

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 8 月 26 日(26.08.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/095508 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/051410
- (22) 国際出願日: 2010 年 2 月 2 日(02.02.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-039361 2009 年 2 月 23 日(23.02.2009) JP
特願 2009-048054 2009 年 3 月 2 日(02.03.2009) JP
特願 2009-098975 2009 年 4 月 15 日(15.04.2009) JP
特願 2009-101985 2009 年 4 月 20 日(20.04.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタエムジー株式会社 (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町 1 番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 川野 卓也 (KAWANO Takuya) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーズ株式会社内 Tokyo (JP). 遠山 修 (TOYAMA Osamu) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーズ株式会社内 Tokyo (JP). 藤原 浩

一(FUJIWARA Koichi) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーズ株式会社内 Tokyo (JP).

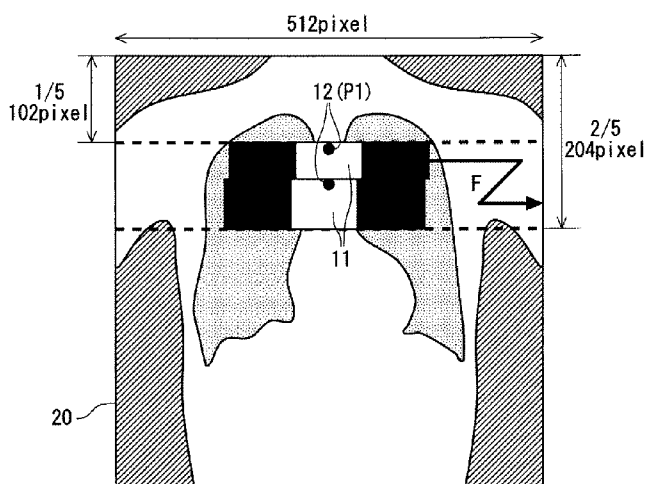
- (74) 代理人: 吉竹 英俊, 外(YOSHITAKE Hidetoshi et al.); 〒5400001 大阪府大阪市中央区城見 1 丁目 4 番 7 0 号住友生命 O B P プラザビル 1 0 階 Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ,

[続葉有]

(54) Title: MIDLINE DETERMINING DEVICE AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 正中線決定装置およびプログラム

[図3]



(57) Abstract: A midline determining device is used for checking an image to be examined against a prepared image pattern while varying their relative positional relation along a predetermined direction. Repeating such check determines the relative positional relation giving maximum goodness of fit between the image to be examined and the image pattern. In this relative positional relation, a second reference position (12) on the image to be examined corresponding to a first reference position (P1) of the image pattern is identified. The second reference position (12) is used for determining the position of the midline in the image to be examined. Even if the image to be examined is tilted, the correct midline can be automatically determined.

(57) 要約: 正中線決定装置は、被検査画像と予め準備された画像パターンとを、それらの相対的位置関係を所定方向に沿って変化させつつ、照合する。照合が繰り返されることによって、被検査画像と画像パターンとの最大適合度を与えるような相対的位置関係が特定される。その相対的位置関係

において、画像パターンの第 1 基準位置 P 1 に対応する被検査画像上の第 2 基準位置 1 2 を特定する。第 2 基準位置 1 2 は、被検査画像における正中線の位置を決定するために使用される。被検査画像が傾いていても、自動的に正しい正中線を求めることができる。

WO 2010/095508 A1



CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, 添付公開書類:
TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：正中線決定装置およびプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、人体などを検体として撮影した画像上において、当該検体の正中線を決定する技術に関する。

背景技術

[0002] 医療現場では、X線等を用いて内蔵や骨格等に含まれる患部を撮影することにより、各種検査や診断が行われている。そして、近年では、デジタル技術の適用により、さまざまな画像処理が臨床で利用されるようになっている。

[0003] そして、画像診断において、コンピュータによって得られた画像情報の定量化および分析の結果を参考にしながら医師が診断を行う医用画像支援診断（C A D : computer aided diagnosis）の研究も活発に行われている。

[0004] 患部の動きを解析する技術としては、時系列的に連続してX線を用いて撮影された複数の画像（X線画像）を利用して、時間的に隣り合うX線画像の差分（差分画像）を取得する技術が提案されている。

[0005] しかし、胸部をとらえたX線画像について、過去の撮影画像と現在の撮影画像との経時的な差分（経時差分画像）を求める処理（経時差分処理）を単純に行った場合、いわゆるアーチファクトが現れてしまう可能性がある。このため、経時差分処理においては、いわゆる正中線を基準として複数の画像の位置合わせを行う必要がある。また、心胸郭比を計測する際においても、正中線を用いて位置合わせを行う必要がある。したがって、医用画像診断における多くの場面で正中線を正確に決定することが求められる。

[0006] このような要求に対して、対象画像と類似候補画像との胸部領域における位置合わせを目的として、正中線を決定する技術が提案されている（例えば、非特許文献1）。この非特許文献の技術では、検出した左右の胸郭辺縁のエッジ間を二等分する中点を上下方向に順次に求め、その中点列を通る近似

直線を正中線としている。

先行技術文献

非特許文献

- [0007] 非特許文献1：「胸部単純X線写真における他人による類似差分画像のための類似画像検索システムの開発」、小田、青木、岡崎、掛田、興梠、矢原、庄野、生体医工学，44（3），435－444，2006.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0008] しかしながら、上記非特許文献の技術では、被写体の病状、骨格、姿勢等によって、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合、左右の胸郭辺縁のエッジ間を二等分する中点列を通る近似直線が実際の正中線から大きくずれ、複数の画像の正しい位置合わせをすることができない。
- [0009] 図17は、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合に左右の胸郭辺縁のエッジEDの間を二等分する中点MPの列を例示する図である。図17で示されるように、被写体が傾きすぎた画像が入力された場合、左右の胸郭辺縁のエッジ間を二等分する複数の中点MPは、正しい正中線30上に表れない。すなわち、複数の中点MPを通る近似直線30Eを求めても、正しい正中線30を得ることができない。したがって、複数の画像を比較する際の基準となる正しい正中線を診断者が画像毎に決定する非常に煩雑な作業が必要となる。
- [0010] また、被検査者の肺野内に異物あるいは病変が存在する場合には、異物あるいは病変が存在する部位の胸郭は不鮮明となる。図54は、肺野内に異物が存在する画像の例を示す図であり、図80は、病変が存在する肺野画像の例を示す図である。上記非特許文献1の技術では、図54および図80に示すように、被検査者の肺野の状態あるいは病状により肺野の形状が不鮮明な場合、胸郭エッジを用いた正中線計測手法では正しい位置合わせができない。したがって、少なくとも1つの画像を比較する際の基準となる正しい正中

線を診断者が画像毎に決定する非常に煩雑な作業が必要となる。

- [0011] 本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に正しい正中線を求めることができる技術を提供することを第1の目的とする。また、被検査者または被検査動物の体内の健康状態の影響を受けることが抑制され、例えば、被検査者の肺野内に異物あるいは病状が存在することによって肺野の形状が不鮮明な画像が入力された場合においても、自動的に正しい正中線を求めることができる技術を提供することを第2の目的とする。

課題を解決するための手段

- [0012] 上記課題を解決するため、第1の態様に係る正中線決定装置は、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像と、前記検体の身体モデルを表現した画像パターンとに基づいて、前記被検査画像における正中線を決定する正中線決定部と、を備え、前記正中線決定部が、前記画像パターンが前記被検査画像と適合する相対的位置関係において、前記画像パターン上の所定の第1基準位置に対応する前記被検査画像上の第2基準位置を決定し、前記第2基準位置を表現した位置情報を得る位置取得要素と、前記位置情報に基づいて、前記被検査画像の正中線を決定する正中線位置決定要素と、を備えるようにした。
- [0013] 第2の態様に係る正中線決定装置は、第1の態様に係る正中線決定装置であって、前記位置取得要素が、前記被検査画像と前記画像パターンとを、第1方向に相対的に移動させながら、相互に比較する要素と、前記被検査画像と前記画像パターンとの差分が所定の閾値以下となる複数の相対位置を決定する要素と、前記複数の相対位置のうちで前記差分が最小となる相対位置において、前記第1基準位置に対応する前記第2基準位置を決定する要素と、前記被検査画像に対して前記画像パターンを第2方向に相対的に移動させながら、前記第2基準位置の決定を繰り返すことによって、前記正中線の複数の候補位置を決定する要素と、を備えるようにした。

- [0014] 第3の態様に係る正中線決定装置は、第1の態様に係る正中線決定装置であって、前記位置取得要素が、前記被検査画像と前記画像パターンとを、第1方向に相対的に移動させながら、相互に比較する要素と、前記差分が最小となる相対位置において、前記第1基準位置に対応する前記第2基準位置を決定する要素と、前記被検査画像に対して前記画像パターンを第2方向に相対的に移動させながら、前記第2基準位置の決定を繰り返すことによって、前記正中線を規定するための複数の候補位置を決定する要素と、を備えるようにした。
- [0015] 第4の態様に係る正中線決定装置は、第1の態様に係る正中線決定装置であって、前記画像パターンには、正中線モデルパターンが付加されており、前記第1基準位置は、前記画像パターンにおける前記正中線モデルパターンの位置であって、前記第2基準位置は、前記画像パターンが前記被検査画像と適合するような前記相対的位置関係において、前記正中線モデルパターンに対応する前記被検査画像上の位置であるようにした。
- [0016] 第5の態様に係る正中線決定装置は、第2の態様に係る正中線決定装置であって、前記位置取得要素が、前記画像パターンと前記被検査画像との角度を変化させつつ、前記第1基準位置に対応する複数の点列を決定する要素、を備え、前記正中線位置決定要素が、前記正中線の前記複数の点列から、前記画像パターンと前記被検査画像とが最も適合する角度関係に対応した最適点列を選択する要素と、前記最適点列に基づいて、前記正中線を決定する要素と、を備えるようにした。
- [0017] 第6の態様に係る正中線決定装置は、第4の態様に係る正中線決定装置であって、前記位置取得要素が、前記画像パターンと前記被検査画像との角度を変化させつつ、前記正中線モデルパターンに基づいて、前記正中線の複数の候補を決定する要素、を備え、前記正中線位置決定要素が、前記正中線の前記複数の候補から、前記画像パターンと前記被検査画像とが最も適合する角度関係に対応した最適正中線を選択する要素、を備えるようにした。
- [0018] 第7の態様に係るプログラムは、コンピュータの制御部により実行される

ことによって、前記コンピュータを、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像と、前記検体の身体モデルを表現した画像パターンとに基づいて、前記被検査画像における正中線を決定する正中線決定部と、を備え、前記正中線決定部が、前記画像パターンが前記被検査画像と適合する相対的位置関係において、前記画像パターン上の所定の第1基準位置に対応する前記被検査画像上の第2基準位置を決定し、前記第2基準位置を表現した位置情報を得る位置取得要素と、前記位置情報に基づいて、前記被検査画像の正中線を決定する正中線位置決定要素と、を備える正中線決定装置として動作させるようにした。

[0019] 第8の態様に係る正中線決定装置は、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、検体の身体の内部構造に対応する情報の分布を表現した被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像に対して評価領域を設定する設定部と、前記評価領域内において第1方向に沿って伸びる各画素列について、前記被検査画像の画素値を前記基準方向に沿って積算し、それによって複数の積算画素値を算出する積算値算出部と、前記複数の前記積算画素値に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する決定部と、を備えるようにした。

[0020] 第9の態様に係る正中線決定装置は、第8の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記複数の積算画素値のうち最小値を与える画素列を認識し、それによって前記正中線の候補位置を得る認識部と、前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。

[0021] 第10の態様に係る正中線決定装置は、第8の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記評価領域の前記第1方向に沿った中心線を挟む第1領域および第2領域について、前記積算画素値の第1最大値および第2最大値をそれぞれ検出する検出部と、前記第1最大値を与える第1画素列と、前記第2最大値を与える第2画素列との中間位置を、前記正中線の候補

位置として認識する認識部と、前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。

[0022] 第 1 1 の態様に係る正中線決定装置は、第 8 の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記評価領域の前記第 1 方向に沿った中心線を挟む第 1 領域および第 2 領域について、前記積算画素値の第 1 最小値および第 2 最小値をそれぞれ検出する検出部と、前記第 1 最小値を与える第 1 画素列と、前記第 2 最小値を与える第 2 画素列との中間位置を、前記正中線の候補位置として認識する認識部と、前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。

[0023] 第 1 2 の態様に係る正中線決定装置は、第 8 の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記評価領域の前記第 1 方向に沿った中心線を挟む第 1 領域および第 2 領域について、前記第 1 方向に直交する第 2 方向についての前記積算画素値の第 1 最大変化率および第 2 最大変化率をそれぞれ検出する検出部と、前記第 2 最大変化率を与える第 1 画素列と、前記第 2 最大変化率を与える第 2 画素列との中間位置を、前記正中線の候補位置として認識する認識部と、前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。

[0024] 第 1 3 の態様に係る正中線決定装置は、第 9 の態様に係る正中線決定装置であって、前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更し、前記認識部が、各相対的な角度において前記正中線の前記候補位置を認識することによって、複数の候補位置を取得し、前記正中線決定部が、前記複数の候補位置のうち、前記積算画素値が最小となっている特定の候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定するようにした。

[0025] 第 1 4 の態様に係る正中線決定装置は、第 8 の態様に係る正中線決定装置であって、前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更し、前記認識部が、各相対的な角度において前記正中線の前記候補位置を認識することによって、複数の候補位置を取得し、前記正中線決定部が、前記複数の候補位置のうち、前記第 1 最大値と前記第 2 最大

値との差が最小となっている特定の候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定するようにした。

[0026] 第 15 の態様に係る正中線決定装置は、第 8 の態様に係る正中線決定装置であって、前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更し、前記認識部が、各相対的な角度において前記正中線の前記候補位置を認識することによって、複数の候補位置を取得し、前記正中線決定部が、前記複数の候補位置のうち、前記第 1 最大変化率と前記第 2 最大変化率との和が最大となっている特定の候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定するようにした。

[0027] 第 16 の態様に係る正中線決定装置は、第 8 の態様に係る正中線決定装置であって、前記評価領域が、矩形領域であり、前記第 1 方向が、前記評価領域の一辺に沿った方向であるようにした。

[0028] 第 17 の態様に係るプログラムは、コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、検体の身体の内蔵構造に対応する情報の分布を表現した被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像に対して評価領域を設定する設定部と、前記評価領域内において第 1 方向に沿って伸びる各画素列について、前記被検査画像の画素値を前記基準方向に沿って積算し、それによって複数の積算画素値を算出する積算値算出部と、前記複数の前記積算画素値に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する決定部と、を備える正中線決定装置として動作させるようにした。

[0029] 第 18 の態様に係る正中線決定装置は、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像から前記検体の左右両側の体側を検出し、前記両側の体側を表現する体側情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、を備えるようにした。

- [0030] 第 19 の態様に係る正中線決定装置は、第 18 の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記体側情報は、前記検体の腹部領域の左右両側の位置を表現するようにした。
- [0031] 第 20 の態様に係る正中線決定装置は、第 19 の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記被検査画像の 2 値化を行い、2 値画像データを作成する 2 値化部と、前記 2 値画像データにおける左右両側の体側のエッジの抽出を行うエッジ抽出部と、前記左右両側の体側のエッジに基づいて前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備え、前記正中線決定部が、前記左右両側の体側のエッジ上の対応点同士を結ぶ線分の各中点を検出する要素と、前記各中点の位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する要素と、を備えるようにした。
- [0032] 第 21 の態様に係る正中線決定装置は、第 19 の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記被検査画像と所定のテンプレート画像からなる 2 画像の相対位置を変化させつつ、前記 2 画像の照合を行う照合部と、前記照合部による照合結果に基づいて前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。
- [0033] 第 22 の態様に係る正中線決定装置は、第 21 の態様に係る正中線決定装置であって、前記照合部が、検体の腹部部分を表現した第 1 画素値が付与された第 1 領域の両側に、検体の体外部分を表現した第 2 画素値が付与された第 2 領域が配置された画像を前記テンプレート画像として設定するテンプレート設定部と、前記 2 画像の空間的相対関係を変化させつつ前記 2 画像を照合して、前記 2 画像の最大適合度を与える前記被検査画像上の位置を前記正中線が通る候補位置として特定する照合実行部と、前記 2 画像の空間的相対関係の変化について、少なくとも 1 つの変化条件を課して前記照合実行部による照合を行わせる照合制御部と、を備え、正中線決定部が、前記少なくとも 1 つの変化条件について特定された前記候補位置に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定するようにした。
- [0034] 第 23 の態様に係る正中線決定装置は、第 22 の態様に係る正中線決定装

置であって、前記少なくとも１つの変化条件に従った前記空間的相対関係の変化が、所定の位置を回転中心とした前記２画像の相対的角度関係の変化であるようにした。

[0035] 第２４の態様に係る正中線決定装置は、第１９の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記被検査画像に対して２次元的な評価領域を設定する設定部と、前記評価領域における前記被検査画像に基づいて前記正中線を決定する正中線決定部と、を備え、前記正中線決定部は、前記評価領域における２次元的な画素値分布を、前記評価領域に対して相対的に固定された所定の射影方向へ累積的に射影することによって１次元的な画素値分布へと圧縮する圧縮要素と、前記１次元的な画素値分布における特徴点の位置に基づいて前記正中線を決定する決定要素と、を備えるようにした。

[0036] 第２５の態様に係る正中線決定装置は、第２４の態様に係る正中線決定装置であって、前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更して、複数組の特徴点のそれぞれの画素射影値を得る要素、を備え、前記正中線決定部が、前記複数組の特徴点の前記それぞれ画素射影値を相互に比較して、一組の特徴点を選択する要素と、前記一組の特徴点の位置に基づいて前記正中線を決定する要素と、を備えるようにした。

[0037] 第２６の態様に係るプログラムは、コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像から前記検体の左右両側の体側を検出し、前記両側の体側を表現する体側情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、を備える正中線決定装置として動作させるようにした。

[0038] 第２７の態様に係る正中線決定装置は、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像から前記検体の肋骨を検出し、前記肋骨を表現する肋骨情報に基づいて、前記

被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、を備えるようにした。

[0039] 第28の態様に係る正中線決定装置は、第27の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記被検査画像における肋骨のエッジを抽出し、前記肋骨のエッジのラベリングを行うラベリング部と、前記被検査画像における所定の基準方向に対する前記肋骨のエッジの傾きを算出する傾き算出部と、前記被検査画像における肋骨画像群の空間的分布の中心位置を算出する中心位置算出部と、前記肋骨のエッジの傾きおよび前記中心位置に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定部と、を有するようにした。

[0040] 第29の態様に係る正中線決定装置は、第27の態様に係る正中線決定装置であって、前記決定部が、前記被検査画像における肋骨のエッジを抽出し、前記肋骨の前記エッジのラベリングを行うラベリング部と、前記被検査画像の左肋骨のエッジおよび右肋骨のエッジ間において、前記肋骨のエッジ上の所定の位置として定義される肋骨点の対応付けを行い、肋骨点ペアを得る肋骨点検出部と、前記肋骨ペアのそれぞれを結ぶ線分を設定し、前記線分のそれぞれの midpoint の位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。

[0041] 第30の態様に係る正中線決定装置は、第27の態様に係る正中線決定装置であって、肋骨の配置に正中線モデルパターンが付加された画像パターンがあらかじめ定義されており、前記決定部が、前記画像パターンと前記被検査画像との相対的位置関係を変化させつつ、前記画像パターンと前記被検査画像とを照合する照合部と、前記被検査画像と前記画像パターンとの最大適合度を与える相互位置関係における前記正中線モデルパターンの位置に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定部と、を備えるようにした。

[0042] 第31の態様に係る正中線決定装置は、第30の態様に係る正中線決定装置であって、前記照合部が、前記被検査画像と前記画像パターンとの適合度

の判定を、前記被検査画像と前記画像パターンとの相対的な角度関係を段階的に変更させた複数の角度関係に対してそれぞれ行うようにした。

- [0043] 第32の態様に係るプログラムは、コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、前記被検査画像から前記検体の肋骨を検出し、前記肋骨を表現する肋骨情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、を備える正中線決定装置として動作させるようにした。

発明の効果

- [0044] 第1から第6の何れの態様に係る正中線決定装置によっても、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に正しい正中線を求めることができる。
- [0045] 第4の態様に係る正中線決定装置によれば、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、効率良く、正しい正中線を求めることができる。
- [0046] 第7の態様に係るプログラムによれば、第1から第6の態様に係る正中線決定装置と同様の効果を得ることができる。
- [0047] 第8から第16の何れの態様に係る正中線決定装置によっても、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が取得された場合においても、自動的に正しい正中線を求めることができる。
- [0048] 第16の態様に係る正中線決定装置によれば、積算画素値を効率よく計算することができる。
- [0049] 第17の態様に係るプログラムによれば、第8から第16の態様に係る正中線決定装置と同様の効果を得ることができる。
- [0050] 第18から第25の何れの態様に係る正中線決定装置によっても、左右両側の体側に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、検体の体内の健康状態の影響を受けにくく、正中線を正しく求めることができる。

- [0051] 第 19 から第 25 の何れの態様に係る正中線決定装置によっても、腹部領域における体側に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、例えば、検体の肺野に異物が入り、被検査画像上の胸部に白い不鮮明な領域が表れる場合であっても、検体の臓器の状態の影響を受けにくいので、正中線を正しく求めることができる。
- [0052] 第 26 の態様に係るプログラムによれば、第 18 から第 25 の何れか 1 つの態様に係る正中線決定装置と同様の効果を得ることができる。
- [0053] 第 27 から第 31 の何れの態様に係る正中線決定装置によっても、肋骨に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、検体の健康状態の影響を受けにくく、正中線を正しく求めることができる。
- [0054] 第 28 の態様に係る正中線決定装置によれば、数多く存在する肋骨エッジの情報に基づいて正中線の位置を決定するので、正中線を正確に求めることができる。
- [0055] 第 29 の態様に係る正中線決定装置によれば、肋骨に係る情報に基づいて正中線の位置を決定する場合において、左右肋骨の対応付けを行い、対応付けされた肋骨の情報を用いて正中線の位置を決定するので、検体の肋骨が、骨折などによって欠損した状態であっても、正中線を正しく求めることができる。
- [0056] 第 30 または第 31 の何れの態様に係る正中線決定装置によっても、予め準備された画像パターンを用いて正中線の位置を決定するので、正中線を速く求めることができる。
- [0057] 第 32 の態様に係るプログラムによれば、第 27 から第 31 のいずれかの態様に係る正中線決定装置と同様の効果を得ることができる。

