

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4638042号
(P4638042)

(45) 発行日 平成23年2月23日 (2011. 2. 23)

(24) 登録日 平成22年12月3日 (2010. 12. 3)

(51) Int. Cl.	F I				
A 6 1 B	6/00	(2006. 01)	A 6 1 B	6/00	3 5 0 S
G 0 6 T	1/00	(2006. 01)	A 6 1 B	6/00	3 5 0 A
G 0 6 T	7/60	(2006. 01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 A
			G 0 6 T	7/60	2 0 0 G

請求項の数 7 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2000-581581 (P2000-581581)	(73) 特許権者	591188376
(86) (22) 出願日	平成11年11月5日 (1999. 11. 5)		アーチ・デベロップメント・コーポレーション
(65) 公表番号	特表2002-529996 (P2002-529996A)		アメリカ合衆国、イリノイ州 60637
(43) 公表日	平成14年9月10日 (2002. 9. 10)		、シカゴ、サウス・エリス・アベニュー
(86) 国際出願番号	PCT/US1999/024007		5640、ルーム 405
(87) 国際公開番号	W02000/028466	(74) 代理人	100084618
(87) 国際公開日	平成12年5月18日 (2000. 5. 18)		弁理士 村松 貞男
審査請求日	平成18年10月26日 (2006. 10. 26)	(74) 代理人	100092196
(31) 優先権主張番号	60/107, 095		弁理士 橋本 良郎
(32) 優先日	平成10年11月5日 (1998. 11. 5)	(74) 代理人	100095441
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 胸部X線画像のコンピュータ処理用システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

胸部の第1デジタル画像を獲得するステップと、
 第1画像の鏡像である第2画像を生成するステップと、
 第1と第2の画像の内の一方に画像変形を実行して、変形画像を得て、前記変形画像を前記第1と第2画像の内の他方に記録するステップと、および
 前記第1と第2画像の内の他方の画像から変形画像を差し引いて、差分画像を生成するステップと、を含み、
 第1デジタル画像を獲得する前記ステップが、
 オリジナルのデジタル画像を獲得するステップと、および
 オリジナルのデジタル画像に対して側方傾斜補正を実施して、前記第1画像を生成するステップとを含み、
 側方傾斜補正により第1画像を生成するステップが、
 オリジナルの画像の肺の両側において肋骨枠辺縁を検出するステップと、
 複数の垂直位置において、左右の肋骨枠辺縁の平均水平位置を確定するステップと、
 確定された平均水平位置を直線に適合させて中線を導出するステップと、
 オリジナルの画像を中線が垂直になるように回転させるステップと、および
 回転画像を変位させて、中線が前記第1画像において中央に位置付けられた前記第1画像を生成するステップと、
 を含む胸部画像のコンピュータ処理方法。

【請求項 2】

さらに、差分画像を表示することを備える請求項 1 の方法。

【請求項 3】

前記画像変形を実行するステップが、

一方の画像の肺区域を、他方の画像に揃える、グローバルマッチングを実施すること、

前記一方の画像の右と左の肺における選択された関心領域について、他方の画像の右と左の肺に対してローカルマッチングを実施し、前記一方の画像のピクセルについて変位値を生成すること、

一方の画像の右肺の変位値に対して表面適合を実施し、かつそれと独立に、一方の左肺の変位値に対して表面適合を実施し、それによって変位値を平滑化し、かつ一方の画像の右と左の肺に対する適合変位値を生成すること、

この適合された変位値を用いて、一方のピクセルを変位させること、を含む請求項 1 の方法。

10

【請求項 4】

差分画像の肺領域のコントラストを強調すること、

差分画像の肺領域のピクセル値に、ある指定のピクセル値を加えること、

差分画像の肺領域以外の領域のピクセル値を、下記、すなわち、

(1) 均一な背景を生成するように定常なピクセル値に、

(2) 第 1 と第 2 画像の内的一方における対応ピクセルの値に、

の内的一方に維持すること、および

強調差分画像を表示すること、

を含む、強調された差分画像を生成することをさらに含む請求項 1 の方法。

20

【請求項 5】

差分画像の肺領域のコントラストを強調すること、

差分画像の肺領域のピクセル値に、ある指定のピクセル値を加えること、

差分画像の肺領域以外の領域のピクセル値を、下記、すなわち、

(1) 均一な背景を生成するように定常なピクセル値に、

(2) 第 1 と第 2 画像の内的一方における対応ピクセルの値に、

の内的一方に維持すること、および

強調差分画像を表示すること、

を含む、強調された差分画像を生成することをさらに含む請求項 3 の方法。

30

【請求項 6】

画像変形を実施するステップが、

粗大適合を実施する前に、第 1 と第 2 画像のマトリックスサイズをある指定の係数だけ減少させること、

適合変位値を指定の係数によってスケール合わせをして、このスケール調整適合変位値を前記一方の画像のピクセルに適用すること、

このスケール調整適合変位値を用いて、前記一方の画像のピクセルを変位させること、

この差分画像を表示すること、

を備える請求項 3 の方法。

40

【請求項 7】

画像変形を実施するステップが、

粗大適合を実施する前に、第 1 と第 2 画像のマトリックスサイズをある指定の係数だけ減少させること、

適合変位値を指定の係数によってスケール合わせをして、このスケール調整適合変位値を前記一方の画像のピクセルに適用すること、

このスケール調整適合変位値を用いて、前記一方の画像のピクセルを変位させること、

この差分画像を表示すること、

を含む請求項 5 の方法。

【発明の詳細な説明】

50

【 0 0 0 1 】

連邦政府援助に関する公告

本発明の一部は、(米国国立保健研究所の)USPHS研究補助費CA62625およびCA64370の下において、米国政府の援助によって為された。合衆国政府は、本研究においてある種の権利を有する。

【 0 0 0 2 】

(発明の分野)

本発明は、一般に、放射線専門家が、胸部X線写真において、肺結節、気胸、肺炎、および、水疱等の異常を検出する際、それを補佐するために供給される、コンピュータ処理法およびシステムに関わる。

10

【 0 0 0 3 】

本発明はさらに一般的に、例えば、米国特許4,839,807;4,841,555;4,851,984;4,875,165;4,907,156;4,918,534;5,072,384;5,133,020;5,150,292;5,224,177;5,289,374;5,319,549;5,343,390;5,359,513;5,452,367;5,463,548;5,491,627;5,537,485;5,598,481;5,622,171;5,638,458;5,657,362;5,666,434;5,673,332;5,668,888;5,740,268;5,790,690;および5,832,103、および、米国特許出願08/158,388(PCT公報WO95/14431);08/173,935;08/220,917(PCT公報WO95/26682);08/398,307(PCT公報WO96/27846);08/523,210(PCT公報WO95/15537);08/536,149;08/562,087;08/757,611;08/758,438;08/900,191;08/900,361;08/900,362;08/900,188;08/900,189;08/900,192;08/979,623;08/979,639;08/982,282;09/027,468;09/027,685;09/028,518;09/053,798;09/092,004;09/098,504;09/121,719;09/131,162;09/141,535;および09/156,413の内の1個以上において開示される、デジタル画像自動分析用のコンピュータ処理技術に関わる。上記特許および特許出願を引用することにより本申請書に含めることとする。上記特許および特許出願の内、特に、4,907,156;5,072,384;5,224,177;5,289,374;5,319,549;5,359,513;5,463,548;5,622,171;5,790,690;08/562,087;08/562,188;08/757,611;08/758,438;08/900,191;08/900,361;08/900,362;09/027,685;09/053,789;および09/121,719は興味深い。

20

30

【 0 0 0 4 】

本発明は、著者名(単数または複数)および発行年による付属の「付録」において特定された引用文献と同様に、上記米国特許および特許出願において記述される各種技法を含み、かつ、付録に挙げたそれぞれの引用文献に対応する括弧付数字によって本申請書全体に渡ってクロスリファレンスされ、その全体的内容は上記リストされた関連する特許および特許出願、および付録にリストされた引用文献を含み、ここに引用文献として組込まれる。

40

【 0 0 0 5 】

(発明の背景)

胸部X線写真において初期の肺癌を検出することは、放射線専門家にとって困難な作業である。なぜならば、微妙な病巣は、コントラストが低く、かつ、肋骨や鎖骨と重複することがあり得るからである。胸部X線写真において新たに発生した異常を検出するに当って放射線専門家を補佐するために、時間差分法が報告されている。[1]この方法においては、現行胸部画像から、先行胸部画像を差し引き、それによって差し引き画像を生成する

50

。胸部X線写真における微妙な変化は、この差し引き画像において強調されるから、この時間間隔変化の検出正確度は、この時間差分法の使用によって目立って改善される可能性がある。[2] しかしながら、この時間差分法は、先行胸部写真のない場合は適用できない。

