

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6564018号
(P6564018)

(45) 発行日 令和1年8月21日 (2019.8.21)

(24) 登録日 令和1年8月2日 (2019.8.2)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 5 0 D
G 0 6 T 1/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 5 0 S
G 0 6 T 1/00 2 9 0 A

請求項の数 17 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2017-505051 (P2017-505051)	(73) 特許権者	516302775 アイキヤド, インコーポレイテッド アメリカ合衆国, ニューハンプシャー州 03062, ナシュア, スイート 100, 98 スピット ブルック ロ ード
(86) (22) 出願日	平成27年4月1日 (2015.4.1)	(73) 特許権者	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(65) 公表番号	特表2017-510427 (P2017-510427A)	(74) 代理人	110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所
(43) 公表日	平成29年4月13日 (2017.4.13)	(72) 発明者	ハーディング, デイヴィッド エス. アメリカ合衆国, テキサス州 7870 4, オースティン, 1607 ジュリ エット ストリート
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/023924		
(87) 国際公開番号	W02015/157067		
(87) 国際公開日	平成27年10月15日 (2015.10.15)		
審査請求日	平成30年3月29日 (2018.3.29)		
(31) 優先権主張番号	61/976, 971		
(32) 優先日	平成26年4月8日 (2014.4.8)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線画像の肺野セグメンテーション技術及び骨減弱技術

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プロセッサにより放射線画像を受信する工程と、
前記プロセッサにより前記放射線画像内で関心領域 (ROI) 境界を特定する工程と、
前記プロセッサにより前記 ROI 境界に応じて肺野境界を特定する工程と、
前記プロセッサにより前記肺野境界をマージして、セグメント化された肺野構造物を生成する工程と、
を備える肺野セグメンテーション方法であって、
前記 ROI 境界に応じて肺野境界を特定する工程は、
前記 ROI 境界によって定義される外側肺野領域、上部肺野領域及び下部肺野領域にエッジ検出を行って、外側肺野境界を算出する工程と、
内側肺野サブ領域にエッジ検出を行って、内側肺野境界を算出する工程と、を備え、
前記外側肺野境界を算出する工程は、
前記 ROI 境界と肺野中心に応じて近似される前記外側肺野領域に多項式フィッティングを行って、大まかな中部肺野ボーダーを算出する工程と、
上部 ROI 境界と前記大まかな中部肺野ボーダーに応じて近似される前記上部肺野領域に多項式フィッティングを行って、大まかな上部肺野ボーダーを算出する工程と、
前記大まかな中部肺野ボーダーの下部部分によって定義される前記下部肺野領域に多項式フィッティングを行って、大まかな下部肺野ボーダーを算出する工程と、

10

20

前記大まかな中部肺野ボーダーと、前記大まかな上部肺野ボーダーと、前記大まかな下部肺野ボーダーと、をマージして、大まかな外側肺野境界を形成する工程と、を備えることを特徴とする。

【請求項 2】

前記 R O I 境界は、左側 R O I 境界と、右側 R O I 境界と、上部 R O I 境界と、一以上の下部 R O I 境界と、中央 R O I 境界と、を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記放射線画像内で R O I 境界を特定する工程は、
前記放射線画像に描かれた患者の胴体を表す胴体領域を特定する工程と、
前記胴体領域内の画素輝度値に応じて前記 R O I 境界を特定する工程と、を備え、
前記 R O I 境界は、左側 R O I 境界と、右側 R O I 境界と、上部 R O I 境界と、一以上の下部 R O I 境界と、中央 R O I 境界と、を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記胴体領域内の画素輝度値に応じて前記 R O I 境界を特定する工程は、
前記胴体領域内の各列の画素の画素輝度値を合計して、第 1 の水平方向輝度投影ベクトルを算出する工程と、
前記第 1 の水平方向輝度投影ベクトルに応じて、前記左側 R O I 境界と、前記右側 R O I 境界と、前記中央 R O I 境界と、を特定する工程と、
前記胴体領域の上部サブ領域内の各行の画素の画素輝度値を合計して、垂直方向輝度投影ベクトルを算出する工程と、
前記垂直方向輝度投影ベクトルに応じて、前記上部 R O I 境界を特定する工程と、を備え、

前記胴体領域内の画素輝度値に応じて前記 R O I 境界を特定する工程は、
前記胴体領域の、前記上部 R O I 境界より下であって、かつ、前記中央 R O I 境界と前記右側 R O I 境界の間である部分を含む右側サブ領域内の輝度値を合計して、第 2 の水平方向輝度投影ベクトルを算出する工程と、
前記第 2 の水平方向輝度投影ベクトルに応じて右下部 R O I 境界を特定する工程と、
前記胴体領域の、前記上部 R O I 境界より下であって、かつ、前記中央 R O I 境界と前記左側 R O I 境界の間である部分を含む左側サブ領域内の輝度値を合計して、第 3 の水平方向輝度投影ベクトルを算出する工程と、
前記第 3 の水平方向輝度投影ベクトルに応じて左下部 R O I 境界を特定する工程と、を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記外側肺野境界を算出する工程は、
前記放射線画像の一次微分からゼロクロス点を算出する工程と、
中央制御点から閾値距離内のゼロクロス点を含む前記ゼロクロス点のサブセットに直線フィッティングを行って正中線を生成する工程と、
前記放射線画像の前記二次方向微分から水平方向ゼロクロス点を算出する工程と、
前記正中線と、一以上の前記 R O I 境界と、前記大まかな肺野境界と、に基づいて、前記水平方向ゼロクロス点からエッジ候補のサブセットを特定する工程と、
前記エッジ候補のサブセットに直線フィッティングを行って微細な外側肺野境界を生成する工程と、を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記内側肺野境界を算出する工程は、
前記放射線画像の二次方向微分からの水平方向ゼロクロス点に応じて、右内側肺野境界を形成する工程と、
前記放射線画像の前記二次方向微分からの傾斜ゼロクロス点に応じて、左内側肺野境界を形成する工程と、を備え、

前記傾斜ゼロクロス点は、水平面と垂直面の間の角度でとられることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記傾斜ゼロクロス点に応じて左内側肺野境界を形成する工程は、
左内側肺野サブ領域の一次微分に応じて左マスク領域を算出する工程と、
前記左マスク領域内の前記傾斜ゼロクロス点の中から左エッジ画素を特定する工程と、
前記左エッジ画素に直線フィッティングを行って前記左内側肺野境界を形成する工程と、
を備え、

前記水平方向ゼロクロス点に応じて右内側肺野境界を形成する工程は、
右内側肺野サブ領域の一次微分に応じて右マスク領域を算出する工程と、
前記右マスク領域内の前記水平方向ゼロクロス点の中から右エッジ画素を特定する工程と、

前記右エッジ画素に直線フィッティングを行って前記右内側肺野境界を形成する工程と、
を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記 R O I 境界に応じて肺野境界を特定する工程は、
前記上部 R O I 境界から閾値距離内で、上に凸な構造を有するエッジ候補を特定して、
上部肺野境界を算出する工程と、

前記一以上の下部 R O I 境界から閾値距離内で、上に凸な構造を有するエッジ候補を特定して、下部肺野境界を算出する工程と、を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記肺野境界をマージして、セグメント化された肺野構造物を生成する工程は、
前記外側肺野境界、前記内側肺野境界、前記上部肺野境界及び前記下部肺野境界をリファインする工程と、

前記リファインされた境界をマージして、前記セグメント化された肺野構造物を生成する工程と、を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

プロセッサにより放射線画像を受信する工程と、
前記プロセッサにより関心領域 (R O I) 境界に応じて肺野境界を特定することにより前記放射線画像に肺野セグメンテーションを行って、セグメント化された肺野画像を生成する工程と、

前記プロセッサにより前記セグメント化された肺野画像内で鎖骨を検出する工程と、
前記プロセッサにより前記セグメント化された肺野画像内で肋骨を検出する工程と、
前記プロセッサにより前記検出された骨を前記放射線画像から減弱して骨減弱画像を生成する工程と、

を備える骨減弱方法であって、

前記 R O I 境界に応じて肺野境界を特定する工程は、
前記 R O I 境界によって定義される外側肺野領域、上部肺野領域及び下部肺野領域にエッジ検出を行って、外側肺野境界を算出する工程と、

内側肺野サブ領域にエッジ検出を行って、内側肺野境界を算出する工程と、を備え、
前記外側肺野境界を算出する工程は、

前記 R O I 境界と肺野中心に応じて近似される前記外側肺野領域に多項式フィッティングを行って、大まかな中部肺野ボーダーを算出する工程と、

上部 R O I 境界と前記大まかな中部肺野ボーダーに応じて近似される前記上部肺野領域に多項式フィッティングを行って、大まかな上部肺野ボーダーを算出する工程と、

前記大まかな中部肺野ボーダーの下部部分によって定義される前記下部肺野領域に多項式フィッティングを行って、大まかな下部肺野ボーダーを算出する工程と、

前記大まかな中部肺野ボーダーと、前記大まかな上部肺野ボーダーと、前記大まかな下部肺野ボーダーと、をマージして、大まかな外側肺野境界を形成する工程と、を備えるこ

10

20

30

40

50

とを特徴とする。

【請求項 1 1】

前記放射線画像に肺野セグメンテーションを行って、セグメント化された肺野画像を生成する工程は、

前記プロセッサにより前記放射線画像内で関心領域 (R O I) 境界を特定する工程と

前記プロセッサにより前記肺野境界をマージしてセグメント化された肺野画像を生成する工程と、を備えることを特徴とする請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記セグメント化された肺野画像内で鎖骨を検出する工程は、

10

前記セグメント化された肺野画像にワーピングを行ってワーピング画像を生成する工程と、

前記ワーピング画像にエッジ検出を行って前記鎖骨を検出する工程と、を備え、

前記鎖骨は、前記セグメント化された肺野画像よりも前記ワーピング画像において、より小さい曲率で描かれることを特徴とする請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記セグメント化された肺野画像内で肋骨を検出する工程は、

前記放射線画像内の複数の肋骨について複数の異なる角度マップを生成する工程と、

前記肋骨が描かれた前記放射線画像の部分に、前記複数の角度マップのうち対応する角度マップに応じてワーピングを行って、複数のワーピングサブ画像を生成する工程と、

20

前記複数のワーピングサブ画像にエッジ検出を行って前記肋骨を検出する工程と、を備え、

前記複数の肋骨は、前記放射線画像よりも前記複数のワーピングサブ画像において、より小さい曲率で描かれることを特徴とする請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記肋骨は後方肋骨と前方肋骨を含むことを特徴とする請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記検出された骨を前記放射線画像から減弱して骨減弱画像を生成する工程は、

前記検出された骨を骨毎に減弱する工程を備えることを特徴とする請求項 1 0 に記載の方法。

30

【請求項 1 6】

前記多項式フィッティングは、線形フィッティングであることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記多項式フィッティングは、線形フィッティングであることを特徴とする請求項 1 0 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2014年4月8日出願の米国仮特許出願第61/976,971号「Lung Segmentation and Bone Suppression Techniques for radiographic Images」の優先権を主張する。前記出願は、参照により、全体が再現されるように本願に組み込まれる。

40

【0002】

本発明は、医用画像撮影に関し、特定の実施形態では、放射線画像の肺野セグメンテーション技術及び骨減弱技術に関する。

【背景技術】

【0003】

肺野セグメンテーションは、レントゲン写真等の放射線画像の肺野分析に関連する様々なタスクに用いられる。肺野セグメンテーションは、例えば、肺気腫の診断によく使用さ

50

れ、管、裂溝、小葉、小結節等、他の肺野構造物や異形のセグメンテーションの前処理工程でもある。骨減弱も、診断に先立って、放射線画像に対してよく実施される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

そのため、放射線画像において肺野セグメンテーションや骨減弱を正確に行うための技術が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

ここに開示される放射線画像の肺野セグメンテーション技術及び骨減弱技術の実施形態によって、技術的效果が一般に達成される。

10

【0006】

一実施形態によれば、肺野セグメンテーション方法が提供される。本例では、前記方法は、放射線画像を受信する工程と、前記放射線画像内で関心領域（ROI）境界を特定する工程と、前記ROI境界に応じて肺野境界を特定する工程と、前記肺野境界をマージして、セグメント化された肺野構造物を生成する工程と、を備える。