図面の簡単な説明

- [0058] [図1] 図 1 は正中線決定装置に適用した第 1 ～ 5 実施形態に共通の構成を示すブロック図である。
- [図2] 図 2 は背骨テンプレートの構成を例示する図である。
- [図3] 図 3 は背骨テンプレートが移動させられながら照合が行われる様子を例

示する図である。

[図4] 図4は被検査画像を反時計回りに α 度回転させることで得られる回転被検査画像を例示する図である。

[図5] 図5は第1実施形態に係る正中線決定部が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図6] 図6は肺野テンプレートの構成を例示する図である。

[図7] 図7は肺野テンプレートが移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。

[図8] 図8は腹部テンプレートの構成を例示する図である。

[図9] 図9は腹部テンプレート14が移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。

[図10] 図10は第3実施形態に係る正中線決定部が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図11] 図11は肺野モデルの構成を例示する図である。

[図12] 図12は被検査画像と肺野モデルとが類似位置関係にある状態を例示する図である。

[図13] 図13は第4実施形態に係る正中線決定装置が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図14] 図14は肋骨モデルの構成を例示する図である。

[図15] 図15は被検査画像と肋骨モデルとが類似位置関係にある状態を例示する図である。

[図16] 図16は第1実施形態における背骨テンプレートを反時計回りに α 度回転させた状態を例示する図である。

[図17] 図17は被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合における左右の胸郭辺縁のエッジ間の中点列を例示する図である。

[図18] 図18は正中線決定装置に適用した第6～11実施形態に共通の構成を示すブロック図である。

[図19] 図19は第6実施形態における決定部の機能構成を示すブロック図で

ある。

[図20]図20は第6実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。

[図21]図21は被検査画像を反時計回りに θ 度回転させることで得られる回転被検査画像を例示する図である。

[図22]図22は第6実施形態に係る決定部が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図23]図23は第7実施形態における決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図24]図24は第7実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。

[図25]図25は第8実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。

[図26]図26は第9実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。

[図27]図27は第10実施形態における決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図28]図28は第11実施形態における決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図29]図29は変形例において評価領域を反時計回りに θ 度回転させた状態を例示する図である。

[図30]図30は正中線決定装置に適用した第12～17実施形態に共通の構成を示すブロック図である。

[図31]図31は第12実施形態に係る決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図32]図32は被検査画像の例を示す図である。

[図33]図33は2値画像データの例を示す図である。

[図34]図34は第12実施形態に係る評価領域の例を示す図である。

[図35] 図 3 5 は抽出された腹部領域の左右両側の体側のエッジを示す図である。

[図36] 図 3 6 は評価領域における対応線の例を示す図である。

[図37] 図 3 7 は中点群から求められた正中線を示す図である。

[図38] 図 3 8 は正中線が設定された被検査画像を例示する図である。

[図39] 図 3 9 は第 1 2 実施形態に係る決定部が検体の正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図40] 図 4 0 は第 1 3 実施形態に係る決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図41] 図 4 1 はテンプレート画像 3 0 1 4 の構成を例示する図である。

[図42] 図 4 2 は照合が行われる様子を例示する図である。

[図43] 図 4 3 はテンプレート画像 3 0 1 4 を反時計回りに α 度回転させて照合させる例を示す図である。

[図44] 図 4 4 は拡大したテンプレート画像 3 0 1 5 を例示する図である。

[図45] 図 4 5 は正中線決定部によって、正中線の位置を決定する処理を説明するための図である。

[図46] 図 4 6 は第 1 3 実施形態に係る決定部が検体の正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図47] 図 4 7 は第 1 4 実施形態に係る決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図48] 図 4 8 は第 1 4 実施形態に係る評価領域の例を示す図である。

[図49] 図 4 9 は積算画素値と評価領域の横方向の座標との関係を示すグラフである。

[図50] 図 5 0 は被検査画像を反時計回りに θ 度回転させることで得られる回転被検査画像を例示する図である。

[図51] 図 5 1 は第 1 4 実施形態に係る正中線決定装置が検体の正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図52] 図 5 2 は変形例において、被検査画像 2 0 を反時計回りに α 度回転さ

せた状態を例示する図である。

[図53] 図53は変形例において、評価領域51を反時計回りに θ 度回転させた状態を例示する図である。

[図54] 図54は肺野内に異物が存在する画像の例を示す図である。

[図55] 図55は第15実施形態に係る決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図56] 図56は被検査画像において各肋骨の下側のエッジのみを抽出した例を示す図である。

[図57] 図57は各肋骨エッジのラベル付けを概念的に示す図である。

[図58] 図58は被検査画像の画像座標系上で設定された右肺野基準線を示す図である。

[図59] 図59は被検査画像の画像座標系上で設定された左肺野基準線を示す図である。

[図60] 図60は被検査画像の画像座標系上で検出されたX、Y座標の最小値および最大値を示す図である。

[図61] 図61は正中線通過点および正中線の傾きに基づいて、正中線を決定する例を示す図である。

[図62] 図62は正中線が設定された被検査画像を例示する図である。

[図63] 図63は第15実施形態に係る決定部が検体の正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図64] 図64は第16実施形態に係る決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図65] 図65は各肋骨エッジ上における肋骨点を示す図である。

[図66] 図66は右肺野側肋骨点を示す図である。

[図67] 図67は肋骨点(1)と対応する左肋骨エッジ上の肋骨点を求める処理を説明するための図である。

[図68] 図68は肋骨点が左肺野側候補領域上に存在しない例を示す図である。

[図69] 図 6 9 は対応線を示す図である。

[図70] 図 7 0 は対応線を示す図である。

[図71] 図 7 1 は正中線を示す図である。

[図72] 図 7 2 は第 1 6 実施形態に係る決定部が検体の正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図73] 図 7 3 は直交直線の傾き角度を説明するための図である。

[図74] 図 7 4 は第 1 7 実施形態に係る決定部の機能構成を示すブロック図である。

[図75] 図 7 5 は肋骨モデルの構成の例を示す図である。

[図76] 図 7 6 は肋骨モデルが移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。

[図77] 図 7 7 は回転被検査画像を例示する図である。

[図78] 図 7 8 は第 1 7 実施形態に係る正中線決定装置が検体の正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。

[図79] 図 7 9 は第 1 7 実施形態に係る肋骨モデルを反時計回りに回転させた状態を例示する図である。

[図80] 図 8 0 は病変が存在する肺野画像の例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0059] 以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

[0060] < 1. 正中線決定装置の全体構成 >

図 1 は、正中線 (midline) 決定装置 1 に適用した各実施形態に共通の構成を示すブロック図である。

[0061] 図 1 で示されるように、正中線決定装置 1 は、制御部 2、操作部 4、取得部 5、記憶部 6、および表示部 7 をバスライン 10 に接続した一般的なコンピュータの構成となっている。

[0062] 制御部 2 は、例えば、CPU によって構成され、記憶部 6 に記憶されるプログラムを実行することによって、正中線決定装置 1 全体の動作を決定し、正中線決定装置 1 全体に指令を与え、さらに後述する表示部 7 に表示の指示

を出す。また、制御部 2 は、後述する正中線決定部 3 の機能も実現する。

[0063] 正中線決定部 3 は、入力された画像データに係る画像において、該画像でとらえられた撮影対象者の正中線の位置を決定する。ここで、正中線とは、身体を前後に貫く水平線の方角を含む垂直面である矢上面のうちの人体を左右に等分割する面である正中面と体表面との交線のことを示している。

[0064] 操作部 4 は、キーボード、タッチパネル、またはマウス等を備えて構成され、ユーザの各種操作にしたがって各種指令信号を制御部 2 に送信する。

[0065] 取得部 5 は、検体（検査対象となる人間または動物の身体）から得られた画像データを取得する。本発明においては、検体の肋骨を含む被検査画像（objective image）の画像データを取得する。取得部 5 は、例えば、医療用画像撮影装置が接続され、画像データをオンラインで受信するように構成されても良く、さらに、DVD 等の可搬型の記憶媒体からの画像データの読み取りや、スキャナによる被検査画像の読み取りによって画像データを取得するように構成されても良い。

[0066] なお、取得部 5 は、ネットワーク回線によって接続されたファイルサーバ等に撮影の対象である検体を撮影した被検査画像のデータ（画像データ）を記憶しておき、記憶されている少なくとも 1 つの画像データの中から所望の検体の画像データを検索して取得するように構成されても良い。また、取得部 5 によって取得された画像データ（以下、適宜「被検査画像」と称する）は、後述する記憶部 6 に記憶される。このような画像データの記憶は、外部に設けた記憶装置に対してネットワークを介して行ってもよい。

[0067] 記憶部 6 は、例えば、半導体メモリ、ハードディスク等の記憶装置によって構成され、制御部 2 で実行されるプログラム、該プログラムを実行する際に必要な情報、および取得部 5 によって取得される被検査画像等の各種情報を記憶する。

[0068] 表示部 7 は、例えば、液晶表示ディスプレイ等によって構成され、制御部 2 で生成される動画像データ等を可視的に出力する。

[0069] 医療用画像撮影装置は、例えば、X 線撮影装置等によって構成され、検体

の内蔵等に含まれる所定部位を撮影する。X線撮影装置では、X線発生源から検体にX線が曝射されることで撮影が行われる。

[0070] 具体的には、X線撮影装置では、検体に対して曝射されたX線は、例えば、検体の肋骨を含む胸部を透過し、所定のX線画像検出器によって、該X線の2次元の強度分布が検出される。このとき、X線画像検出器で得られたX線の強度分布は、アナログ電気信号に変換され、更に、所定の回路でアナログ電気信号が、いわゆるA/D変換によってデジタル信号に変換される。このデジタル信号は被写体を透過したX線の強度分布に係る画像データとして正中線決定装置の記憶部6に記憶される。

[0071] 以下に述べる第1～5実施形態においては、取得部5によって取得される被検査画像が、例えば、縦の一边が512ピクセル、横の一边が512ピクセルの正形状の胸部を単純にとらえたX線画像（胸部単純X線画像）であるものとして説明する。また、被検査画像の各画素値は、白黒のグレースケールに係る階調値（以下「白黒階調値」と称する）で表される。例えば、被検査画像が12ビット（すなわち4096段階）の白黒階調値で表現される場合には、白黒階調値の最小値が0となり、白黒階調値の最大値が4095となる。また、以下では、被検査画像の水平方向のラインを「水平ライン」と称する。

[0072] <1-1. 第1実施形態>

第1実施形態では、被検査画像と背骨の構成に係る画像パターンとの照合を行うことによって、被検査画像における正中線の位置を決定する。まず、正中線決定部3において正中線の位置を決定する方法について説明した後に、その動作フローについて説明する。

[0073] <1-1-1. 正中線の位置の決定方法>

第1実施形態に係る正中線決定部3では、主に、（A）背骨と肺野とからなる構成を模した背骨テンプレートの読み出し、（B）被検査画像における背骨に沿った点の列（点列）の候補の検出、（C）正中線の位置の決定、の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について順次に説明する。

[0074] < (A) 背骨テンプレートの読み出し >

正中線決定部 3 によって、被検査画像において背骨の中心線を通る点の列（以下「背骨点列」と称する）を検出するために、記憶部 6 に予め準備されて記憶されている背骨テンプレートが読み出される。なお、本実施形態では、背骨テンプレートが、「検体の身体モデルを表現した画像パターン」に相当する。

[0075] 背骨テンプレートは、肺野および背骨領域に対し X 線を用いて撮影したときに、X 線の濃度の分布に起因して画像上に表れる典型的な濃度のパターンを模したものである。なお、背骨テンプレートとしては、一つのサイズのもものが準備されていても良いし、種々のサイズのもものが準備され、オペレータの操作または被写体に応じて 1 つのサイズの背骨テンプレートが選択されても良い。後述する他の実施形態における画像パターンについても同様である。

[0076] 図 2 は、背骨テンプレート 11 の構成を例示する図である。背骨テンプレート 11 の外縁は、例えば、矩形の形状を有する。具体的には、背骨テンプレート 11 は、左右の肺野領域にそれぞれ対応する画像領域 11 a と、左肺野と右肺野との間の領域に対応する画像領域 11 b とを備えて構成される。つまり、背骨テンプレート 11 は、左から、画像領域 11 a、画像領域 11 b、および画像領域 11 a が、この順番で並べられて構成される。また、背骨テンプレート 11 における画像領域 11 b の所定の位置を P 1 と称する。なお、ここで言う「所定の位置 P 1」としては、例えば、背骨テンプレート 11 の対角線の交点、背骨テンプレート 11 の重心点、画像領域 11 b の対角線の交点、および画像領域 11 b の重心点などが挙げられる。

[0077] また、この背骨テンプレート 11 は、例えば、横方向に 240 ピクセルのサイズを有し、縦方向に 60 ピクセルのサイズを有する。そして、画像領域 11 a、11 b は、それぞれ横方向に 80 ピクセルのサイズを有し、縦方向に 60 ピクセルのサイズを有する。

[0078] また、背骨テンプレート 11 の各画素値は、被検査画像と同様に、白黒の

グレースケールに係る階調値（白黒階調値）で表される。例えば、画像領域 1 1 a の白黒階調値は、被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最小値である 0 に設定され、画像領域 1 1 b の白黒階調値は、被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最大値である 4 0 9 5 に設定される。

[0079] <（B）被検査画像における背骨に沿った点列の候補の検出>

被検査画像について背骨に沿った点列の候補（背骨点列候補）を検出する動作（背骨点列候補検出動作）は、被検査画像と背骨テンプレート 1 1 との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。したがって、ここでは、まず、被検査画像と背骨テンプレート 1 1 との相対的な角度関係が、ある 1 つの角度関係にある場合における背骨点列候補検出動作について説明し、その後、各角度関係における背骨点列候補検出動作について説明する。

[0080] <（B-1）1 つの角度関係における背骨点列候補の検出>

背骨点列候補検出動作では、まず、被検査画像と背骨テンプレート 1 1 との照合が行なわれる。この照合では、一方向（具体的には、被検査画像の各水平ライン）に沿って、被検査画像に対して背骨テンプレート 1 1 が所定画素（例えば一画素）ずつ移動された位置に順次に設定される。

[0081] なお、本実施形態では、この各水平ラインが、照合を行う際に被検査画像に対して背骨テンプレート 1 1 を順次に移動させていくときの移動の基準となる画素のライン（以下「移動基準ライン」とも称する）に相当する。具体的には、本実施形態では、被検査画像に対して背骨テンプレート 1 1 が照合される際に、該被検査画像のうち、背骨テンプレート 1 1 の上辺が合わされる水平ラインが、移動基準ラインとされているものとする。

[0082] そして、被検査画像上において背骨テンプレート 1 1 が設定される位置ごとに、背骨テンプレート 1 1 と被検査画像とが重なり合う領域全体の差分の値（以下「不一致度」と称する）が求められる。なお、不一致度が最小（例えば、0）となる位置関係に被検査画像と背骨テンプレート 1 1 とが設定されている場合が、被検査画像と背骨テンプレート 1 1 とが最も類似している

ことになる。

[0083] 図3は、被検査画像の各水平ラインに沿って、背骨テンプレート11が移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。図3および図3以降の図には、背骨テンプレート11などの画像パターンを移動させる方向のイメージを示す矢印Fが適宜付されている。

[0084] 次に、上述したように各水平ラインに沿って背骨テンプレート11を移動させながら照合が行われた結果、被検査画像20と背骨テンプレート11とが、不一致度が所定の閾値以下となる位置関係にある場合について、被検査画像20と背骨テンプレート11とが最も類似している点が求められる。具体的には、被検査画像20のうち、該被検査画像20の白黒階調値と背骨テンプレート11の白黒階調値との差分が最小となる位置が、背骨点の候補の位置（以下「背骨点候補位置」と称する）12として検出される。すなわち、背骨点候補位置12は、背骨テンプレート11を被検査画像20に整合させたときに所定の位置P1に対応する位置である。なお、所定の閾値は、撮影毎、あるいは被写体毎に設定されれば良く、例えば、1000に設定される。

[0085] この背骨点候補位置が検出される際には、画素毎に被検査画像20の白黒階調値と背骨テンプレート11の白黒階調値との差分が求められ、その差分が最小となる位置が、背骨点候補位置12として検出される。なお、例えば、所定数の画素からなる領域（例えば、隣接する4画素からなる画像領域）ごとに被検査画像20の白黒階調値と背骨テンプレート11の白黒階調値との差分が求められ、その差分が最小となる位置（具体的には画像領域）が背骨点候補位置12として求められても良い。

[0086] 上述したように、本実施形態では、被検査画像20に対して背骨テンプレート11が水平方向に移動させられながら照合が行われて、被検査画像20と背骨テンプレート11との差が所定の閾値以下となる際に、被検査画像20と背骨テンプレート11との差が最小となる背骨点候補位置12が求められる。そして、本実施形態では、この「背骨点候補位置12」が、本発明の

「差分最小位置」に相当する。また、１つの水平ラインに沿って、被検査画像に対して背骨テンプレート１１が水平方向に移動させられながら照合が行われつつ、背骨点候補位置１２が検出される動作が、本発明の「候補位置検出動作」に相当する。そして、ここで求められる背骨点候補位置１２は、被検体をとらえた被検査画像２０上において正中線が検出される際に、正中線が通る位置の候補となる。

[0087] また、背骨点候補位置１２を検出する動作は、被検査画像２０のうち、肺野および背骨がとらえられていると推定される所定の画像領域（以下「評価対象領域」とも称する）を対象として行われる。ここでは、図３で示されるように、所定の評価対象領域が、被検査画像２０のうちの上から１０２～２０４番目の水平ラインにかけた画像領域となるように設定される。換言すれば、被検査画像が N 本（ N は自然数）の水平ラインで構成される場合に、所定の対象領域は、上から $(N/5)$ 本目の水平ラインから $(2 \times N/5)$ 本目の水平ラインに至る画像領域となるように設定される。

[0088] そして、例えば、初めに、所定の評価対象領域中の最も上方の水平ラインを移動基準ラインとし、該移動基準ラインに沿って、被検査画像２０に対して背骨テンプレート１１が水平方向に移動させられながら照合が行われつつ、背骨点候補位置１２が検出される動作が行われる。次に、所定の画素（例えば、１画素）分下の水平ラインに沿って、被検査画像２０に対して背骨テンプレート１１が水平方向に移動させられながら照合が行われつつ、背骨点候補位置１２が検出される動作が行われる。このような動作が、評価対象領域の全域について繰り返して行われることで、各水平ラインに対して、背骨点候補位置１２が検出される。つまり、複数の背骨点候補位置１２からなる点の列（背骨点列候補）が検出される。そして、このとき、背骨点列候補の白黒階調値と画像領域１１ｂの白黒階調値との差分の総和（以下「累積差分値」とも称する）が算出される。なお、背骨点列候補は、背骨の中心線を通る点の列を示す候補に相当する。

[0089] <（Ｂ－２）各角度関係における背骨点列候補の検出>

上述した背骨点列候補の検出と、その背骨点列候補に係る累積差分値の算出とが行われる動作（以下「背骨点列候補認識動作」とも称する）が、被検査画像20と背骨テンプレート11との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0090] 具体的には、被検査画像20の中心点19を中心として、該被検査画像20を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）、および中心点19を中心として、該被検査画像20を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）について、背骨点列候補認識動作がそれぞれ行われる。ここでは、例えば、 α 度は1度、 β 度は30度に設定される。

[0091] 図4は、被検査画像20を反時計回りに α 度回転させることで得られる回転被検査画像を例示する図である。被検査画像20が回転させられて各回転被検査画像が得られる際には、回転被検査画像を構成する各画素の白黒階調値が補間処理によって求められる。

[0092] なお、回転被検査画像を対象とした背骨点列候補認識動作は、上述したある1つの角度関係における背骨点列候補認識動作と同様に、例えば、N本の水平ラインで構成される回転被検査画像のうちの上から $(N/5)$ 本目の水平ラインから $(2 \times N/5)$ 本目の水平ラインに至る画像領域を対象として行われる。

[0093] このようにして、被検査画像20と背骨テンプレート11との相対的な角度関係を段階的に変更させた複数の角度関係に対して、正中線の位置の候補となる背骨点列候補が認識される。具体的には、基準となる被検査画像20と、該被検査画像20が時計回りに回転させられてそれぞれ得られる β/α 枚の回転被検査画像と、該被検査画像20が反時計回りに回転させられてそれぞれ得られる β/α 枚の回転被検査画像と、をそれぞれ対象として、背骨点列候補認識動作が行われる。つまり、背骨点列候補と累積差分値との組が、 $(2 \times (\beta/\alpha) + 1)$ 個だけ得られる。

[0094] < (C) 正中線の位置の決定 >

上述した背骨点列候補認識動作によって得られた ($2 \times (\beta / \alpha) + 1$) 個の背骨点列候補と累積差分値との組のうち、最小の累積差分値（以下「最小累積差分値」と称する）と組み合わせられた背骨点列候補（以下「背骨点列」と称する）が抽出される。なお、累積差分値が小さい背骨点列候補ほど、被検査画像 20 と背骨テンプレート 11 との類似性が高い状態で得られた背骨点列候補と言える。したがって、ここでは、最小累積差分値と組み合わせられた背骨点列候補が、被検査画像 20 上の正中線に係る候補位置として抽出される。

[0095] そして、最後に、抽出された最小累積差分値に対応する背骨点列から、最小二乗法によって得られる直線が、被検査画像 20 の正中線として検出される。

[0096] < 1-1-2. 正中線の位置の決定動作フロー >

図 5 は、第 1 実施形態に係る正中線決定部 3 が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。最初に、正中線決定装置 1 で、操作部 4 から正中線を決定する旨の指示が制御部 2 に伝達されると、ステップ S 1 に移る。