【 0 0 0 6 】

(発明の概要)

従って、単一胸部X線写真において、非対称的異常を、コンピュータ処理によって検出するための方法およびシステムを供給するのが本発明の目的である。

【 0 0 0 7 】

単一胸部X線写真において、非対称的異常を、対側差分法を用いて、コンピュータ処理によって検出するための方法およびシステムを供給するのが本発明のもう一つの目的である。

10

【 0 0 0 8 】

さらに、本発明のもう一つの目的は、単一胸部X線写真における非対称異常に対するコンピュータ処理検出用の方法ならびにシステムを供給することであって、側方傾斜補正、反転「鏡」像、鏡像の歪み、および、元の画像から歪鏡像を差し引くことによって対側差分画像を獲得する対側差分法を使用することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明のさらにもう一つの目的は、対側差分画像を用いた、単一胸部X線写真における非対称異常に対するコンピュータ処理検出用の方法ならびにシステムを供給することであって、最初の対側差分画像に対して3種の技法を順次適用することによって、改良型差分画像を獲得することを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

本発明のさらにもう一つの目的は、単一胸部X線写真における肺結節のコンピュータ処理検出において、異なる画像から得られた偽似陽性を、対側差分法によって除去するための方法とシステムを供給することである。

【 0 0 1 1 】

本発明のさらにもう一つの目的は、対側差分法の内の中線検出法による、改良型時間差分実行のための方法とシステムを供給することである。

【 0 0 1 2 】

上記ならびにその他の目的は、本発明に従って、胸部画像コンピュータ処理用の新規方法、システム、および、コンピュータ読み取り可能な媒体を提供することによって達成される。上記処理は、胸部の、第1のデジタル画像を獲得すること、第1画像の鏡像である第2画像を生成すること、第1と第2画像の内の方に画像変形を実施して、変形画像を生成すること、ただしここに、この変形画像は第1と第2画像の内の方々に登録される、さらに、他方画像から変形画像を差し引いて、差分画像を生成することを含む。

30

【 0 0 1 3 】

時間的に隔たった複数の画像が入手可能な場合に有用なもう一つの実施態様は、ある被験者の胸部の第1デジタル画像を獲得すること、第1胸部画像において、肺の両側の肋骨稜辺縁を検出すること、複数の垂直部位において、左右の肋骨稜辺縁の平均水平部位を求め、得られた平均水平部位を直線に合わせて、中線を誘導すること、胸部画像を中線が垂直になるように回転させること、この回転画像を変位させて、同側方傾斜補正の施された画像において中線がその中央を通る側方傾斜補正を施した第2画像を生成することを含む。

40

【 0 0 1 4 】

本発明はさらに、コンピュータ読み取り可能な、プログラム指令と、本発明の方法実行用システムを保存するための媒体を含む。ここにプログラム指令とは、保存されたプログラム指令が適当にコンピュータにロードされた場合、本発明の方法が実行可能となる、プログラム指令である。

【 0 0 1 5 】

50

従って、本発明によれば、一つの前後（P A）方向胸部画像に基づき、新規の対側差分法が開発されたことになる。肋骨構造はほとんど対称的であるから、右側肺末梢部の胸部画像は、一般に、左側肺のものと近似する。このことを利用して、本技法は、胸郭の中線が、元の画像の垂直中央線と揃うように、元の画像を回転、変位させることによる側方傾斜補正；反転「鏡」像を生成するための、回転画像の側方反転；鏡像の変形；および、対側差分画像を得るための、元の画像からの変形鏡像の差引計算とを含む。その後、この初回対側差分画像に対して、さらに、連続的に処理技法を適用し、それによって改良差分画像を獲得することが可能である。本技法において、一つの対側差分画像は、ある単一胸部画像から、その右ノ左反転「鏡」像を差し引くことによって、獲得が可能である。時間差分法と同様、本対側差分法においても、対称的な骨格の多くを相殺し、非対称的な不透過部を強調し、それによって、微妙な異常をさらに明瞭に提示することが可能である。一方、時間差分法とは異なり、単一のP A画像が入手可能であれば何時でも差分画像の獲得が可能である。従って、本対側差分法は、いくつかの症例において重要な臨床的意義を持つ可能性がある。

10

【0016】

本発明ならびにそれに付随する効果の多くは、下記の詳細な説明を添付の図面と関連させて考慮する時さらに良く理解することが可能である。

【0017】

（詳細な説明）

本発明を開発するのに使用される胸部画像は、50枚の正常画像、および、50枚の、肺孤立結節を含む異常画像から成る。これらの画像は、日本放射線技術学会によって開発された、日本デジタル画像標準データベースの中の247枚の胸部画像から選択された。

20

[3]これらの画像は、0.175mmピクセルサイズ、2048×2048マトリックスサイズ、および、12ビットグレースケールの下でデジタル化された。一方、元の画像データをさらにサンプル（サブサンプル）することによって、マトリックスサイズを512×512に下げ、グレーレベルの数を10ビットに下げた。

【0018】

同図面においては、いくつかの図面を通じて、類似の参照数字は、同一部分、または、対応部分を示す図面を参照すると、さらに特にその図1(a)を参照すると、本発明による対側差分法の、上段ブロックダイアグラムが示される。

30

【0019】

先ず第一に、ステップS100において獲得されたP A画像について、患者の不正な位置付けによって生じた側方傾斜が、ステップS200において、画像回転法によって補正される。回転された画像は、ステップS300において、側方（右ノ左）に反転され、反転「鏡」像を生成する。鏡像は、交差相関法によって元の画像に登録され、次に、ステップS400において、非直線的画像変形法に基づいて、鏡像中の末梢肋骨が元の画像の末梢肋骨と合致するように、変形される。[1]最後に、ステップS500において、この変形画像が、元の画像から差し引かれ、ステップS600において、対側差分画像が得られる。次に、ステップS100-S600の詳細を述べる。

【0020】

40

側方傾斜補正（ステップS200）は、特に、胸部画像における胸郭の側方傾斜を補正するために設計される。もしも胸郭の中線が、垂直方向に対してある角度をもって僅かに傾斜しているならば、元の胸部画像と、反転胸部画像の、中線間の角度は2倍の大きさになる。これは、重大な登録誤差を生じ、従って、不良な差分画像を生じることになる。従って、差分法を適用する前に、この側方傾斜を補正することが必要になる。これは、ステップS200において、その中線が垂直方向に来るよう画像を回転させ、次に、胸郭の中線を元の胸部画像の垂直中央線まで変位させることによって実行される。画像の回転と変位は、例えば、画像技術で既知の、通常の画像回転・変位法によって実行が可能である。

【0021】

中線検出

50

過去において、輪郭準拠中線検出法が、コンピュータ補佐診断法（CAD）に応用され、比較的満足すべき結果を残している。[5, 6] 先ず、9個の関心領域（ROI）が、縦隔領域において、肺の頂上から底部に渡って選択される。ノイズレベルの、中線確定に及ぼす影響を下げるために、各ROIにおけるピクセル値を垂直方向に平均する。これは、一次元（1-D）水平プロフィールを与える。各プロフィールについて、最大ピクセル値と、その対応位置が求められる。最後に、9個の点を直線に適合させることによって、中線が求められる。

【0022】

中線に沿うピクセル値が、ある直線に沿って局所的最大値を有する場合、この方法は満足すべき結果を与える可能性がある。しかしながら、多くの場合、その中線上のピクセル値は、必ずしも局所的最大値ではない。例えば、心臓領域のピクセル値は、中線近くのものよりも大きいことがしばしばあり、従って、検出中線は一般的に心臓領域側に変位され、後に例示するように、傾斜角を持った不正な中線となる。さらに、たとえ中線上のピクセル値が局所的最大値を与えたとしても、これらの値と、隣接区域のピクセル値との差は極めて小さい。このため従来法は、内在的に画像ノイズの影響に敏感にさせられている。従って、本発明によれば、次に述べるように、肋骨枠辺縁に基づく新規の中線検出法が工夫される。

【0023】

第一に、両肺の両側における肋骨枠辺縁が検出される。第二に、左右の肋骨枠辺縁の平均水平位置が求められ、次に、直線に適合され中線を得る。この肋骨枠辺縁は、胸像全体のプロフィールの一次導関数、二次導関数を分析することによって検出される。[4] 次に、別報に詳細に記載したように、この検出された肋骨枠辺縁を、3元多項式に適合させて滑らかな曲線を形成し、かつ、ノイズを減少させる[4] この肋骨枠辺縁検出法と、前述の中線検出従来法とは、両方ともプロフィールを分析し、それらを何かの関数に適合させることによって辺縁またはピークを検出する。しかしながら、肋骨枠辺縁検出法による結果の方が、従来の中線検出法の結果よりもはるかに信頼性が高い。なぜなら、肋骨枠辺縁におけるコントラストの方が、通常はるかに大きいからである。これが、本発明においては、中線を確定するのに肋骨枠辺縁を採用するのが好ましい理由である。

