Journal of Digital Imaging*, vol.7, no.2, pp.79-84, 1994.
- [44] J. Duryea, and J. M. Boone, "A fully automated algorithm for the segmentation of lung fields on digital chest radiographic images," *Medical Physics*, vol.22, no.2, pp.183-191, 1995.
- [45] S. G. Armato, M. L. Giger, and H. MacMahon, "Automated lung segmentation in digitized posteroanterior chest radiographs," *Academic Radiology*, vol.5, pp.245-255, 1998.
- [46] M. S. Brown, L. S. Wilson, B. D. Doust, R. W. Gill, and C. Sun, "Knowledge-based method for segmentation and analysis of lung boundaries in chest X-ray images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol.22, pp.463-477, 1998.
- [47] L. Li, Y. Zheng, M. Kallergi, and R. A. Clark, "Improved method for automatic identification of lung regions on chest radiographs," *Academic Radiology*, vol.8, no.7, pp.629-638, 2001.
- [48] M. F. McNitt-Gray, H. K. Huang, and J. W. Sayre, "Feature selection in the pattern classification problem of digital chest radiograph segmentation," *IEEE Trans Med Imaging*, vol.14, no.3, pp.537-547, 1995.
- [49] 松坂匡芳, 清水昭伸, 長谷川純一, 他, "弾性輪郭モデルを用いた胸部 X 線像の肺輪郭線抽出," *Medical Imaging Technology*, vol.14, no.6, pp.680-690, 1996.
- [50] N. F. Vittitoe, R. Vargas-Voracek, and C. E. Floyd, "Identification of lung regions in chest radiographs using Markov random field modeling," *Medical Physics*, vol.25, no.6, pp.976-985, 1998.
- [51] O. Tsujii, M. T. Freedman, and S. K. Mun, "Automated segmentation of anatomic regions in chest radiographs using an adaptive sized hybrid neural network," *Medical Physics*, vol.25, no.6, pp.998-1007, 1998.
- [52] B. van Ginneken, B. M. and ter Haar Romeny, "Automatic segmentation of lung fields in chest radiographs," *Medical Physics*, vol.27, no.10, pp.2445-2455, 2000.
- [53] B. van Ginneken, A. F. Frangi, J. J. Staal, B. M. ter Haar Romeny, and M. A. Viergever, "Active shape model segmentation with optimal features," *IEEE Trans Medical Imaging*, vol.21, no.8, pp.924-933, 2002.

- [54] B. van Ginneken, M. B. Stegmann, and M. Loog, "Segmentation of anatomical structures in chest radiographs using supervised methods : a comparative study on a public database," *Medical Image Analysis*, vol.10, pp.19-40, 2006.
- [55] R. C. Gonzalez, and R. E. Woods, "Digital Image Processing," Addison-Wesley, 1992.
- [56] J. B. Burns, A. R. Hanson, and E. M. Riseman, "Extracting straight lines," *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell*, vol.8, no.4, pp.425-455, 1986.
- [57] G. Borgefors, "Hierarchical chamfer matching : A parametric edge matching algorithm," *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell*, vol.10, no.6, pp.849-865, 1988
- [58] J. Shiraishi, S. Katsuragawa, J. Ikezoe, T. Matsumoto, T. Kobayashi, K. Komatsu, M. Matsui, H. Fujita, Y. Kodera, and K. Doi, "Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule : receiver operating characteristic analysis of radiologists' detection of pulmonary nodules," *American Journal of Roentgenology*, vol.174, pp.71-74, 2000.
- [59] X. W. Xu, and K. Doi, "Image feature analysis for computer-aided diagnosis : Detection of right and left hemidiaphragm edges and delineation of lung field in chest radiographs," *Medical Physics*, vol.23, no.9, pp.1613-1624, 1996.
- [60] R. Jain, R. Kasturi, B. G. Schunck, "Machine Vision," McGraw-Hill, 1995.
- [61] D. H. Ballard and C. M. Brown, "Computer Vision," Prentice-Hall, 1982.
- [62] 原田義富, 川口 剛, 岩田 剛, 永田亮一, 三宅秀敏, "胸部 X 線画像の対側差分のための位置合わせ法," 第 29 回日本医用画像工学会大会論文集, 掲載決定, 2010.