[0097] ステップ S 1 では、取得部 5 によって撮影対象者の肺野領域を撮影した被検査画像 20 が取得されて、ステップ S 2 に移る。

[0098] ステップ S 2 では、記憶部 6 から背骨テンプレート 11 が読み出される。

[0099] ステップ S 3 では、被検査画像 20 の角度が初期値に設定される。ここでは、被検査画像 20 の角度は、被検査画像 20 を基準とし、中心点 19 を中心として該被検査画像 20 を反時計回りに回転させた角度をマイナスの値、時計回りに回転させた角度をプラスの値として表されるものとする。そして、本実施形態では、被検査画像 20 の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで α 度刻みで変更されつつ、背骨点列候補がそれぞれ検出されるため、ステップ S 3 では、被検査画像 20 の初期値として、 $-\beta$ 度が採用される。したがって、このステップ S 3 では、被検査画像 20 が中心点 19 を中心として $-\beta$ 度回転された回転被検査画像が生成される。

- [0100] ステップS 4では、回転被検査画像のうち、背骨テンプレート 1 1 を移動させつつ照合を行う際に該背骨テンプレート 1 1 の上辺が合わされる水平ラインが移動基準ラインとして設定される。ステップS 4では、回転被検査画像の評価対象領域の最も上の水平ラインが初期の移動基準ラインとして設定される。
- [0101] ステップS 5では、被検査画像 2 0 と背骨テンプレート 1 1 との照合が行なわれる。具体的には、被検査画像 2 0 の移動基準ラインに沿って背骨テンプレート 1 1 が少しずつ移動された各位置において、被検査画像 2 0 と背骨テンプレート 1 1 とに係る不一致度がそれぞれ求められる。
- [0102] ステップS 6では、被検査画像 2 0 と背骨テンプレート 1 1 とが、ステップS 5において求められた不一致度が閾値以下となる位置関係にある場合に、被検査画像 2 0 の白黒階調値と背骨テンプレート 1 1 の白黒階調値との差分が最小となる位置が、背骨点候補位置 1 2 として検出される。
- [0103] ステップS 7では、評価対象領域の全域について背骨点候補位置 1 2 が検出されているか否か判別される。ここで評価対象領域の全域について背骨点候補位置 1 2 が検出されていればステップS 9に移り、検出されていなければ、ステップS 8に移る。
- [0104] ステップS 8では、被検査画像 2 0 のうち、移動基準ラインを、例えば、一水平ライン分下へずらしてステップS 5に戻る。すなわち、評価対象領域の全域について背骨点候補位置 1 2 が検出されるまで、ステップS 5～S 8 の処理が繰り返される。
- [0105] ステップS 9では、ステップS 6において検出された複数の背骨点候補位置 1 2 からなる背骨点列候補の白黒階調値と画像領域 1 1 b の白黒階調値との差分の総和（累積差分値）が算出される。
- [0106] ステップS 1 0では、被検査画像 2 0 の角度が $+\beta$ 度に到達したか否かが判別される。ここで、被検査画像 2 0 の角度が $+\beta$ 度に到達していれば、ステップS 1 2に移り、到達していなければ、ステップS 1 1に移る。
- [0107] ステップS 1 1では、被検査画像 2 0 の角度が $+\alpha$ 度だけ増加されて、ス

ステップS 4に戻る。なお、ステップS 1 1では、 $+\alpha$ 度だけ増加された角度に応じた回転被検査画像が生成される。そして、被検査画像20の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで変更されて、 $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の背骨点列候補と累積差分値との組が求められるまで、ステップS 4～S 1 1の処理が繰り返される。

[0108] ステップS 1 2では、ステップS 9において求められた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の背骨点列候補と累積差分値との組の中から、最小の累積差分値（最小累積差分値）と組み合わせられた背骨点列候補が、背骨点列として抽出される。

[0109] ステップS 1 3では、ステップS 1 2で抽出された最小累積差分値に対応する背骨点列から、最小二乗法によって得られる直線が、被検査画像20の正中線として決定されて、本動作フローが終了する。

[0110] 以上のような処理により、第1実施形態では、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。また、背骨テンプレート11を用いることによって、効率良く正しい正中線が求められる。

[0111] <1-2. 第2実施形態>

第2実施形態では、被検査画像と肺野の構成に係る画像パターンとの照合を行うことによって、被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0112] 第2実施形態に係る正中線決定部3では、主に、(D)背骨、肺野、および体側からなる構成を模した肺野テンプレートの読み出し、(E)被検査画像における背骨に沿った点列の候補の検出、(F)正中線の位置の決定、の順に処理が行われる。この第2実施形態に係る正中線の位置の決定処理については、上記第1実施形態に係る正中線の位置の決定処理と比較して、肺野テンプレートが用いられている以外は同様な処理が採用されている。

[0113] <(D)肺野テンプレートの読み出し>

正中線決定部3によって、被検査画像において背骨点列を検出するために、記憶部に予め準備されて記憶されている肺野テンプレートが読み出される

。なお、第2実施形態では、肺野テンプレートが、「検体の身体モデルを表現した画像パターン」に相当する。

[0114] 肺野テンプレートは、肺野、背骨領域および左右両体側を撮影したときに、X線の濃度の分布に起因して画像上に表れる典型的な濃度のパターンを模したものである。

[0115] 図6は、肺野テンプレート13の構成を例示する図である。肺野テンプレート13の外縁は、例えば、矩形の形状を有する。具体的には、肺野テンプレート13は、左肺野と左体側との間の領域および右肺野と右体側との間の領域に対応する画像領域13aと、左右の肺野領域に対応する画像領域13bと、左肺野と右肺野との間の領域に対応する画像領域13cとを備えて構成される。つまり、肺野テンプレート13は、左から、画像領域13a、画像領域13b、画像領域13c、画像領域13b、および画像領域13aが、この順番で並べられて構成される。また、肺野テンプレート13における画像領域13cの所定の位置をP2と称する。なお、ここで言う「所定の位置P2」としては、例えば、肺野テンプレート13の対角線の交点、肺野テンプレート13の重心点、画像領域13cの対角線の交点、および画像領域13cの重心点などが挙げられる。

[0116] また、肺野テンプレート13は、例えば、水平方向に360ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。具体的には、各画像領域13aが、横方向に40ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。各画像領域13bが、横方向に100ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。また、画像領域13cが、横方向に80ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。

[0117] また、肺野テンプレート13の各画素値は、被検査画像と同様に、白黒階調値で表される。例えば、画像領域13bの白黒階調値が、被検査画像20において白黒階調値が採り得る範囲の最小値である0に設定され、画像領域13a、13cの白黒階調値が、被検査画像20において白黒階調値が採り

得る範囲の最大値である4095に設定される。

[0118] < (E) 被検査画像における背骨に沿った点列の候補の検出 >

次に、被検査画像について背骨に沿った点列の候補を検出する動作(背骨点列候補検出動作)は、被検査画像と肺野テンプレート13との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。したがって、ここでは、まず、被検査画像と肺野テンプレート13との相対的な角度関係が、ある1つの角度関係にある場合における背骨点列候補検出動作について説明し、その後、各角度関係における背骨点列候補検出動作について説明する。

[0119] < (E-1) 1つの角度関係における背骨点列候補の検出 >

背骨点列候補検出動作では、まず、被検査画像と肺野テンプレート13との照合が行なわれる。この照合では、一方向(具体的には、被検査画像の各水平ライン)に沿って、被検査画像に対して肺野テンプレート13が所定画素(例えば一画素)ずつ移動された位置に順次に設定される。そして、被検査画像上において肺野テンプレート13が設定される位置ごとに、被検査画像と肺野テンプレート13とに係る不一致度が求められる。

[0120] 図7は、被検査画像の各水平ラインに沿って、肺野テンプレート13が移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。第2実施形態においても、第1実施形態と同様な方法で、所定の評価対象領域を対象として、各水平ラインについて背骨点候補位置12aが検出される。すなわち、背骨点候補位置12aは、肺野テンプレート13を被検査画像20に整合させたときに所定の位置P2に対応する位置である。つまり、複数の背骨点候補位置12aからなる点の列(背骨点列候補)が検出される。そして、このとき、背骨点列候補の白黒階調値と画像領域13cとの差分の総和(累積差分値)が算出される。

[0121] < (E-2) 各角度関係における背骨点列候補の検出 >

上述した背骨点列候補の検出と、その背骨点列候補に係る累積差分値の算出とが行われる動作(背骨点列候補認識動作)が、被検査画像20と肺野テンプレート13との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行わ

れる。

[0122] 具体的には、被検査画像 20 の中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）、および中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）について、背骨点列候補認識動作がそれぞれ行われる。

[0123] つまり、被検査画像 20 と肺野テンプレート 13 との相対的な角度関係を段階的に変更させた複数の角度関係に対して、正中線の位置の候補となる背骨点列候補の検出と、その背骨点列候補に係る累積差分値の算出とが行われる。

[0124] <（F）正中線の位置の決定>

背骨点列候補認識動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の背骨点列候補と累積差分値との組のうち、最小の累積差分値（最小累積差分値）と組み合わせられた背骨点列候補が、背骨点列として抽出される。そして、抽出された背骨点列から、最小二乗法によって得られる直線が、被検査画像 20 の正中線として検出される。

[0125] なお、第 2 実施形態に係る正中線決定装置 1 が正中線を決定する動作フローについては、上記第 1 実施形態に係る動作フローと同様なものとなるため、ここでは説明を省略する。

[0126] 以上のような処理により、第 2 実施形態では、第 1 実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。また、背骨テンプレート 11 よりも、さらに細かい身体の構成を反映させた肺野テンプレート 13 を用いることによって、より正確に正中線を求めることが可能となる。

[0127] <1-3. 第 3 実施形態>

第 3 実施形態では、被検査画像と腹部の構成に係る画像パターンとの照合を行うことによって、被検査画像における正中線の位置を決定する。まず、正中線決定部 3 において正中線の位置を決定する方法について説明した後に

、その動作フローについて説明する。

[0128] < 1 - 3 - 1. 正中線の位置の決定方法 >

第3実施形態に係る正中線決定部3では、主に、(G)腹部周辺の構成を模した腹部テンプレートの読み出し、(H)被検査画像における腹部の中心線上の点の列(点列)の候補の検出、(I)正中線の位置の決定、の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について順次に説明する。

[0129] < (G) 腹部テンプレートの読み出し >

正中線決定部3によって、被検査画像において腹部の中心線上の点列(以下「腹部中点列」と称する)を検出するために、記憶部6に予め準備されて記憶されている腹部テンプレートが読み出される。なお、本実施形態では、腹部テンプレートが、「検体の身体モデルを表現した画像パターン」に相当する。

[0130] 腹部テンプレートは、腹部に対しX線を利用して撮影したときに、X線の濃度の分布に起因して画像上に表れる典型的な濃度のパターンを模したものである。

[0131] 図8は、腹部テンプレート14の構成を例示する図である。腹部テンプレート14の外縁は、例えば、矩形の形状を有する。具体的には、腹部テンプレート14は、左体側の外側の領域および右体側の外側の領域に対応する画像領域14aと、腹部領域に対応する画像領域14bとを備えて構成される。つまり、腹部テンプレート14は、左から、画像領域14a、画像領域14b、および画像領域14aが、この順番で並べられて構成される。また、腹部テンプレート14における画像領域14bの所定の位置をP3と称する。

[0132] また、この腹部テンプレート14は、例えば、横方向に340ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。各画像領域14aは、横方向に50ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。画像領域14bは、横方向に240ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。

[0133] また、腹部テンプレート 14 の各画素値は、被検査画像と同様に、白黒階調値で表される。例えば、画像領域 14 a の白黒階調値が被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最小値である 0 に設定され、画像領域 14 b の白黒階調値が、被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最大値である 4095 に設定される。

[0134] < (H) 被検査画像における腹部の中心線上の点列の候補の検出 >
被検査画像について腹部の中心線上の点列の候補（以下「腹部中点列候補」と称する）を検出する動作（腹部中点列候補検出動作）は、被検査画像と腹部テンプレート 14 との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。したがって、ここでは、被検査画像と腹部テンプレート 14 との相対的な角度関係が、ある 1 つの角度関係にある場合における腹部中点列候補検出動作について説明し、その後、各角度関係における腹部中点列候補検出動作について説明する。

[0135] < (H-1) 1 つの角度関係における腹部中点列候補検出動作 >
腹部中点列候補検出動作では、まず、被検査画像と腹部テンプレート 14 との照合が行なわれる。この照合では、一方向（具体的には、被検査画像の各水平ライン）に沿って、被検査画像に対して腹部テンプレート 14 が所定画素（例えば、一画素）ずつ移動された位置に順次に設定される。

[0136] なお、本実施形態においても、上記第 1 および第 2 実施形態と同様に、被検査画像の各水平ラインが、本発明の「移動基準ライン」に相当する。また、本実施形態においても、被検査画像に対して腹部テンプレート 14 が照合される際に、該被検査画像のうち、腹部テンプレート 14 の上辺が合わされる水平ラインが、移動基準ラインとされているものとする。

[0137] そして、被検査画像上において腹部テンプレート 14 が設定される位置ごとに、腹部テンプレート 14 と被検査画像とが重なり合う領域全体の差分の値（不一致度）が求められる。

[0138] 図 9 は、被検査画像の各水平ラインに沿って、腹部テンプレート 14 が移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。

- [0139] 次に、上述したように各水平ラインに沿って腹部テンプレート 14 を移動させながら照合が行われた結果、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 とが、不一致度が最小となる位置関係が検出される。つまり、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 とが最も類似している位置関係が検出される。
- [0140] そして、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 とが、不一致度が最小となる位置関係にある際に、被検査画像 20 のうち、腹部テンプレート 14 の所定の位置 P3 に対応する位置が腹部中点候補位置 15 として検出される。なお、ここで言う「所定の位置 P3」としては、例えば、腹部テンプレート 14 の対角線の交点、腹部テンプレート 14 の重心点、画像領域 14b の対角線の交点、および画像領域 14b の重心点などが挙げられる。
- [0141] 上述したように、本実施形態では、被検査画像 20 に対して腹部テンプレート 14 が水平方向に移動させられながら照合が行われて、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 との差が最小となる際に、該被検査画像 20 のうち、腹部テンプレート 14 の所定の位置 P3 に対応する腹部中点候補位置 15 が検出される。換言すると、腹部中点候補位置 15 は、腹部テンプレート 14 を被検査画像 20 に整合させたときに所定の位置 P3 に対応する位置である。そして、本実施形態では、1つの水平ラインに沿って、被検査画像に対して腹部テンプレート 14 が水平方向に移動させられながら照合を行われつつ、腹部中点候補位置 15 が検出される動作が、本発明の「候補位置検出動作」に相当する。そして、ここで求められる腹部中点候補位置 15 は、被検査者をとらえた被検査画像 20 上において正中線が検出される際に、正中線が通る位置の候補となる。
- [0142] また、腹部中点候補位置 15 を検出する動作は、被検査画像 20 のうち、左体側の外側、右体側の外側および、腹部がとらえられていると推定される所定の画像領域（以下「評価対象領域」とも称する）を対象として行われる。ここでは、図9で示されるように、所定の評価対象領域が、被検査画像 20 のうちの下から 1～128 番目の水平ラインにかけた画像領域となるように設定される。換言すれば、被検査画像が N 本（N は自然数）の水平ライン

で構成される場合に、所定の対象領域は、上から $(3 \times N / 4)$ 本目の水平ラインから N 本目の水平ラインに至る画像領域となるように設定される。

- [0143] そして、例えば、初めに、所定の評価対象領域中の最も上方の水平ラインを移動基準ラインとして、該移動基準ラインに沿って、被検査画像 20 に対して腹部テンプレート 14 が水平方向に移動させられながら照合が行われつつ、腹部中点候補位置 15 が検出される動作が行われる。次に、所定の画素（例えば、1 画素）分下の水平ラインに沿って、被検査画像 20 に対して腹部テンプレート 14 が水平方向に移動させられながら照合が行われつつ、腹部中点候補位置 15 が検出される動作が行われる。このような動作が、評価対象領域の全域について繰り返して行われることで、各水平ラインに対して、腹部中点候補位置 15 が検出される。つまり、複数の腹部中点候補位置 15 からなる点の列（腹部中点列候補）が検出される。そして、このとき、腹部中点列候補の白黒階調値と画像領域 14 b の白黒階調値との差分の総和（以下「累積差分値」とも称する）が算出される。なお、腹部中点列候補は、腹部の中心線を通る点の列を示す候補に相当する。

- [0144] < (H-2) 各角度関係における腹部中点列候補の検出 >

上述した腹部中点列候補の検出と、その腹部中点列候補に係る累積差分値の算出とが行われる動作（以下「腹部中点列候補認識動作」とも称する）が、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

- [0145] 具体的には、第 1 実施形態と同様に、被検査画像 20 の中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）、および中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）について、腹部中点列候補認識動作がそれぞれ行われる。

- [0146] 回転被検査画像を対象とした腹部中点列候補認識動作は、上述したある 1 つの角度関係における腹部中点列候補認識動作と同様に、例えば、 N 本の水

平ラインで構成される回転被検査画像のうちの上から $(3 \times N / 4)$ 本目の水平ラインから N 本目の水平ラインに至る画像領域を対象として行われる。

[0147] このようにして、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 との相対的な角度関係を段階的に変更させた複数の角度関係に対して、正中線の位置の候補となる腹部中点列候補が認識される。具体的には、基準となる被検査画像 20 と、該被検査画像 20 が時計回りに回転させられてそれぞれ得られる β / α 枚の回転被検査画像と、該被検査画像 20 が反時計回りに回転させられてそれぞれ得られる β / α 枚の回転被検査画像と、をそれぞれ対象として、腹部中点列候補認識動作が行われる。つまり、腹部中点列候補と累積差分値との組が、 $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個だけ得られる。

[0148] < (I) 正中線の位置の決定 >

上述した腹部中点列候補認識動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の腹部中点列候補と累積差分値との組のうち、最小の累積差分値（最小累積差分値）と組み合わせられた腹部中点列候補が腹部中点列として抽出される。なお、より小さな累積差分値と組み合わせられた腹部中点列候補ほど、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 との類似性が高い状態で得られた腹部中点列候補と言える。したがって、ここでは、最小累積差分値と組み合わせられた腹部中点列候補が、被検査画像 20 上の正中線に係る候補位置として抽出される。

[0149] そして、最後に、抽出された最小累積差分値に対応する腹部中点列から、最小二乗法によって得られる直線が、被検査画像 20 の正中線として検出される。

[0150] < 1-3-2. 正中線の位置の決定動作フロー >

図 10 は、第 3 実施形態に係る正中線決定部 3 が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。最初に、正中線決定装置 1 で、操作部 4 から正中線を決定する旨の指示が制御部 2 に伝達されると、ステップ T1 に移る。

[0151] ステップ T1 では、取得部 5 によって撮影対象者の腹部の領域を撮影した

被検査画像 20 が取得されて、ステップ T 2 に移る。

[0152] ステップ T 2 では、記憶部 6 から腹部テンプレート 14 が読み出される。

[0153] ステップ T 3 では、被検査画像 20 の角度が初期値に設定される。ここでは、被検査画像 20 の角度は、被検査画像 20 を基準とし、中心点 19 を中心として該被検査画像 20 を反時計回りに回転させた角度をマイナスの値、時計回りに回転させた角度をプラスの値として表されるものとする。そして、本実施形態では、被検査画像 20 の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで α 度刻みで変更されつつ、背骨点列候補がそれぞれ検出されるため、ステップ T 3 では、被検査画像 20 の初期値として、 $-\beta$ 度が採用される。したがって、このステップ T 3 では、被検査画像 20 が中心点 19 を中心として $-\beta$ 度回転された回転被検査画像が生成される。

[0154] ステップ T 4 では、回転被検査画像のうち、該腹部テンプレート 14 を移動させつつ照合を行う際に腹部テンプレート 14 の上辺が合わされる水平ラインが移動基準ラインとして設定される。ステップ T 4 では、回転被検査画像の評価対象領域の最も上の水平ラインが初期の移動基準ラインとして設定される。

[0155] ステップ T 5 では、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 との照合が行なわれる。具体的には、被検査画像 20 の移動基準ラインに沿って腹部テンプレート 14 が少しずつ移動された各位置において、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 とに係る不一致度がそれぞれ求められる。

[0156] ステップ T 6 では、被検査画像 20 と腹部テンプレート 14 とが、ステップ T 5 において求められた不一致度が最小となる位置関係にある場合に、該被検査画像 20 において腹部テンプレート 14 の所定の位置 P 3（例えば、対角線の交点）に対応する位置が腹部中点候補位置 15 として決定される。

[0157] ステップ T 7 では、評価対象領域の全域について腹部中点候補位置 15 が検出されているか否か判別される。ここで評価対象領域の全域について腹部中点候補位置 15 が求められていればステップ T 9 に移り、求められていなければ、ステップ T 8 に移る。

- [0158] ステップT 8では、被検査画像20のうち、移動基準ラインを、例えば、一水平ライン分下へずらしてステップT 5に戻る。すなわち、評価対象領域の全域について腹部中点候補位置15が求められるまで、ステップT 5～T 8の処理が繰り返される。
- [0159] ステップT 9では、ステップT 7において検出された複数の腹部中点候補位置15からなる腹部中点列候補の白黒階調値と画像領域14bの白黒階調値との差分の総和（累積差分値）が算出される。
- [0160] ステップT 10では、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達したか否かが判別される。ここで、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達していれば、ステップT 12に移り、到達していなければ、ステップT 11に移る。
- [0161] ステップT 11では、被検査画像20の角度が $+\alpha$ 度だけ増加されて、ステップT 4に戻る。なお、ステップT 11では、 $+\alpha$ 度だけ増加された角度に応じた回転被検査画像が生成される。そして、被検査画像20の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで変更されて、 $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の腹部中点列候補と累積差分値との組が求められるまで、ステップT 4～T 11の処理が繰り返される。
- [0162] ステップT 12では、ステップT 9において求められた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の腹部中点列候補と累積差分値との組の中から、最小の累積差分値（最小累積差分値）と組み合わせられた腹部中点列候補が、腹部中点列として抽出される。
- [0163] ステップT 13では、ステップT 12で抽出された最小累積差分値に対応する背骨点列から、最小二乗法によって得られる直線が、被検査画像20の正中線として決定されて、本動作フローが終了する。
- [0164] 以上のような処理により、第3実施形態では、第1および第2実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。また、肺野の画像領域を利用して正中線を決定する第1および第2実施形態では、肺に病変または異常が存在する場合には、正中線を求める精度が低下する可