【0024】

一旦右と左の肋骨枠辺縁が得られたならば、胸部画像の同一垂直位置における、その右と左の肋骨枠辺縁の水平平均位置（すなわち、中点）が定められる。両側肺における、肋骨枠辺縁のほぼ対称的である性質に基づいて、中点（すなわち、平均位置）の多くは直線に乗ることになるから、これらの点は直線に適合され、期待の中線を生成する。別言すれば、両肺を二つのほぼ対称的で等しい部分に分割する直線が求められる。中点は、右と左の肋骨枠辺縁の水平平均位置から得られたものであるから、これら中点の誤差変動は、検出された肋骨枠辺縁のものの半分であることが予想される。このことも、検出される中線の正確性をさらに高めるのに貢献する。

【0025】

胸部画像中線用黄金基準の確定

検出された中線の正確度を評価するためには、PA胸部画像の中線に関する「真の」データが必要である。本発明によって、主観的判断に基づく「黄金基準」が得られた。100枚の胸部画像の各々について、3人の観察者が、独立に、コンピュータ画面において、マウスを使って中線の両端を示した。3本の、このように位置付けられた中線について、対応する端点が平均され、各症例における黄金基準が得られた。

【0026】

右/左反転「鏡」像の非直線的変形（ステップS300、S400）

ステップS200において側方傾斜が補正された後、ステップS300において、元の画像を側方に反転することによって、右/左反転鏡像が得られる。この反転鏡像が変形され、次に、元の画像から差し引かれ、対側差分画像を生成する。既報（例えば、特許出願シリアル番号09/053, 789参照）に詳細に記述したように、胸部画像に適用される

10

20

30

40

50

時間差分法において、従来から非直線の変形法が使用され成功を収めている。本発明によれば、画像登録を実行するのに同様の画像変形法が用いられる。しかしながら、下記の対側差分に適用されるように、画像変形に適正な修正が実行される。この非直線の変形法は、最初の粗大適合、肋骨辺縁の詳細な局所的適合、変位値確定、および座標変換を含む。さらに、非直線の変形は、繰り返し実行して改良結果を生成することが可能である。[5]

胸部全体画像における初回粗大適合

初回粗大適合法は、既に時間差分法にも適用されているものであるが、これは、反転胸像の肺の近似区域を、元の画像の対応域に揃えるのに用いられる。[6] 第一に、二つの画像、すなわち元の胸部画像と反転画像のマトリックス・サイズを係数4だけ下げ、さらに、ガウスマルチフィルタによって平滑化して、細かい血管、気管支、装置およびカテーテル等の微細な解剖構造が、二つの画像の粗大適合に及ぼす影響を低下させる。次に、下記の肋骨枠辺縁情報を用いて、二つの画像の各々から両肺を抽出し肋骨辺縁の外側の領域は無視する。最後に、両肺の上部を交差相関法を用いて揃える。

【 0 0 2 7 】

縦隔と心臓領域を除いた、末梢肋骨の局所的画像適合

右と左の肺の末梢肋骨の局所的画像適合を実行するには、多数のテンプレートROIと、探索域ROIを選択することが必要である。テンプレートROIと、対応する探索域ROIとは、それぞれ、自動的に、元の画像と反転画像の肺領域内に位置付けられる。これは、両ROIが、時間差分法によって位置付けられるのと同じやり方で行われる。[1] テンプレートROIと、探索域ROIのマトリックスサイズは、それぞれ、 32×32 と 64×64 である。ここで、対側差分法においては、ROIの選択に当たって、縦隔と心臓領域とが除外されていることに注意することが重要である。なぜなら、縦隔と心臓領域におけるROIは、対側差分法における信頼性の高い画像適合を実行するのに有用な情報を含まないからである。一旦、テンプレートROIと探索域ROIが確定されたならば、交差相関法を用いて、二つの互いに直角な方向における変位値 x と y を求める。この変位値は、テンプレートROIが探索域ROIにおける対応する「適合」域にたいし最大適合を与えるために、反転鏡像の探索域ROIの中心座標が取るべき変位を示す。[1]

右肺と左肺における変位値の個別的適合

肺領域の全体に渡って変位値には若干の変動があるから、10元多項式による2次平面適合を用いて、各一組の変位値 (x と y) を平滑化した。[1] 最初、時間差分法で用いられたように、右肺と左肺における各一組の変位値を同時に適合させた。しかしながら、対側差分法においては、右肺と左肺における変位値は、いくつかの症例でまったく異なっていることが認められた。従って、対側差分においては、右肺における変位値と左肺の変位値とは、別々に独立して適合を行った。この個別的適合法が可能なのは、対側差分法では、胸部画像全体に渡って一つの平滑関数を得る必要がないからである。 x と y の各々について4組の10元多項式を用いて、反転画像において右肺と左肺の各々について座標変換を行う。これによって、対側差分法における変形反転像が得られる。

【 0 0 2 8 】

対側差分画像の表示 (ステップS500、S600)

対側差分画像は、ステップS500において、元の画像からこの変形反転画像を差し引くことによって得られる。画像コントラストを適正なレベルに強調するために、差分画像のピクセル値にある係数、例えば、1.5や2.0を掛ける。また一方、対側差分画像における異常な不透明部を、元の画像のコントラストと同じコントラストに維持するために、係数1を使用することも可能である。次に、512というピクセル定常値をこのコントラスト強調差分画像に加え、かつ、肺の外側の背景領域に512のピクセル定常値を与え、これによって、周辺肺において対側差分画像のみを表示するようにする。縦隔や心臓領域の表示は有用ではなく、かつ、大きな「登録間違い」アーチファクトをもたらすことで、放射線専門家にとって邪魔な対象となることがあることを銘記しなければならない。図2(a)は元の胸部画像で、図2(b)と2(c)は、比較のために、それぞれ背景を均一

10

20

30

40

50

にさせていない場合の、均一にさせた場合の、対側差分画像を示す。均一背景を持つ差分画像は、肺領域における非対称的不透明部を、同側では暗黒パターンとして、反対側では明色パターンとして提示することによって効果的に表わすことが可能である。さらに、肺領域外側の元のPA胸部画像は、図2(d)に示すように定常な背景ではなく、一般的な「胸部」背景の外観を維持するように表示されていることに注意しなければならない。実際、多くの放射線専門家は、図2(d)の対側差分画像の表示を好んだ。

【0029】

差分画像の質に対する主観的評価

対側差分画像の質を主観的に評価するために、従来から時間差分画像の主観的評価に用いられている5点評価得点法を、本発明に従って用いた。すなわち、

- 5(優)：全ての肋骨が完全に登録された(従ってまた除去された)；
- 4(良)：大部分の肋骨がほぼ完全に登録されたが、一部に、ごく僅かな誤登録エラーがあった；
- 3(可)：大部分の肋骨は十分登録されたが、いくつかの僅かな誤登録エラーがあった；
- 2(不良)：大部分の肋骨は十分登録されたが、肋間の半分に出現している；
- 1(不可)：大部分の肋骨は登録されておらず、肋間全体に出現している。

【0030】

もう一つの評価法はさらに、後述する改良法の使用による差分画像の質の変化を調べるのにも用いられた。評価得点は、下記のように、-2から+2の範囲にあった。すなわち、差分画像が、

- +2：明瞭に改善された場合、
 - +1：中等度に改善された場合、
 - 0：変わらなかった場合、
 - 1：中等度に質が低下した場合、
 - 2：明瞭に質が低下した場合、
- である。

【0031】

二つの中線検出法の正確度の比較

検出された中線の正確度は、黄金基準と比較した場合の中線の角度・位置の誤差を求めることによって評価される。図3は、検出された中線の角度・位置の誤差に関する定義を示す。検出中線と黄金基準間の角度誤差は、検出中線と黄金基準の方向線間の角度と定義される。位置の誤差は、黄金基準の両端間の中点の垂直位置において、検出中点が黄金基準から隔てられる水平距離によって定義される。

【0032】

図4は、黄金基準(実線)、輪郭準拠法によって検出された中線(鎖線)、および肋骨枠辺縁準拠法による中線(点線)を含む胸部X線写真を示す。さらに、検出された肋骨枠辺縁を実線曲線にて示す。肋骨枠辺縁準拠法による中線は、黄金基準に極めて良く近似するのに、輪郭準拠法による中線は傾斜角を持ち、黄金基準とはまったく異なる。これは恐らく前述したように、心臓領域の影響によるものと思われる。