【0007】

他の実施形態によれば、骨減弱方法が提供される。本例では、前記方法は、放射線画像を受信する工程と、前記放射線画像内で骨を検出する工程と、を備える。前記検出された骨は、鎖骨、後方肋骨及び前方肋骨のうちの何れか又は何れかの組み合わせを含む。前記方法は、前記放射線画像内の前記検出された骨を減弱して骨減弱画像を生成する工程を更に備える。

20

【0008】

更に他の実施形態によれば、骨減弱方法が提供される。本例では、前記方法は、放射線画像を受信する工程と、前記放射線画像に肺野セグメンテーションを行って、セグメント化された肺野画像を生成する工程と、前記セグメント化された肺野画像内で鎖骨を検出する工程と、前記セグメント化された肺野画像内で肋骨を検出する工程と、前記検出された骨を前記放射線画像から減弱して骨減弱画像を生成する工程と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0009】

30

本開示内容及びその効果のより完全な理解のため、添付の図面と共に以下の説明を参照する。

【0010】

【図1】肺野セグメンテーション方法の一実施形態のフローチャートを示す。

【図2A】一実施形態における放射線画像を示す。

【図2B】前記一実施形態における放射線画像を示す。

【図3A】付加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図3B】前記付加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図4A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図4B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。

40

【図5】更に別の追加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図6A】更に付加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図6B】前記更に付加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図6C】前記更に付加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図6D】前記更に付加的な実施形態における放射線画像を示す。

【図7】平滑化された水平方向輝度投影ベクトルのグラフを示す。

【図8】更に別の実施形態における放射線画像を示す。

【図9】平滑化された垂直方向輝度投影ベクトルのグラフを示す。

【図10】更に別の実施形態における放射線画像を示す。

【図11】他の平滑化された水平方向輝度投影ベクトルのグラフを示す。

50

- 【図 1 2 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 2 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 3】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 4 A】放射線画像に関連付けられたゼロクロス点の図を示す。
- 【図 1 4 B】前記放射線画像に関連付けられたゼロクロス点の図を示す。
- 【図 1 4 C】前記放射線画像に関連付けられたゼロクロス点の図を示す。
- 【図 1 5 A】放射線画像に関連付けられたゼロクロス点の図を示す。
- 【図 1 5 B】前記放射線画像に関連付けられたゼロクロス点の図を示す。
- 【図 1 5 C】前記放射線画像に関連付けられたゼロクロス点の図を示す。
- 【図 1 6 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。 10
- 【図 1 6 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 6 C】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 7 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 7 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 8 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 8 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 8 C】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 9 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 1 9 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 0 A】内側肺野境界のエッジ候補の図を示す。 20
- 【図 2 0 B】更に別の実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 1 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 1 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 2 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 2 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 3】骨減弱モジュールの一実施形態を示す。
- 【図 2 4 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 4 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 4 C】放射線画像プロファイルのグラフを示す。
- 【図 2 5 A】放射線画像における輝度プロファイル位置を示す。 30
- 【図 2 5 B】放射線画像における輝度プロファイル位置を示す。
- 【図 2 5 C】放射線画像における輝度プロファイル位置を示す。
- 【図 2 6】更に別の実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 7】更に別の実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 8】更に別の実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 9 A】更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 2 9 B】前記更に追加的な実施形態における放射線画像を示す。
- 【図 3 0】コンピューティングプラットフォームの一実施形態を示す。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0 0 1 1】 40
- 以下、本開示の実施形態の製造及び使用について詳細に説明する。なお、ここに開示のコンセプトは多種多様な特定の状況において具現化することができ、ここで説明される特定の実施形態は単なる例示であって、請求の範囲を限定するものではない。また、添付の請求の範囲に記載のような本開示の趣旨及び範囲から逸脱しない範囲で、様々な変更、置き換え及び交換等が可能である。
- 【0 0 1 2】
- 本開示の側面によれば、人間の胸部のレントゲン写真の診断において用いられる肺野セグメンテーション技術の実施形態が提供される。肺野セグメンテーション技術の実施形態は、入力画像から疑似境界画素を除去して保護領域を取得し、解剖学及び/又は画像に基づく情報を用いて、保護領域から大まかな肺野関心領域を算出する。その後、関心領域内 50

の肺野の輪郭／境界を特定し、リファイン（洗練）し、マージして、セグメント化された肺野構造物等の肺野セグメンテーション結果を生成する。以下、これら及びその他の側面について、より詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

図 1 は、肺野セグメンテーション方法の一実施形態である方法 1 0 0 を示す。図に示すように、方法 1 0 0 はステップ 1 1 0 から始まり、入力画像を取得する。入力画像は、例えば、人間の胸部の放射線画像である。次に、方法 1 0 0 はステップ 1 2 0 に進み、疑似境界画素を除去して保護領域を取得する。保護領域は、例えば、関連する属性によって主に構成されている。疑似境界画素は、とりわけ、濃度が異なる組織間の境界（例えば、骨と軟部組織の境界）に位置する偽画素値に対応し、肺野セグメンテーション中及び／又はその後、肺野構造物（例えば、小結節等）の誤分類を引き起こす場合がある。その後、方法 1 0 0 はステップ 1 3 0 に進み、保護領域内で関心領域を特定する。関心領域は、主な肺野構造物を取り囲む大まかな領域又は（例えば、縦線及び横線で形成された）グリッドに対応する。次に、方法 1 0 0 はステップ 1 4 0 に進み、肺野の輪郭の初期設定を行う。肺野の輪郭は、肺野の略図を描く肺野境界に対応する。当該境界は曲線である。その後、方法 1 0 0 はステップ 1 5 0、ステップ 1 6 0 へと進み、肺野の輪郭をリファインし、マージして、肺野セグメンテーション結果を生成する。以下、各ステップを実行する技術について、より詳細に説明する。

【 0 0 1 4 】

技術の実施形態は、放射線画像から疑似画素を少なくとも一部除去することで、保護領域を取得する。疑似画素は、例えば、放射線画像に描かれたオブジェクト（例えば、人間の胸部）を表現しない非典型的な画素値を有する画素を含む。また、疑似画素は、放射線画像内の濃度が異なる領域間の境界上に位置する非典型的な画素値を有する疑似境界画素も含む。

【 0 0 1 5 】

疑似境界画素は、画像境界に沿った濃色境界帯を含む。図 2 A は、濃色境界帯を含む放射線画像 2 0 1 を示す。濃色境界帯は矢印で示されている。本開示の側面によれば、濃色境界帯を除去するように放射線画像をトリミングする技術が提供される。図 2 B は、放射線画像 2 0 1 から多くの濃色境界帯を除去したトリミング済み出力画像 2 0 2 を示す。濃色境界帯は、放射線画像の端から検索することで特定できる。放射線画像の端は、例えば、放射線画像の上端、下端、左端及び右端である。いくつかの実施形態では、上記検索を、特定の方向に放射線画像の面積の三分の一まで行う。帯に沿った低輝度画素の割合が閾値を超えた場合に、濃色帯と見なされる。一例では、帯に沿った画素の少なくとも 6 0 % が低輝度値を有する場合に、濃色帯と見なされる。画像境界から少なくとも閾値距離離れた位置で検出された帯を除去するようにトリミングすることで、トリミング済み出力画像を取得する。一実施形態では、画像境界から最も離れた位置にある濃色帯を除去するようにトリミングする。

【 0 0 1 6 】

疑似境界画素は、高変化境界も含む。図 3 A は、高変化境界を含む放射線画像 3 0 1 を示す。高変化境界は矢印で示されている。本開示の側面によれば、高変化境界を除去するように放射線画像をトリミングする技術が提供される。図 2 B は、放射線画像 3 0 1 から多くの高変化境界を除去したトリミング済み出力画像 3 0 2 を示す。高変化境界を切り取るため、放射線画像を複数の重複ブロックに分割し、各重複ブロックについて変化量を算出する。閾値に基づいて、画像境界に沿った高変化ブロック候補を特定する。続いて、選択された高変化ブロックに基づく各境界に沿って放射線画像をトリミングすることで、トリミング済み出力画像を取得する。

【 0 0 1 7 】

疑似境界画素は、線状構造物も含む。図 4 A は、線状構造物を含む放射線画像 4 0 1 を示す。線状構造物は矢印で示されている。本開示の側面によれば、線状構造物を除去するように放射線画像をトリミングする技術が提供される。図 4 B は、放射線画像 4 0 1 から

多くの線状構造物を除去したトリミング済み出力画像402を示す。線状構造物を除去するため、(例えば、)等方性ガウス(Gaussian)フィルタを用いて放射線画像を平滑化する。放射線画像の平滑化は、他の技術を用いて行われてもよい。次に、平滑化済み画像の各境界方向と交差して一次微分を算出し、算出された微分に基づいて線状構造物を特定する。一例では、算出された一次微分に基づいて、画像境界から5°以内の線状構造物を検出する。線状構造物特定後、当該線状構造物を除去するように放射線画像をトリミングすることで、トリミング済み出力画像を取得する。

【0018】

放射線画像を処理して疑似画素を除去した後、この処理済み画像に基づいて、大まかな関心領域(ROI)を生成する。関心領域は、肺野領域の上部、下部、左側、右側及び中央に対応する5つの制御点を有する。本開示においては、これら制御点を、ROI境界と称する。例えば、上部制御点を上部ROI境界、下部制御点を下部ROI境界、左側制御点を左側ROI境界、右側制御点を右側ROI境界、中央制御点を中央ROI境界、と称する。図5は、ROI境界510~516(破線)と大まかな肺野境界520、521(実線)が特定された放射線画像500を示す。ROI境界510~516は、上部ROI境界510、下部ROI境界512、右側ROI境界514、左側ROI境界515及び中央ROI境界516を含む。

【0019】

ROI境界を特定する技術の実施形態は、患者の胴体を表す胴体領域を特定し隔離することから始まる。胴体領域は、当該胴体領域を表す画素を特定し、胴体領域外の画素を消去することで隔離される。胴体領域を表す画素を特定するために、以下の工程を用いる：(1)放射線画像内で、低輝度画素(例えば、閾値未満の画素輝度値を有する画素)を特定する工程；(2)特定された低輝度画素について、平均画素値と中央画素値を算出する工程；(3)算出された平均画素値よりも低い輝度値を有する第1の画素グループを特定する工程；(3)算出された中央画素値よりも高い値を有する第2の画素グループを特定する工程；(4)第1と第2の画素グループに連結成分分析を行い、最大塊部を取得する工程；(5)連結成分処理を用いて最大塊部内の穴を埋めることにより、胴体領域を取得する工程。連結成分分析を行うことで、最大塊部は維持され、小さい疑似領域は除去される。最大塊部は胴体領域に対応し、最大塊部内の埋められた穴は、肺野の低濃度領域に対応する。

【0020】

図6Aは、放射線画像601を示し、図6Bは、放射線画像601における低輝度画素の平均値未満の輝度値を有する画素の領域625が特定された放射線画像602を示す。

【0021】

図6Cは、疑似画素領域630、肺野の低輝度領域632及び最大塊部領域635が特定された放射線画像603を示す。図6Dは、疑似画素領域630及び胴体領域645が特定された放射線画像604を示す。胴体領域645は、最大塊部領域635内の穴を埋めることによって生成されたものである。前記穴は、肺野の低輝度領域632に対応する

【0022】

ROI境界の特定における次の工程は、中央制御点、左側制御点及び右側制御点の特定である。中央制御点、左側制御点及び右側制御点を見つけるため、胴体領域内の各画像列の輝度値を合計して水平方向輝度投影を算出する。そして、(例えば、等方性ガウスフィルタを用いて、)水平方向輝度投影を平滑化し、当該水平方向輝度投影の極大値と極小値を算出する。図7は、放射線画像604の胴体領域645に対応する、平滑化された水平方向輝度投影ベクトルのグラフ700を示す。グラフ700は、平滑化された水平方向輝度投影ベクトル上の極大値711~713及び極小値701、702を示す。中央制御点は、極大値711~713に応じて選択される。例えば、中央制御点は、水平方向輝度投影ベクトルの長さの三分の一より大きい、最小の極大値として選択される。他の例としては、中央制御点は、水平方向輝度投影ベクトルの長さの三分の二より小さい、最大の極大値として選択される。外側である左側と右側の制御点は、投影ベクトルの左右の最大値に