能性があるが、このような状況でも腹部の画像領域を利用して正中線を決定する第3実施形態では、正しく正中線を求めることが可能となる。

[0165] <1-4. 第4実施形態>

第4実施形態では、被検査画像と肺野の構成に係る画像パターンとの照合を行うことによって、被検査画像における正中線の位置を決定する。まず、正中線決定部3において正中線の位置を決定する方法について説明した後に、その動作フローについて説明する。

[0166] <1-4-1. 正中線の位置の決定方法>

第4実施形態に係る正中線決定部3では、主に、(J)肺野に着目した構成を模した肺野モデルの読み出し、(K)被検査画像と肺野モデルとの照合、(L)正中線の位置の決定、の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について順次に説明する。

[0167] <(J)肺野モデルの読み出し>

正中線決定部3によって、記憶部6に予め準備されて記憶されている肺野モデルが読み出される。なお、本実施形態では、肺野モデルが、「検体の身体モデルを表現した画像パターン」に相当する。

[0168] 肺野モデルは、肺の構成に係るテンプレートであって、肺野の典型的な形状を模したテンプレートである。また、肺野モデルには、典型的な正中線のモデルを示すパターン（以下「正中線モデルパターン」と称する）が付加されている。つまり、肺野モデルの所定位置に正中線モデルパターンが付加されていることになる。

[0169] 肺野モデルは、例えば、過去に撮影した被写体の画像データ等から肺野の輪郭（肺野輪郭）を抽出することによって作成される。肺野領域の輪郭を抽出する手法としては、種々の公知の手法を採用することができ、例えば、X線画像における濃度の変化の特徴から肺野部の輪郭を求める手法（例えば、特開昭63-240832号公報等参照）や、その他の手法（例えば、特開平2-250180号公報等参照）等を採用することができる。

[0170] 図11は、肺野モデル16の構成を例示する図である。肺野モデル16は

、上記手法によって抽出された肺野輪郭によって囲まれる画像領域（以下「肺野画像領域」とも称する）１７を含む画像に正中線モデルパターン１８が付加されて構成されている。また、肺野モデル１６の画素値は、被検査画像と同様に、白黒階調値で表される。例えば、肺野画像領域１７の白黒階調値が、被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最小値である０に設定され、その他の周辺の画像領域の白黒階調値については、全く設定されていない。正中線モデルパターン１８については、肺野モデル１６に対する位置情報が設定されているのみである。

[0171] <（Ｋ）被検査画像と肺野モデルとの照合>

被検査画像と肺野モデル１６との照合は、被検査画像と肺野モデル１６との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。

[0172] 被検査画像と肺野モデル１６との照合では、一方向（具体的には、被検査画像の各水平ライン）に沿って、被検査画像に対して肺野モデル１６が所定画素（例えば一画素）ずつ移動された位置に順次に設定される。

[0173] そして、被検査画像上において肺野モデル１６が設定される位置ごとに、肺野モデル１６と被検査画像とが重なり合う領域全体の類似度が求められる。この類似度を求める具体的手法としては、例えば、差分法（ＳＡＤ）、最小二乗和法（ＳＳＤ）、正規化相互相関法（ＮＣＣ）等がある。この照合は、被検査画像２０の全領域に対して行われる。

[0174] そして、上述した被検査画像と肺野モデル１６との照合が、被検査画像２０と肺野モデル１６の角度関係が変更された各角度関係について行われる。

[0175] 具体的には、第１実施形態と同様に、被検査画像の中心点を中心として、該被検査画像を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）、および中心点を中心として、該被検査画像を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）について、照合がそれぞれ行われる。

[0176] そして、被検査画像と肺野モデル１６との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、類似度が最も大きくなる被検査画像と肺野モ

デル 16 とに係る位置関係が検出される。

[0177] < (L) 正中線の位置の決定 >

上述したように、被検査画像と肺野モデル 16 との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、類似度が最も大きくなる被検査画像と肺野モデル 16 とに係る位置関係を、被検査画像と肺野モデル 16 とが最も類似している位置関係（以下「類似位置関係」と称する）として検出する。そして、最後に、被検査画像と肺野モデル 16 とが類似位置関係にある際に、被検査画像において肺野モデル 16 の正中線モデルパターン 18 に対応する位置（具体的には直線）が、被検査画像の正中線として決定される。図 12 は、被検査画像 20 と肺野モデル 16 とが類似位置関係にある状態を例示する図である。

[0178] < 1-4-2. 正中線の位置の決定動作フロー >

図 13 は、第 4 実施形態に係る正中線決定装置 1 が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。最初に、正中線決定装置 1 では、操作部 4 から正中線を決定する旨の指示が制御部 2 に伝達されると、ステップ U1 に移る。

[0179] ステップ U1 では、取得部 5 によって撮影対象者の肺野領域を撮影した被検査画像 20 が取得されて、ステップ U2 に移る。

[0180] ステップ U2 では、記憶部 6 から肺野モデル 16 が読み出される。

[0181] ステップ U3 では、被検査画像 20 の角度が初期値に設定される。ここでは、被検査画像 20 の角度は、被検査画像 20 を基準とし、中心点を中心として該被検査画像 20 を反時計回りに回転させた角度をマイナスの値、時計回りに回転させた角度をプラスの値として表されるものとする。そして、本実施形態では、被検査画像 20 の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで α 度刻みで変更されつつ、類似度がそれぞれ検出されるため、ステップ U3 では、被検査画像 20 の初期値として、 $-\beta$ 度が採用される。したがって、このステップ U3 では、被検査画像 20 が中心点を中心として $-\beta$ 度回転された回転被検査画像が生成される。

- [0182] ステップU4では、被検査画像20と肺野モデル16との照合が行なわれる。具体的には、被検査画像20の各水平ラインに沿って肺野モデル16が少しずつ移動された各位置において、被検査画像20と肺野モデル16に係る類似度がそれぞれ求められる。
- [0183] ステップU5では、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達したか否かが判別される。ここで、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達していれば、ステップU7に移り、到達していなければ、ステップU6に移る。
- [0184] ステップU6では、被検査画像20の角度が $+\alpha$ 度だけ増加されて、ステップU4に戻る。なお、ステップU6では、 $+\alpha$ 度だけ増加された角度に応じた回転被検査画像が生成される。そして、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達するまで、ステップU4～U6の処理が繰り返される。
- [0185] ステップU7では、ステップU4において各角度関係に対して求められた類似度のうち、最大の類似度と関連付けられている位置関係が、被検査画像20と肺野モデル16とが最も類似している位置関係（類似位置関係）として検出される。
- [0186] ステップU8では、被検査画像20と肺野モデル16とが類似位置関係にある際に、被検査画像20において肺野モデル16の正中線モデルパターン18に対応する位置（具体的には、直線）が、被検査画像20の正中線として決定されて、本動作フローが終了する。
- [0187] 以上のような処理により、第4実施形態では、第1実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上の被写体の正しい正中線が求められる。また、肺野の輪郭を利用した肺野モデルを利用した第4実施形態では、画像の鮮明度が正中線の決定精度に与える影響が小さいため、画像の鮮明度によらず、正しく正中線が求められる。
- [0188] <1-5. 第5実施形態>

第5実施形態では、被検査画像と肋骨の構成に係る画像パターンとの照合を行うことによって、被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0189] < 1 - 5 - 1. 正中線の位置の決定方法 >

第5実施形態に係る正中線決定部3では、主に、(M)肋骨に着目した構成を模した肋骨モデルの読み出し、(N)被検査画像と肋骨モデルとの照合、(O)正中線の位置の決定、の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について順次に説明する。

[0190] < (M) 肋骨モデルの読み出し >

正中線決定部3によって、記憶部6に予め準備されて記憶されている肋骨モデルが読み出される。なお、本実施形態では、肋骨モデルが、「検体の身体モデルを表現した画像パターン」に相当する。

[0191] 肋骨モデルは、肋骨の構成に係るテンプレートであって、肋骨の典型的な形状を模したテンプレートである。また、肋骨モデルには、典型的な検体の正中線のモデルを示すパターン（正中線モデルパターン）が付加されている。つまり、肋骨モデルの所定位置に検体の正中線モデルパターンが付加されていることになる。

[0192] 肋骨モデルは、例えば、今回の被検査者自身について過去に撮影した被検査画像データ等から肋骨をとらえた画像領域（肋骨画像領域）を抽出することで作成される。被検査者自身について過去に撮影した画像がない場合は、類似の身体サイズを持つ他人の肋骨画像を肋骨モデルとして使用してもよい。このような肋骨画像領域を抽出する手法としては、種々の公知の手法を採用することができる。例えば、まず、X線を用いて胸部を撮影して得られた被検査画像（胸部撮影画像）からエッジを抽出して得られる画像（エッジ画像）を生成し、このエッジ画像から肋骨の外縁を検出することで肋骨をとらえた肋骨画像領域を抽出することができる。なお、骨以外の軟部組織の影響を除いて、より正確な肋骨画像領域を推定することができる（例えば、特開昭2007-105196号公報等参照）。

[0193] 図14は、肋骨モデル22の構成を例示する図である。肋骨モデル22は、上記手法によって抽出された肋骨画像領域23を含む画像に正中線モデルパターン24が付加されて構成されている。また、肋骨モデル22の画素値

は、被検査画像と同様に、白黒階調値で表される。例えば、肋骨画像領域 23 の白黒階調値が、被検査画像において白黒階調値がとり得る範囲の最大値である 4095 に設定され、その他の周辺の画像領域の白黒階調値については、全く設定されていない。正中線モデルパターン 24 については、肋骨モデル 22 に対する位置情報が設定されているのみである。

[0194] < (N) 被検査画像と肋骨モデルとの照合 >

被検査画像と肋骨モデル 22 との照合は、被検査画像と肋骨モデル 22 との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。

[0195] 被検査画像と肋骨モデル 22 との照合では、一方向（具体的には、被検査画像の各水平ライン）に沿って、被検査画像に対して肋骨モデル 22 が所定画素（例えば一画素）ずつ移動された位置に順次設定される。

[0196] そして、被検査画像上において肋骨モデル 22 が設定される位置ごとに、肋骨モデル 22 と被検査画像とが重なり合う領域全体の類似度が求められる。この照合は、被検査画像 20 の全領域を対象として行われる。

[0197] 次に、上述した被検査画像と肋骨モデル 22 との照合が、被検査画像 20 と肋骨モデル 22 の角度関係が変更された各角度関係について行われる。

[0198] 具体的には、第 1 実施形態等と同様に、被検査画像の中心点を中心として、該被検査画像を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）、および中心点を中心として、該被検査画像を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）について、照合がそれぞれ行われる。

[0199] そして、被検査画像と肋骨モデル 22 との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、類似度が最も大きくなる被検査画像と肋骨モデル 22 とに係る位置関係が検出される。

[0200] < (O) 正中線の位置の決定 >

上述したように、被検査画像と肋骨モデル 22 との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、類似度が最も大きくなる被検査画像と肋骨モデル 22 とに係る位置関係を、被検査画像と肋骨モデル 22 とが最

も類似している位置関係（類似位置関係）として検出する。そして、最後に、被検査画像と肋骨モデル２２とが類似位置関係にある際に、被検査画像において肋骨モデル２２の正中線モデルパターン２４に対応する位置（具体的には、直線）が、被検査画像の正中線として決定される。図１５は、被検査画像２０と肋骨モデル２２とが類似位置関係にある状態を例示する図である。

[0201] なお、第５実施形態に係る正中線決定装置１が正中線を決定する動作フローについては、上記第４実施形態に係る動作フローと同様なものとなるため、ここでは説明を省略する。

[0202] 以上のような処理により、第５実施形態では、第４実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上の被写体の正しい正中線が求められる。また、肋骨の形状を利用した肋骨モデルを用いた第５実施形態では、画像の鮮明度が正中線の決定精度に与える影響がより小さいため、画像の鮮明度によらず、正しく正中線を求められる。更に、肺野の画像領域および形状を利用して正中線を決定する第１、第２、および第４実施形態では、肺に病変または異常が存在する場合には、正中線を求める精度が低下する可能性があるが、このような状況でも、肋骨の形状を利用して正中線を決定する第５実施形態では、正しく正中線を求めることが可能となる。

[0203] < ２．正中線決定装置２００１の全体構成 >

図１８は、正中線決定装置２００１に適用した各実施形態に共通の構成を示すブロック図である。

[0204] 図１８で示されるように、正中線決定装置２００１は、制御部２、操作部４、取得部５、記憶部６、および表示部７をバスライン１０に接続した一般的なコンピュータの構成となっている。

[0205] 制御部２は、例えば、ＣＰＵによって構成され、記憶部６に記憶されるプログラムを実行することによって、正中線決定装置２００１全体の動作を決定し、正中線決定装置２００１全体に指令を与え、さらに後述する表示部７

に表示の指示を出す。また、制御部 2 は、後述する設定部 2020、積算値算出部 2030、決定部 2040 の機能も実現する。これらの機能によって、制御部 2 は、取得された画像データに係る画像において、該画像でとらえられた撮影対象者の正中線の位置を決定する。なお、決定部 2040 の機能については、後述する第 6 ～ 11 実施形態で相互に異なるため、以下、これらの第 6 ～ 11 実施形態に係る機能を決定部 2040A ～ 2040F として説明する。

[0206] 以下に述べる第 6 ～ 11 実施形態においても、取得部 5 によって取得される被検査画像が、例えば、縦方向が 512 ピクセルで構成されるとともに、横方向が 512 ピクセルで構成された正形状の胸部を単純にとらえた X 線透過像（胸部単純 X 線画像）であるものとして説明する。

[0207] < 2-1. 第 6 実施形態 >

第 6 実施形態では、被検査画像に設定される所定の評価領域において、縦方向の画素のラインごとに画素値を積算させた値（積算画素値）が最小となる位置に基づいて、被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0208] 正中線の位置の決定は、制御部 2 の設定部 2020、積算値算出部 2030、決定部 2040A の各機能によって行われる。図 19 は、決定部 2040A の機能構成を示すブロック図である。図 19 に示すように、決定部 2040A は、認識部 2041A および正中線決定部 2042A を有する。

[0209] 制御部 2 においては、設定部 2020 が被検査画像に対して評価領域を設定し、積算値算出部 2030 が、評価領域内に含まれる各縦ラインに係る積算画素値を算出する。そして、認識部 2041A が、得られた積算画素値の最小値に対応する横方向の座標を求めることで、正中線の候補位置を認識する。

[0210] この被検査画像について正中線候補位置を認識する動作は、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。そして、正中線決定部 2042A が、各角度関係についてそれぞれ認識された正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する。

[0211] 以下では、まず、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が、ある１つの角度関係にある場合において正中線候補位置を認識する処理について説明し、その後、各角度関係における正中線候補位置を認識する処理について説明する。そして、最後に、複数の正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0212] < ２－１（Ａ）． １つの角度関係において正中線候補位置を認識する処理 >

まず、設定部 ２０２０が、被検査画像に対して評価領域を設定する。図 ２０は、第 ６ 実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。評価領域 ５１Ａは、例えば、各辺の長さが、被検査画像 ２０の各辺の半分の長さ（ここでは ２５６ピクセル）である正方形の形状を有する。ここでは、被検査画像 ２０の各辺と評価領域 ５１Ａの各辺とがそれぞれ平行で、かつ被検査画像 ２０の中心点 １９と評価領域 ５１Ａの中心点とが一致するような例が示されている。なお、評価領域 ５１Ａの各辺の長さは、上述の被検査画像 ２０の各辺の半分の長さに限らず、任意の長さに設定することが可能である。後述する他の実施形態における評価領域についても同様である。

[0213] 次に、制御部 ２の積算値算出部 ２０３０が、評価領域 ５１Ａを対象として、身体の内蔵構造を示す情報である被写体を透過した X 線の量（透過量）に対応する画素値を所定のルールで積算した積算画素値を算出する。後述する実施形態についても同様である。

[0214] 積算画素値は、積算値算出部 ２０３０によって、評価領域 ５１Ａの一方向に沿った各画素列について、画素値が積算されることによって、それぞれ算出される。ここで言う一方向とは、評価領域 ５１Ａの縦方向の一辺に沿った方向である。図 ２０に示すグラフは、積算画素値と評価領域 ５１Ａの横方向の座標との関係を示すグラフである。グラフの縦軸は、積算値算出部 ２０３０によって算出された各画素列の積算画素値を表す。また、グラフの横軸は、評価領域 ５１Ａにおける横方向の座標を表す。

[0215] なお、被検査画像 ２０の各画素値は、X 線が被写体を透過する量（透過量

）に対応しており、白黒階調値で表される。そして、本実施形態の図 20 においては、X 線の透過量が多くなればなるほど、画素値が大きくなる例が示されている。後述する他の実施形態においても同様である。

[0216] なお、評価領域 51A の形状については、任意の形状とすることができるが、矩形の形状を有することによって、積算画素値を効率よく計算することができる。

[0217] 次に、認識部 2041A が、得られた積算画素値の最小値に対応する横方向の座標を求める。具体的には、積算画素値が最小となる画素列の横方向の座標が求められる。そして、該最小値に対応する横方向の座標に係る位置を通り、かつ被検査画像 20 の縦方向に沿った線が正中線の候補位置（正中線候補位置）54 として認識される。

[0218] < 2-1 (B) . 各角度関係における正中線候補位置の認識 >

上述したような積算画素値の最小値に対応する位置を求めて正中線候補位置が認識される動作が、被検査画像 20 と評価領域 51A との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0219] 図 21 は、被検査画像 20 を反時計回りに θ 度回転させることで得られる回転被検査画像 60 を例示する図である。 θ 度はもとの被検査画像 20 からずれた角度を表す。被検査画像 20 が回転させられて各回転被検査画像 60 が得られる際には、回転被検査画像 60 を構成する各画素の白黒階調値が補間処理によって求められる。

[0220] ここでは、設定部 2020 が、被検査画像 20 の中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像 60、および中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像 60 について、評価領域 51A をそれぞれ設定する。したがって、評価領域 51A が設定される位置は固定されたままで被検査画像が回転されることで、被検査画像 20 と評価領域 51A との角度関係が変更される。なお、ここでは、例えば、 α 度は 1 度、 β 度は 30 度に設定され

る。後述する他の実施形態においても同様である。

[0221] そして、各角度関係について、積算値算出部 2030 が、評価領域 51A を対象として、各画素列に係る積算画素値を算出するとともに、認識部 2041A が、正中線候補位置 54 を認識する一連の動作がそれぞれ行われる。なお、このとき、各正中線候補位置 54 に対して対応する積算画素値が組み合わせられて記憶される。

[0222] <2-1 (C). 正中線の位置の決定>

正中線決定部 2042A が、認識部 2041A によって各角度関係について認識された正中線候補位置 54 のうち、対応する積算画素値が最小となる正中線候補位置 54 を、正中線の位置として決定する。

[0223] 具体的には、上述した各角度関係における正中線候補位置 54 の認識動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の正中線候補位置 54 のうち、最小の積算画素値（以下「最小積算画素値」と称する）と組み合わせられている正中線候補位置 54 が抽出され、正中線の位置として決定される。

[0224] 次に、正中線の位置を決定する動作フローについて説明する。

[0225] <2-1-1. 正中線の位置の決定動作フロー>

図 22 は、第 6 実施形態に係る制御部 2 が正中線を決定する動作フローを示すフローチャートである。最初に、正中線決定装置 2001 で、操作部 4 から正中線を決定する旨の指示が制御部 2 に伝達されると、ステップ S2001 に移る。

[0226] ステップ S2001 では、取得部 5 によって撮影対象者の肺野領域を撮影した画像が取得されて、ステップ S2002 に移る。

[0227] ステップ S2002 では、被検査画像 20 の角度が初期値に設定される。ここでは、被検査画像 20 の角度は、被検査画像 20 を基準（0 度）とし、中心点 19 を中心として被検査画像 20 を反時計回りに回転させた角度をマイナスの値、時計回りに回転させた角度をプラスの値として表されるものとする。そして、本実施形態では、被検査画像 20 の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで α 度刻みで変更されつつ、正中線候補位置 54 がそれぞれ検出されるた

め、ステップS2002では、被検査画像20の初期値として、 $-\beta$ 度が採用される。したがって、このステップS2002では、被検査画像20が中心点19を中心として $-\beta$ 度回転された回転被検査画像60が生成される。

[0228] ステップS2003では、回転被検査画像60（回転角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度、但し0度を除く）または被検査画像20（回転角度が0度）上に、評価領域51Aが設定される。

[0229] ステップS2004では、評価領域51A内において、縦方向の画素のラインごとに積算画素値が算出される。

[0230] ステップS2005では、正中線候補位置54が認識される。具体的には、得られた積算画素値の最小値に対応する位置が求められ、該最小値に対応する横方向の座標に係る位置を通り、かつ回転被検査画像60または被検査画像20の縦方向に沿った線（具体的には画素のライン）が正中線候補位置54として認識される。

[0231] ステップS2006では、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達したか否かが判別される。ここで、被検査画像20の角度が $+\beta$ 度に到達していれば、ステップS2008に移り、到達していなければ、ステップS2007に移る。

[0232] ステップS2007では、被検査画像20の角度が $+\alpha$ 度だけ増加されて、ステップS2003に戻る。なお、ステップS2007では、 $+\alpha$ 度だけ増加された角度に応じた回転被検査画像60が生成される。但し、被検査画像20の角度が0度の場合は、被検査画像20がそのまま採用される。そして、被検査画像20の角度が $-\beta$ 度から $+\beta$ 度まで変更されて、 $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の正中線候補位置54と積算画素値との組が求められるまで、ステップS2003～S2007の処理が繰り返される。