【0033】

図5(a)は、3人の観察者の示した個々の中線について、黄金基準からの角度誤差と位置誤差の分布を示す。多くの点が原点の周囲に分布していることが見て取れるが、これは誤差が比較的小さく、かつ3人の観察者によって示された中線データがまったく一致していることを示す。図5(b)と5(c)は、それぞれ輪郭準拠法と肋骨枠準拠法に関する誤差分布を示す。肋骨枠準拠法の方が、輪郭準拠法よりも正確な結果を与えることは明らかである。表1は、中線の角度・位置の誤差の標準偏差を、測定にあずかった観察者による、また二つの中線測定法による比較を示す。肋骨枠辺縁準拠法で得られた標準偏差の方が、輪郭準拠法によるものよりも遥かに小さいこと、かつ観察者データのものとほぼ近似することに注意しなければならない。

【表1】

各種方法によって測定された中線の角度と位置において、その黄金基準からのRMS（二乗平均平方根値）誤差

	角度のRMS誤差 (度)	位置のRMS誤差 (mm)
観察者のデータ	0.56	1.2
輪郭準拠中線検出法	2.2	9.6
肋骨枠辺縁準拠中線検出法	0.81	1.8

10

【0034】

3種の技法による対側差分画像の改善

表2は、差分画像の質に対する様々な主観的評価得点における症例数分布を示す。これらの評価得点は初回設計法と、さらに順次3種の技法を導入することによって得られたものである。

【表2】

対側差分画像の質に関する、様々な主観的評価得点における、胸部画像の例数分布。得点は初回設計法と、改良のためにさらに技法を導入することによって得た。

評価得点	(a) 初回技法	(b) プラス側方傾斜補正	(c) プラス心臓域除外	(d) プラス両肺個別適合
5	3	7	12	15
4	35	33	35	36
3	35	48	42	40
2	22	11	10	8
1	5	1	1	1

20

5:優、3:可、1:不可

30

【0035】

表3は、上記3通りの技法を順次使用した場合の差分画像の質に関する主観的評価得点に見られる変化に対する症例数の分布を示す。本研究の初期相においては、上記3種の技法を実施しない、初回対側差分法を用いた100例の胸部X線写真を調べた。

【表3】

対側差分画像の質に関する主観的評価得点に関して並べた、3種の技法の影響を受けた胸部X線写真数の分布。

40

評価得点	(a) 側方傾斜補正	(b) 心臓域除外	(c) 両肺個別適合
+2	9	2	0
+1	18	16	10
0	62	75	89
-1	11	7	1
-2	0	0	0

+2:明瞭な改善、0:変化なし、-2:明瞭な劣化

【0036】

表2に示すように、100枚の差分X線写真の内73例(73%)は、可、良、優評価の品質を示したが、残りの27例の登録はきわめて実際とかけ離れていた。これら実際とかけ離れた症例の多くは、後述するように、3種の技法を導入することによって改善が可能である。

【0037】

第1技法は輪郭準拠法ではなく、肋骨枠辺縁に基づく改良型中線検出法を用い、それによって、胸部X線写真における胸郭の側方傾斜を補正するものである。表3の第1コラム(a)に示すように、この技法は対側差分画像を、特に初回の主観的評価得点が比較的低かった症例については、かなりの改善をもたらすことが可能である。このことはさらに、表2の第2コラム(b)においても観察される。すなわち、同コラムにおいて、1と2の評価得点を持つ症例数が、この新しい中線検出法の使用後は相当に減少している。図6は、(a)元の胸部X線写真、(b)中線検出に輪郭準拠法を用いて得た対側差分画像、および、(c)中線検出に肋骨枠辺縁準拠法を用いて得た改良型差分画像の比較を示す。図6において、差分画像は、この新しい中線検出法を用いることによってはっきりと改善されることが外見から見て取れる。

【0038】

第2技法は、変位値分析用の縦隔と心臓領域の除去である。この技法は、肺領域のみに対側差分法を適用することに相当する。対側差分画像における改善は、第2コラム(b)に示され、また、差分画像の改善された画質に対する評価得点は、表2の第3コラム(c)にリストされる。図7は、(a)元の胸部X線写真、(b)変位値分析のために、縦隔と心臓領域を含めて得た対側差分画像、および、(c)変位値分析から、縦隔と心臓領域を除去して得た改良型差分画像の比較を示す。図7において、差分画像は第2の技法を加えることによってさらに改善されることが外見から見て取れる。

【0039】

第3技法は、右肺と左肺において独立に、変位値の適合を個別に実施することである。表2および表3の最後のコラムが、それぞれ、本技法による改善と、差分画像の画質に対する最終評価得点を示す。これら3種の技法を用いることによって、100例の内91例(91%)が、得点3以上と評価された。図8は、(a)元の胸部X線写真、(b)右肺・左肺変位値の同時的適合によって得た対側差分画像、および、(c)右肺と左肺変位値の個別的適合によって得た改良型差分画像の比較を示す。これらの実験結果から、本対側差分法は多くの症例において、良好な差分画像を提供することが可能であることが示された。

【0040】

この対側差分法は、単一胸部X線写真において、非対称異常、例えば肺結節、気胸、肺炎、および水疱を検出するのに使用が可能である。図9(a)は、肺結節を有する胸部X線

10

20

30

40

50

写真を示し、図9(b)には、その対側差分画像を示す。肺結節は、差分画像において強調されることが見て取れる。これは、対称的な骨格構造が相殺されて消されるからである。

【0041】

本発明では、胸郭の中線はほぼ直線によって表わすことが可能であると仮定された。この仮定は、PA胸部画像の大部分において有効であると思われる。しかしながら、個々のX線写真には大きな変動があるものであるから、この仮定は、全ての臨床的胸部X線写真の中線を記述するのに必ずしも有効であるとは限らない。ある症例においては、中線を表わすのに非直線のモデルを必要とされることがあるかもしれない。例えば、この曲線中線を表わすには、2または3元多項式が好適であるかもしれない。にも拘わらず、本発明では直線モデルを用いた。これは、中線は胸部X線写真における胸郭の側方傾斜の補正のためにのみ使用されるからである。直線モデルは単純で、かつ本発明には十分であることを銘記しなければならない。複雑な非直線性モデルは問題を複雑にし、適正な中線補正を求めらるに当って困難に導く可能性がある。

【0042】

過去においては、差分画像は、 512×512 という小さなマトリックスサイズで表示されていた。これは、交差相関法とそれに続く画像変形法が、この小さなマトリックスサイズに適用されていたからである。本発明では、高画質で大きなマトリックス差分画像を表示する技法、そしてそれと等価的なものとして、小ピクセルサイズを持つ、高画質差分画像を表示する技法が新規導入された。これは、後に詳述するように、対側差分法においては反転鏡像の画像変形のために、 1024×1024 または 2048×2048 のような大きなマトリックス画像を用い、時間差分法の場合には従来通りの画像を用いることによって達成された。座標変換の変位値は初回では 512×512 のマトリックスサイズで定めたが、大マトリックスサイズに対する対応変位値は、 1024×1024 または 2048×2048 のマトリックスサイズにおける反転鏡像の大きさを、それぞれ係数2または4を用いることによって得た(または、時間差分法の場合は従来画像)。大マトリックス差分画像は、元の大マトリックス胸部画像から、大マトリックス変形画像を差し引くことによって得た。大マトリックスサイズ表示のための、従って小ピクセルサイズ使用のためのこの方法は、時間差分法や対側差分法用に小マトリックスサイズ(または大ピクセルサイズ)を用いることによって生ずるピクセル端や、ピクセルアーチファクトを除去することができるので、高画質差分画像を得るのに極めて有効であった。また、画像ノイズや、比較的小さな登録不備アーチファクトを除去することによって差分画像を平滑化するために、中央値フィルターや、ガウスフィルターの画像処理法を用いることも効果的である。

【0043】

新規中線検出法による時間差分改良法

本発明による対側差分画像改良のための前記3種の技法は、時間差分法に、その時間差分画像の画質改善のために適用が可能である。[1, 2]時間差分法の基本設計をここに簡単に述べる。いくつかのテンプレートROI(32×32 のマトリックス)と、対応する探索域ROI(64×64 マトリックス)が、それぞれ先行画像と現行画像から選択され、それによって、この2個の画像において画像細部の局所適合が実施される。次に、選択されたROIの全てのペアについて、変位値 x と y を交差相関法を用いて求め、それによって、探索域ROIにおいて最高適合域を見出す。多項式関数による2次平面適合を、各組の、マップされた変位値 x と y に適用して、先行画像の x , y 座標値を変換して画像を変形する。次に、この変形された先行画像を現行画像から差し引き、時間差分画像を生成する。この時間差分画像は、胸部画像において、微妙な時間差変化を検出するのに極めて有用であることが従来から判明している。時間差分画像において、登録ミスアーチファクトを減らすために、現行画像と最初の変形先行画像を用いることで、さらに別の画像変形を採用することが可能である。最終的な時間差分画像は、現行画像から第二の変形先行画像を差し引くことによって得られる。この画像変形法は繰り返し適用することが