付録 A 式(2.6)のパラメータ a~e の決定法

2章に示した胸郭境界検出法は、式(2.6)に示したように、図 2.14 の方法で求まる胸郭境界点列を 4 次の多項式

$$x = ay^4 + by^3 + cy^2 + dy + e \quad (\text{A.1})$$

で近似し、パラメータ a~e を最小二乗法によって求める。ここでは、a~e を求めるための具体的方法を示す。

胸郭境界点列上の画素を (x_i, y_i) ($i = 1, \dots, m$) とする。

$$E = \sum_i^m (ay_i^4 + by_i^3 + cy_i^2 + dy_i + e - x_i)^2 \quad (\text{A.2})$$

を最小にするパラメータ a~e を求める。

式(A.2)の E を a~e によって偏微分したものを 0 と置くことで、以下の連立方程式が得られる。

$$\begin{bmatrix} \sum y_i^8 & \sum y_i^7 & \sum y_i^6 & \sum y_i^5 & \sum y_i^4 \\ \sum y_i^7 & \sum y_i^6 & \sum y_i^5 & \sum y_i^4 & \sum y_i^3 \\ \sum y_i^6 & \sum y_i^5 & \sum y_i^4 & \sum y_i^3 & \sum y_i^2 \\ \sum y_i^5 & \sum y_i^4 & \sum y_i^3 & \sum y_i^2 & \sum y_i \\ \sum y_i^4 & \sum y_i^3 & \sum y_i^2 & \sum y_i & \sum 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum y_i^4 x_i \\ \sum y_i^3 x_i \\ \sum y_i^2 x_i \\ \sum y_i x_i \\ \sum x_i \end{bmatrix} \quad (\text{A.3})$$

式(A.3)を a~e について解くことによって、式(A.2)の E を最小にする a~e が求まる。

付録 B 式(4.4)の a_{ij} を最小 2 乗法によって求め、式(4.4)によって $f_x(x, y)$ を計算する方法

(I) アルゴリズム

まず、 a_{ij} ($i = 0 \sim n, j = 0 \sim n-i$) に対して、 c_{ij} を式(B.1)で定義する.

$$c_{ij} = a_{ij} \sum_{k=1}^m x_k^i y_k^j \quad (\text{B.1})$$

さらに、 M を画像の列数、 N を画像の行数とおき、 u_k, v_k ($k=1 \sim m$) を

$$u_k = \frac{x_k}{M}, \quad v_k = \frac{y_k}{N} \quad (\text{B.2})$$

とする. このとき、 c_{ij} は次式で与えられる.

$$c_{ij} = a_{ij} M^i N^j \sum_{k=1}^m u_k^i v_k^j \quad (\text{B.3})$$

c_{ij} ($i = 0 \sim n, j = 0 \sim n-i$) の個数 K は、次式で与えられる.

$$K = \frac{1}{2}(n+1)(n+2) \quad (\text{B.4})$$

c_{ij} に対して、図 B.1 に示す番号付けを行った後の変数を X_c ($c = 1 \sim K$) で表す. つまり、 $X_1 = c_{00}, X_2 = c_{01}, \dots, X_K = c_{n0}$ となる. このとき、 $X_1 \sim X_K$ は次式を解くことによって得られる.