10

20

30

40

50

基づいて選択される。いくつかの実施形態では、極小値 7 0 1、7 0 2 は、肺野中心に対応する。

【 0 0 2 3 】

R O I 境界の特定における次の工程は、上部制御点の特定である。上部制御点を特定するため、胴体領域の上部サブ領域について、垂直方向に輝度投影を算出する。一実施形態では、上部サブ領域は、原画像の最上部三分の一、例えば、画像の全行のうち上部に位置する三分の一の行を有する。図 8 は、放射線画像 6 0 4 の最上部三分の一に対応するトリミング済み放射線画像 8 0 0 を示す。図 9 は、トリミング済み放射線画像 8 0 0 に対応する、平滑化された垂直方向輝度投影ベクトルのグラフ 9 0 0 を示す。グラフ 9 0 0 は、平滑化された垂直方向輝度投影ベクトルの極大値 9 1 1 を示す。

10

【 0 0 2 4 】

R O I 境界の特定における次の工程は、右肺野と左肺野の下部制御点の特定である。これら右肺野と左肺野の下部制御点を、各々、右下部 R O I 境界、左下部 R O I 境界と称する。右下部 R O I 境界は、胴体領域の右側サブ領域で特定される。右側サブ領域は、胴体領域の、上部 R O I 境界よりも下であって、かつ、中央 R O I 境界と右側 R O I 境界の間である部分を有する。例えば、患者の右肺野の下部制御点は、上部制御点、左側制御点及び中央制御点を用いて放射線画像をトリミングし、このトリミング済み画像について水平方向輝度投影の二次微分を算出し、算出された水平方向輝度投影の最後の極大値に応じて下部制御点を算出することにより得られる。図 1 0 は、上部制御点、左側制御点、右側制御点及び中央制御点を用いて放射線画像 6 0 4 をトリミングして得られた放射線画像 1 0 0 0 を示す。図 1 1 は、トリミング済み放射線画像 1 0 0 0 に対応する、平滑化された水平方向輝度投影ベクトルのグラフ 1 1 0 0 を示す。グラフ 1 1 0 0 は、平滑化された水平方向輝度投影ベクトルの極大値 1 1 1 1 を示す。左下部 R O I 境界は、胴体領域の左側サブ領域で特定される。左側サブ領域は、胴体領域の、上部 R O I 境界よりも下であって、かつ、中央 R O I 境界と左側 R O I 境界の間である部分を有する。例えば、患者の左肺野の下部制御点は、上部制御点、右側制御点及び中央制御点を用いて原画像をトリミングし、このトリミング済み画像について水平方向輝度投影の二次微分を算出し、算出された水平方向輝度投影の最後の極大値に応じて下部制御点を算出することにより特定される。

20

【 0 0 2 5 】

関心領域を見つけ次第、外側肺野境界を特定することができる。外側肺野境界は、中部ボーダー、上部ボーダー及び下部ボーダーの三つの部分に分割される。図 1 2 A は、外側肺野境界の大まかな推定が表現された放射線画像 1 2 0 0 を示し、図 1 2 B は、外側肺野境界 1 2 1 6 を示す。外側肺野境界の大まかな推定により、上部ボーダー 1 2 1 0 (長鎖線)、中部ボーダー 1 2 1 2 (実線)及び下部ボーダー 1 2 1 4 (短鎖線)が生成される。中部ボーダー 1 2 1 2 は、外側肺野領域に直線フィッティング処理を用いることで推定できる。外側肺野領域は、制御点(例えば、R O I 境界)及び肺野中心を用いて設定される。なお、外側肺野領域は、R O I 境界から閾値水平距離の領域を有する。閾値距離は、各肺野について、R O I 境界と肺野中心の座標を用いて算出される。様々な向きの直線を、設定された領域の二次微分に当てはめ(フィッティング)、最もフィットする直線を外側肺野境界の中部ボーダー 1 2 1 2 として選択する。上部ボーダー 1 2 1 0 は、上部制御点と中部ボーダー 1 2 1 2 で定義される上部肺野領域に直線フィッティング処理を用いて設定される。下部ボーダー 1 2 1 4 は、中部ボーダー 1 2 1 2 の下半分で定義される下部肺野領域に直線フィッティング処理を用いて設定される。そして、図 1 2 B に示すように、上部ボーダー 1 2 1 0 と、中部ボーダー 1 2 1 2 と、下部ボーダー 1 2 1 4 と、をマージすることにより、外側肺野境界 1 2 1 6 が形成される。上部ボーダー 1 2 1 0 と、中部ボーダー 1 2 1 2 と、下部ボーダー 1 2 1 4 と、をマージする技術の一つとしては、大まかに推定された外側肺野境界の行に、ガウス最小二乗法アルゴリズムを適用することが挙げられる。

30

40

【 0 0 2 6 】

外側肺野境界と関心領域を特定後、肺野の輪郭を初期設定することができる。図 1 3 は

50

、放射線画像 1301、1302 を示す。放射線画像 1301 は、ROI 境界 510 ~ 516 と肺野境界 1216 を含む。肺野境界は、ROI 境界と肺野境界の初期設定に用いられる画像特徴から生成できる。放射線画像 1302 は、初期肺野境界 1310 ~ 1321 を含む。図に示すように、初期肺野境界 1310 ~ 1321 は、上部境界、下部境界、外側境界、内側境界に分けることができ、これらは比較的大きな尺度で初期設定される。正中線 1316 は、小さい尺度で画像の一次微分から計算されるゼロクロス点を算出して、中央制御点に最も近いゼロクロス点のサブセットに直線をフィッティングすることで得られる。ゼロクロス点は、水平方向に算出される。

【0027】

次に、画像の二次微分から水平方向に計算されるゼロクロス点を算出する。当業者であれば、或る方向（又は長いベクトル）に算出される微分（例えば、二次微分）は方向微分（例えば、二次方向微分）であると理解するであろう。図 14A は、放射線画像 1301 のゼロクロス点が描かれたゼロクロス点の図 1401 を示す。正中線 1420 と右側 ROI 境界 1410 及び正中線 1420 と左側 ROI 境界 1430 の各々の正中線 1420 寄り半分に存在するエッジ候補を除去することで、図 14B に示すゼロクロス点の図 1402 が得られる。このように、エッジ候補は、正中線 1420 よりも右側 ROI 境界 1410 や左側 ROI 境界 1430 に近い水平方向ゼロクロス点を含む。外側肺野境界は、大まかな肺野境界 1440、1450 に最も近い（例えば、閾値距離内の）エッジ候補のセットとして選択され、図 14C の図 1403 に示すように、最終的な外側肺野境界の候補 1460、1470 が推定される。

【0028】

次に、初期内側肺野境界を特定する。初期内側肺野境界を特定するため、画像の二次微分から計算されるゼロクロス点を右肺野について水平方向に算出し、傾斜ゼロクロス点を左肺野について算出する。傾斜ゼロクロス点は、水平面と垂直面の間の角度、例えば、55° 等で算出される。図 15A は、55° でのゼロクロス点を示す。初期マスク 1520 は、図 15B に示すように、左内側肺野サブ領域の一次微分を用いて（例えば、小さい尺度で）算出される。左内側肺野サブ領域は、左肺野の内側半分を描いた領域、例えば、左側 ROI 境界と正中線の中ほどの領域である。

【0029】

マスク内の連結エッジ画素を結合することで、図 15C に示すような初期左内側肺野境界 1530 が生成される。同様の方法を用いて、右内側境界を検出する。例えば、右内側肺野境界は、右内側肺野サブ領域の一次微分に応じて右マスク領域を算出し、右マスク領域内の水平方向ゼロクロス点を右エッジ画素として特定し、右エッジ画素に直線フィッティングを行うことで形成される。

【0030】

その後、初期上部境界を特定する。初期上部肺野境界は、肺野の上部（例えば、上部 ROI 境界から閾値距離内）に位置し、かつ、上に凸の構造を有するエッジ候補のセットとして選択される。この上方凸構造の長さ及び角度は、適切な上部肺野境界が選ばれるようなものになっている。図 16A は、放射線画像 1601 を示し、図 16B は、放射線画像 1601 についてのエッジ候補が描かれた放射線画像 1602 を示す。図 16C は、放射線画像 1602 に描かれたエッジ候補の中から選択された、初期上部肺野境界が描かれた放射線画像 1603 を示す。

【0031】

次に、初期下部肺野境界（又は下部肺野境界）を特定する。初期下部肺野境界は、肺野の下部（例えば、下部 ROI 境界から閾値距離内）に位置し、かつ、上に凸の構造を有するエッジ候補のセットとして選択される。幅の閾値及び二次微分の大きさの閾値を用いて、肺野境界をエッジ候補の中から最終的に選択する。図 17A は、放射線画像 1601 に描かれた肺野の下部についてのエッジ候補が描かれた放射線画像 1701 を示す。図 17B は、選択された下部肺野境界が描かれた放射線画像 1702 を示す。

【0032】

10

20

30

40

50

初期設定後、肺野の輪郭／境界をリファインする。いくつかの実施形態では、マージして最終的な肺野セグメンテーションアウトプットを生成する前に、上部、下部、右側及び左側の初期設定を個別にリファインする。

【 0 0 3 3 】

肺野の輪郭のリファインは、外側肺野境界のリファインから始まる。初期外側肺野境界上の各点について、所定幅の輝度プロファイルを法線方向に構築する。この輝度プロファイルを検索し、最も近い内側肺野エッジを特定する。初期外側肺野点に対応する全ての点を、内側肺野境界に対応するようにリファインする。図 1 8 A は、初期設定済み肺野境界が描かれた放射線画像 1 8 0 1 を示す。図 1 8 B は、リファイン済み肺野境界が描かれた放射線画像 1 8 0 2 を示す。図 1 8 C は、マージ済み肺野セグメンテーションが描かれた放射線画像 1 8 0 3 を示す。

10

【 0 0 3 4 】

図 1 9 A は、初期外側肺野境界 1 9 1 0 と調整済み外側肺野境界 1 9 2 0 が描かれた放射線画像 1 9 0 1 を示す。初期外側境界 1 9 1 0 を輝度プロファイル上の最も近い内側エッジに基づいて調整することで、調整済み外側肺野境界 1 9 2 0 が得られる。そして、調整済み外側肺野境界 1 9 2 0 を平滑化することで、図 1 9 B が示す放射線画像 1 9 0 2 に描かれているような、最終的なリファイン済み外側肺野境界 1 9 3 0 が得られる。

【 0 0 3 5 】

肺野の輪郭をリファインする技術の実施形態は、内側肺野境界のリファインに進む。図 2 0 A は、内側肺野境界のエッジ候補の図 2 0 0 1 を示す。いくつかの実施形態では、キャニー (C a n n y) 法を複数の尺度で用いて、内側肺野境界のエッジ候補を検出する。図 2 0 B は、初期内側肺野エッジ 2 0 1 0 とリファイン済み内側肺野境界 2 0 2 0 が描かれた放射線画像 2 0 0 2 を示す。いくつかの実施形態では、リファイン済み内側肺野境界 2 0 2 0 は、初期内側肺野エッジ 2 0 1 0 に最も近く、かつ、最も高い二次微分値を有するエッジ候補を選択することによって得られる。

20

【 0 0 3 6 】

続いて、肺野の輪郭のリファインは、上部肺野境界と下部肺野境界のリファインに進む。外側肺野境界のリファインに用いられる処理を、上部肺野境界と下部肺野境界のリファインにも用いてもよい。図 2 1 A は、初期上部肺野境界 2 1 1 0 とリファイン済み上部肺野境界 2 1 2 0 が描かれた放射線画像 2 1 0 1 を示す。図 2 1 B は、平滑化済み上部肺野境界 2 1 3 0 が描かれた放射線画像 2 1 0 2 を示す。図 2 2 A は、初期下部肺野境界 2 2 1 0 とリファイン済み下部肺野境界 2 2 2 0 が描かれた放射線画像 2 2 0 1 を示す。図 2 2 B は、平滑化済み下部肺野境界 2 2 3 0 が描かれた放射線画像 2 2 0 2 を示す。左下部肺野境界については、平滑化に加え、リファイン済み左外側肺野境界の最大列値まで延伸させる。肺野境界がリファインされたら、リファイン済み境界をマージして、肺野セグメンテーション結果を生成する。

30

【 0 0 3 7 】

いくつかの実施形態では、肺野セグメンテーションの後、骨減弱を行う。図 2 3 は、骨検出段階と骨減弱段階を有する骨減弱モジュール 2 3 0 0 を示す。骨減弱技術の実施形態は、明るいオブジェクトとデバイスを検出し、その後、放射線画像内の鎖骨、後方肋骨及び前方肋骨を検出し減弱する。