10

20

30

40

50

可能である。従って、この方法は繰り返し画像変形法と呼ばれる。[5]

図 1 (b) は、対側差分法における前述の中線検出法使用 (例えば、図 1 (a) のステップ S 2 0 0) による時間差分改良法の全体設計図である。図 1 (b) では、ステップ S 1 0 0 ' において、現行胸部画像と先行胸部画像が獲得される。ステップ S 2 0 0 ' において、対側差分法の中線検出法を用いて、この獲得された画像に対して側方傾斜補正が実施される。次に、ステップ S 5 0 0 ' において、時間差分法が実行され、ステップ S 6 0 0 ' において、時間的に差分された画像が表示される。

【 0 0 4 4 】

本発明によれば、中線検出改善のために導入された肋骨辺縁準拠法が特に有用であることが判明した。それは、表 4 と表 5 に示した主観的評価の結果が示す通りである。

10

【表 4】

時間差分画像に画質に関する様々な評価得点における、胸部画像例数の分布。ただし、これらの画像は、側方傾斜を補正するのに輪郭準拠中線検出法と、肋骨枠辺縁準拠中線検出法とを用いて得た。

評価得点	輪郭準拠中線検出 による従来法	肋骨枠辺縁準拠中線 検出による新法
5	22 (12.2%)	27 (14.9%)
4	82 (45.3%)	88 (48.6%)
3	65 (35.9%)	55 (30.4%)
2	10 (5.5%)	8 (4.4%)
1	2 (1.1%)	3 (1.7%)

20

5:優、3:可、1:不可

【 0 0 4 5 】

【表 5】

輪郭準拠中線検出法を、肋骨枠辺縁準拠中線検出法に替えることによって得られた、時間差分画像画質の改善における、様々な主観的評価得点に対する胸部画像例数分布

30

評価得点	
+2	13 (7.2%)
+1	45 (24.9%)
0	107 (59.0%)
-1	13 (7.2%)
-2	3 (1.7%)

40

+2:明らかに改善、0:変化なし、-2:明らかに劣化

【 0 0 4 6 】

本発明では、日本の岩手県で行われた肺癌集団検診で得られた、181対の現行・先行胸部画像を用いた。これらの胸部画像は、移動検査設備に設置された富士コンピュータ処理放射線検査システム (C R) を使用して得た。この C R システムからのデジタル画像データを直接使用して、画像変形法による時間差分画像を計算によって求めた。表 4 と表 5 において、時間差分画像の画質は、新規の中線検出法を用いることによってかなり改善されることが明らかに見て取れる。

50

【 0 0 4 7 】

前述の高画質、大マトリックス差分画像表示法を、時間差分画像に適用することも可能である。

【 0 0 4 8 】

対側差分 胸部X線写真における肺結節のコンピュータ検出における偽似陽性の除去
対側差分法をコンピュータ支援診断計画に組み込み、それによって、全体性能を改善することが可能である。例えば、差分画像法による胸部X線写真の肺結節のコンピュータ検出においては、肋骨・肋骨交差、または、血管・肋骨交差によってもたらされる偽似陽性の内のいくつかは、除去がきわめて困難である。これらの偽似陽性は、対側差分画像から導かれる画像特質を分析することによって除去が可能である。

10

【 0 0 4 9 】

コンピュータ化差分画像法を簡単にここで述べる。[8] 先ず、デジタル胸部画像、または通常の胸部X線写真のデジタル化版を、平行して操作される二つのフィルター操作にかける。一方は、適合フィルターのようなフィルターを用いることにより結節の強調画像を生成し、他方は、リング平均フィルターのような、また別のフィルターを用いることにより結節の抑制画像を供給する。次に、差分画像は、強調画像から抑制画像を差し引くことによって得られる。この差分画像は、極度に強調された結節と、大多数の背景となる正常解剖構造の除去による極度に抑制された背景を含むから、結節候補を特定するのに有用である。この差分画像法は、辺縁強調法の一般化と考えられ、事実、この差分画像は辺縁強調画像と酷似する。もしも2枚のフィルターが直線フィルターであれば、この2枚を結合させて、1個のフィルター操作とすることも可能である。一方、非直線性フィルターを用いるのであれば、二つのフィルター操作は別々に平行して適用する必要がある。この差分画像法は、孤立した異常パターン、例えば微小石灰化病巣や、マンモグラムにおける固まり等のコンピュータ検出に適用が可能である。

20

【 0 0 5 0 】

肺結節の初期候補は、差分画像において、大きなピクセル値を持つ比較的円形のパターンから特定される。しかし、そのようなパターンは、結節と同時に肋骨や、肺の血管といった正常構造を含むかもしれない。従って、これら候補の画像特質が抽出され、大きさ、コントラスト、候補の形に関するその他のパラメータに関して定量化される。具体的には、抽出される特質は、グレイレベル、形態、または実効直径のような辺縁勾配、円形度と不整性、実効直径の勾配と、円形性と不整性の度合い、平均勾配、勾配方向の標準偏差、コントラストと残高コントラスト（例えば、特許出願 0 8 / 5 6 2 , 0 8 7 に教示されるような）に関わる。次に、基準依拠法（例えば、特許 5 , 4 6 3 , 5 4 8 と 5 , 6 2 2 , 1 7 1、および、特許出願 0 8 / 5 6 2 , 0 8 7 ; 0 8 / 5 6 2 , 1 8 8 ; 0 8 / 7 5 8 , 4 3 8 ; 0 8 / 9 0 0 , 3 6 1 と 0 9 / 0 2 7 , 6 8 5 に教示される）を適用して、もしもいくつかの候補の特質が、正常の解剖構造、例えば正面向きの血管、肋骨・肋骨交差、肋骨・血管交差、血管集合、および、肋骨・鎖骨交差のものと適合する場合には、それら候補を偽似陽性として除去する。

30

【 0 0 5 1 】

最後に、いくつかの画像特質使用によって訓練された、訓練済みの人工神経ネットワーク（ANN）を用いて、残りの候補の中の偽似陽性をさらに除去する（例えば、特許 5 , 4 6 3 , 5 4 8 と 5 , 6 2 2 , 1 7 1、および、特許出願 0 8 / 5 6 2 , 0 8 7 ; 0 8 / 5 6 2 , 1 8 8 ; 0 8 / 7 5 8 , 4 3 8 ; 0 8 / 9 0 0 , 3 6 1 と 0 9 / 0 2 7 , 6 8 5 に教示されるような）。肺結節を有する 1 0 0 枚の胸部画像と、1 0 0 枚の正常例から成るデータベースを用いた場合、差分画像法の性能は 7 0 % の感度であり、偽似陽性率は画像 1 枚当たり 1 . 7 であった。

40

【 0 0 5 2 】

図 1 (c) は、単一胸部X線写真における肺結節のコンピュータ検出において、対側差分法による差分画像から偽似陽性を除去するための全体設計である。

【 0 0 5 3 】

50

本発明では、それぞれが肺の孤立結節を含む10枚の胸部X線写真を得た(ステップS100)。この研究の結果から、10個の肺結節の全てが、コンピュータ化差分画像法によって正しく検出されたことが明らかにされたが、また、10枚の胸部画像の肺の分野において、合計14個の偽似陽性が出現したことが報告された(ステップS700 - S800)。これら偽似陽性の全てが、肋骨・肋骨交差、肋骨・血管交差、および肋骨・鎖骨交差等肋骨に関連していた。

【0054】

次に、対側差分画像を10枚の胸部画像全てについて得た(ステップS200 - S600)。元の胸部画像上の24部位全てを - この24部位は、10個の結節と、14個の偽似陽性を含み、結節検出法のコンピュータ出力を表わすものであるが - 対側差分画像上の対応位置に変換した(ステップS900)。この変換は必要である。なぜなら、前述のように、元の胸部画像を側方傾斜の補正のために回転し、変位させて後(ステップS200 - S600)、対側差分画像は得られるものだからである。