$$HX = W \quad (\text{B.5})$$

$$H = \begin{bmatrix} H(1,1) & H(2,1) & \cdots & H(1,K) \\ H(2,1) & H(2,2) & \cdots & H(2,K) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ H(K,1) & H(K,2) & \cdots & H(K,K) \end{bmatrix} \quad (\text{B.6})$$

$$X = [X_1, \dots, X_K]^T \quad (\text{B.7})$$

$$W = [W(1), \dots, W(K)]^T \quad (\text{B.8})$$

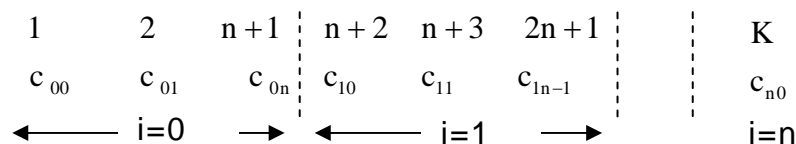


図 B.1 c_{ij} に対する番号付け

ただし，上式における $H(r,c)$ ($r = 1 \sim K$, $c = 1 \sim K$), $W(r)$ ($r = 1 \sim K$)は次式で与えられる．

$$\text{SUM1}(s,t) = \sum_{k=1}^m u_k^s v_k^t \quad (s = 0 \sim 2n, t = 0 \sim 2n-s) \quad (\text{B.9})$$

$$\text{SUM2}(p,q) = \sum_{k=1}^m S X_k u_k^p v_k^q \quad (p = 0 \sim n, q = 0 \sim n-p) \quad (\text{B.10})$$

$$H(r,c) = \frac{m \times \text{SUM1}(i+p, j+q)}{\text{SUM1}(p,q) \times \text{SUM1}(i,j)} \quad (r = 1 \sim K, c = 1 \sim K) \quad (\text{B.11})$$

$$W(r) = \frac{m \times \text{SUM2}(p,q)}{\text{SUM1}(p,q)} \quad (r = 1 \sim K) \quad (\text{B.12})$$

また，式(4.4)に示された $f_x(x, y)$ は次式によって与える．

$$f_x(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} \frac{c(i,j)}{\text{SUM1}(i,j)} \left(\frac{x}{M} \right)^i \left(\frac{y}{N} \right)^j \quad (\text{B.13})$$

(II) 原理

c_{ij} が式(B.5)を解くことによって得られ， $f_x(x, y)$ が式(B.13)によって得られる理由を以下に示す．

$$\text{EX} = \sum_{k=1}^m \left(\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x_k^i y_k^j - S X_k \right)^2 \quad (\text{B.14})$$

を最小にする a_{ij} は， EX を a_{ij} で偏微分して得られる式を0とおいて得られる．全ての p, q ($0 \leq p \leq n, 0 \leq q \leq n-p$)に対して，

$$\frac{\partial \text{EX}}{\partial a_{pq}} = 2 \sum_{k=1}^m \left(\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x_k^i y_k^j - S X_k \right) x_k^p y_k^q \quad (\text{B.15})$$

であるので， $\frac{\partial \text{EX}}{\partial a_{pq}} = 0$ より

$$\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} \sum_{k=1}^m x_k^{i+p} y_k^{j+q} = \sum_{k=1}^m S X_k x_k^p y_k^q \quad (\text{B.16})$$