40

【 0 0 3 8 】

骨減弱技術の実施形態は、デバイスと明るいオブジェクトが減弱されないよう、これらを抽出することから始まる。明るいオブジェクトを抽出することにより、骨信号推定中にエラーが発生することを防ぐ。具体的には、人工物は、急なエッジを有するアーチファクトを生成し、例えば、異常な病変 (例えば、肺癌) をマスクしたり、異常な病変を減弱させたりして、骨信号の推定を妨げる場合がある。デバイスは、高コントラストな医療機器 (例えば、ペースメーカー、カテーテル、マーカー等) を含み、明るいオブジェクトは、小葉、小結節、その他のオブジェクトを含む。骨減弱技術の実施形態は、その後、肺野背景トレンドを除去する。例えば、肺野背景トレンドは、肺野表面に (例えば、二次以上の

50

）多項式をフィッティングして、原画像から当該フィット表面を減算することで除去される。図24Aは、肺野プロファイル除去前の放射線画像2401を示す。図24Bは、肺野プロファイル除去後の放射線画像2402を示す。図24Cは、肺野プロファイル除去前の放射線画像2401のプロファイル2410と肺野プロファイル除去後の放射線画像2402のプロファイル2420が描かれたグラフ2403を示す。

【0039】

骨減弱技術の実施形態は、肺野プロファイルが除去され次第、高コントラスト領域を見つける。図25Aは、ピーク（円）が描かれた放射線画像2501を示す。ピーク及びこれに対応するコントラストは、事前に算出された画像から抽出される。領域拡張技術を用いて、算出されたピークを、図25Bが示す放射線画像2502に描かれているように更新する。図25Cは、複数の尺度でオブジェクトの幅、面積、円形度、コントラスト等の特徴を用いて選択された明るい領域の図2503を示す。

【0040】

本開示の側面によれば、鎖骨検出技術が提供される。一般に、鎖骨は肺野領域内で最も目立つ骨である。

【0041】

鎖骨検出技術のいくつかの実施形態は、放射線画像にワーピングを行って、より真っ直ぐな鎖骨が描かれたワーピング放射線画像を取得する。例えば、鎖骨は、元の放射線画像よりもワーピング放射線画像において、より小さい曲率で描かれる。鎖骨検出技術は、その後、ワーピング放射線画像にエッジ検出を行って、鎖骨を検出する。

【0042】

鎖骨検出技術のいくつかの実施形態は、鎖骨検出の正確性向上のため、放射線画像のワーピングを繰り返す。例えば、鎖骨検出技術の実施形態は、放射線画像内の鎖骨から角度マップを生成し、当該角度マップに応じて放射線画像にワーピングを行って、第1のワーピング放射線画像を取得する。鎖骨は、放射線画像よりも第1のワーピング放射線画像において、より小さい曲率で描かれる。鎖骨検出技術の実施形態は、その後、第1のワーピング放射線画像に描かれた鎖骨に応じて角度マップを更新し、更新された角度マップに応じて放射線画像に再度ワーピングを行って、第2のワーピング放射線画像を取得する。鎖骨は、第1のワーピング放射線画像よりも第2のワーピング放射線画像において、より小さい曲率で描かれる。鎖骨検出技術の実施形態は、その後、第2のワーピング放射線画像にエッジ検出を行って、鎖骨を検出する。いくつかの実施形態では、鎖骨検出の正確性の更なる向上のため、画像のワーピングを更に繰り返す。

【0043】

鎖骨検出技術の他の実施形態は、トレーニングデータセットの鎖骨の上部エッジ及び下部エッジに印を付け、印を付けたエッジから角度測定値を取得することで、演繹的角度マップを作成する。角度を補間し、ローパスフィルタ処理して、前記演繹的角度マップを生成する。そして、鎖骨検出技術の実施形態は、この演繹的角度マップを用いて、画像にワーピングを行う。ワーピングは、角度マップに従う輪郭に沿って画像をサンプリングすることにより達成され、これにより、鎖骨が実質的に水平な画像が得られる。次に、以下のようにして、角度マップを更新する；まず、角度に関連付けられた制約事項を用いてエッジ検出を行う；そして、角度測定値をフィルタ処理して、演繹的角度マップのための更新画像を生成する。更新画像にワーピングを行って画像空間に戻し、演繹的角度マップに追加して、鎖骨が検出されるようにする。鎖骨を検出するため、更新された角度マップを用いて各肺野にワーピングを行い、鎖骨が原画像内よりも実質的により水平に描かれた更新画像を取得する。そして、様々な制約事項を用いて、生成された画像にエッジ検出を行って、有効なエッジセグメントを限定する。そして、様々なエッジセグメントを結合して、鎖骨のエッジ候補を形成する。そして、両側の鎖骨のエッジ候補のマッチングを行って、様々な制約事項を満たす最適な鎖骨対を選択する。検出されたら、後方肋骨の減弱に用いられる技術と同様の技術を用いて、鎖骨を減弱することができる。前記技術については、以下で詳細に説明する。

【 0 0 4 4 】

本開示の側面によれば、前方肋骨と後方肋骨を含む肋骨の検出技術及び減弱技術が提供される。肋骨検出技術の一実施形態は、放射線画像内の各肋骨について角度マップを生成し、対応する角度マップに応じて、肋骨が描かれた放射線画像の部分にワーピングを行って、複数のワーピングサブ画像を取得する。肋骨は、放射線画像よりもワーピングサブ画像において、より小さい曲率で描かれる。その後、肋骨検出技術は、ワーピングサブ画像にエッジ検出を行って、肋骨を検出する。

【 0 0 4 5 】

本開示の側面によれば、後方肋骨の検出技術及び減弱技術が提供される。一実施形態では、まず、特定の角度マップを用いて後方肋骨にワーピングを行って後方肋骨を真っ直ぐにし、次に、肋骨位置を近似する技術を用いて肋骨を検出する。具体的には、以下の処理を用いて、各肋骨について角度マップを算出する。まず、実空間における角度測定値を生成する。これは、画像にローパスフィルタ演算を行い、その後、エッジ検出と閾値フィルタ処理を行うことにより達成される。行列からなる複数の点（例えば、8行×5列＝40点）で構成されるグリッドを形成し、検出されたエッジ上の最も近い点について角度測定値を算出する。その後、角度測定値を演繹的角度マップに基づいて制約事項に晒し、制約事項を満たす角度測定値のみが保持されるように、（例えば、演繹的角度マップによって定義される）範囲外の角度測定値を除去する。その後、補間技術を用いて、保持された角度測定値から、各肺野について角度マップを作成する。そして、角度マップに従う輪郭に沿って、画像をサンプリングする。これにより、肋骨が実質的に水平な画像が得られる。そして、本開示によって提供される技術の実施形態を用いて、角度測定値を再度算出し、当該角度測定値を再度制約事項に晒して、有効な角度測定値を得る。この有効な角度測定値を角度マップに加え、その結果をフィルタ処理して、平滑化済み角度マップを作成する。

【 0 0 4 6 】

平滑化済み角度マップ取得後、外側肺野エッジ付近の角度が、最も近い肺野境界に沿うように、当該角度マップを修正する。その後、近似技術の実施形態を用いて、近似肋骨位置を推定する。近似技術の実施形態は、角度マップに従う輪郭に沿って画像がサンプリングされるように、角度マップに基づいて画像をワーピングすることから始まる。これにより、肋骨が実質的に水平な画像が得られる。そして、近似技術の実施形態は、画像をいくつかの尺度で平滑化して異なるサイズの構造物を見つけ、この特定された構造物から測定値を取得する。測定値は、多様に分類される。例えば、測定値は、肋骨構造物の上部エッジ、下部エッジ、隆起部又は窪み部に関連付けられる。上部エッジや下部エッジと関連付けられる測定値は、勾配の方向における画像勾配の極大値を見つけることで得られる。隆起部や窪み部と関連付けられる測定値は、画像内の窪みの極値（例えば、極大値及び／又は極小値）を見つけることで得られる。

【 0 0 4 7 】

近似技術の実施形態は、その後、取得した測定値の位置に応じて当該測定値を累積し、肋骨の存在しない位置よりも存在する位置の方が高い値を有する最終的な累積画像を取得する。各測定値は、垂直方向に広がって位置誤差の原因となりうる。そこで、分類／種類に応じて移動させる。例えば、上部エッジと関連付けられる測定値は、下方に肋骨幅の二分の一移動させ、下部エッジと関連付けられる測定値は、上方に肋骨幅の二分の一移動させる。いくつかの実施形態では、隆起部や窪み部と関連付けられる測定値は、移動させない。各測定値の寄与は、種類によって重み付けされる。一例では、上部／下部エッジと関連付けられる測定値の寄与は、隆起部や窪み部と関連付けられる測定値よりも重く重み付けされる。いくつかの実施形態では、窪み部と関連付けられる測定値には負の重み付けが割り当てられ、肋骨が存在しないことを示す。累積画像は、肋骨の位置を示す水平帯を有する。水平帯はセグメント化され、画像を横断する水平方向のいくつかの位置において、垂直位置が測定される。

【 0 0 4 8 】

続いて、肋骨の検出位置を胸郭座標系にマッピングする。座標系は、各肺野について、三つの線、すなわち、肺野の内縁に沿った縦線、肺野の真上に位置する横線及び肺野の外縁に沿った側線に基づいて作成される。横線は、縦線と側線の基準線となる。座標系作成後、胸郭モデルを抽出する。胸郭座標系は、胸郭内で肋骨の位置を検出するフレームワークとなる。胸郭モデルは、肺野の内側に沿う点を肺野の前側に沿う点にマッチさせる。まず、角度マップを用いて、これらの点はマッチングされ、その後、マッチした点の位置は、より肋骨位置測定値に合うように調整される。これらの点には、無矛盾の肋骨間距離を維持するよう制約が加えられる。マッチした点の位置が決定次第、肋骨の距離を検討して、胸郭と矛盾する測定値を除去し、また、直接的に検出されなかった肋骨の存在を推定する。

10

【 0 0 4 9 】

そして、事前に算出した近似肋骨位置をヒントに、正確な肋骨位置を算出する。近似肋骨位置は、各肋骨の中心線の位置の推定を反映し、胸郭座標系の内縁から外縁まで延びている。そして、各近似肋骨位置について、近似肋骨位置に合わせた非等間隔なグリッドをサンプリングして、原画像からサブ画像を作成する。1画素間隔で近似肋骨位置線に沿ってサンプリングすることで、グリッドの中心行を作成する。そして、中心行の各点から1画素インクリメントで肋骨に垂直な方向に進むことで、中心行の上下の行を作成する。グリッドが、推定肋骨間隔又は2 c mの何れか大きいほうまで中心行の上下に拡張するまで、当該グリッドに行を追加する。生成された各サブ画像は、少なくとも部分的に、放射線画像に対して水平方向及び垂直方向に中心となるようにワーピングされた、一の肋骨を含む。

20

【 0 0 5 0 】

その後、エッジ測定値を収集する。エッジ測定値を収集するため、まず、非対称ガウス技術を用いてサブ画像を平滑化し、垂直構造物を目立たなくさせる。そして、勾配の大きさの極大値を特定して、エッジ点を見つける。勾配の大きさが閾値（例えば、第三十分位数）未満の場合、又は、エッジに沿った向きが水平面からの閾値角度（例えば、30°）を超える場合、当該エッジ点は除去する。残りのエッジ点のうち、同じような向きの隣接エッジ点を連結し、エッジ測定値とする。要求される最小長より短い測定値は破棄し、上部エッジ測定値と下部エッジ測定値は分ける。

【 0 0 5 1 】

30

エッジ測定値収集後、エッジ測定値を組み合わせて、エッジ測定値組み合わせ候補を生成する。いくつかの実施形態では、全てのエッジ測定値組み合わせを検討する。エッジ間の空間関係に基づいて、一の肋骨を表現するには矛盾する組み合わせは除去する。例えば、同じ種類のエッジ（例えば、上部エッジ、下部エッジ等）で、水平方向に閾値長さ（例えば、長さの三分の一）より多く重なる組み合わせは除去する。他の例としては、同じ種類のエッジで、水平方向に近くに端点を有する組み合わせは除去する。更に他の例としては、上部エッジ測定値と下部エッジ測定値で、水平方向に重なるが、一の肋骨のエッジを表すには離れすぎている又は近すぎる組み合わせも除去する。残るエッジ測定値組み合わせ数が閾値（例えば、256等）より多い場合、閾値以下になるまで、残る組み合わせのうち最も短い測定値を含む組み合わせを除去する。