[0233] ステップS2008では、ステップS2005において順次に求められた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の正中線候補位置54と積算画素値との組の中から、最小の積算画素値（最小積算画素値）と組み合わせられている正中線候補位置54が抽出され、正中線の位置として決定されて、本動作フローが終了

する。

[0234] 以上のような処理により、第6実施形態では、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。

[0235] <2-2. 第7実施形態>

第7実施形態では、被検査画像に設定される評価領域のうちの一方向、具体的には、縦方向に沿った中心線を挟む一方領域および他方領域について積算画素値が最大となる横方向の座標の位置がそれぞれ求められ、この求められた2つの座標の位置の中間に対応する位置に基づいて被検査画像の正中線の位置が決定される。

[0236] 正中線の位置の決定は、制御部2の設定部2020、積算値算出部2030、決定部2040Bの各機能によって行われる。図23は、第7実施形態における決定部2040Bの機能構成を示すブロック図である。決定部2040Bは、認識部2041Bと正中線決定部2042Bを有する他、さらに検出部2043Bを有する。

[0237] 制御部2においては、設定部2020が被検査画像に対して評価領域を設定し、積算値算出部2030が、評価領域内に含まれる各縦ラインに係る積算画素値を算出する。また、検出部2043Bが、評価領域のうちの被検査画像の縦方向に沿った中心線を挟む一方および他方領域について、積算画素値の最大値をそれぞれ検出する。更に、認識部2041Bが、得られた積算画素値の2つの最大値に対応する横方向の座標を求めることで、正中線の候補位置を認識する。

[0238] この被検査画像について正中線候補位置を認識する動作は、第6実施形態と同様に、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。そして、正中線決定部2042Bが、各角度関係についてそれぞれ認識された正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する。

[0239] 以下では、まず、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が、ある1

つの角度関係にある場合において正中線候補位置を認識する処理について説明し、その後、各角度関係における正中線候補位置を認識する処理について説明する。そして、最後に複数の正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0240] < 2 - 2 (D) . 1つの角度関係において正中線候補位置を認識する処理>

第6実施形態と同様に、まず、設定部2020が、被検査画像上に評価領域を設定する。図24は、第7実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。評価領域51Aは、第6実施形態と同様に、例えば、各辺の長さが、被検査画像20の各辺の半分の長さ（256ピクセル）である正方形の形状を有する。

[0241] 次に、制御部2の積算値算出部2030が、第6実施形態と同様に、評価領域51Aを対象として、評価領域51Aの一方向に沿った各画素列について画素値を積算することによって、積算画素値をそれぞれ算出する。図24に示すグラフは、積算画素値と評価領域51Aの横方向の座標との関係を示すグラフである。グラフの縦軸は、積算値算出部2030によって算出された各画素列の積算画素値を表す。また、グラフの横軸は、積算画素値に対応する各画素列の評価領域51Aにおける横方向の座標を表す。

[0242] 検出部2043Bは、図24に示すように、評価領域51Aのうちの被検査画像20の縦方向に沿った中心線53を挟む一方および他方領域について、積算画素値の最大値W2001、W2002をそれぞれ検出する。なお、ここでは、中心線53を境界線として、評価領域51Aを2分割した左方の領域を一方領域とし、右方の領域を他方領域とする。そして、一方領域について、最大値W2001を求めるとともに、他方領域において、最大値W2002が検出される。

[0243] 次に、認識部2041Bが、得られた積算画素値の2つの最大値W2001、W2002に対応する横方向の座標を求める。そして、最大値W2001に対応する横方向の座標と最大値W2002に対応する横方向の座標との

中間に対応する被検査画像 20 の縦方向に沿った線（画素のライン）が正中線候補位置 54 として認識される。

[0244] < 2-2 (E) . 各角度関係における正中線候補位置の認識 >

上述したような正中線候補位置 54 が認識される動作が、第 6 実施形態と同様に、被検査画像 20 と評価領域 51 A との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0245] ここでは、設定部 2020 が、被検査画像 20 の中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像、および中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像について、評価領域 51 A をそれぞれ設定する。

[0246] そして、各角度関係について、積算値算出部 2030 が、評価領域 51 A を対象として、各画素列に係る積算画素値を算出するとともに、検出部 2043 B が、左右の各領域について積算画素値の最大値 $W2001$, $W2002$ をそれぞれ検出し、更に、認識部 2041 B が、正中線候補位置 54 を認識する一連の動作がそれぞれ行なわれる。このとき、正中線候補位置 54 に対して、対応する積算画素値が組み合わされて記憶される。

[0247] < 2-2 (F) . 正中線の位置の決定 >

正中線決定部 2042 B が、認識部 2041 B によって各角度関係について認識された正中線候補位置 54 のうち、対応する積算画素値が最小となる正中線候補位置 54 を、正中線の位置として決定する。

[0248] 具体的には、上述した各角度関係における正中線候補位置 54 の認識動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の正中線候補位置 54 のうち、最小積算画素値と組み合わされている正中線候補位置 54 が抽出され、正中線の位置として決定される。

[0249] 以上のような処理により、第 7 実施形態においても、第 6 実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。

[0250] < 2 - 3. 第 8 実施形態 >

第 8 実施形態では、被検査画像に設定される評価領域のうちの一方向、具体的には、縦方向に沿った中心線を挟む一端近傍領域および他端近傍領域について、積算画素値が最小となる横方向の座標の位置がそれぞれ求められ、この求められた 2 つの座標の位置の中間に対応する位置に基づいて被検査画像の正中線の位置が決定される。

[0251] 正中線の位置の決定は、制御部 2 の設定部 2020、積算値算出部 2030、決定部 2040C の各機能によって行われる。図 23 に示すように、決定部 2040C は、認識部 2041C と正中線決定部 2042C、および検出部 2043C を有する。

[0252] 制御部 2 においては、設定部 2020 が被検査画像に対して評価領域を設定し、積算値算出部 2030 が、評価領域内に含まれる各縦ラインに係る積算画素値を算出する。また、検出部 2043C が、評価領域のうちの被検査画像の縦方向に沿った中心線を挟む一方および他方領域について、積算画素値の最小値をそれぞれ検出する。更に、認識部 2041C が、得られた積算画素値の 2 つの最小値に対応する横方向の座標を求めることで、正中線の候補位置を認識する。

[0253] この被検査画像について正中線候補位置を認識する動作は、第 6 実施形態と同様に、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。そして、正中線決定部 2042C が、各角度関係についてそれぞれ認識された正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する。

[0254] 以下では、まず、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が、ある 1 つの角度関係にある場合において正中線候補位置を認識する処理について説明し、その後、各角度関係における正中線候補位置を認識する処理について説明する。そして、最後に複数の正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0255] < 2 - 3 (G) . 1 つの角度関係において正中線候補位置を認識する処

理>

第6実施形態と同様に、まず、設定部2020が、被検査画像に対して評価領域を設定する。図25は、第8実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。評価領域51Bは、例えば、長辺方向が、被検査画像20の各辺と同じ長さの512ピクセルで構成されるとともに、短辺方向が、被検査画像20の各辺の長さの1/4に相当する128ピクセルで構成された矩形の形状を有する。図25では、被検査画像20の各辺と評価領域51Bの各辺とがそれぞれ平行で、かつ被検査画像20の中心点19と評価領域51Bの中心点とが一致するような例が示されている。なお、評価領域51Bの形状については、肺野領域および両体側と両腕との間の領域が含まれていれば、任意の形状に設定することが可能である。

[0256] 次に、制御部2の積算値算出部2030が、第6実施形態と同様に、評価領域51Bの一方向、具体的には、被検査画像20の縦方向に沿った各画素列について、画素値を評価領域51Bの縦方向に沿って積算することによって、積算画素値がそれぞれ算出される。図25に示すグラフは、積算画素値と評価領域51Bの横方向の座標との関係を示すグラフである。グラフの縦軸は、積算値算出部2030によって算出された各画素列の積算画素値を表す。また、グラフの横軸は、評価領域51Bにおける横方向の座標を表す。

[0257] 図25に示すように、検出部2043Cが、評価領域51Bのうちの被検査画像20の縦方向に沿った方向に沿った中心線53を挟む一端近傍領域および他端近傍領域について、積算画素値の最小値T2001、T2002をそれぞれ検出する。なお、ここでは、中心線53を境界線として、例えば、評価領域51Bの左端から横方向に長辺の長さの1/4の周辺の領域を一端近傍領域とし、評価領域51Bの右端から横方向に長辺の長さの1/4の周辺の領域を他端近傍領域とする。そして、一端近傍領域について、最小値T2001を求めるとともに、他端近傍領域において、最小値T2002が検出される。

[0258] 次に、認識部2041Cが、得られた積算画素値の2つの最小値T200

1, T2002に対応する横方向の座標を求める。そして、被検査画像20のうち、最小値T2001をとる横方向の座標と最小値T2002をとる横方向の座標との中間に対応する被検査画像20の縦方向に沿った線（画素のライン）が正中線候補位置54として認識される。

[0259] <2-3 (H). 各角度関係における正中線候補位置の認識>

上述したような正中線候補位置54が認識される動作が、第6実施形態と同様に、被検査画像20と評価領域51Bとの角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0260] ここでは、設定部2020が、被検査画像20の中心点19を中心として、該被検査画像20を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像60、および中心点19を中心として、該被検査画像20を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像について、評価領域51Bをそれぞれ設定する。

[0261] そして、各角度関係について、積算値算出部2030が、評価領域51Bを対象として、各画素列に係る積算画素値を算出するとともに、検出部2043Cが、左右の各領域について積算画素値の最小値T2001, T2002をそれぞれ検出し、更に、認識部2041Cが、正中線候補位置54を認識する一連の動作がそれぞれ行なわれる。このとき、正中線候補位置54に対して、対応する積算画素値が組み合わされて記憶される。

[0262] <2-3 (I). 正中線の位置の決定>

正中線決定部2042Cが、認識部2041Cによって各角度関係について認識された正中線候補位置54のうち、対応する積算画素値が最小となる正中線候補位置54を、正中線の位置として決定する。

[0263] 具体的には、上述した各角度関係における正中線候補位置54の認識動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の正中線候補位置54のうち、最小積算画素値と組み合わされている正中線候補位置54が抽出され、正中線の位置として決定される。

[0264] 以上のような処理により、第8実施形態においても、第6実施形態と同様

に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。

[0265] < 2 - 4. 第 9 実施形態 >

第 9 実施形態では、被検査画像に設定される評価領域のうちの一方向、具体的には、縦方向に沿った中心線を挟む一方領域および他方領域について、縦方向と直交する横方向に沿った座標の変化に対する積算画素値の変化率が最大となる位置がそれぞれ求められ、この求められた 2 つの位置の中間に対応する位置に基づいて被検査画像の正中線の位置を決定する。

[0266] 正中線の位置の決定は、制御部 2 の設定部 2020、積算値算出部 2030、決定部 2040D の各機能によって行われる。図 23 に示すように、決定部 2040D は、認識部 2041D、正中線決定部 2042D、および検出部 2043D を有する。

[0267] 制御部 2 においては、設定部 2020 が被検査画像に対して評価領域を設定し、積算値算出部 2030 が、評価領域内に含まれる各縦ラインに係る積算画素値を算出する。また、検出部 2043D が、評価領域のうちの被検査画像の縦方向に沿った中心線を挟む一方および他方領域について、被検査画像 20 の縦方向と直交する方向（具体的には、グラフの横軸）に沿った座標の変化に対する積算画素値の変化率を求め、これらの変化率の中で、最大となる最大変化率を検出する。更に、認識部 2041C は、得られた 2 つの最大変化率に対応する横方向の座標の位置を求めて、これらに基づいて正中線の候補位置を認識する。

[0268] この被検査画像について正中線候補位置を認識する動作は、第 6 実施形態と同様に、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。そして、正中線決定部 2042D が、各角度関係についてそれぞれ認識された正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する。

[0269] 以下では、まず、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が、ある 1 つの角度関係にある場合において正中線候補位置を認識する処理について説

明し、その後、各角度関係における正中線候補位置を認識する処理について説明する。そして、最後に複数の正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0270] < 2 - 4 (J) . 1つの角度関係において正中線候補位置を認識する処理>

第6実施形態と同様に、まず、設定部2020が、被検査画像に対して評価領域を設定する。図26は、第9実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。評価領域51Cは、例えば、長辺方向が、被検査画像20の各辺と同じ長さの512ピクセルで構成されるとともに、短辺方向が、被検査画像20の各辺の長さの1/4に相当する128ピクセルで構成された矩形の形状を有する。図26では、被検査画像20の各辺と評価領域51Cの各辺とがそれぞれ平行で、かつ被検査画像20の下端の一边と評価領域51Cの下端の一边とが一致するような例が示されている。なお、評価領域51Cの形状については、肺野領域が含まれておらず、かつ両体側と両腕との間の領域が含まれていれば、任意の形状に設定することが可能である。

[0271] 次に、制御部2の積算値算出部2030が、第6実施形態と同様に、評価領域51Cの一方向、具体的には、被検査画像20の縦方向に沿った各画素列について、画素値を評価領域51Cの縦方向に沿って積算することによって、積算画素値がそれぞれ算出される。図26に示すグラフは、積算画素値と評価領域51Cの横方向の座標との関係を示すグラフである。グラフの縦軸は、積算値算出部2030によって算出された各画素列の積算画素値を表す。また、グラフの横軸は、積算画素値に対応する各画素列の評価領域51Cにおける横方向の座標を表す。

[0272] 図26に示すように、検出部2043Dが、積算画素値の勾配値、具体的には被検査画像20の縦方向と直交する方向（具体的には、グラフの横軸）に沿った座標の変化に対する積算画素値の変化率を求めて、左右の両領域について最大の変化率（最大変化率）U2001、U2002を検出する。す

なわち、積算画素値の最大変化率 $U2001$ 、 $U2002$ は、評価領域51Cのうちの被検査画像20の縦方向に沿った中心線53を挟む一方および他方領域について、それぞれ検出される。

[0273] 次に、認識部2041Dが、得られた積算画素値の2つの最大変化率 $U2001$ 、 $U2002$ に対応する横方向の座標を求める。そして、被検査画像20のうち、最大変化率 $U2001$ をとる横方向の座標と最大変化率 $U2002$ をとる横方向の座標との中間に対応する被検査画像20の縦方向に沿った線（具体的には画素のライン）が正中線候補位置54として認識される。

[0274] <2-4 (K). 各角度関係における正中線候補位置の認識>

上述したような正中線候補位置54が認識される動作が、第6実施形態と同様に、被検査画像20と評価領域51Cとの角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0275] ここでは、設定部2020が、被検査画像20の中心点19を中心として、該被検査画像20を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像、および中心点19を中心として、該被検査画像20を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像について、評価領域51Cをそれぞれ設定する。

[0276] そして、各角度関係について、積算値算出部2030が、評価領域51Cを対象として、各画素列に係る積算画素値を算出するとともに、検出部2043Dが、評価領域51Cのうちの縦方向に沿った中心線53を挟む一方および他方領域について、被検査画像20の縦方向と直交する横方向に沿った座標の変化に対する積算画素値の最大変化率をそれぞれ検出し、更に、認識部2041Dが、正中線候補位置54を認識する一連の動作がそれぞれ行われる。このとき、正中線候補位置54に対して、対応する積算画素値が組み合わされて記憶される。

[0277] <2-4 (L). 正中線の位置の決定>

正中線決定部2042が、認識部2041によって各角度関係について認識された正中線の候補位置のうち、対応する積算画素値が最小となる正中線

候補位置 54 を、正中線の位置として決定する。

[0278] 具体的には、上述した各角度関係における正中線候補位置の認識動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の正中線候補位置のうち、最小積算画素値と組み合わされている正中線候補位置 54 が抽出され、正中線の位置として決定される。

[0279] 以上のような処理により、第 9 実施形態においても、第 6 実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。

[0280] < 2-5. 第 10 実施形態 >

第 7 実施形態では、積算画素値の最大値 W2001 をとる横方向の座標と最大値 W2002 をとる横方向の座標との中間に対応する複数の正中線候補位置のうち、最小積算画素値と組み合わされている正中線候補位置が正中線の位置として決定されたが、第 10 実施形態においては、積算画素値の最大値 W2001 と最大値 W2002 との差分に基づいて正中線が決定される。

[0281] 正中線の位置の決定は、図 18 に示すように、制御部 2 の設定部 2020、積算値算出部 2030、決定部 2040E の各機能によって行われる。図 27 は、第 10 実施形態における決定部 2040E の機能構成を示すブロック図である。決定部 2040E は、認識部 2041E と正中線決定部 2042E、検出部 2043E を有する他、さらに差分算出部 2044 を有する。

[0282] 第 10 実施形態においては、設定部 2020、積算値算出部 2030、検出部 2043E によって、第 7 実施形態と同様に、評価領域 51A 内に含まれる縦方向に沿った中心線を挟む一方および他方領域について、積算画素値の最大値をそれぞれ検出するまでの処理が行われる。

[0283] 差分算出部 2044 は、検出部 2043E によって検出された積算画素値の 2 つの最大値の差分を算出する。

[0284] 被検査画像について積算画素値の 2 つの最大値の差分を算出する動作は、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。

[0285] 認識部 2041E は、各角度関係のうち、積算画素値の 2 つの最大値の差分が最小となる角度関係に相当する回転被検査画像を認識する。そして、正中線決定部 2042E が、認識部 2041E によって認識された回転被検査画像に基づいて正中線の位置を決定する。

[0286] 以下では、まず、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が、ある 1 つの角度関係にある場合において積算画素値の 2 つの最大値の差分を算出する処理について説明し、その後、各角度関係において積算画素値の 2 つの最大値の差分を算出する処理について説明する。そして、最後に各角度関係における最大値の差分に基づいて正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0287] < 2-5 (M) . 1 つの角度関係において積算画素値の 2 つの最大値の差分を算出する処理 >

第 7 実施形態と同様に、図 24 に示すように、制御部 2 の設定部 2020 が、被検査画像 20 上に評価領域 51A を設定する。

[0288] 次に、制御部 2 の積算値算出部 2030 が、評価領域 51A 内において、各画素列の積算画素値を算出するとともに、図 24 に示すように、検出部 2043E が、評価領域 51A のうちの縦方向に沿った中心線 53 を挟む一方および他方領域について、積算画素値の最大値 $W2001$ 、 $W2002$ をそれぞれ検出する。

[0289] そして、差分算出部 2044 が、検出部 2043E によって検出された積算画素値の最大値 $W2001$ 、 $W2002$ の差分を算出する。

[0290] < 2-5 (N) . 各角度関係における積算画素値の 2 つの最大値の差分の算出 >

上述した最大値 $W2001$ と最大値 $W2002$ との差分を算出する動作が、被検査画像 20 と評価領域 51A との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0291] まず、設定部 2020 が、被検査画像 20 の中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ

得られる回転被検査画像、および中心点 19 を中心として、該被検査画像 20 を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像について、評価領域 51A をそれぞれ設定する。

[0292] そして、各角度関係について、積算値算出部 2030 が、積算画素値をそれぞれ算出するとともに、検出部 2043E が、積算画素値の最大値 $W2001$ 、 $W2002$ をそれぞれ検出し、更に、差分算出部 2044 が、各角度関係について積算画素値の最大値 $W2001$ と最大値 $W2002$ との差分をそれぞれ算出する。

[0293] <2-5 (O). 正中線の位置の決定>

認識部 2041E が、各角度関係のうち、積算画素値の最大値 $W2001$ と最大値 $W2002$ との差分（ここでは差分の絶対値）が最小となる角度関係（差分最小角度関係）に相当する回転被検査画像を認識する。

[0294] 次に、正中線決定部 2042E が、認識部 2041E によって認識された差分最小角度関係に相当する回転被検査画像（または被検査画像）において、最大値 $W2001$ をとる横方向の座標と最大値 $W2002$ をとる横方向の座標との中間に対応する被検査画像 20 の縦方向に沿った線を正中線として決定する。具体的には、上述した各角度関係における積算画素値の最大値 $W2001$ 、 $W2002$ の差分の算出動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の差分のうち、最小となる差分値と対応する回転被検査画像が抽出され、正中線の位置が決定される。

[0295] 以上のような処理により、第 10 実施形態においても第 6 実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。

[0296] <2-6. 第 11 実施形態>

第 9 実施形態では、積算画素値の最大変化率 $U2001$ をとる横方向の座標と最大変化率 $U2002$ をとる横方向の座標との中間に対応する正中線候補位置のうち、最小積算画素値と組み合わせられている正中線候補位置が正中線の位置として決定されたが、第 11 実施形態においては、積算画素値の最

大変化率U2001と最大変化率U2002との合算値に基づいて正中線を決定する。

[0297] 正中線の位置の決定は、図18に示すように、制御部2の設定部2020、積算値算出部2030、決定部2040Fの各機能によって行われる。図28は、第11実施形態における決定部2040Fの機能構成を示すブロック図である。決定部2040Fは、認識部2041Fと正中線決定部2042F、検出部2043Fを有する他、さらに合算値算出部2045を有する。

[0298] 第11実施形態においては、設定部2020、積算値算出部2030、検出部2043Fによって、第9実施形態と同様に、評価領域51C内に含まれる縦方向に沿った中心線を挟む一方および他方領域について、被検査画像の縦方向と直交する横方向に沿った座標の変化に対する積算画素値の変化率が最大となる位置をそれぞれ検出するまでの処理が行われる。そして、合算値算出部2045が、検出部2043Fによって検出された積算画素値の2つの最大変化率の合算値を算出する。

[0299] 被検査画像について積算画素値の2つの最大変化率の合算値を算出する動作は、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。

[0300] 認識部2041Fは、各角度関係のうち、2つの最大変化率の合算値が最大となる角度関係に相当する回転被検査画像を認識する。そして、正中線決定部2042Fが、認識部2041Fによって認識された回転被検査画像に基づいて正中線の位置を決定する。

[0301] 以下では、まず、被検査画像と評価領域との相対的な角度関係が、ある1つの角度関係にある場合において2つの最大変化率の合算値を算出する処理について説明し、その後、各角度関係において2つの最大変化率の合算値を算出する処理について説明する。そして、最後に各角度関係における最大変化率の合算値に基づいて正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0302] <2-6 (P)>. 1つの角度関係において2つの最大変化率の合算値を