【0055】

対側差分画像において、一方の肺の肋骨が他方の肺の肋骨に適合する場合、一般に肋骨は除去され、従って、隣接背景と同様の均一な密度を有するようになるから、結節は暗い、円形パターンとして出現する。従って、コンピュータ検出による結節候補に関連する画像特質が肋骨のものと同致するならば、肋骨によるコンピュータの偽似陽性出力は特定が可能である。結節と、肋骨による偽似陽性とを区別するための画像特質として、結節候補のコントラストを用いた(ステップS1000)。ここでは、コントラストを候補の中央部と直近の背景の間の平均ピクセル値における差と定義する。候補の中央部の平均ピクセル値は、直径dの円において経験的に定め、一方、背景部の平均ピクセル値は、内径dで、外径2dのドーナツ型区域について定めた。結節と非結節(偽似陽性)を含む全ての候補のコントラストを、dを2mmから40mmの広範囲に変化させて求めた。対側差分画像において、結節のコントラストは、一般に非結節のものよりも大きい傾向のあることが判明した。例えば、図10は、10mmと20mm直径における結節のコントラストは、20ピクセル値より大きい(点線)、一方、6個の非結節が20ピクセル値未満の低コントラストを持っていた。従って、この結果から、もしも、対側差分画像において、ある指定の閾値レベル、例えば、20ピクセル値未満のコントラストを含む結節候補を除去するとすれば、肺結節の可能部位を示すコンピュータ出力リストの内から、6個の偽似陽性を除去することが可能であることが明らかにされた。

【0056】

しかしながら、10個の結節のコントラストとほぼ等しい、大きなコントラストを有する8個の非結節がある。いくつかの非結節の大きなコントラストは、対側差分画像における登録ミス・アーチファクトによるものであることが判明した。登録ミス・アーチファクトによるパターンは、一般に、局所的な明暗密度の混合体を含むから、中央部および・または背景部におけるピクセル値の標準偏差は、登録ミス・アーチファクトのない部分に比べて大きくなることが予想される。図11は、中央部と背景部における相対的標準偏差を示す。この相対的標準偏差は、中央部、および・または背景部における、ピクセル値変動の標準偏差の平均ピクセル値に対する比として求めた。図11から見て取れることは、結節における相対的標準偏差は比較的小さいが、15%(点線)を越える大きな相対標準偏差 - これは登録ミス・アーチファクトによるものである - を有する非結節は5個あるということである。従って、この結果から、もしも、対側差分画像中のある結節候補の相対標準偏差が、指定の閾値レベルを越える大きな値を有する場合、その結節候補を除去するとすれば、5個の偽似陽性を除去することが可能であることが示された。図10と11の結果を合わせることによって、14個の偽似陽性の内、10個の除去が可能である。なぜならば、図10と図11のいずれでも除去可能な「重複」偽似陽性が1個あるからである。

【0057】

偽似陽性除去のためのもう一つの方法を図12に示す。同図は、結節のコントラストと、中央部の相対標準偏差との間の相関を示す。図12から明らかに見て取れるのは、結節は

大きなコントラストと、小さな標準偏差を有する傾向を持つものに対して、非結節は、小さなコントラストを有するか、または大きなコントラストと大きな相対標準偏差を有する傾向を持つ。従って、点線で示すような、コントラスト対標準偏差閾値を設けた場合、14個の偽似陽性の内13個の除去が可能である（ステップS1200 - S1300）。この結果から、対側差分画像を用いることによって、多数の偽似陽性の除去が可能であること、従って、胸部画像における肺結節検出のためのコンピュータ検査法の性能を実質的に改善することが可能であることが示される。

【0058】

図13は、単一胸部X線写真における非対称異常検出のためのコンピュータシステムの模式図である。コンピュータ100は本発明の方法を導入する。同方法においては、コンピュータは、例えば、タッチスクリーン・インターフェイスを有するタッチスクリーン・モニターのような表示装置102；キーボード104；ポイント装置106；マウスパッドまたはデジタル入力パッド108；適当なデバイスバス（例えば、SCSIバス、強化IDEバス、ウルトラDMAバス、PCIバス等）で接続された、ハードディスク110、または、その他の高密度メディアドライブ；フロッピードライブ112；テープまたはCDメディア付、テープまたはCD-ROMドライブ114；または、光磁気メディア等のような、その他の取り外し可能なメディア装置；および、マザーボードを含む。マザーボード118は、例えば、プロセッサ120；RAM122とROM124（例えば、DRAM、ROM、EPROM、EEPROM、SRAM、SDRAM、および、フラッシュRAM等）；画像獲得装置（図示せず）と接続して使用されてもよいI/Oポート126；および、音声加工、画像加工、信号加工、ニューラルネットワーク加工等のような特殊なハードウェア/ソフトウェア機能を実行するための、要すればあってもよい特別用途論理装置（例えば、ASIC）、または、構成可能論理装置（例えば、GALおよびプログラム変更可能FPGA）；マイクロフォン130；および、単一または複数のスピーカー132、を含む。

【0059】

前述のように、本システムは少なくとも1個のコンピュータ読み取り可能な媒体を含む。コンピュータ読み取り可能な媒体の実例としては、コンパクトディスク、ハードディスク、フロッピーディスク、テープ、光磁気ディスク、PROM（EPROM、EEPROM、フラッシュEPROM）、DRAM、SRAM、SDRAM等である。本発明は、コンピュータ読み取り可能な、いずれのものであってもよい一つの媒体、または、それらの結合体の中に保存されるが、コンピュータ100のハードウェアを制御し、かつコンピュータ100が、人間ユーザーと対話することを可能にするソフトウェアを含む。このようなソフトウェアは、デバイスドライバー、オペレーティング・システム、および開発ツールのようなユーザー用アプリケーションを含んでいてもよいが、ただし、それらに限定されない。このようなコンピュータ読み取り可能な媒体はさらに、前述の本発明のプロセス（例えば、図1(a) - (c)参照）のいずれのものかを実行するための、本発明のコンピュータ・プログラム製品を含む。本発明のコンピュータコード・デバイスは、任意の解釈される、または実行可能なコードメカニズムであってもよく、スクリプト、翻訳機、動的結合ライブラリー、ジャバ・クラス、および完全に実行可能なプログラム等を含むが、ただしそれらに限定されない。

【0060】

汎用コンピュータ100のプログラムは、画像獲得装置（図示せず）から得た画像をデジタル化し、保存するためのソフトウェア・モジュールを含む。また、別態様として、本発明は、絵画文書交信装置（PACS）のような、その他の手段で得た画像からのデジタルデータを加工するように設置することも可能である。別言すれば、加工の対象となるデジタル画像は、デジタル形式で存在することが多いものであるから、その場合は、本発明を実施するに当たって、デジタル形式に変換する必要はない。

【0061】

本発明はさらに、当業者には直ちに明らかなように、アプリケーション特異的集積回路の

10

20

30

40

50

作製によって、または、従来の成分回路から成る適当なネットワークを相互接続することによっても導入が可能である。

【0062】

さらに本発明は、コントラスト、相対標準偏差、および・または、結節中心部および・または背景部におけるコントラストと相対標準偏差との間の相関に基づいて、結節候補の中の偽似陽性を除去する点において定義されたけれども、当業者には直ちに明らかなように、結節の他の画像特質、および・または、他の部分も使用が可能である。

【0063】

本発明では、単一胸部X線写真における非対称不透過部検出のために、新規な対側差分法の再構成が行われ、対側差分画像改善のための3種の技法(すなわち、側方傾斜補正、心臓領域の除去、および左と右肺における個別的変位値適合)が用いられた。本対側差分法は、胸部X線写真において周辺肋骨の大部分を除去し、かつ低コントラストの末梢病巣を強調することを可能とする。本法は微妙な肺の不透過部を検出するに当り、放射線専門家を補佐するものとなり得ると考えられる。

【0064】

明らかに、本発明について多くの修正や変更が、前述の教示に照らして可能である。従って、請求項の範囲内においても、本発明をここに詳述したのとは別のやり方で実行することが可能であることを理解しなければならない。

【0065】

付録

[1] A. Kano, K. Doi, H. MacMahon, D. D. Hassel, M. Giger

「時間間隔変化を検出するための、時間的に連続する胸部画像のデジタル画像差分法」
Med. Phys. 21, 453 - 461 (1994)、および、米国特許5,359,513

[2] M. C. Difazio, H. MacMahon, X. W. Xu, P. Tsai, J. Shiraishi, S. G. Armato III, K. Doi

「デジタル胸部X線撮影法：時間差分画像の検出正確度に及ぼす作用」

Radiology 202, 447 - 452 (1997)