40

【 0 0 5 2 】

その後、技術の実施形態は、個々の肋骨モデルを構築する。肋骨モデルは、残った測定値組み合わせから作成される。肋骨モデルは、サブ画像を横断する連続した道であり、対応するエッジ測定値組み合わせのソースである肋骨の、真のエッジを推定するためのものである。各エッジ測定値組み合わせに沿った、サブ画像を横断する変化のなだらかな道を作成するため、R a u c h - T u n g - S t r i e b e l smootherを適用する。スムーサーの状態空間モデルは、肋骨の中心（行）位置と、画像列を横断する幅のみ追跡する。プロセスばらつきは非常に高く初期設定され、エッジ測定値に対する適度にタイトな適合を可能にしている。肋骨モデル算出後、特定の制約事項を満たさないモデルは破棄する。制約事項を満たさないモデルには、二次微分値の高い領域を有するモデル、近似肋骨幅よ

50

りも閾値距離を超える幅を有するモデルが含まれる。

【 0 0 5 3 】

次に、肋骨モデルをカバレッジメトリックに応じて配列する。カバレッジメトリックは、サブ画像内の列の数に対応し、上部エッジ測定値や下部エッジ測定値は含まれるが、同じ種類の他の測定値と重なってはいない。高カバレッジのモデルは、低カバレッジのモデルに比べて、検出されたエッジと一致する傾向が高いことから、信頼度が高いとみなされている。モデルの座標は、原画像の座標系に再変換される。これにより、各サブ画像内で肋骨を真っ直ぐにするために行われた変換は取り消しとなる。その結果は、原画像内で肋骨候補の輪郭を描く多角形である。個々の肋骨モデル構築のアウトプットは、各肋骨近似値についての、選択された肋骨候補と、順序付けされた補欠肋骨候補セットである。

10

【 0 0 5 4 】

個々の肋骨を構築後、前記技術の実施形態は、グローバルに無矛盾な肋骨モデルセットを選択する。グローバルに無矛盾な肋骨モデルセットの選択には、検出された全ての肋骨からの情報が用いられ、胸郭として矛盾のない解釈を提供する肋骨候補セットが選択される。肋骨候補セットが胸郭の期待値に一致するか否か判定するため、グローバルモデルは、前記期待値と関連付けられた制約事項セットと共に用いられる。例えば、グローバルモデルの制約事項セットは、肋骨の幅と肋骨の行の位置の線形非減少関係に対応する。また、制約事項セットは、肋骨間隔、すなわち、上部肋骨の行の位置に基づく下部肋骨と上部肋骨の間隔の線形非減少関係にも対応する。前記モデルは、左肺野と右肺野について、無矛盾な制約事項 / 関係を維持する。

20

【 0 0 5 5 】

肋骨候補セットの品質は、候補のパラメーター（例えば、肋骨の間隔 / 幅の値）とモデルのパラメーターの差を測定することで判定される。これは、ロバストな線形回帰技術を用いて品質メトリックを得ることにより達成される。品質メトリックは、測定値と線形モデルの予想値の重み付き平均二乗誤差である。肋骨の幅と間隔のモデルは、最適な肋骨候補を用いてフィッティングできる。モデルの肋骨の幅の予想値を用いて、全ての肋骨の肋骨候補をフィルタ処理し、極端な外れ値を取り除く。最適な肋骨候補の何れかが取り除かれ、最適な補欠肋骨が取って代わった場合、肋骨の幅と間隔のモデルを更新する。

【 0 0 5 6 】

最適な肋骨候補を示す多角形と他の近辺の肋骨の重なり量を（もしあれば）算出する。候補対の間に有意な重なりがある場合、当該対の各要素の各補欠肋骨を胸郭に代入し、各候補セットの品質を記録する。全補欠を検討後、最高の品質スコアを有する候補組み合わせを記録し、当該組み合わせを新たな最適な候補セットとして使用する。これらの代入テストの結果、最適な肋骨候補セットが変わった場合、これに伴い、肋骨の幅と間隔のモデルを更新する。この処理、すなわち、一以上の肋骨のありそうにない構成（上では、重なりについて）を特定するテストを行い、引き続き、補欠肋骨候補の代入と品質メトリックの評価を行うという処理は、他の基準について繰り返される。これには、個々の肋骨候補の幅の統計値や、肋骨間隔を超えて算出される統計値が含まれる。最適な候補セットが安定するまで又はタイミング要件により更なる検索が制限されるまで、テスト一連を繰り返すことができる。この検索処理は、最終的に、正確な肋骨の位置を特定する最適な候補セットを提供する。正確な肋骨位置の特定後、後方肋骨を減弱する。

30

40

【 0 0 5 7 】

本開示の側面によれば、放射線画像から検出された骨を除去 / 減弱する骨減弱技術が提供される。骨は、骨毎に減弱される。骨減弱技術の一実施形態は、検出された骨のうち、放射線画像から減弱する一骨を選択する工程と、選択された骨が描かれた矩形サブ画像を特定する工程と、矩形サブ画像から、肺野領域の外に位置する選択された骨のエッジを切り取る工程と、を含む。前記技術の実施形態は、矩形サブ画像を画像処理して選択された骨の曲率を低減する工程と、処理された矩形サブ画像から骨プロファイルを推定する工程と、放射線画像から骨プロファイルを減弱する工程と、を更に含む。骨プロファイルは、次のようにして推定される：処理された矩形サブ画像から背景信号を除去して背景除去

50

画像を生成する；背景除去画像に描かれた選択された骨の上部エッジプロファイルと下部エッジプロファイルを特定する；上部エッジプロファイルと下部エッジプロファイルに応じて骨プロファイルを推定する。なお、骨エッジ信号の推定も、処理された矩形サブ画像又は背景除去画像を用いて行われる。骨エッジは、骨の他の部分に比べて比較的高いコントラストを有するため、骨エッジ信号の推定は、骨信号（例えば、骨プロファイル）の推定とは別に行われる。一実施形態では、骨エッジ信号の推定は、方向サブサンプルサブ画像に対して行われる。方向サブサンプルサブ画像は、画像（例えば、処理された矩形サブ画像）を、骨に垂直な方向よりも骨に平行な方向に、より高い周波数でサブサンプリングすることで得られる。骨エッジ信号の推定は、形態学的処理（例えば、 $\min - \max$ 処理）と画像平滑化（例えば、ガウス平滑化）を更に含み、骨以外の構造物、例えば、異常疾患や、血管等の他の正常な構造物を除去する可能性を低下させる。例えば、方向サブサンプルサブ画像を形態学的に処理して、処理済み方向サブサンプルサブ画像を取得する。そして、処理済み方向サブサンプルサブ画像を平滑化して、平滑化方向サブサンプルサブ画像を取得する。平滑化中、骨エッジ付近の領域に対し、より小さいシグマ値を用いて、当該骨エッジ付近の領域を平滑化する。シグマ値は、ローパスフィルタの分散に対応しており、そのため、骨エッジ付近に対し、より小さいシグマ値（例えば、よりタイトな分散）を用いることで、骨エッジ信号のより正確な近似、例えば、よりシャープなエッジを提供する。

【0058】

本開示の側面によれば、肋骨減弱技術が更に提供される。肋骨減弱技術の実施形態は、両肺野の肋骨に対し順次実行される。最上部又は最下部の肋骨を減弱し、当該肋骨が除去された出力画像が、次の肋骨（例えば、除去された肋骨の上又は下の肋骨）を除去するための入力として渡される。全ての肋骨が減弱されるまで、これを繰り返す。いつ減弱される肋骨の入力画像であっても、それ以前の肋骨が全て除去された画像である。この処理は、上から下へ、又は、その逆に向って、実行される。左肺野と右肺野の肋骨の減弱は、別々に行われてもよい。

【0059】

後方肋骨減弱技術の実施形態の第一の工程は、肋骨サブ画像を作成することである。例えば、肋骨サブ画像は、減弱される骨周辺の矩形サブ画像であり、フル解像度画像から切り取られたものである。肋骨減弱は、通常、一回に一つの肋骨に対して行われるため、上記は、処理時間を短縮する。肋骨サブ画像作成後、後方肋骨減弱技術の実施形態は、肋骨エッジのリファインに進む。肋骨検出は一般的にサブサンプル画像に対して行われるため、元の画像解像度でのリファインは、減弱処理中にアーチファクトが導入されることを防ぐ。このリファインは、各点で肋骨エッジに垂直な輝度プロファイルを算出し、当該垂直なプロファイルに沿って一次微分に基づいてエッジをリファインすることで実行される。リファインされた肋骨エッジは、ノイズによって導入された不連続を除去するために平滑化される。図26は、検出された肋骨の放射線画像2600を示し、検出された肋骨エッジ2610とリファインされた肋骨エッジ2620が描かれている。肋骨エッジをリファインした後、技術の実施形態は、肺野領域の外の部分を切り取って（クリッピング）、肺野領域内にない肋骨の領域を除去する。なお、クリッピングは、主に（又は排他的に）、肺野領域内に存在する肋骨の部分の減弱に係る実装の複雑性を低減する。この理由により、肺野領域内に収まるよう、肋骨のエッジの両端は切り取られる。図27は、検出された肋骨エッジが肺野領域の外で切り取られた放射線画像2700を示す。技術の実施形態は、その後、肋骨を真っ直ぐにする。これを達成するため、肋骨の上部エッジと下部エッジをリサンプリングし、当該二つのリサンプリングされたエッジ間に、中心線を構築する。そして、縦横のインデックスからなる補間マトリクスが、中心線に垂直に作成される。マトリクスの各列は、上部肋骨エッジ上の点で始まり、下部肋骨エッジ上の点で終わる、補間された縦横のインデックスを表す。マトリクスを用いて、真っ直ぐにした（水平な）肋骨の画像を作成する。図28は、真っ直ぐにした肋骨が描かれた放射線画像2800を示す。

【0060】

肋骨を真っ直ぐにした後、肋骨プロファイルの推定を行って、真っ直ぐにした肋骨の画像から背景信号を除去する。これは、真の骨プロファイルの推定に有益であり、また、背景信号の減弱を防ぐ。上部エッジより上の点と下部エッジより下の点を用いて、これらの点の間の領域を補間する。この補間された領域に対して、ガウス最小二乗フィッティングを実行する。その後、真っ直ぐにした肋骨の画像から背景画像を減算することで、背景画像を取り除く。

【0061】

肋骨の上部エッジ及び下部エッジは、肋骨の残りの部分に比べ、比較的高い輝度を有する。そこで、エッジプロファイルを推定し、背景除去画像から減算することで、減弱処理中にアーチファクトが導入するのを防ぐ。そして、前記画像に $\min - \max$ 演算を行い、その後、平滑化を行うことで、異常（小結節等）や他の構造物が除去されるのを防ぐ。続いて、エッジプロファイルを前記画像に加えて戻し、当該画像を変換して原画像空間に戻す。その後、サブ画像から推定肋骨プロファイルを減算して、当該サブ画像を、入力画像内の元のトリミング済みサブ画像と置き換える。これにより、肋骨減弱画像が得られる。残りの肋骨も同様に減弱する。

【0062】

本開示の側面によれば、前方肋骨検出技術が提供される。前方肋骨の検出は、後方肋骨のワーピングに用いられる方法と同様の方法で、演繹のマップを用いて前方肋骨をワーピングし、ケース毎の角度マップを算出することから始まる。その後、前記画像をローパスフィルタ処理し、ローパスフィルタ処理された画像にエッジ検出メカニズムを適用して、角度測定値を生成する。角度測定値は制約事項に晒され、前方肋骨の有効な角度範囲外の測定値は取り除かれる。角度範囲は、トレーニング画像セットを用いて演繹的角度マップを構築することによって算出される。有効な角度測定値は補間及びローパスフィルタ処理され、更新画像が形成される。この画像にワーピングを行って実画像空間に戻し、当該画像を演繹的角度マップに加える。この角度マップは、その後の前方肋骨検出演算に用いられる。

【0063】

本開示の側面によれば、前方肋骨の位置を近似する技術が提供される。前方肋骨の近似肋骨位置を検出する技術は、前方肋骨の胸郭座標系が、各肺野を上部領域と下部領域に分けることを除いて、後方肋骨の近似肋骨位置を検出するために用いられる技術と同様である。下部領域における前方肋骨の位置は、後方肋骨の位置を近似するために用いられる技術と同様の技術を用いて近似される。上部領域における前方肋骨の位置は、中線と上部線の間の位置を、これら二つの線の交点を基準点として用いてマッチングすることで、近似される。前方肋骨の正確な肋骨位置を特定する技術は、後方肋骨の正確な肋骨位置を特定するために用いられる技術と同様である。