算出する処理＞

第9実施形態と同様に、図26に示すように、制御部2の設定部2020が被検査画像20上に評価領域51Cを設定する。

[0303] 次に、制御部2の積算値算出部2030が、評価領域51C内において、各画素列に係る積算画素値を算出した後、図26に示すように、検出部2043Fが、評価領域51Cのうちの縦方向に沿った中心線53を挟む一方および他方領域について、積算画素値の最大変化率 $U2001$ 、 $U2002$ をそれぞれ検出する。

[0304] そして、合算値算出部2045が、検出部2043Fによって検出された積算画素値の最大変化率 $U2001$ と最大変化率 $U2002$ との合算値を算出する。

[0305] <2-6 (Q). 各角度関係における2つの最大変化率の合算値の算出＞

上述した積算画素値の2つの最大変化率 $U2001$ と最大変化率 $U2002$ の合算値を算出する動作が、被検査画像20と評価領域51Cとの角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0306] まず、設定部2020が、被検査画像20の中心点19を中心として、該被検査画像20を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像、および中心点19を中心として、該被検査画像20を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像について、評価領域51Cをそれぞれ設定する。

[0307] そして、各角度関係について、積算値算出部2030が、積算画素値をそれぞれ算出するとともに、検出部2043Fが、積算画素値の最大変化率 $U2001$ 、 $U2002$ をそれぞれ検出し、更に、合算値算出部2045が、各角度関係について、検出部2043Fによって検出された積算画素値の最大変化率 $U2001$ 、 $U2002$ との合算値を算出する。

[0308] <2-6 (R). 正中線の位置の決定＞

認識部2041Fが、各角度関係のうち、積算画素値の最大変化率 $U2001$

01と最大変化率U2002との合算値が最大となる角度関係（合算値最大角度関係）を認識する。

[0309] 次に、正中線決定部2042Fが、認識部2041Fによって認識された合算値最大角度関係に相当する回転被検査画像（または、被検査画像）において、最大変化率U2001をとる横方向の座標と最大変化率U2002をとる横方向の座標との中間の位置にあたる被検査画像20の縦方向に沿った線が正中線として決定される。具体的には、上述した各角度関係における積算画素値の最大変化率U2001と最大変化率U2002との合算値の算出動作によって得られた $(2 \times (\beta / \alpha) + 1)$ 個の合算値のうち、最大となる合算値と対応する回転被検査画像が抽出され、正中線の位置が決定される。

[0310] 以上のような処理により、第11実施形態においても第6実施形態と同様に、被写体が基準位置に対して傾きすぎた画像が入力された場合においても、自動的に画像上における被写体の正しい正中線が求められる。

[0311] <3. 正中線決定装置3401の全体構成>

図30は、正中線決定装置3401にこの発明を適用した第12から第17の各実施形態に共通の構成を示すブロック図であり、この正中線決定装置3401は、人体のX線画像診断用の情報処理装置に組み込まれた形で構成される。図30で示されるように、正中線決定装置3401は、ハードウェア上では、制御部2、操作部4、取得部5、記憶部6、および表示部7をバスライン10に接続した一般的なコンピュータの構成となっているが、制御部2にインストールされているプログラムが、この発明の特徴に応じた機能を生じさせる。また、記録媒体に記憶させたプログラムをコンピュータにインストールすることによっても実行可能である。

[0312] 制御部2は、例えば、CPUを含んで構成され、記憶部6に記憶されるプログラムを実行することによって、正中線決定装置3401全体の動作を決定し、正中線決定装置3401全体に指令を与え、さらに後述する表示部7に表示の指示を出す。また、制御部2は、後述する決定部3440の機能も

実現する。これらの機能によって、制御部 2 は、取得された被検査画像の画像データにおいて、被検査画像でとらえられた人間または動物を対象とする被検査者（検体）の正中線の位置を決定する。なお、決定部 3 4 4 0 の機能については、後述する第 1 2 ～ 1 7 実施形態で相互に異なるため、以下、これらの第 1 2 ～ 1 7 実施形態に係る機能を決定部 3 0 4 0 A ～ 3 0 4 0 C、4 0 4 0 A ～ 4 0 4 0 C として説明する。また、この実施形態の正中線決定装置 3 4 0 1 は検体が人体である場合を想定しているが、検体が動物（脊椎動物）の場合にも、当該動物の脊椎方向を略上下方向とした画像において、正中線が同様に定義される。いずれの場合も、検体の画像は、検体の胸部を含む正面像または背面像である。

[0313] 以下に述べる第 1 2 ～ 1 7 実施形態においても、取得部 5 によって取得される被検査画像が、例えば、縦方向が 5 1 2 ピクセルで構成されるとともに、横方向が 5 1 2 ピクセルで構成された正形状状であって、検体の体側であり、肋骨を含む胸部および腹部を単純にとらえた X 線透過像（胸部単純 X 線画像）であるものとして説明する。

[0314] < 3 - 1. 第 1 2 実施形態 >

第 1 2 実施形態では、被検査画像の画像データにおける腹部領域の左右両側の体側のエッジ（腹部エッジ）の抽出が行われ、腹部エッジの情報に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置が決定される。

[0315] 正中線の位置の決定は、制御部 2 の決定部 3 0 4 0 A によって行われる。図 3 1 は、決定部 3 0 4 0 A の機能構成を示すブロック図である。図 3 1 に示すように、決定部 3 0 4 0 A は、2 値化部 3 0 4 1、エッジ抽出部 3 0 4 2、および正中線決定部 3 0 4 8 A を有する。決定部 3 0 4 0 A は、これらの各機能によって、画像データにおける腹部領域の左右両側の体側に係る情報に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置を決定する。

[0316] 具体的には、2 値化部 3 0 4 1 は、画像データの 2 値化を行い、2 値画像データを作成する。エッジ抽出部 3 0 4 2 は、2 値画像データにおける腹部領域の左右両側の体側のエッジ（腹部エッジ）の抽出を行う。正中線決定部

3048Aは、左右両側の腹部エッジ上の対応点同士を結ぶ少なくとも1つの線分を設定し、少なくとも1つの線分の各中点に相当する画素列を通る位置に基づいて、被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0317] 第12実施形態に係る決定部3040Aでは、主に、画像データの2値化処理、左右両側の腹部エッジを抽出する処理、検体の正中線の位置を決定する処理の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について、全体フローチャートとしての図39に示す処理ステップ順に説明する。

[0318] <3-1-1. 画像データの2値化処理>

最初に、検体の正中線決定装置3401で、操作部4から検体の正中線を決定する旨の指示が制御部2に伝達されると、検体の体側を含む領域を撮影した被検査画像20がX線撮影装置100から取得部5を介して取得される(図32)。

[0319] 次に、2値化部3041が閾値処理によって画像データの2値化を行い、2値画像データを作成する。具体的には、画像データと予め設定された閾値データとの大小比較を行い、2値画像データ21を作成する(図33)。閾値は、例えば、被検査画像の各画素が12ビットで階調表現されている場合、450とすることができる。閾値は可変とされていることが好ましく、その場合には、この正中線決定装置3401の操作者の操作入力に基づいて、検体ごとに適宜に変更される。

[0320] 一般に、体内部分を透過したX線の検出強度と体外部分のX線検出強度とで大きな差があり、この差は、体内部分での生体組織差による検出強度差(例えば内臓と骨との検出強度差)よりも大きい。特に、腹部では肺のような空気部分を持たないため、その違いは顕著である。このため、検出X線強度のダイナミックレンジのうち、比較的大きな値を閾値として画像を2値化したときには、体外部分と体内部分とに2分された画像となり、体表面に相当する白黒境界が現れる。したがって、以後のステップで体側エッジを検出するにあたって、体内の臓器境界などを誤って体側エッジとして検出することが防止される。画像の2値化は、体側に相当するエッジを尖鋭化させて検出

位置の誤差を防止するだけでなく、このような体内組織の境界を体側エッジと誤認させないようにするという意味も含んでいる。

[0321] < 3-1-2. 左右両側の腹部エッジを抽出する処理 >

ここでは、エッジ抽出部 3042 が、2 値画像データ 21 における左右両側の体側のエッジ（腹部エッジ）の抽出を行う。まず、左右両側の腹部エッジを抽出する動作は、被検査画像 20 のうち、腹部がとらえられていると推定される所定の画像領域、すなわち、評価領域を対象として行われる。ここでは、図 34 で示される評価領域 50 は、例えば、縦方向が 512 ピクセル、横方向が 512 ピクセルで構成された被検査画像 20 のうちの下から 1 ~ 128 番目の水平ラインの範囲における画像領域となるように設定される。換言すれば、被検査画像 20 が N 本（N は自然数）の水平ラインで構成される場合に、評価領域 50 は、上から $(3 \times N / 4)$ 本目の水平ラインから N 本目の水平ラインに至る画像領域となるように設定される。

[0322] 次に、エッジ抽出部 3042 が、設定された評価領域 50 内において、2 値画像データに Sobel フィルタを適用して腹部領域の左右両側の体側のエッジ E1, E2 を抽出する（図 35）。エッジの抽出は、Sobel フィルタ以外に、Prewitte フィルタ、Laplacian フィルタ、Roberts フィルタ等を用いることができる。

[0323] なお、迅速かつ正確に正中線の位置を決定するためには、評価領域 50 に腕領域が含まれないようにすることが好ましく、評価領域 50 は、この正中線決定装置 3401 の操作者の操作入力に基づいて、検体ごとに適宜に変更される。

[0324] < 3-1-3. 検体の正中線の位置を決定する処理 >

正中線決定部 3048A が、左右両側の腹部エッジ E1, E2 上の対応点同士を結ぶ少なくとも 1 つの線分（具体的には等間隔で配列させた複数の水平線分）を設定し、少なくとも 1 つの線分の各中点に相当する画素列を通る位置に基づいて、被検査画像における正中線の位置を決定する。まず、図 36 に示すように、正中線決定部 3048A が、評価領域 50 において、同一

の水平ライン上に存在する検体右側の腹部エッジE 1, E 2上の対応点R 1 および検体左側の腹部エッジ上の対応点L 1 同士を結ぶ線分である対応線3 G 1を設定する。同様に、対応点R 2およびL 2 同士を結ぶ線分である対応線3 G 2というように、評価領域5 0において、同一の水平ライン上に存在する左右両側の腹部エッジ上の対応点同士を結ぶ少なくとも1つの対応線3 G 1, 3 G 2, 3 G 3…を設定する。

[0325] 次に、すべての対応点ペアについての各対応線3 G 1, 3 G 2, …の midpoint 3 Q 1, 3 Q 2, …からなる中点群(3 Q 1, 3 Q 2, …)を求める。そして、この中点群(3 Q 1, 3 Q 2, …)に最小二乗法を適用して得られた直線を検体の正中線とする。図3 7に、中点群(3 Q 1, 3 Q 2, …)から求められた正中線3 0を示す。

[0326] 中点群(3 Q 1, 3 Q 2, …)から直線を求める方法は、最小二乗法以外に、Hough変換、もしくはLMedS (Least Median of Squares) クラスタリングを使用して直線を推定する手法を用いてもよい。Hough変換、もしくはLMedS クラスタリングを使用して直線を推定した場合は、最小二乗法を使用した場合と比較して処理時間が増加するが、中点群が少ない場合でも直線を精度よく推定することが可能となる。

[0327] 検体の正中線3 0の位置が決定されると、制御部2は、正中線3 0を示す直線像が重畳された被検査画像2 0を表示部7に表示させる(図3 8)。表示部7がカラーディスプレイである場合には、正中線3 0を示す直線像は、被検査画像2 0を階調表示する色(例えばモノクロのグレースケール)とは異なる色(例えば赤)で表示することが好ましい。

[0328] 以上の処理が、図3 9のフローチャートのステップS 3 0 0 1~S 3 0 0 6として示されている。

[0329] なお、既述した対応線(線分)3 G 1, 3 G 2, …は、中点群(3 Q 1, 3 Q 2, …)を定める演算の途中段階で必要になるだけであるから、必ずしも、これらの線分を数式として特定して表示部7上に表示させる必要はない。すなわち、ここで「線分」と称しているものは、中点群(3 Q 1, 3 Q 2

、...)を導出するための概念であって、実際には、対応点 R_i 、 L_i ($i = 1, 2, \dots$)のそれぞれのX座標値の平均値と、それぞれのY座標値の平均値とを求める演算によって、中点群($3Q_i$)の2次元座標値を定めることができる。したがって、「線分を設定してその中点を求める」ということは、これと幾何学的に等価であれば、「対応点 R_i 、 L_i の1:1の内分点を求める」、「対応点 R_i 、 L_i の中間点を求める」などのような、他の表現で規定される構成をも包含する概念である。

[0330] 以上のような処理により、第12実施形態では、左右両側の体側に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、検体の健康状態の影響を受けにくく、正中線を正しく求めることができる。また、腹部領域における体側に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、例えば、検体の肺野に異物が入り、被検査画像上の胸部に白い不鮮明な領域が表れる場合であっても、検体の臓器の状態の影響を受けにくいので、正中線を正しく求めることができる。

[0331] <3-2. 第13実施形態>

第13実施形態では、被検査画像と所定のテンプレート画像との2画像の照合を行うことによって、被検査画像中での検体の正中線の位置が決定される。

[0332] 図40は、決定部3040Bの機能構成を示すブロック図である。図40に示すように、決定部3040Bは、照合部3043および正中線決定部3048Bを有する。さらに、照合部3043は、テンプレート設定部3044、照合実効部3045、照合制御部3046を有する。決定部3040Bは、これらの各機能によって、画像データにおける腹部領域の左右両側の体側に係る情報に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置を決定する。

[0333] 具体的には、照合部3043は、被検査画像と所定のテンプレート画像との2画像の相対位置を変化させつつ、被検査画像と所定のテンプレート画像との照合を行う。正中線決定部3048Bは、照合部3043による照合結

果に基づいて被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0334] 第13実施形態に係る決定部3040Bでは、主に、腹部領域の構成を模したテンプレート画像の設定処理、被検査画像とテンプレート画像との照合処理、検体の正中線の位置を決定する処理の順に処理が行われる。また、被検査画像とテンプレート画像との照合処理は、被検査画像20とテンプレート画像との相対的な角度関係およびテンプレート画像のサイズについて、少なくとも1つの変化条件を課して行われる。

[0335] 以下、これらの処理内容について、全体フローチャートとしての図46に示す処理ステップ順に説明する。

[0336] <3-2-1. テンプレート画像の設定処理>

最初に、検体の正中線決定装置3401で、操作部4から検体の正中線を決定する旨の指示が制御部2に伝達されると、検体の体側を含む領域を撮影した被検査画像20（図32）がX線撮影装置100から取得部5を介して取得される。

[0337] 次に、テンプレート設定部3044によって、記憶部6に予め準備されて記憶されているテンプレート画像が読み出されて設定される。図41は、テンプレート画像3014の構成を例示する図である。テンプレート画像3014の外縁は、例えば、水平方向に長尺の矩形の形状を有する。テンプレート画像3014は、腹部に対しX線を利用して撮影したときに、X線の濃度の分布に起因して画像上に表れる典型的な濃度のパターンを模した（モデル化した）ものである。具体的には、テンプレート画像3014は、検体の腹部部分を表現した第1画素値が付与された第1領域3014bの両側に、検体の体外部分を表現した第2画素値が付与された第2領域3014aが配置されて構成される。

[0338] また、このテンプレート画像3014は、例えば、横方向に340ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。第2領域3014aは、横方向に50ピクセルのサイズを有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。第1領域3014bは、横方向に240ピクセルのサイズ

を有し、縦方向に60ピクセルのサイズを有する。

[0339] また、テンプレート画像3014の各画素値は、被検査画像と同様に、白黒階調値で表される。例えば、第2領域3014aの白黒階調値が被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最小値である0に設定され、第1領域3014bの白黒階調値が、被検査画像において白黒階調値が採り得る範囲の最大値（例えば、 512×512 個の各画素が12ビットで階調表現されている場合、4095）に設定される。

[0340] このように、多階調の被検査画像に対して「2値的なテンプレート画像」（つまり被検査画像を表現する多階調信号と同じダイナミックレンジのうち特定の2レベルだけを用いて表現したテンプレート画像）を用いるのは、検体によって微妙に異なる体内部分の濃淡分布に影響されないように体内部分はひとつの濃度で代表させつつ、体内と体外との境界としての体側を検出するためである。したがって、第1領域3014bの階調値としては、多階調信号のダイナミックレンジの最大値を用いるほかに、多数の検体の事前撮影によって経験的に得られている検体の腹部の平均濃度（完全な「白」よりも少しグレー味を帯びた濃度）を用いることもできるし、2種類の領域3014a、3014bのそれぞれの濃度を可変としておき、操作者による操作部4の操作入力に基づいて変更できるように装置3401を構成することもできる。

[0341] <3-2-2. 被検査画像とテンプレート画像との照合処理>

照合部3043は、被検査画像20とテンプレート画像3014との2画像の相対位置を変化させつつ、2画像の照合を行う。

[0342] 被検査画像20とテンプレート画像3014との照合は、被検査画像20とテンプレート画像3014との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。したがって、ここでは、被検査画像20とテンプレート画像3014との相対的な角度関係が、特定の1つの角度関係にある場合における照合処理について説明し、その後、各角度関係における照合処理について説明する。

[0343] (1) 特定の1つの角度関係にある場合における照合処理

被検査画像20とテンプレート画像3014との照合は、照合実効部3045が、被検査画像20とテンプレート画像3014との空間的相対関係を変化させつつ、被検査画像20とテンプレート画像3014とを照合することによって、正中線が通る通過点の候補位置（通過点候補位置）を特定する。

[0344] 上下Y方向のひとつの位置で見た場合における被検査画像20とテンプレート画像3014との水平X方向の照合では、水平ラインに沿って、被検査画像20に対してテンプレート画像3014が所定画素（例えば一画素）ずつ移動された位置に順次に設定される。図42は、テンプレート画像3014が移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。図42には、テンプレート画像3014などの画像パターンを移動させる主操作方向（X方向）と副操作方向（Y方向）とを概念的に統合して示す矢印Fが付されている。

[0345] そして、被検査画像20上においてテンプレート画像3014が設定される位置ごとに、被検査画像20とテンプレート画像3014との適合度、すなわち、テンプレート画像3014と被検査画像20とが重なり合う領域全体の類似度が求められる。類似度は、例えば、差分法（SAD）を用いて、被検査画像20上の対象領域とテンプレート画像3014との画素ごとの輝度値（画素値）の差分合計値で表すことができる。この場合、差分合計値が0の場合に被検査画像20とテンプレート画像3014とが最も適合していることになる。

[0346] すなわち、被検査画像20を図33のように2値化して得られる2値画像データ21を被検査画像20の代替として使用した場合には、

(1) 左右の体側が互いに平行な直線であって、かつ、

(2) 腹部の横幅がテンプレート画像3014の第1領域3014bの幅と完全一致する、

という2条件が満たされると、特定の位置関係でテンプレート画像3014

と被検査画像 20（を 2 値化した画像）とは完全一致し、類似指標値としての差分合計値はゼロになる。その一方で、実際の被検査画像 20 を対象としてテンプレート画像 3014 との照合を行う場合には、類似指標値がゼロにはならないが、最も適合度が高い相対位置で類似指標値が最小値をとるから、それによって体側の位置をテンプレート画像 3014 で検出することができる。

[0347] このような類似度を求める具体的手法としては、その他に、最小二乗和法（SSD）、正規化相互相関法（NCC）等がある。この照合は、各水平ラインに沿ってテンプレート画像 3014 を移動させながら、被検査画像 20 の評価領域 50 の全体に対して行われる。第 13 実施形態においても第 12 実施形態と同様、図 34 で示される評価領域 50 が、例えば、被検査画像 20 が N 本（ N は自然数）の水平ラインで構成される場合に、評価領域 50 は、上から $(3 \times N / 4)$ 本目の水平ラインから N 本目の水平ラインに至る画像領域となるように設定される。

[0348] そして、ひとつの水平ラインに沿った主走査によってテンプレート画像 3014 を移動させながら照合が行われた後、 Y 方向でのテンプレート画像 3014 と被検査画像 20 との相対位置を 1 段階（例えば 1 画素分）だけ変化させて、その新たな Y 座標での水平ラインに沿った主走査による移動照合を行う…という処理を繰り返して、評価領域 50 の全体の走査照合が完了する。

[0349] その結果として得られる各走査位置（ X ， Y ）での差分合計値（類似度指標）を $D(X, Y)$ とすると、まず、同じ Y 座標値を持つ差分合計値 $D(X, Y)$ の中に所定の閾値 D_{th} 以下となるものが含まれているかどうかを判定する。

[0350] もし、含まれていなければその Y 座標値での差分合計値 $D(X, Y)$ は体側部に対応していない群であると見なしして無視する。これに対して、差分合計値 $D(X, Y)$ の中に閾値 D_{th} 以下となるものが含まれていれば、それらは体側部に対応する群であると判断し、その Y 座標値に対応する差分合計

値 $D(X, Y)$ の中で最小のものを与えるようなテンプレート中心位置 $P(X, Y)$ を、正中線が通る通過点の候補位置（通過点候補位置）として登録する。図 42 に例示されている 2 点 P_{t1} , P_{t2} は、テンプレート画像 3014 の複数の位置でのそれぞれのテンプレート中心位置であり、例えば点 P_{t1} が通過点候補位置のひとつとして登録され、全体としては複数の通過点候補位置が登録されることになる。

[0351] すなわち、 Y 座標値を固定して見たときに、 X 座標値を変化させたときの差分合計値 $D(X, Y)$ が最小となる位置が、その Y 座標値においては相対的に「最も適合している」位置ではあっても、差分合計値 $D(X, Y)$ があまりに大きい場合には、腹部だけではなく胸部や腰部を含んだ位置である可能性がある。そこで、閾値 D_{th} を用いることによって、 Y 方向について「腹部と推定できる」範囲を選択した上で、選択された Y 座標値の範囲（基本腹部範囲）だけに限定して通過点候補位置を特定するのである。