[3] J. Shiraishi, S. Katsuragawa, J. Ikezoe, T. Matsumoto, T. Kobayashi, K. Doi等

「肺結節を含む胸部X線写真のデジタル画像データベースの開発 - ROC分析による評価」

Radiology 205(p), 394, 1997

[4] X. W. Xu, K. Doi

「コンピュータ支援診断のための画像特質分析 - 胸部X線写真における肋骨枠境界の正確な確定」

Med. Phys. 22, 617 - 626 (1995) および米国特許5,790,690

[5] T. Ishida, S. Katsuragawa, K. Nakamura, H. MacMahon, K. Doi

「時間差変化検出のための、連続胸部X線写真における時間差分用頻回画像変形法」

Med. Phys. に投稿、および、米国特許出願09/053,789

[6] T. Ishida, K. Ashizawa, R. Engelman, S. Katsuragawa, H. MacMahon, K. Doi

「胸部X線写真の時間差変化検出のための時間差分法の適用 - 自動的初回画像適合による差分画像の改善」

Journal of Digital Imaging に投稿、および、米国特許出願08/900,362

10

20

30

40

50

[7] N. Nakamori, K. Doi, V. Sabeti, H. McMahon

「デジタル放射線学における画像特質分析とコンピュータ支援診断 - デジタル胸部画像における心臓・肺サイズの自動分析」

Med Phys. 17, 342 - 350 (1990) および米国特許 5,072,384

[8] X.W. Xu, K. Doi, T. Kobayashi, H. McMahon, M.L. Giger

「デジタル胸部画像における肺結節の自動化検出のためのCAD改良法の開発」

Med. Phys. 24, 1395 - 1403 (1997) および米国特許出願 08/562,087、および、その他の特許と特許出願 (特許 4,907,156; 5,224,177; 5,289,374 および特許出願 08/757,611; 08/900,191; 09/027,685

【図面の簡単な説明】

【図1(a)】 PA胸部画像に対する対側差分法の全体設計図である。

【図1(b)】 対側差分法の中線検出法を用いた時間差分改良法の全体設計図である。

【図1(c)】 単一胸部X線画像の肺結節コンピュータ検出において、異なる画像から得られる偽似陽性を除去するための全体設計図である。

【図2(a)】 比較のために示した画像であって、元の画像である。

【図2(b)】 比較のために示した画像であって、全ての領域を含む対側差分画像である。

【図2(c)】 比較のために示した画像であって、2つの肺の外側の区域全体を均一な背景とした対側差分画像である。

【図2(d)】 比較のために示した画像であって、「胸部」背景付の対側差分画像であって、2つの肺の外側の区域全体において元の画像を重ねたものである。

【図3】 黄金基準に対して、検出された中線の角度と位置の誤差測定値を例示したものである。

【図4】 黄金基準(黒実線)を中線とする胸部X線写真、輪郭線準拠法(鎖線)によって得られた検出中線、および、肋骨枠辺縁依拠法(点線)によって得られた検出中線である。

【図5(a)】 3人の観察者によって示された、個々の中線における黄金基準からの角度と位置の分布を示すグラフである。

【図5(b)】 輪郭準拠法によって検出された中線の誤差分布を示すグラフである。

【図5(c)】 肋骨枠準拠法によって検出された中線の誤差分布を示すグラフである。

【図6(a)】 比較のために示した画像であって、元の胸部X線写真である。

【図6(b)】 比較のために示した画像であって、中線検出のために輪郭準拠法を用いて得られた対側差分画像である。

【図6(c)】 比較のために示した画像であって、中線検出のために肋骨辺縁準拠法を用いて得られた改良型差分画像である。

【図7(a)】 比較のために示した画像であって、元の胸部X線写真である。

【図7(b)】 比較のために示した画像であって、変位値分析のために縦隔・心臓領域を含んで得られた対側差分画像である。

【図7(c)】 比較のために示した画像であって、同変位値から縦隔・心臓領域を除いて得られた改良型対側差分画像である。

【図8(a)】 比較のために示した画像であって、元の胸部X線写真である。

【図8(b)】 比較のために示した画像であって、変位値を右と左の肺に同時適合させることによって得られる対側差分画像である。

【図8(c)】 比較のために示した画像であって、右と左の肺において、変位値を分離適合させることによって得られる改良型対側差分画像である。

【図9(a)】 比較のために示した画像であって、提示された結節画像である。

10

20

30

40

50

【図9(b)】 比較のために示した画像であって、結節を強調した対側差分画像である。

【図10】 結節と結節候補について、10mmと20mm直径において結節候補のコントラスト分布を示す。

【図11】 結節と結節候補について、10mm直径において、結節候補の対象領域と背景領域における相対的標準偏差の分布を示す。

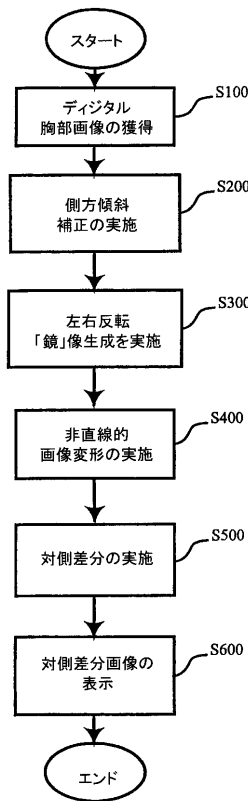
【図12】 結節と結節候補について、10mm直径におけるコントラストと、相対的標準偏差の間の関係を示すグラフである。

【図13】 本発明の教示に従ってプログラムされた、汎用コンピュータ100の模式図である。

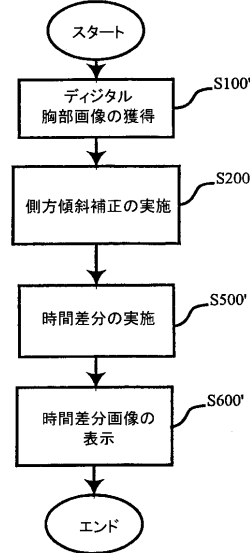
【符号の説明】

- 100 ... コンピュータ
- 102 ... 表示装置
- 104 ... キーボード
- 106 ... ポイント装置
- 108 ... デジタル入力パッド
- 110 ... ハードディスク
- 112 ... フロッピードライブ
- 114 ... ROMドライブ
- 118 ... マザーボード
- 120 ... プロセッサ
- 122 ... RAM
- 124 ... ROM
- 126 ... I/Oポート
- 130 ... マイクロフォン
- 132 ... スピーカー