【0064】

前方肋骨の減弱技術は、後方肋骨の減弱に用いられる技術と同様である。前方肋骨の減弱は、肺野エッジにおけるアーチファクト導入防止のため、胸郭に限定される。次の式を用いて、肺野マスク外の平滑化済み画像を、肺野マスク内の骨減弱画像に加えて戻す：
$$Out = Orig - SLM * (Orig - Bone\ Suppressed)$$
。図29Aは、放射線画像2901を示し、図29Bは、放射線画像2901の最終的な骨減弱画像である放射線画像2902を示す。

【0065】

骨減弱画像に対し、小結節検出を行うことができる。小結節検出技術は、2012年10月30日出願の米国特許出願第13/695,369号「Spiculated Malignant Mass Detection and Classification in Radiographic Images」に記載の腫瘍検出技術と同様である。本文献は、参照により、全体が再現されるように本願に組み込まれる。

【0066】

図30は、ここに開示された装置や方法の実施に用いられる処理システムのブロック図を示す。装置は、図に示す構成要素の全て又は一部を利用してもよく、集積レベルは、装置によって異なる。また、装置は、各構成要素を複数有してもよい。例えば、複数の処理装置、複数のプロセッサ、複数のメモリー、複数の送信機、複数の受信機等である。処理システムは、スピーカー、マイク、マウス、タッチパネル、キーパッド、キーボード、プリンター、ディスプレイ等のうち、一以上の出力/入力装置を備える処理装置を有する。処理装置は、中央演算処理装置(CPU)、メモリー、大容量記憶装置、ビデオアダプター、I/Oインターフェースを有し、これらはバスに接続している。

【0067】

バスは、メモリーバス又はメモリーコントローラー、周辺機器用バス、ビデオバス等のあらゆるタイプのバスアーキテクチャーのうちの一以上である。CPUは、あらゆるタイプの電子データプロセッサを有しうる。メモリーは、スタティック・ランダム・アクセス・メモリー(SRAM)、ダイナミック・ランダム・アクセス・メモリー(DRAM)、シンクロナスDRAM(SDRAM)、リード・オンリー・メモリー(ROM)、これらの組み合わせ等の、あらゆるタイプのシステムメモリーを有しうる。一実施形態では、メモリーは、起動時に使用されるROMと、プログラム実行中に使用される、プログラム及びデータを記憶するDRAMを有する。

【0068】

大容量記憶装置は、データ、プログラム及びその他の情報を記憶し、かつ、当該データ、プログラム及び他の情報がバスを介してアクセス可能なように構成された、あらゆるタイプの記憶装置を有しうる。大容量記憶装置は、例えば、ソリッドステートドライブ、ハードディスクドライブ、磁気ディスクドライブ、光学ディスクドライブ等のうちの一以上を有する。

【0069】

ビデオアダプター及びI/Oインターフェースは、外部の入力装置及び出力装置を処理装置に接続するためのインターフェースである。図に示すように、入力装置及び出力装置の例には、ビデオアダプターに接続されたディスプレイと、I/Oインターフェースに接続されたマウス/キーボード/プリンターと、が含まれる。その他の装置を処理装置に接続してもよく、追加の又はより少ない数のインターフェースカードを利用してもよい。例えば、ユニバーサル・シリアル・バス(USB)(図示無し)等のシリアルインターフェースを、プリンターのインターフェースとして用いてもよい。

【0070】

また、処理装置は、ノードや異なるネットワークにアクセスするため、一以上のネットワークインターフェースを有する。例としては、イーサネット(登録商標)ケーブルなどの有線リンク及び/又は無線リンクが挙げられる。処理装置は、ネットワークインターフェースにより、ネットワークを介して遠隔装置と通信可能となる。例えば、ネットワークインターフェースは、一以上の送信機/送信用アンテナと一以上の受信機/受信用アンテナを介して、無線通信を可能にする。一実施形態では、処理装置は、ローカルエリアネットワークや広域ネットワークに接続され、他の処理装置等の遠隔装置、インターネット、遠隔記憶施設等との間でデータ処理や通信を行う。

【0071】

次の文献は、本願の主題に関係する。各文献は、参照により、その全体が本願に組み込まれる：2013年1月3日出願の米国特許出願第13/808,229号「Marking System for Computer-Aided Detection of Breast Abnormalities」；2012年10月30日出願の米国特許出願第13/695,351号「Probability Density Function Estimation」；2012年10月30日出願の米国特許出願第13/695,347号「Microcalcification Detection Classification in Radiographic Images」；2011年6月24日出願の米国特許出願第13/168,614号「Breast Skin Line

10

20

30

40

50

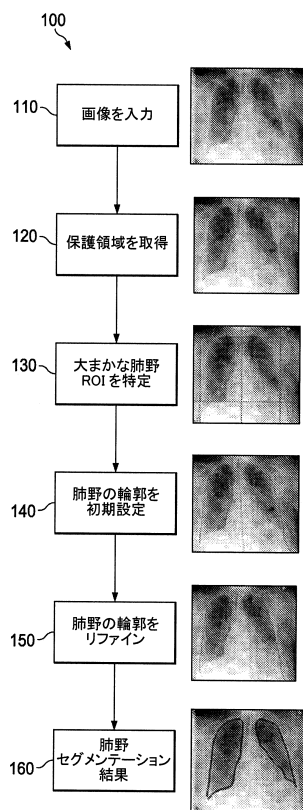
「Detection in Radiographic Images」; 2011年6月24日出願の米国特許出願第13/168,588号「Breast Segmentation in Radiographic Images」; 2004年11月23日出願の米国特許出願第10/996,595号「CAD Medical Imaging System, Components, and Method of Operation」。

【0072】

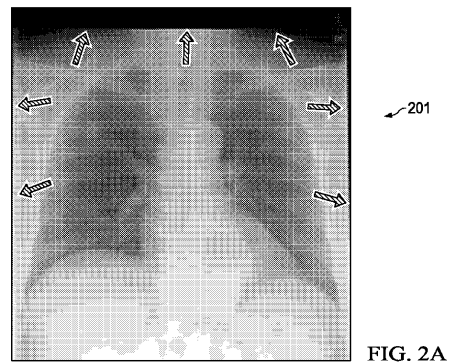
実施形態を参照して本発明を説明してきたが、これらは限定を意味するものではない。本明細書を参照すれば、当業者には、実施形態の様々な変形例や組み合わせ及び本発明の他の実施形態は明らかであろう。よって、添付の請求の範囲は、あらゆる変形例や実施形態を包含するものである。