が得られる．式(B.16)を理解するために，例として， $n = 2$ の場合を考える． $n = 2$ のとき，式(B.16)は，次式で与えられる．

$$\begin{aligned}
& \binom{i=0}{j=0} \binom{i=0}{j=1} \binom{i=0}{j=2} \binom{i=1}{j=0} \binom{i=1}{j=1} \binom{i=2}{j=0} \\
& \sum 1a_{00} + \sum y_k a_{01} + \sum y_k^2 a_{02} + \sum x_k a_{10} + \sum x_k y_k a_{11} + \sum x_k^2 a_{20} = \sum SX_k \quad (p=0, q=0) \\
& \sum y_k a_{00} + \sum y_k^2 a_{01} + \sum y_k^3 a_{02} + \sum x_k y_k a_{10} + \sum x_k y_k^2 a_{11} + \sum x_k^2 y_k a_{20} = \sum SX_k y_k \quad (p=0, q=1) \\
& \sum y_k^2 a_{00} + \sum y_k^3 a_{01} + \sum y_k^4 a_{02} + \sum x_k y_k^2 a_{10} + \sum x_k y_k^3 a_{11} + \sum x_k^2 y_k^2 a_{20} = \sum SX_k y_k^2 \quad (p=0, q=2) \\
& \sum x_k a_{00} + \sum x_k y_k a_{01} + \sum x_k y_k^2 a_{02} + \sum x_k^2 a_{10} + \sum x_k^2 y_k a_{11} + \sum x_k^3 a_{20} = \sum SX_k x_k \quad (p=0, q=0) \\
& \sum x_k y_k a_{00} + \sum x_k y_k^2 a_{01} + \sum x_k y_k^3 a_{02} + \sum x_k^2 a_{10} + \sum x_k^2 y_k a_{11} + \sum x_k^3 y_k a_{20} = \sum SX_k x_k y_k \quad (p=1, q=1) \\
& \sum x_k^2 a_{00} + \sum x_k^2 y_k a_{01} + \sum x_k^2 y_k^2 a_{02} + \sum x_k^3 a_{10} + \sum x_k^3 y_k a_{11} + \sum x_k^4 a_{20} = \sum SX_k x_k^2 \quad (p=2, q=0)
\end{aligned} \tag{B.17}$$

ここで,

$$c_{00} = \sum 1a_{00}, c_{01} = \sum y_k a_{01}, c_{02} = \sum y_k^2 a_{02}, c_{10} = \sum x_k a_{10}, c_{11} = \sum x_k y_k a_{11}, c_{20} = \sum x_k^2 a_{20}$$

とおくと, 式(B.17)は次式で与えられる.

$$\begin{aligned}
c_{00} + c_{01} + c_{02} + c_{10} + c_{11} + c_{20} &= \sum SX_k \\
\left(\frac{\sum y_k}{m} \right) c_{00} + \left(\frac{\sum y_k^2}{\sum y_k} \right) c_{01} + \left(\frac{\sum y_k^3}{\sum y_k^2} \right) c_{02} + \left(\frac{\sum x_k y_k}{\sum x_k} \right) c_{10} + \left(\frac{\sum x_k y_k^2}{\sum x_k y_k} \right) c_{11} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k}{\sum x_k^2} \right) c_{20} &= \sum SX_k y_k \\
\left(\frac{\sum y_k^2}{m} \right) c_{00} + \left(\frac{\sum y_k^3}{\sum y_k} \right) c_{01} + \left(\frac{\sum y_k^4}{\sum y_k^2} \right) c_{02} + \left(\frac{\sum x_k y_k^2}{\sum x_k} \right) c_{10} + \left(\frac{\sum x_k y_k^3}{\sum x_k y_k} \right) c_{11} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k^2}{\sum x_k^2} \right) c_{20} &= \sum SX_k y_k^2 \\
\left(\frac{\sum x_k}{m} \right) c_{00} + \left(\frac{\sum x_k y_k}{\sum y_k} \right) c_{01} + \left(\frac{\sum x_k y_k^2}{\sum y_k^2} \right) c_{02} + \left(\frac{\sum x_k^2}{\sum x_k} \right) c_{10} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k}{\sum x_k y_k} \right) c_{11} + \left(\frac{\sum x_k^3}{\sum x_k^2} \right) c_{20} &= \sum SX_k x_k \\
\left(\frac{\sum x_k y_k}{m} \right) c_{00} + \left(\frac{\sum x_k y_k^2}{\sum y_k} \right) c_{01} + \left(\frac{\sum x_k y_k^3}{\sum y_k^2} \right) c_{02} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k}{\sum x_k} \right) c_{10} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k^2}{\sum x_k y_k} \right) c_{11} + \left(\frac{\sum x_k^3 y_k}{\sum x_k^2} \right) c_{20} &= \sum SX_k x_k y_k \\
\left(\frac{\sum x_k^2}{m} \right) c_{00} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k}{\sum y_k} \right) c_{01} + \left(\frac{\sum x_k^2 y_k^2}{\sum y_k^2} \right) c_{02} + \left(\frac{\sum x_k^3}{\sum x_k} \right) c_{10} + \left(\frac{\sum x_k^3 y_k}{\sum x_k y_k} \right) c_{11} + \left(\frac{\sum x_k^4}{\sum x_k^2} \right) c_{20} &= \sum SX_k x_k^2
\end{aligned} \tag{B.18}$$