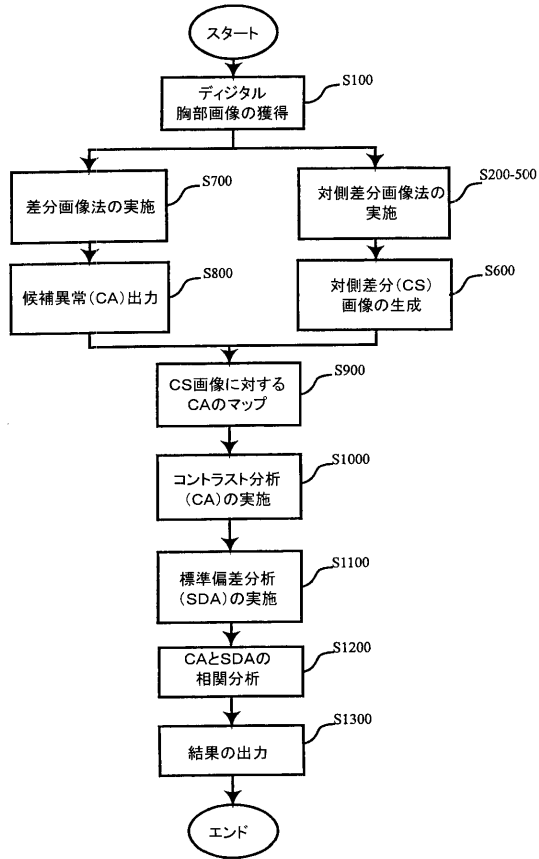
【図1(a)】



【図1(b)】



【図1(c)】



【図2(a)】



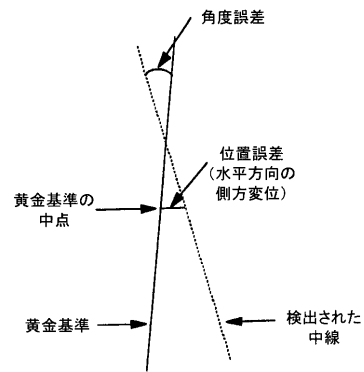
【図2(b)】



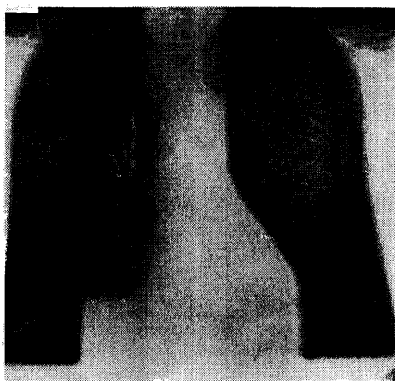
【図2(c)】



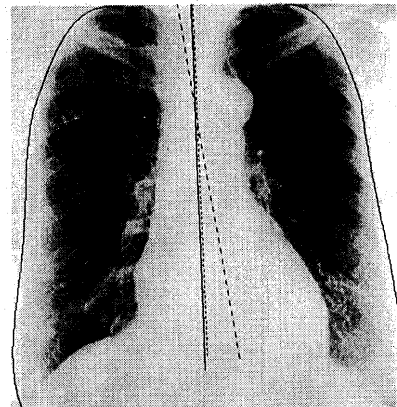
【図3】



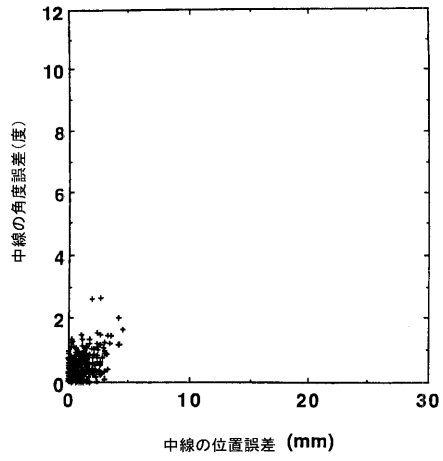
【図2(d)】



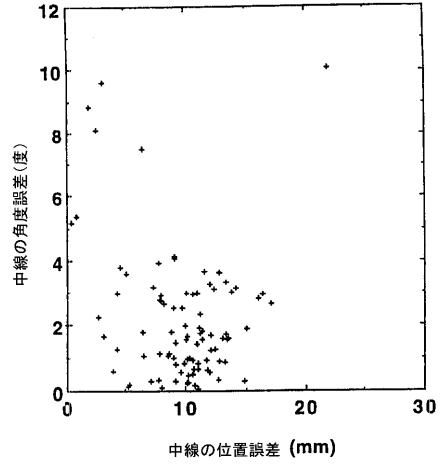
【図4】



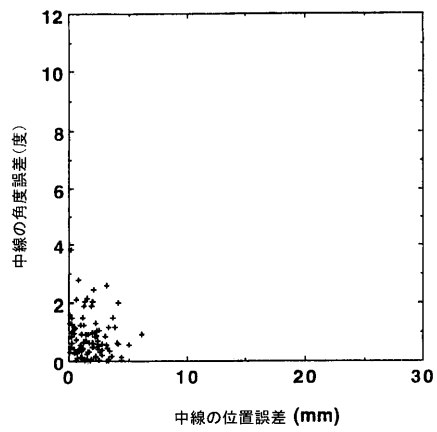
【図 5 (a)】



【図 5 (b)】



【図 5 (c)】



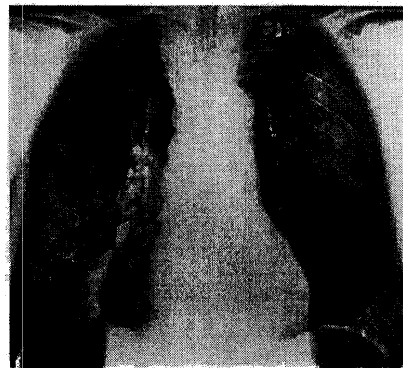
【図 6 (b)】



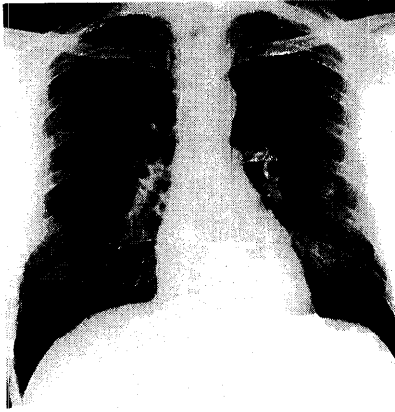
【図 6 (a)】



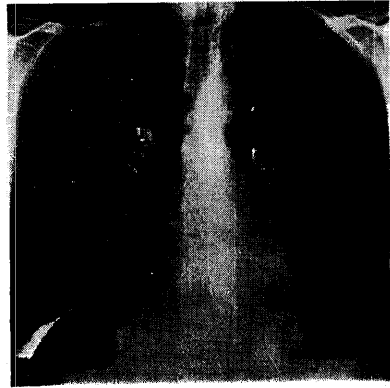
【図 6 (c)】



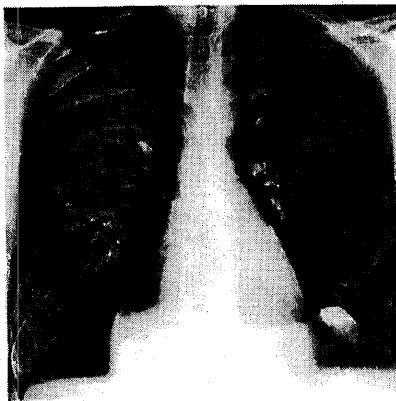
【図7(a)】



【図7(c)】



【図7(b)】



【図8(a)】



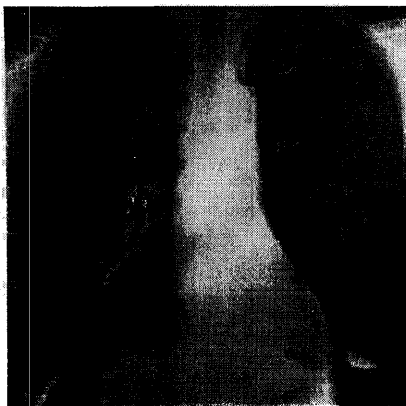
【図8(b)】



【図9(a)】



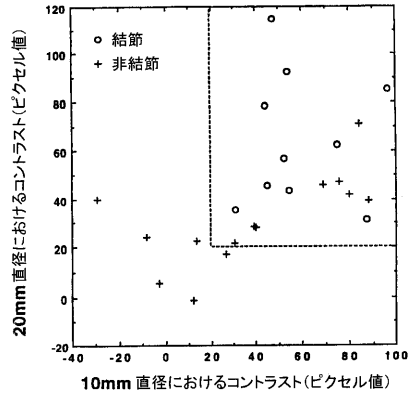
【図8(c)】



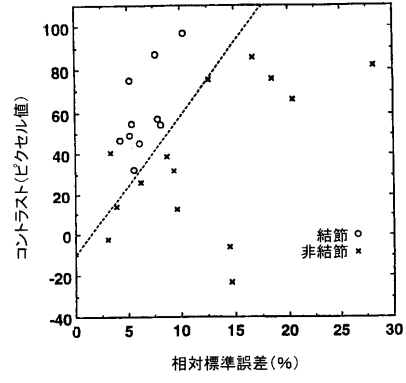
【図9(b)】



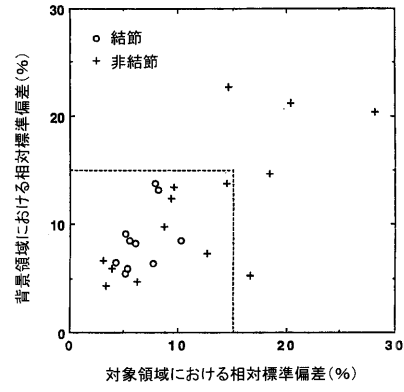
【 図 1 0 】



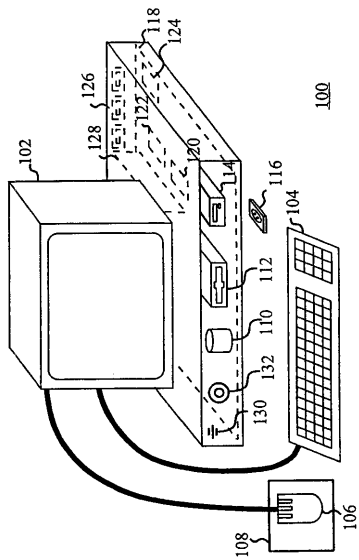
【 図 1 2 】



【 図 1 1 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

- (72)発明者 ドイ、クニオ
アメリカ合衆国、イリノイ州 605421 ウィローブルック、レーン・コート 6415
- (72)発明者 リー、キャン
アメリカ合衆国、イリノイ州 60514 クラレンドン・ヒルズ、コンコード・レーン・ナンバ
ー 15、5730
- (72)発明者 カツラガワ、シゲヒコ
岩手県盛岡市ユザワミナミ2-17-8
- (72)発明者 イシダ、タカユキ
広島県広島市カモ、クロセ、ナラハラ1767-1、1-301

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平07-037074(JP,A)
特開平02-297099(JP,A)
特開2000-311212(JP,A)
米国特許第05319549(US,A)
特開平09-508817(JP,A)
米国特許第05440647(US,A)
米国特許第04907156(US,A)
特開平07-200780(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14
G06T 1/00
G06T 7/60