10

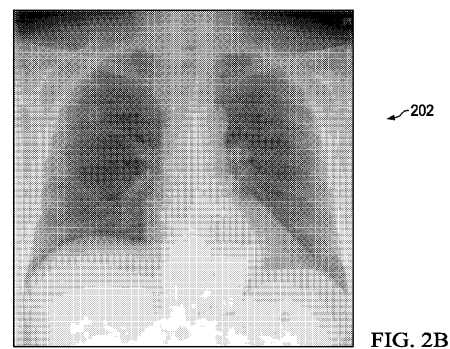
【図1】



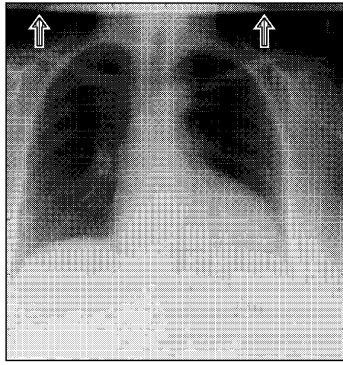
【図2A】



【図2B】



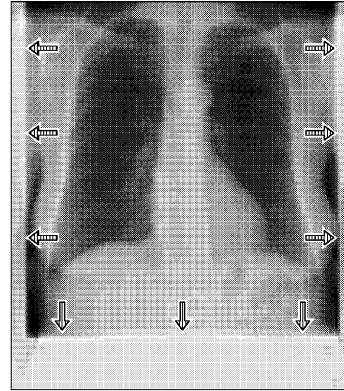
【図 3 A】



301

FIG. 3A

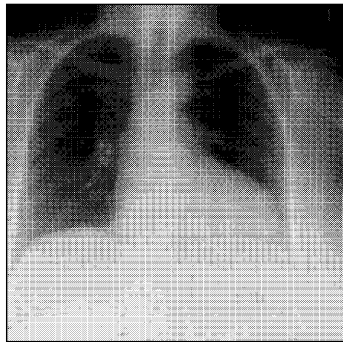
【図 4 A】



401

FIG. 4A

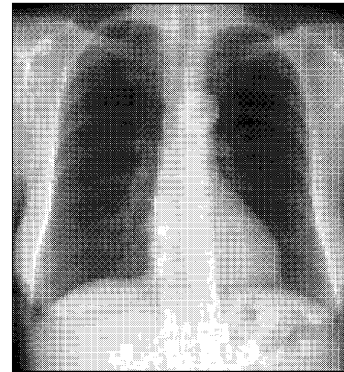
【図 3 B】



302

FIG. 3B

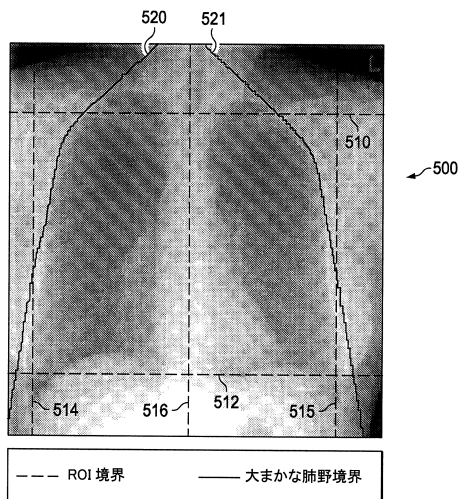
【図 4 B】



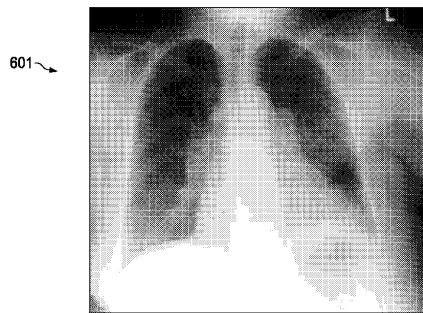
402

FIG. 4B

【図 5】



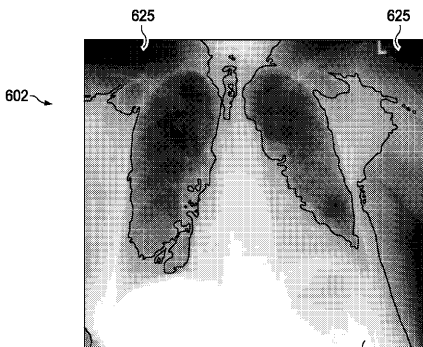
【図 6 A】



601

FIG. 6A

【図 6 B】

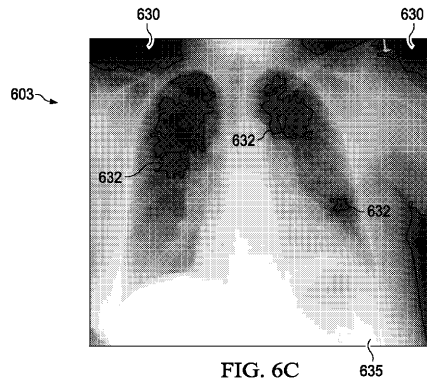


602

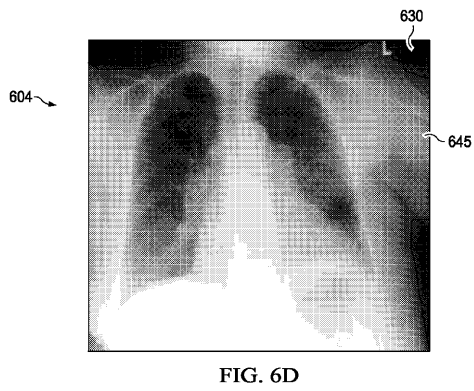
FIG. 6B

620

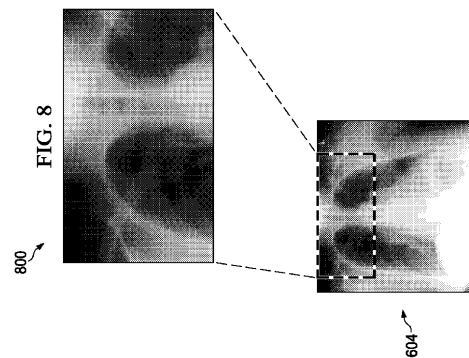
【図 6 C】



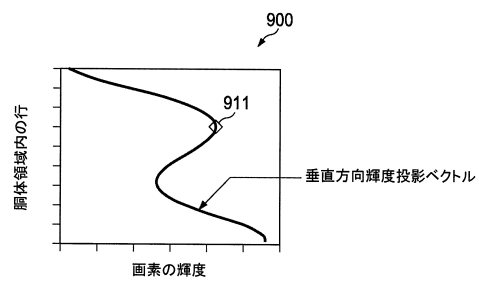
【図 6 D】



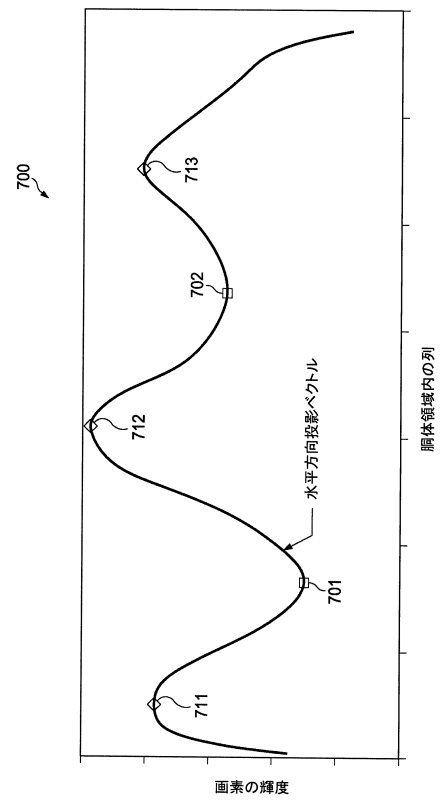
【図 8】



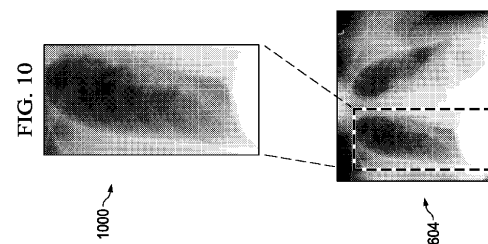
【図 9】



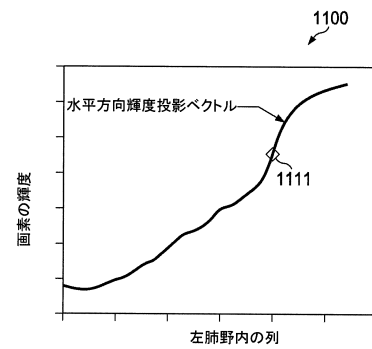
【図 7】



【図 10】



【図 11】



【図 12 A】

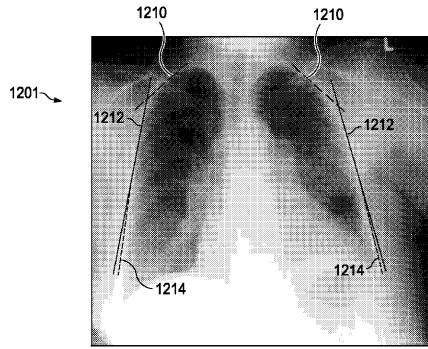


FIG. 12A

【図 12 B】

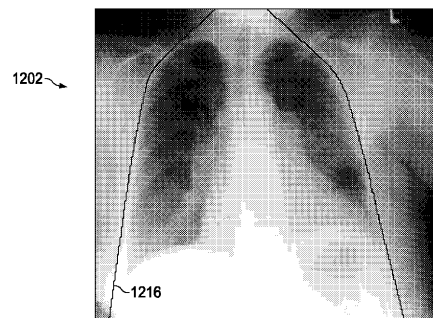
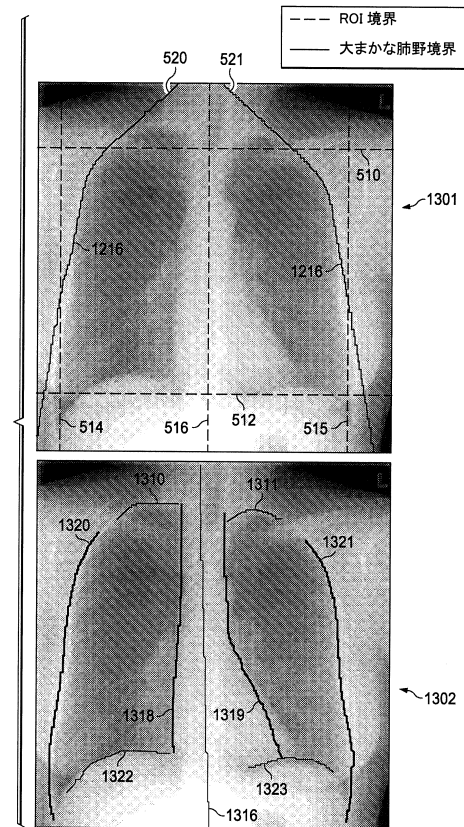