ここで, 式(B.18)の各式の c_{00} の係数が 1 となるように, 各式の両辺を c_{00} の係数で割り, さらに,

$$u_k = \frac{x_k}{M}, \quad v_k = \frac{y_k}{N} \quad \text{とおく.}$$

このとき, 式(B.18)は次式で与えられる.

$$\begin{aligned}
(p=0, q=0) \quad c_{00} + c_{01} + c_{02} + c_{10} + c_{11} + c_{20} &= \sum SX_k \\
(p=0, q=1) \quad c_{00} + \frac{m \sum v_k^2}{(\sum v_k)^2} c_{01} + \frac{m \sum v_k^3}{\sum v_k \sum v_k^2} c_{02} + \frac{m \sum u_k v_k}{\sum u_k \sum v_k} c_{10} + \frac{m \sum u_k v_k^2}{\sum v_k \sum u_k v_k} c_{11} + \frac{m \sum u_k^2 v_k}{\sum u_k^2 \sum v_k} c_{20} &= \frac{m \sum SX_k v_k}{\sum v_k}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
(p=0, q=2) \quad c_{00} + \frac{m \sum v_k^3}{\sum v_k \sum v_k^2} c_{01} + \frac{m \sum v_k^4}{(\sum v_k^2)^2} c_{02} + \frac{m \sum u_k v_k^2}{\sum u_k \sum v_k^2} c_{10} + \frac{m \sum u_k v_k^3}{\sum v_k^2 \sum u_k v_k} c_{11} + \frac{m \sum u_k^2 v_k^2}{\sum v_k^2 \sum u_k^2} c_{20} &= \frac{m \sum S X_k v_k^2}{\sum v_k^2} \\
(p=1, q=0) \quad c_{00} + \frac{m \sum u_k v_k}{\sum u_k \sum v_k} c_{01} + \frac{m \sum u_k v_k^2}{\sum u_k \sum v_k^2} c_{02} + \frac{m \sum u_k^2}{(\sum u_k)^2} c_{10} + \frac{m \sum u_k^2 v_k}{\sum u_k \sum u_k v_k} c_{11} + \frac{m \sum u_k^3}{\sum u_k \sum u_k^2} c_{20} &= \frac{m \sum S X_k u_k}{\sum u_k} \\
(p=1, q=1) \quad c_{00} + \frac{m \sum u_k v_k^2}{\sum u_k v_k \sum v_k} c_{01} + \frac{m \sum u_k v_k^3}{\sum u_k v_k \sum v_k^2} c_{02} + \frac{m \sum u_k^2 v_k}{\sum u_k v_k \sum u_k} c_{10} + \frac{m \sum u_k^2 v_k^2}{(\sum u_k v_k)^2} c_{11} + \frac{m \sum u_k^3 v_k}{\sum u_k v_k \sum u_k^2} c_{20} &= \frac{m \sum S X_k u_k v_k}{\sum u_k v_k} \\
(p=2, q=0) \quad c_{00} + \frac{m \sum u_k^2 v_k}{\sum u_k^2 \sum v_k} c_{01} + \frac{m \sum u_k^2 v_k^2}{\sum u_k^2 \sum v_k^2} c_{02} + \frac{m \sum u_k^3}{\sum u_k^2 \sum u_k} c_{10} + \frac{m \sum u_k^3 v_k}{\sum u_k^2 \sum u_k v_k} c_{11} + \frac{m \sum u_k^4}{(\sum u_k^2)^2} c_{20} &= \frac{m \sum S X_k u_k^2}{\sum u_k^2}
\end{aligned} \tag{B.19}$$