[0352] 閾値 D_{th} は固定値であってもよく、またこの正中線決定装置 3401 の操作者の操作入力に基づいて、撮影毎、あるいは被写体毎に設定されても良い。例えば、 512×512 個の各画素が 12 ビットで階調表現されている場合、閾値 D_{th} は 1000 に設定される。

[0353] 基本腹部範囲の各 Y 座標値について、通過点候補位置が検出される際には、画素毎に被検査画像 20 の白黒階調値とテンプレート画像 3014 の白黒階調値との差分が求められ、その差分が最小となる位置が、通過点候補位置として検出される。なお、例えば、所定数の画素からなる領域（例えば、隣接する 4 画素からなる画像ブロック）ごとに被検査画像 20 の白黒階調値とテンプレート画像 3014 の白黒階調値との差分が求められ、その差分が最小となる位置（具体的には画像領域）が通過点候補位置として求められても良い。

[0354] 上述したように、本実施形態では、被検査画像 20 に対してテンプレート画像 3014 が水平方向に移動させられながら照合が行われて、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との差が所定の閾値以下となる Y 方向位置

関係に限定して、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との差が最小となる通過点候補位置が求められる。そして、ここで求められる通過点候補位置は、被検者をとらえた被検査画像 20 上において正中線が検出される際に、正中線が通る位置の候補となる。

[0355] 次に、照合制御部 3046 が、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との空間的相対関係の変化について、少なくとも 1 つの変化条件を課して照合実行部 3045 による照合を行わせる。

[0356] (2) 各角度関係における照合処理

この照合処理では、照合制御部 3046 によって、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との照合が、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との相対的な角度関係が変更された各角度関係について行われる。

[0357] 具体的には、被検査画像 20 上の所定の位置を回転中心としてテンプレート画像 3014 を回転させる。テンプレート画像 3014 を時計回りおよび反時計回りにそれぞれ β 度まで α 度刻みで回転させて、照合がそれぞれ行われる。ここでは、例えば、 α 度は 1 度、 β 度は 30 度に設定される。なお、角度 α および β は、操作者の操作入力に基づいて、任意に設定される。

[0358] 図 43 は、テンプレート画像 3014 を位置 P_r において、反時計回りに α 度回転させて照合させる例を示す図である。図 43 (a) では、被検査画像 20 上の検体の身長方向 (Y 方向) に沿って分布させた複数の位置 (図 43 (a) 中の黒丸位置) のそれぞれを回転中心としてテンプレート画像 3014 を回転させる。また、回転中心を位置 P_r から +X 方向に移動させて位置 P_s として、さらに時計回りおよび反時計回りにそれぞれ β 度まで α 度刻みで回転させて、2 次元的に照合を行ってもよい (図 43 (b))。

[0359] このような回転照合は、図 42 で示したような並進照合を行う各点 (それぞれの並進照合位置でのテンプレート中心位置) を各回転中心として行ってもよく、また、図 43 に示すように、あらかじめ設定されている複数の位置を各回転中心として単独で行ってもよい。複数の回転中心位置は 2 次元的に分布させる方が正中線の決定精度が高いが、検体の身長方向 (Y 方向) に沿

った配置であれば１次元的な分布であってもよい。身長方向（Ｙ方向）が優先的に選択されるのは、Ｙ方向の分布であればいずれの回転中心も、最終的に求めるべき正中線から大きくずれてはいないため、テンプレート画像３０１４によるパターンマッチングが特に有効に機能するからである。回転中心を体幅方向だけに分布させると体側に比較的近い位置が回転中心になるものがそれらに含まれるため、テンプレート画像３０１４を多少回転させても体側と一致させることができないものが発生するからである。

[0360] 被検査画像２０上の検体の身長方向（に沿って分布させた複数の位置（ $P_{r1}, \dots, P_r, \dots$ および $P_{s1}, \dots, P_s, \dots$ ）のそれぞれを回転中心としてテンプレート画像３０１４を回転させて照合が行われる際には、被検査画像２０を構成する各画素の階調値が補間処理によって求められる。

[0361] すなわち、テンプレート画像３０１４を傾けると、被検査画像２０の画素のマトリクス配置の行列方向と、テンプレート画像３０１４の画素のマトリクス配置の行列方向とが一致しなくなるため、画素が１対１に対応しなくなるが、補間処理を行うことによってテンプレート画像３０１４の各画素に相当するテンプレート画像３０１４の画素値を決定することができる。なお、この回転照合においては角度 α の正負の整数倍の傾きを与えるが、その整数値がゼロの場合、すなわちテンプレート画像３０１４の長手方向が水平Ｘ方向に一致する場合も照合対象に含める。

[0362] このようにして、被検査画像２０とテンプレート画像３０１４との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、照合が行われつつ、通過点候補位置が検出される動作が行われる。

[0363] この回転照合は、被検査画像２０において検体（被検査者）が正立してない場合に、その傾きを考慮して正中線の決定要素にするという意味を持つ。そのような傾きは、撮影時に被検査者自身の姿勢に傾きがある場合のほか、特にポータブルＸ線撮影装置を使用したような場合に、Ｘ線撮影装置が被検査者に対して傾いていたというような場合があり、いずれの場合でも回転照

合は効果がある。回転照合においても、図 4 2 などで説明した並進照合と同様の類似度指標値が使用され、各回転中心で最小の類似度指標値を与える角度（適合角）が決定される。それはそのときの回転中心での適合角である。複数の回転中心のそれぞれで適合角が定まるが、この回転照合を単独で行うときには、それらのうちで最小の類似度指標値を与える回転中心位置を通り、そのときの適合角だけ傾いた直線を正中線として定めることができる。

[0364] 図 4 2 の並進照合と組み合わせるときには、例えば並進照合のそれぞれの点で回転照合も行い、最小の類似度指標値を与えるような中心位置と適合角を用いて正中線を定めることができる。また、並進照合だけを単独で行って Y 方向に並行な仮正中線を定め、その仮正中線上に分布させた複数の点を回転中心として適合角を求めるということもできる。

[0365] （3）各サイズにおけるテンプレート画像との照合処理

この照合処理では、照合制御部 3 0 4 6 によって、サイズが変更された少なくとも 1 つのテンプレート画像と被検査画像 2 0 との照合が行われる。

[0366] テンプレート画像のサイズは、この正中線決定装置 3 4 0 1 の操作者の操作入力に基づいて、縦方向および横方向に任意の倍率に拡大または縮小されて記憶部 6 に記憶される。図 4 4 は、テンプレート画像 3 0 1 4 を、縦方向および横方向にそれぞれ 1. 2 倍に拡大したテンプレート画像 3 0 1 5 を例示する図である。

[0367] そして、上述したように、異なるサイズのテンプレート画像と被検査画像 2 0 とを照合することによって、各々の通過点候補位置（例えば図 4 4 の位置 P e など）が特定される。

[0368] なお、任意のサイズに設定されたテンプレート画像についても、被検査画像 2 0 との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、通過点候補位置が検出される動作が行われてもよい。

[0369] < 3 - 2 - 3. 検体の正中線の位置を決定する処理 >

次に、正中線決定部 3 0 4 8 A は、被検査画像 2 0 とテンプレート画像との相対的な角度関係、およびテンプレート画像のサイズ等のうち、少なくと

も 1 つの変化条件で行われた照合処理によってそれぞれ特定された通過点候補位置に基づいて、被検査画像 20 における正中線の位置を決定する。

[0370] 上記の並進照合・回転照合・変倍（拡大／縮小）照合の 3 種類は次のような形態で実施可能である。

[0371] 1) いずれかを単独で行わせて複数の通過点候補位置を特定する。並進照合の場合は、画角中における検体の並進的位置ずれが生じたときに正しい正中線を決めることに有効であり、回転照合は画角と検体の相対的な姿勢の傾きが生じたときに正しい正中線を決めることに有効であり、変倍照合は、検体の体形の大小を考慮して正しい正中線を決めることに有効である。

[0372] 2) 少なくとも 2 種類を組み合わせる。並進総合と回転照合との組合せ例は既述したが、変倍照合は、並進照合での各テンプレート中心で拡大縮小の変倍も行い、回転照合の各角度で拡大縮小の変倍も行うという利用法ができる。

[0373] 上記 3 種類全部の併用も可能であり、その場合はたとえば次のような原理で実行できる。

[0374] (a) 並進照合の各点において変倍照合と回転照合もあわせて行うことにより、並進の各点での類似指標値を、各変倍率・各回転角まで考慮してそれぞれ算出する。

[0375] したがって、回転角を θ 、変倍率を e とすると、類似指標値は $D(X, Y, \theta, e)$ のように、 X, Y, θ, e の 4 引数を持つ 4 次元分布となる。そして、これらの中で最小値を与えるような組合せ $(X_m, Y_m, \theta_m, e_m)$ を特定する。

[0376] これによって、複数の通過点候補位置のうちひとつが通過点 $P(X_m, Y_m)$ として定まる。そして、この通過点 $P(X_m, Y_m)$ を通り、かつ、角度 θ_m で傾いた直線を、正中線として決定する。

[0377] もっとも、4 次元分布の各変数値で類似指標値を計算すると計算量が多くなるため、たとえば、並進照合と変倍照合だけで Y 方向に平行な 1 つの直線を定め、その傾きは当該直線上にある 1 または複数の点を回転中心とした回

転照合で定めるというように、逐次的に正中線の位置と方向とを定めていくことにより、計算量を減少させて処理を高速化できる。

[0378] 図45は、正中線決定部3048Aによって、正中線の位置を決定する以上のような組合せ処理を説明するための図である。正中線決定部3048Aによって、少なくとも1つの変化条件で行われた照合処理によってそれぞれ特定された通過点候補位置の中で、被検査画像20の白黒階調値とテンプレート画像の白黒階調値との差分が最小となる位置が、通過点Pとして検出される。

[0379] 次に、通過点Pとして検出された通過点候補位置が得られたテンプレート画像の、被検査画像20上の検体の身長方向に沿った垂直な直線Kとの傾き角度 γ 度が回転照合の結果として求められる。そして、通過点Pおよび傾き角度 γ 度に基づいて、被検査画像中での検体の正中線30の位置が決定される。

[0380] このような正中線決定フローの一例が、図46のステップT3001～T3013に示されている。

[0381] 以上のような処理により、第13実施形態においても、第12実施形態と同様に、被検査画像上における検体の正中線を正確に求めることが可能となる。

[0382] <3-3. 第14実施形態>

第14実施形態では、被検査画像の所定の領域における2次元画素値分布を、所定の射影方向へ累積的に射影することによって1次元画素値分布へと圧縮し、1次元画素値分布における特徴点の位置に基づいて被検査画像中での検体の正中線の位置が決定される。

[0383] 図47は、決定部3040Cの機能構成を示すブロック図である。図47に示すように、決定部3040Cは、設定部3047および正中線決定部3048Cを有する。決定部3040Cは、これらの各機能によって、画像データにおける腹部領域の左右両側の体側に係る情報に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置を決定する。

[0384] 具体的には、設定部 3047 は、被検査画像に対して 2 次元的な評価領域を設定する。正中線決定部 3048C は、評価領域における 2 次元的な画素値分布に基づいて、検体の正中線の少なくとも 1 つの候補位置を認識し、これらの候補位置の中から検体の正中線を決定する。

[0385] 第 14 実施形態に係る決定部 3040C では、主に、検体の正中線の候補位置の認識処理、検体の正中線の位置を決定する処理の順に処理が行われる。

[0386] 以下、これらの処理内容について、全体フローチャートとしての図 51 に示す処理ステップ順に説明する。

[0387] < 3-3-1. 検体の正中線の候補位置の認識処理 >

最初に、検体の正中線決定装置 3401 で、操作部 4 から検体の正中線を決定する旨の指示が制御部 2 に伝達されると、検体の体側を含む領域を撮影した被検査画像 20（図 32）が X 線撮影装置 100 から取得部 5 を介して取得される。

[0388] 次に、設定部 3047 が、被検査画像 20 のうち、腹部がとらえられていると推定される領域に対して 2 次元的な評価領域 51 を設定する（図 48）。検体の正中線の候補位置を認識する処理は、評価領域 51 を対象として行われる。ここでは、図 48 で示されるように、評価領域 51 は、例えば、長辺方向が、被検査画像 20 の各辺と同じ長さの 512 ピクセルで構成されるとともに、短辺方向が、被検査画像 20 の各辺の長さの 1/4 に相当する 128 ピクセルで構成された矩形の形状を有する。図 48 では、被検査画像 20 の各辺と評価領域 51 の各辺とがそれぞれ平行で、かつ被検査画像 20 の下端の一边と評価領域 51 の下端の一边とが一致するような例が示されている。なお、評価領域 51 の形状については、肺野領域が含まれておらず、かつ両体側と両腕との間の領域が含まれていれば、操作者の操作入力に基づいて、任意の形状に設定することが可能である。

[0389] この被検査画像 20 について正中線候補位置を認識する動作は、被検査画像 20 と評価領域 51 との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度

関係について行われる。そして、正中線決定部 3048C が、各角度関係についてそれぞれ認識された正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する。

[0390] 従って、まず、被検査画像 20 と評価領域 51 との相対的な角度関係が、特定の 1 つの角度関係にある場合において正中線候補位置を認識する処理について説明し、その後、各角度関係における正中線候補位置を認識する処理について説明する。そして、最後に少なくとも 1 つの正中線候補位置の中から正中線の位置を決定する処理について説明する。

[0391] 図 49 は、第 14 実施形態における正中線を決定する処理を説明するための図である。

[0392] 正中線決定部 3048C は、評価領域 51 における 2 次元画素値分布を、評価領域 51 に対して相対的に固定された所定の射影方向へ累積的に射影することによって 1 次元画素値分布へと圧縮し、1 次元画素値分布における特徴点の位置に基づいて正中線の候補位置を認識する。

[0393] まず、正中線決定部 3048C が、2 次元画素値分布について、評価領域 51 の縦方向を射影方向として累積的に射影してヒストグラムを作成する。具体的には、被検査画像 20 の縦方向に沿った各画素列（例えばライン L_a 上の画素列）について、画素値を評価領域 51 の縦方向に沿って累積的に積算することによって、1 次元画素値分布である積算画素値（ライン L_a に対しては、N_a）がそれぞれ算出される。図 49 に示すグラフは、積算画素値と評価領域 51 の横方向の座標との関係を示すグラフである。グラフの縦軸は、正中線決定部 3048C によって算出された各画素列の積算画素値を表す。また、グラフの横軸は、積算画素値に対応する各画素列の評価領域 51 における横方向の座標を表す。

[0394] 図 49 に示すように、正中線決定部 3048C が、積算画素値の勾配値、具体的には被検査画像 20 の縦方向と直交する方向（具体的には、グラフの横軸）に沿った座標の変化に対する積算画素値の変化率を求めて、左右の両領域について最大の変化率（最大変化率）U3001、U3002を検出す

る。すなわち、積算画素値の最大変化率 $U3001$ 、 $U3002$ は、評価領域51のうちの被検査画像20の縦方向に沿った中心線53を挟む一方および他方領域について、それぞれ検出される。

[0395] 次に、正中線決定部3048Cが、得られた積算画素値の特徴点である2つの最大変化率 $U3001$ 、 $U3002$ に対応する横方向の座標を求める。そして、被検査画像20のうち、最大変化率 $U3001$ をとる横方向の座標と最大変化率 $U3002$ をとる横方向の座標との中間に対応する被検査画像20の縦方向に沿った線（具体的には画素のライン）が正中線候補位置54として認識される。

[0396] 上述したような正中線候補位置54が認識される動作が、被検査画像20と評価領域51との角度関係が変更されたそれぞれの角度関係について行われる。

[0397] 図50は、被検査画像20を反時計回りに θ 度回転させることで得られる回転被検査画像60を例示する図である。 θ 度はもとの被検査画像20からずれた角度を表す。被検査画像20が回転させられて各回転被検査画像60が得られる際には、回転被検査画像60を構成する各画素の白黒階調値が補間処理によって求められる。

[0398] ここでは、設定部3047が、被検査画像20の中心点19を中心として、該被検査画像20を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像60、および中心点19を中心として、該被検査画像20を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる回転被検査画像60について、評価領域51をそれぞれ設定する。

[0399] そして、各角度関係について、正中線決定部3048Cが、評価領域51を対象として、各画素列に係る積算画素値を算出するとともに、評価領域51のうちの縦方向に沿った中心線53を挟む一方および他方領域について、被検査画像20の縦方向と直交する横方向に沿った座標の変化に対する積算画素値の最大変化率をそれぞれ検出し、更に、正中線候補位置54を認識する一連の動作がそれぞれ行なわれる。このとき、正中線候補位置54に対し

て、対応する積算画素値が組み合わされて記憶部 6 に記憶される。

[0400] < 3 - 3 - 2. 正中線の位置の決定 >

正中線決定部 3048C が、各角度関係について認識された正中線候補位置 54 のうち、対応する積算画素値が最小となる正中線候補位置 54 を、正中線の位置として決定する。

[0401] このような正中線決定フローは、図 51 のステップ W3001 ~ W3009 として示されている。

[0402] 以上のような処理により、第 14 実施形態においても、第 12 実施形態と同様に、被検査画像上における検体の正中線を正確に求めることが可能となる。

[0403] < 3 - 4. 第 15 実施形態 >

第 15 実施形態では、画像データにおける肋骨のエッジ（肋骨エッジ）の抽出が行われ、被検査画像における所定の基準方向（典型的には矩形画像の座標軸方向）に対する肋骨エッジの傾きおよび肋骨画像群の空間的分布の代表点の位置とに基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置が決定される。

[0404] 正中線の位置の決定は、制御部 2 の決定部 4040A によって行われる。図 55 は、決定部 4040A の機能構成を示すブロック図である。図 55 に示すように、決定部 4040A は、ラベリング部 4041A、傾き算出部 4042、中心位置算出部 4043、および正中線決定部 4044A を有する。決定部 4040A は、これらの各機能によって、画像データにおける肋骨に係る情報に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置を決定する。

[0405] 具体的には、ラベリング部 4041A は、画像データにおける肋骨エッジの抽出および肋骨エッジのラベリングを行う。傾き算出部 4042 は、被検査画像における所定の基準方向に対する肋骨エッジの傾きを算出する。中心位置算出部 4043 は、被検査画像における肋骨画像群の空間分布の中心位置を算出する。正中線決定部 4044A は、肋骨エッジの傾きおよびサイズに基づいて、被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0406] 第15実施形態に係る決定部4040Aでは、主に、画像データにおける肋骨エッジ抽出およびラベリング処理、肋骨エッジの傾きを算出する処理、被検査画像中の肋骨における所定方向のサイズを算出する処理、検体の正中線の位置を決定する処理の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について、全体フローチャートとしての図63に示す処理ステップ順に説明する。

[0407] <3-4-1. 肋骨エッジ抽出およびラベリング処理>

最初に、検体の正中線決定装置3401で、操作部4から検体の正中線を決定する旨の指示が制御部2に伝達されると、検体の肋骨を含む領域を撮影した被検査画像20がX線撮影装置100から取得部5を介して取得される。

[0408] 次に、ラベリング部4041Aが、被検査画像の画像データにおける肋骨エッジの抽出および肋骨エッジのラベリングを行う。

[0409] 次に、ラベリング部4041Aが被処理画像データにSobelフィルタを適用して各肋骨の下側のエッジのみを抽出する（図56）。エッジの抽出は、Sobelフィルタ以外に、Prewitteフィルタ、Laplacianフィルタ、Robertsフィルタ等を用いることができる。また、各肋骨の上側のエッジのみを抽出してもよい。

[0410] 次に、ラベリング部4041Aが、抽出された各肋骨の下側のエッジのラベル付けを行う。

[0411] 図57は、各肋骨エッジのラベル付けを概念的に示す図である。ラベル付けは、例えば、被検査画像20中での検体の右側に存在する右肋骨に対しては、上側から奇数のラベル番号（（1），（3），（5）・・・）を、検体の左側に存在する左肋骨に対しては、上側から偶数のラベル番号（（2），（4），（6）・・・）を付加することにする。具体的には、右第1肋骨には、ラベル番号（1）、左第1肋骨には、ラベル番号（2）、右第2肋骨には、ラベル番号（3）、左第2肋骨には、ラベル番号（4）というように付加する。この段階では正中線はまだ検出されていないため、ここでの「検体

の右側」および「検体の左側」は、検出された肋骨エッジの相対的な左右関係から判断される。なお、ラベル付けについては、適宜必要なラベル識別子を付加することが可能である。

[0412] < 3 - 4 - 2. 肋骨エッジの傾きを算出する処理 >

傾き算出部 4042 が、ラベル付けが行われた各肋骨エッジについて、傾きを算出する。

[0413] まず、被検査画像中での検体の右側に存在する各右肋骨エッジと、検体の左側に存在する左肋骨エッジとの存在領域を相互に区分するために、肋骨エッジから左右の基準線を設定する。基準線としては、右肋骨側の基準線としての右肺野基準線 CR (図 58) と、左肋骨側の基準線である左肺野基準線 CL (図 59) とが設定される。

[0414] 図 58 (a) は、被検査画像 20 の画像座標系上で設定された右肺野基準線 CR を示す図である。図 58 (a) では、被検査画像 20 の画像座標系は、左上の角を原点 (0, 0) とし、横方向 (X 方向) と下方向 (Y 方向) とをそれぞれの正の方向 (+) とする。図 58 以降の図においても同様である。

[0415] ラベル番号が付加された肋骨の中で、検体の最も右上に存在する肋骨である右第 1 肋骨 (ラベル番号 (1)) において、X 方向の座標最大値 x_1 を通り、Y 軸方向に平行な線を引く。この線を右肺野基準線 CR とする。

[0416] さらに、右肺野基準線 CR より X 方向側に位置する各右肋骨エッジにおいて、最小二乗法を使用して、図 58 (b) に示すような、各右肋骨エッジ (曲線) を近似する直線 BR1, BR2, BR3, ... を求め、右肺野基準線 CR に対するそれらの直線 BR1, BR2, BR3, ... の傾き角 $R\theta_1$, $R\theta_2$, $R\theta_3$, ... を算出する。そして、それらの直線 BR1, BR2, BR3... の傾き角 $R\theta_1$, $R\theta_2$, $R\theta_3$, ... の平均値 α_1 を求めて、右肋骨傾きとする。