FIG. 12B

【図 13】



【図 14 A】

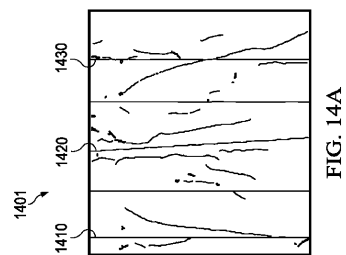


FIG. 14A

【図 14 B】

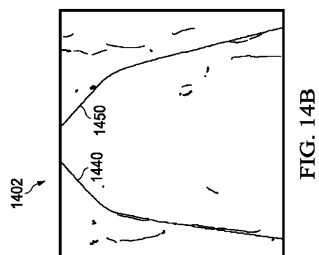


FIG. 14B

【図 14 C】

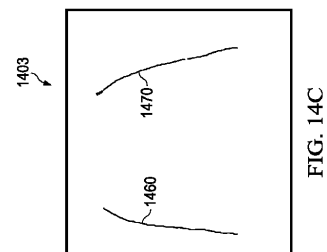


FIG. 14C

【図 15 A】

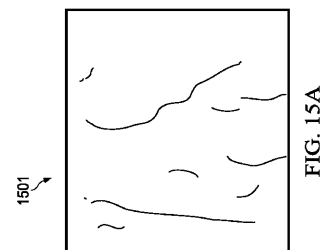


FIG. 15A

【図 15 B】

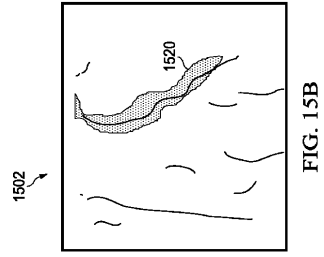


FIG. 15B

【図 15 C】

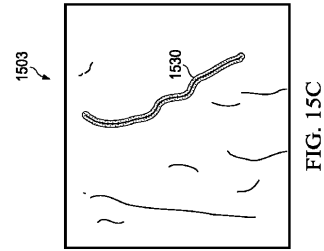


FIG. 15C

【図 16 A】

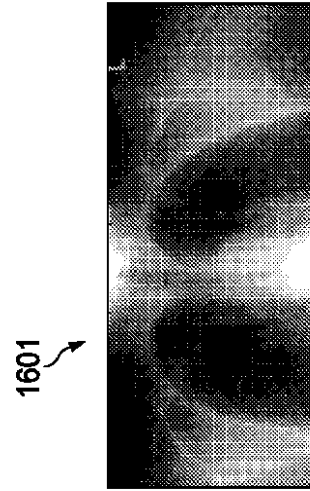


FIG. 16A

【図 16 B】

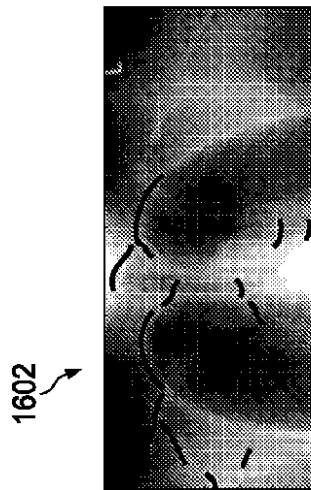


FIG. 16B

【図 16 C】

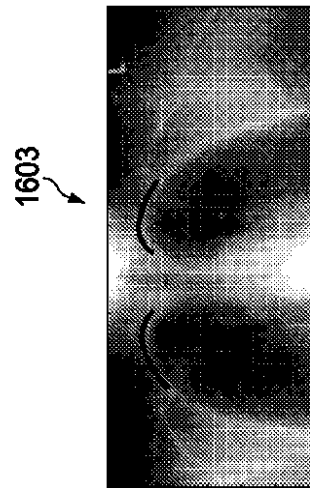


FIG. 16C

【図 17 A】

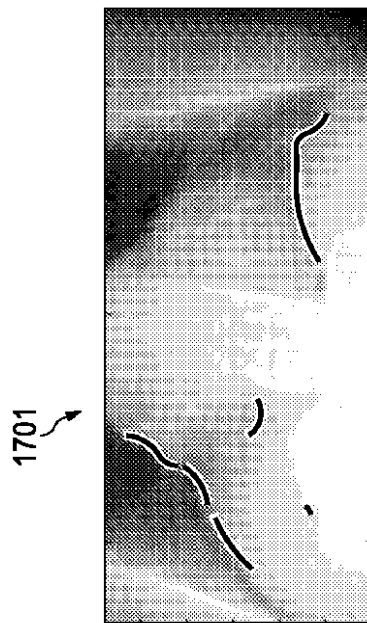


FIG. 17A

【図 17 B】

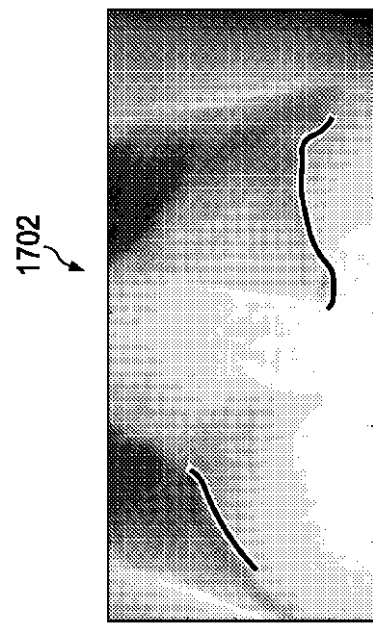


FIG. 17B

【図 18 A】

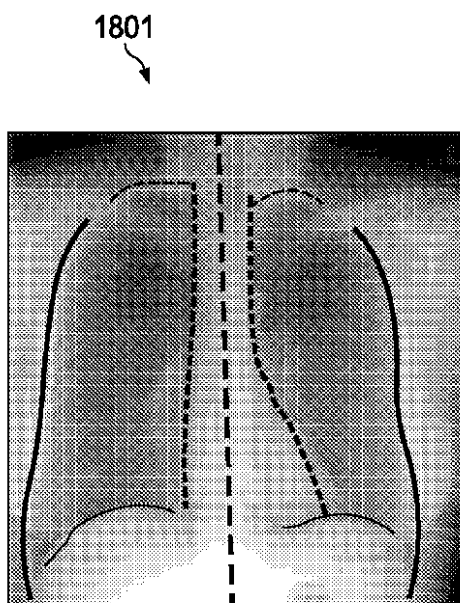


FIG. 18A

【図 18 B】

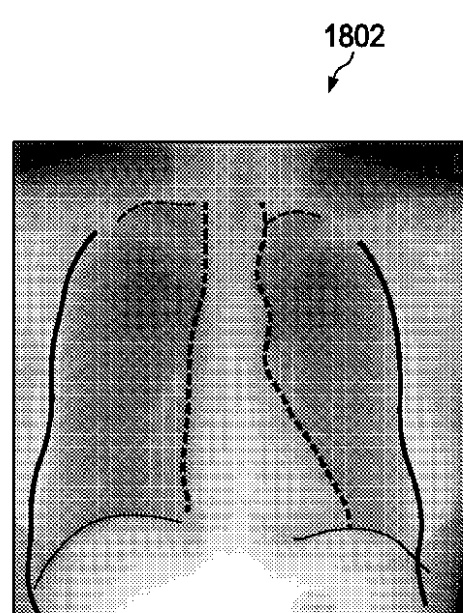


FIG. 18B

【図 18 C】

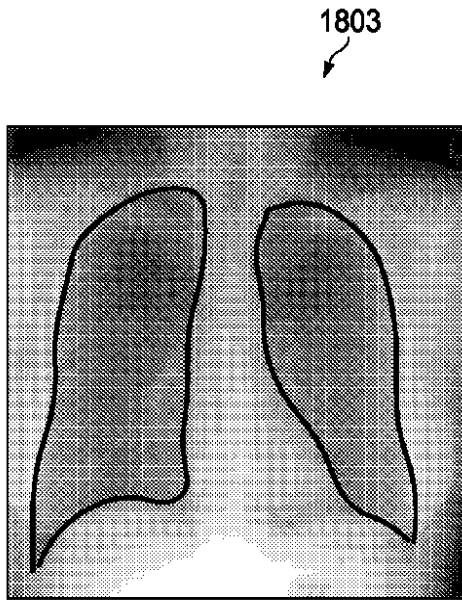


FIG. 18C

【図 19 A】

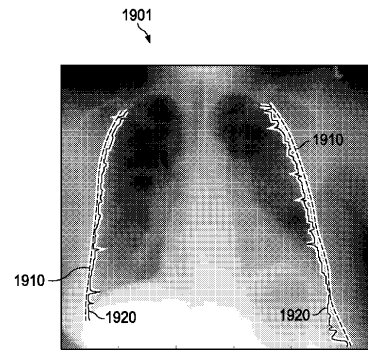


FIG. 19A

【図 19 B】

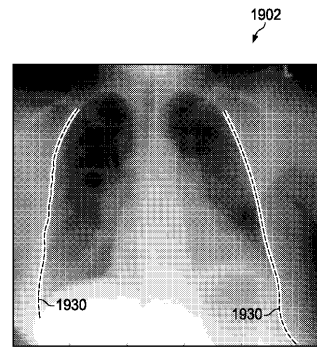


FIG. 19B

【図 20 A】

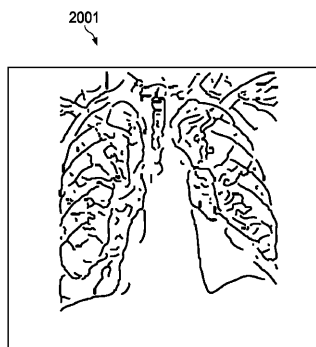


FIG. 20A

【図 20 B】

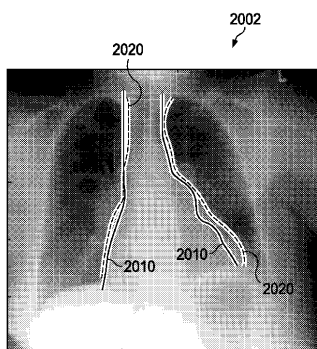


FIG. 20B

【図 21 A】

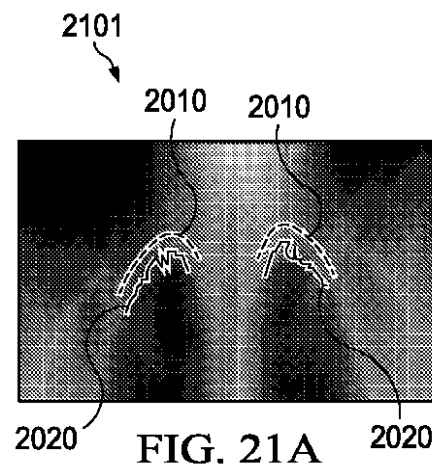


FIG. 21A

【図 2 1 B】

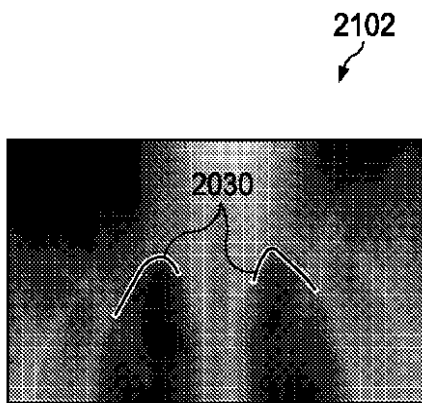


FIG. 21B

【図 2 2 A】

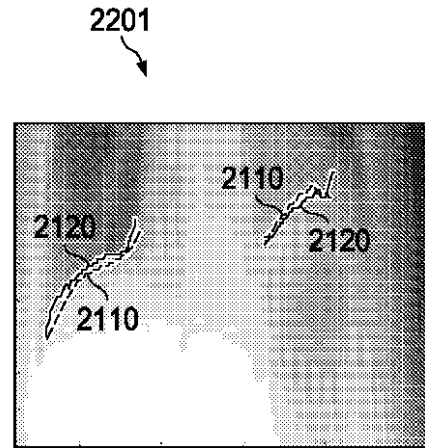


FIG. 22A

【図 2 2 B】

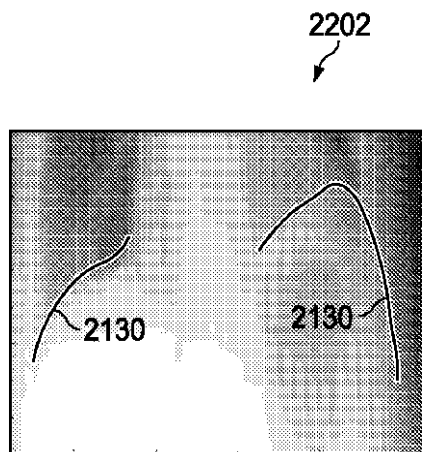
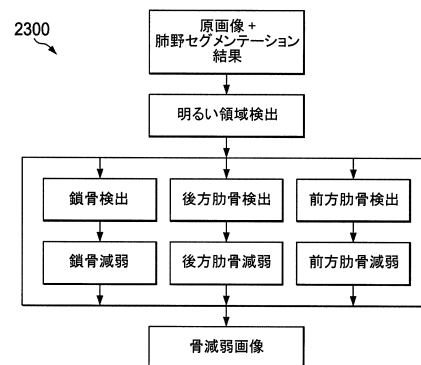
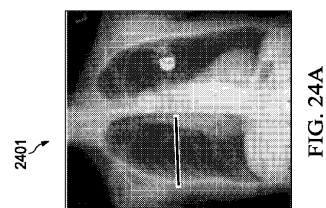


FIG. 22B

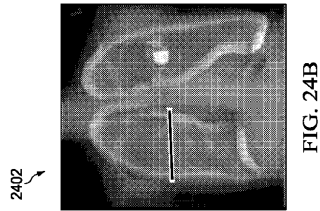
【図 2 3】



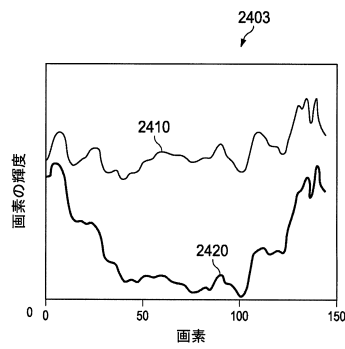
【図 2 4 A】



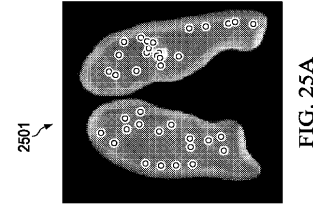
【図 24 B】



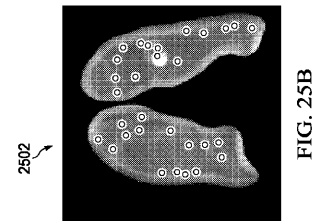
【図 24 C】



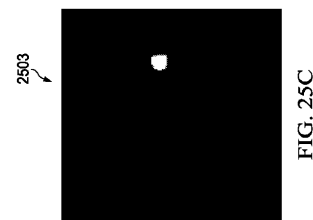
【図 25 A】



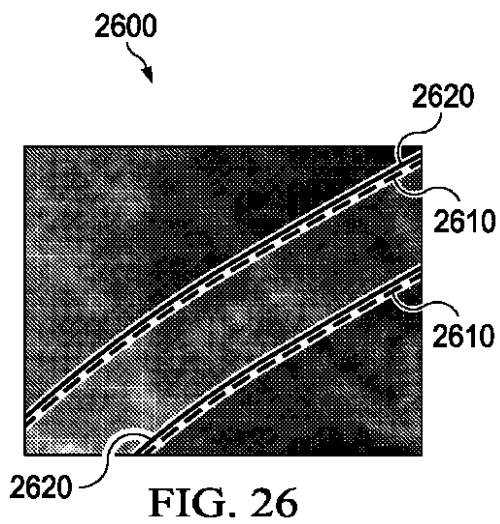
【図 25 B】



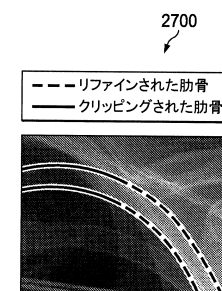
【図 25 C】



【図 26】



【図 27】



【図 28】

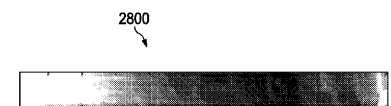


FIG. 28

【図 29 A】

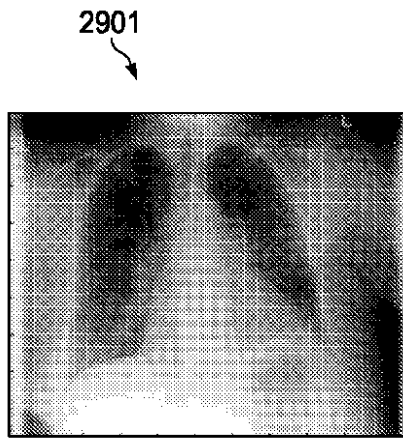


FIG. 29A

【図 29 B】

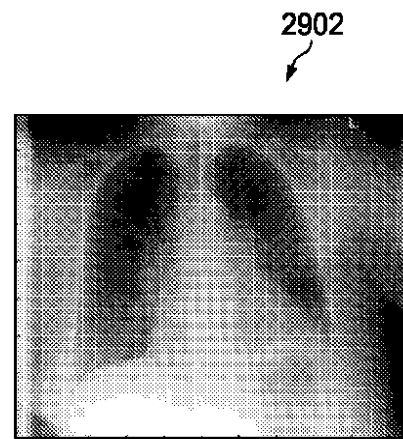
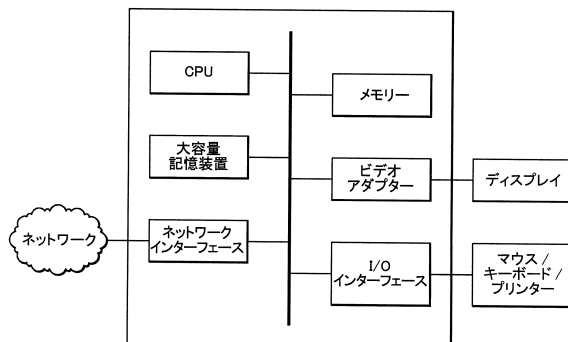


FIG. 29B

【図 30】



フロントページの続き

- (72)発明者 カマラカナン, スリドハラン
アメリカ合衆国, テキサス州 75252, ダラス, アpartment 831, 7421
フランクフォード ロード
- (72)発明者 カサイ, サトシ
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 95130, サン ノゼ, 3907 キャクストン
コート
- (72)発明者 カツハラ, シンスケ
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94404, フォスター シティ, アpartment
3, 715 カタマラン ストリート
- (72)発明者 バイク, ジェイムズ エイチ.
アメリカ合衆国, テキサス州 75010, キャロルトン, 2101 ファルコン リッ
ジ ドライブ
- (72)発明者 サビーヤ, ムハンマド エフ.
アメリカ合衆国, テキサス州 75013, アレン, アpartment 527, 1420
ダブリュー. マックダーモット ドライブ
- (72)発明者 ウェンズ, ジェフェリー シー.
アメリカ合衆国, テキサス州 75082, リチャードソン, アpartment 428,
2301 パフォーマンス ドライブ

審査官 原 俊文

- (56)参考文献 特開平08-335271(JP, A)
米国特許出願公開第2005/0100208(US, A1)
特開平02-273876(JP, A)
特表平09-508817(JP, A)
特開2004-188202(JP, A)
米国特許出願公開第2013/0108135(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
G06T 1/00
G06T 7/10 - 7/194