上式において、 (p, q) 行の c_{ij} の係数は

$$\frac{m \sum u_k^{i+p} v_k^{j+q}}{\sum u_k^p v_k^q \sum u_k^i v_k^j}$$

であり、 (p, q) 行の右辺の値は

$$\frac{m \sum S X_k u_k^p v_k^q}{\sum u_k^p v_k^q}$$

となる。それ故、行列 H の各要素 $H(r, c)$ は式(B.11)で与えられ、行列 W の各要素 $W(r)$ は式(B.12)で与えられる。

索引

C		か	
CAD	1	カーブフィッティング	35
Cannyのエッジ検出法	10	外側線	21
closing	47	階調数	35
J		回転	65, 73
JSRT データベース	35	ガウシアンフィルタ	18, 44
M		過去画像	2
MACD	52	画像強調	1
O		画像座標系	2, 18
opening	47	画像中心	73
R		画像中心軸	65
ROI	11	画像の位置合わせ	3
S		画像のマトリクス寸法	35, 40
SCR データベース	57	傾き補正	70
Sobel オペレータ	71, 74	き	
X		輝度値	76
X線	3	胸郭	20
あ		胸郭境界	15, 16
アンシャープマスキング	1	胸郭中心軸	73
い		胸郭内部領域	3
閾値処理	9	胸郭の平均幅	46
一次微分オペレータ	18	偽陽性	3
え		鏡像	73, 74
エッジ点	44	胸部 X線画像	1
		胸部 X線像	1
		胸部単純 X線写真	1
		局所的な位置合わせ	65
		距離変換	26, 52

け

経時差分	1
結節	1
結節検出の難易度	84
結節の描出	96
肩甲骨	22
現在画像	2

こ

格子点	76
勾配の大きさ	18
勾配方向	18
後部肋骨	22
後部肋骨下縁	21
コントラスト	1, 18

さ

サーチ ROI	77
最小 2 乗法	30, 50, 105
最大階調値	82
最大連結成分	23
鎖骨	10, 47, 48
差分画像	63, 82
差分処理	63, 65, 82
左右反転像	63, 75, 82

し

シフトベクトル	76
射影	26
腫瘍画像	84
照射範囲外領域	26
症例	86, 88

す

水平位置補正	74
--------------	----

せ

正規化相関係数	77
正常構造	63
背骨領域	45
前部肋骨	22
前部肋骨下縁	21

そ

相関値	73, 74
双線形補間	79, 82

た

大局的位置合わせ	65
対側差分	1, 63, 66, 67

て

テンプレート ROI	77
------------------	----

に

2 値画像	20, 46
-------------	--------

は

肺がん	1
肺境界	52
肺境界検出法	43, 52
肺境界点列	43, 48
肺境界の横隔膜部	43
肺境界の胸郭部	43, 50
肺境界の縦隔部	43
肺境界の肺尖部	43, 50
肺結節	1
肺尖	43

肺野下端線	15	右胸郭境界	15
肺野上端線	15, 51, 52	右胸郭境界点列	24
ひ		右肺尖	16, 51
ピクセル寸法	35, 40, 55	右肋骨横隔膜角	51
被写体	11	も	
非腫瘍画像	35	元画像	63
ヒストグラム平坦化	1, 18	り	
左胸郭境界	15	臨床応用	3
左胸郭境界点列	24	る	
左肺尖	16, 51	累積割合	59
左肋骨横隔膜角	51	れ	
ふ		連結成分の最左点列	23
フィルムサイズ	35, 40, 55	連結成分の最上点列	44
プロファイル	9	ろ	
へ		肋骨	20
平滑化	44, 72, 77	肋骨横隔膜角	43, 51, 52
平行移動量	66, 70	わ	
み		ワーピング	75, 82
右横隔膜境界	31		