[0417] 次に、左肺野基準線 CL が設定される。図 59 (a) は、被検査画像 20 の画像座標系上で設定された左肺野基準線 CL を示す図である。ラベル番号

が付加された肋骨の中で、検体の最も左上に存在する肋骨である左第 1 肋骨（ラベル番号（2））において、X 方向の座標最小値 x_2 を通り、Y 軸方向に平行な線を引く。この線を左肺野基準線 CL とする。

[0418] さらに、左肺野基準線 CL より + X 方向側に位置する各左肋骨エッジにおいて、最小二乗法を使用して、図 59（b）に示すような、各左肋骨エッジ（曲線）を近似する直線 BL_1 , BL_2 , BL_3 , ... を求める。そして、左肺野基準線 CL に対するそれらの近似直線 BL_1 , BL_2 , BL_3 , ... の傾き角 $L\theta_1$, $L\theta_2$, $L\theta_3$, ... を算出する。そして、各左肋骨エッジの傾き角 $L\theta_1$, $L\theta_2$, $L\theta_3$, ... の平均値 α_2 を求めて、左肋骨傾きとする。

[0419] < 3-4-3. 肋骨画像群の空間分布の中心位置を算出する処理 >

まず、中心位置算出部 4043 は、被検査画像 20 中の肋骨画像群全体について、x 方向と y 方向とについての肋骨画像群の空間分布における中心位置（以下「肋骨画像群中心位置」）の x 座標を算出する。具体的には、ラベル付けされた全ての肋骨エッジの領域の中から、図 60 に示すような X 座標の最小値 x_3 と最大値 x_4 を検出し、最小値 x_3 と最大値 x_4 との平均値 x_5 を肋骨画像群中心位置の X 座標とする。次に、ラベル付けされた全ての肋骨エッジの領域の中から、Y 座標の最小値 y_3 と最大値 y_4 を検出し、最小値 y_3 と最大値 y_4 との平均値 y_5 を算出してそれを肋骨画像群中心位置の Y 座標とする。

[0420] < 3-4-4. 検体の正中線の位置を決定する処理 >

正中線決定部 4044A が、算出された肋骨エッジの傾き角 α_1 , α_2 および肋骨画像群中心位置の各座標値 x_5 , y_5 に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置を決定する。まず、正中線決定部 4044A が、中心位置算出部 4043 によって算出された平均値 x_5 および y_5 から、正中線が通る 1 点となる正中線通過点 $P_c(x_5, y_5)$ を設定する。また、正中線決定部 4044A は、中心位置算出部 4043 によって算出された各右肋骨エッジの傾き角の平均値 α_1 および各左肋骨エッジの傾き角の平均値 α_2

から、正中線の傾き角 α_3 を下式（１）として設定する。

[0421]
$$\alpha_3 = (\alpha_1 - \alpha_2) / 2 \quad \cdots (1)$$

上記（１）式で傾き角 α_2 に負号がついているのは、角度を計る方向が傾き角 α_1 の場合と異なるためである。

[0422] 図６１は、正中線通過点 $P_c(x_5, y_5)$ および正中線の傾き角 α_3 に基づいて、正中線３０を決定する例を示す図である。

[0423] 検体の正中線３０の位置が決定されると、制御部２は、正中線３０を示す直線像が重畳された被検査画像２０を表示部７に表示させる（図６２）。表示部７がカラーディスプレイである場合には、正中線３０を示す直線像は、被検査画像２０を階調表示する色（たとえばモノクロのグレースケール）とは異なる色（たとえば赤）で表示することが好ましい。

[0424] 以上の処理が、図６３のフローチャートのステップＳ４００１～Ｓ４００９として示されている。

[0425] 以上のような処理により、第１５実施形態では、肋骨に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、被検査者の健康状態の影響を受けにくく、正中線を正しく求めることができる。また、数多く存在する肋骨エッジの情報に基づいて正中線の位置を決定するので、誤差が統計的に相殺され、正中線を特に正確に求めることができる。

[0426] <３－５．第１６実施形態>

第１６実施形態では、被検査画像の画像データにおける肋骨エッジの抽出を行い、互いに対応する左肋骨エッジおよび右肋骨エッジのペアの midpoint を各ペアについて求め、それらの midpoint 群に相当する画素列を通る線に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置が決定される。以下では、上記第１５実施形態と異なる部分を中心に説明する。

[0427] この第１６実施形態での正中線の位置の決定は、制御部２の決定部４０４０Ｂ（図６４）によって行われる。決定部４０４０Ｂは、ラベリング部４０４１Ｂ、肋骨点検出部４０４５、および正中線決定部４０４４Ｂを有する。

[0428] <３－５－１．肋骨エッジ抽出およびラベリング処理>

まず、正中線決定装置 3401 で、操作部 4 から検体の正中線を決定する旨の指示が制御部 2 に伝達されると、取得部 5 から検体の肋骨を含む領域を撮影した被検査画像 20 が取得されて、ラベリング部 4041B が、第 15 実施形態と同様、被検査画像の画像データにおける肋骨エッジの抽出および肋骨エッジのラベリングを行う。

[0429] <3-5-2. 左肋骨エッジおよび右肋骨エッジ間の対応付けを行う処理>

次に、肋骨点検出部 4045 が、ラベル付けが行われた各肋骨エッジについてそれらの代表点としての「肋骨点」を設定し、互いに対応する左肋骨エッジおよび右肋骨エッジ間において、肋骨点の対応付けを行う。

[0430] 具体的には、肋骨点検出部 4045 は、ラベル付けが行われた各肋骨エッジ上において、最大の Y 座標値をとる位置を求め、それらの点を肋骨点とする。図 65 の例では、肋骨点 (1) が、ラベル番号 (1) の肋骨点を表し、肋骨点 (2) が、ラベル番号 (2) の肋骨点を表す。

[0431] 次に、第 15 実施形態と同様、被検査画像中での検体の右側に存在する各右肋骨エッジの存在領域と、検体の左側に存在する左肋骨エッジの存在領域とを区分するための基準線として、図 58、図 59 と同様の右肺野基準線 CR と左肺野基準線 CL とを設定する。

[0432] 次に、右肋骨エッジ上の肋骨点のうち、右肺野基準線 CR の X 座標値 x_1 よりも X 座標値が小さい肋骨点 (右肺野側肋骨点) を求める (図 66)。

[0433] 次に、求められた右肺野側肋骨点と対応する左肋骨エッジ上の肋骨点を求める。まず、右肺野側肋骨点から上下方向に $\pm \xi$ ピクセル (本実施形態においては、例えば、 $\xi = 5$ とする。) の領域で、かつ、左肺野基準線 CL の X 座標値 x_2 より X 座標値が大きい領域に存在する領域 (左肺野側候補領域) を設定する。

[0434] 図 67 は、肋骨点 (1) と対応する左肋骨エッジ上の肋骨点を求める処理を説明するための図である。左肺野側候補領域 FL1 は、短辺が Y 軸に平行かつ、長辺が X 軸に平行な矩形領域であり、図 67 では斜線部で示されてい

る。左肺野側候補領域 F L 1 は、 ξ の値が 5 ピクセルの場合、短辺の大きさは 10 ピクセルとなる。 ξ の値は可変とされていることが好ましく、その場合には、この正中線決定装置 3401 の操作者の操作入力に基づいて、検体ごとに適宜に変更される。

[0435] 左肺野側候補領域 F L 1 が設定されると、左肺野側候補領域 F L 1 上に存在する肋骨点 (2) が求められて、該肋骨点 (2) が肋骨点 (1) と対応する肋骨点とされる。この操作を全ての右肺野側肋骨点において行うことによって、左肋骨エッジおよび右肋骨エッジ間において、肋骨点の対応付けを行うことが可能となる。

[0436] また、左肺野基準線 C L の X 座標値 $\times 2$ より X 座標値が大きい領域において、検体の病気、けがによる肋骨の欠損等によって肋骨エッジが抽出できない場合には、左肋骨エッジおよび右肋骨エッジ間において、肋骨点の対応付けが行われない。図 68 は、肋骨点が左肺野側候補領域 F L 1 上に存在しない例を示す図である。肋骨は左右それぞれに多数（人体の場合は 12 本ずつ）あるため、部分的に肋骨点の対応づけができなくても、他の左右肋骨点のペアを検出することができる。このため、一部の肋骨について対応肋骨点が検出できなくても、後述するような正中線の特定処理に支障はない。

[0437] なお、上述の処理手順においては、右肋骨エッジ上に存在する肋骨点（右肋骨点）を先に指定してそれらに対応する左肋骨エッジ上の肋骨点（左肋骨点）を求めていたが、逆に、左肋骨点を先に指定してそれらに対応する右肋骨点を求めてもよい。

[0438] < 3-5-3. 正中線の位置を決定する処理 >

肋骨点検出部 4045 によって、互いに対応する左肋骨点と右肋骨点との各ペア（以下「対応肋骨点ペア」）を特定した後、正中線決定部 4044B がそれら対応肋骨点ペアに基づいて「対応線分」を設定する。そして、それら対応線分のそれぞれの中点に相当する画素列を通る位置を、正中線の位置として決定する。

[0439] まず、対応付けされた左右肋骨点を得られた各々の左肋骨エッジおよび右

肋骨エッジの組み合わせに対して最小二乗法を用いて、互いに対応する左右の肋骨エッジの曲線を左右にわたって近似する線分（対応線）を求める。図69は、ラベル番号（1）とラベル番号（2）との間で求められた対応線4G1を示す図である。また、対応線4G1の中点を4Q1とする。図69で示された対応線4G1の2つの端点のX座標は、肋骨点（1）および肋骨点（2）のX座標と同じとする。具体的には、肋骨点（1）のX座標がx6で、肋骨点（2）のX座標がx7の場合、対応線4G1の2つの端点のX座標の範囲はx6からx7までとなる。この対応線4G1を求める処理は、対応付けされた全ての対応肋骨点ペアが乗っているそれぞれの左肋骨エッジおよび右肋骨エッジ間に対して行われる。なお、対応付けされた肋骨点が得られなかった肋骨点については、対応線は求めない。

[0440] また、左右の肋骨エッジを近似する線分を用いずに、対応肋骨点ペアの2点を直接に直線で結ぶことによって対応線を求めても良い、図70は、対応付けされた肋骨点どうしを直線で結ぶことによって求められた対応線G1aを示す図である。また、対応線G1aの中点をQ1aとする。

[0441] 次に、すべての対応肋骨点ペアについての各対応線4G1, 4G2, …の中点4Q1, 4Q2, …からなる中点群（4Q1, 4Q2, …）を求め、この中点群（4Q1, 4Q2, …）に最小二乗法を適用して得られた直線を検体の正中線とする。図70の場合も同様である。図71に、中点群4Q29（4Q1, 4Q2, …）から求められた正中線30を示す。

[0442] このような正中線決定フローは、図72のステップT4001～T4010として示されている。

[0443] 他の方法としては、図73に示すように、各対応線分に直交する直交直線を求め、各直交直線の傾き角度 γ を求めるという方法もある。この場合、各対応線分の中点の代表点としてのいずれか1点（たとえば最も上の線分の中点）を通り、各直交直線の傾き角の平均を傾きとして、検体の正中線を求めてもよい。

[0444] 以上のような処理により、第16実施形態においても、第15実施形態と

同様に、肋骨に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、検体の健康状態の影響を受けにくく、正中線を正しく求めることができる。また、肋骨に係る情報に基づいて正中線の位置を決定する場合において、左右肋骨の対応付けを行い、対応付けされた肋骨の情報を用いて正中線の位置を決定するので、検体の肋骨が、骨折などによって欠損した状態であっても、正中線を正しく求めることができる。

[0445] < 3-6. 第17実施形態 >

第17実施形態では、被検査画像と肋骨の構成に係る対比画像パターンとの照合を行うことによって、被検査画像における検体の正中線の位置を決定する。

[0446] 正中線の位置の決定は、制御部2の決定部4040C（図74）によって行われる。決定部4040Cは、照合部4046および正中線決定部4044Cを有する。決定部4040Cは、これらの各機能によって、画像データにおける肋骨に係る情報に基づいて、被検査画像中での検体の正中線の位置を決定する。

[0447] 具体的には、照合部4046が、被検査画像と、予め準備された肋骨の構成に係る画像パターンであって、正中線のモデルを示す正中線モデルパターンが付加された対比画像パターンとの照合を行う。そして、照合部4046が、被検査画像と対比画像パターンとの適合度が最も高い相互位置関係で、対比画像パターンの所定位置に対応する被検査画像上の位置を示す位置情報を検出する。正中線決定部4044Cは、該位置情報に基づいて、被検査画像における正中線の位置を決定する。

[0448] 第17実施形態に係る決定部4040Cでは、主に、肋骨に着目した構成を模した肋骨モデルの読み出し、被検査画像と肋骨モデルとの照合、検体の正中線の位置の決定、の順に処理が行われる。以下、これらの処理内容について順次に説明する。

[0449] < 3-6-1. 肋骨モデルの読み出し >

照合部4046によって、記憶部6に予め準備されて記憶されている肋骨

モデルが読み出される。なお、本実施形態では、肋骨モデルが、「検体の身体モデルを表現した画像パターン」に相当する。

[0450] 図 7 5 は、肋骨モデル 2 2 の構成の例を示す図である。肋骨モデル 2 2 は、上記手法によって抽出された肋骨画像領域 2 3 を含む画像に検体の正中線モデルパターン 2 4 が付加されて構成されている。正中線モデルパターン 2 4 については、肋骨モデル 2 2 に対する正中線の位置情報が設定されているのみである。

[0451] < 3 - 6 - 2. 被検査画像と肋骨モデルとの照合 >

被検査画像と肋骨モデル 2 2 との照合は、照合部 4 0 4 6 によって、被検査画像と肋骨モデル 2 2 との相対的な角度関係が順次に変更されつつ、各角度関係について行われる。したがって、ここでは、まず、被検査画像と肋骨モデル 2 2 との相対的な角度関係が、特定の 1 つの角度関係にある場合における照合処理について説明し、その後、各角度関係における照合処理について説明する。

[0452] 被検査画像と肋骨モデル 2 2 との照合では、水平ラインに沿って、被検査画像に対して肋骨モデル 2 2 が所定画素（例えば一画素）ずつ移動された位置に順次に設定される。図 7 6 は、肋骨モデル 2 2 が移動させられながら照合が行われる様子を例示する図である。図 7 6 および図 7 6 以降の図には、肋骨モデル 2 2 などの画像パターンを移動させる方向のイメージを示す矢印 F が適宜付されている。

[0453] そして、被検査画像 2 0 上において肋骨モデル 2 2 が設定される位置ごとに、被検査画像 2 0 と肋骨モデル 2 2 との適合度、すなわち、肋骨モデル 2 2 と被検査画像 2 0 とが重なり合う領域全体の類似度が求められる。類似度は、例えば、差分法（SAD）を用いて、被検査画像 2 0 上の対象領域と肋骨モデル 2 2 との画素ごとの輝度値（画素値）の差分合計値で表すことができる。この場合、差分合計値が 0 の場合に被検査画像 2 0 と肋骨モデル 2 2 とが最も適合していることになる。被検査画像と肋骨モデル 2 2 との照合においては、予め差分合計値の閾値を定め、閾値以下の差分合計値が得られた

位置関係の中で、最も小さい差分合計値が求められた位置関係を検出するようにしてもよい。この類似度を求める具体的手法としては、その他に、最小二乗和法（SSD）、正規化相互相関法（NCC）等がある。この照合は、各水平ラインに沿って肋骨モデル22を移動させながら、被検査画像20の全領域に対して行われる。

[0454] そして、上述した被検査画像と肋骨モデル22との照合が、被検査画像20と肋骨モデル22の角度関係が変更された各角度関係について行われる。

[0455] 具体的には、被検査画像20の中心点を回転中心として、被検査画像20を時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）、および中心点を中心として、被検査画像20を反時計回りに β 度まで α 度刻みで回転させることでそれぞれ得られる画像（回転被検査画像）について、照合がそれぞれ行われる。ここでは、例えば、 α 度は1度、 β 度は30度に設定される。

[0456] 図77は、被検査画像20を反時計回りに α 度回転させることで得られる回転被検査画像60を例示する図である。被検査画像20が中心点19を中心として回転させられて各回転被検査画像60が得られる際には、回転被検査画像60を構成する各画素の階調値が補間処理によって求められる。

[0457] このようにして、被検査画像20と肋骨モデル22との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、類似度が最も大きくなる被検査画像20と肋骨モデル22とに係る位置関係が検出される。具体的には、基準となる被検査画像20と、被検査画像20が時計回りに回転させられてそれぞれ得られる β/α 枚の回転被検査画像と、被検査画像20が反時計回りに回転させられてそれぞれ得られる β/α 枚の回転被検査画像と、をそれぞれ対象として、照合動作が行われ、最も高い適合度を有する位置関係を採用する。

[0458] <3-6-3. 検体の正中線の位置の決定>

上述したように、被検査画像20と肋骨モデル22との相対的な角度関係を段階的に変更させた各角度関係に対して、類似度が最も大きくなる被検査

画像 20 と肋骨モデル 22 とに係る位置関係を、被検査画像 20 と肋骨モデル 22 とが最も類似している類似位置関係として検出する。そして、最後に、正中線決定部 4044C によって、被検査画像 20 と肋骨モデル 22 とが類似位置関係にある際に、被検査画像 20 において肋骨モデル 22 の検体の正中線モデルパターン 24 に対応する位置（具体的には直線）が、被検査画像の検体の正中線として決定される。

[0459] 以上の処理フローは、図 78 のステップ U4001～U4008 に示されている。

[0460] このような処理により、第 17 実施形態では、肋骨に係る情報に基づいて正中線の位置を決定するので、被検査者の健康状態の影響を受けにくく、正中線を正しく求めることができる。また、予め準備された画像パターンを用いて正中線の位置を決定するので、正中線を速く求めることができる。さらに、被検査画像 20 と肋骨モデル 22 との照合が、被検査画像 20 と肋骨モデル 22 の角度関係が変更された各角度関係について行われるので、検体が基準位置に対して傾きすぎた被検査画像 20 が入力された場合においても、自動的に被検査画像上の検体の正しい検体の正中線が求められる。

[0461] < 4. 変形例 >

以上、この発明の実施形態について説明したが、この発明は上記説明した内容のものに限定されるものではない。

[0462] 例えば、第 1～5 実施形態においては、被検査画像 20 の回転によって回転画像が生成されることで、被検査画像 20 とテンプレートまたはモデルとの相対的な角度関係が変更されたが、これに限られない。例えば、被検査画像 20 が回転される代わりに、テンプレートまたはモデルが回転されることで、被検査画像 20 とテンプレートまたはモデルとの相対的な角度関係が変更されても良い。図 16 は、第 1 実施形態に係る背骨テンプレート 11 を反時計回りに α 度回転させた状態を例示する図である。

[0463] また、第 1 から第 17 実施形態においては、被写体を透過した X 線の量を身体の内蔵構造を示す情報としており、縦の各辺が 512 ピクセル、横の各

辺が512ピクセルの正形状の胸部単純X線画像における正中線が決定されたが、これに限らず、他のモダリティによって得られる画像に対して正中線が決定されても良い。例えば、CT（コンピュータ断層撮影）、MRI（核磁気共鳴画像）、シンチグラフィーによって肺野をとらえた画像領域が含まれている画像を作成し、該画像について正中線が決定されても良い。また、被検査画像のサイズは、任意に設定することができる。

[0464] また、第1から第5実施形態においては、テンプレートまたはモデルの画素値が、白黒階調値で表されていたが、被写体の画像に応じて色調が任意に設定されても良い。

[0465] また、第1から第11実施形態においては、胸部撮影画像を対象として正中線が決定されたがこれに限られず、第1から第11実施形態で列挙した正中線を決定する手法を、骨盤、腰椎等、他の部位をとらえた撮影画像を対象として正中線を決定する場面に適用しても良い。

[0466] また、第1から第17実施形態では、正中線決定装置がX線撮影装置から独立した構成である場合について説明したが、X線撮影装置そのものに設けたコンピュータによって正中線決定装置の各部を実現する構成であっても良い。

[0467] また、第6から第11実施形態においては、被検査画像20の回転によって回転被検査画像が生成されることで、被検査画像20と評価領域51A、51B、51Cとの相対的な角度関係が変更されたが、これに限られない。例えば、被検査画像20が回転される代わりに、評価領域が回転されることで、被検査画像20と評価領域との相対的な角度関係が変更されても良い。図29は、変形例において評価領域51Aを反時計回りに θ 度回転させた状態を例示する図である。

[0468] また、第6から第11および第14実施形態では、グレースケールにおいて、被検査画像が黒くなるほど画素値が高くなるように換算されて表されていたが、逆にして、被検査画像が黒くなるほど画素値が低くなるように換算して表わしてもよい。

[0469] また、第 13 実施形態においては、テンプレート画像 3014 の回転によって、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との相対的な角度関係が変更されたが、これに限られない。テンプレート画像 3014 が回転される代わりに、被検査画像 20 が回転されることで、被検査画像 20 とテンプレート画像 3014 との相対的な角度関係が変更されても良い。図 52 は、変形例において、被検査画像 20 を反時計回りに α 度回転させた状態を例示する図である。また、第 14 実施形態においては、被検査画像 20 の回転によって回転被検査画像 60 が生成されることで、被検査画像 20 と評価領域 51 との相対的な角度関係が変更されたが、被検査画像 20 が回転される代わりに、評価領域 51 が回転されることで、被検査画像 20 と評価領域 51 との相対的な角度関係が変更されても良い。図 53 は、変形例において、評価領域 51 を反時計回りに θ 度回転させた状態を例示する図である。

[0470] また、第 13 実施形態においては、テンプレート画像 3014 の画素値が、白黒階調値で表されていたが、被写体の画像に応じて色調が任意に設定されても良い。

[0471] また、第 15 実施形態において、肋骨画像群中心位置は、肋骨画像群の存在範囲を矩形で近似するほか、肋骨画像または肋骨エッジの各部の画素位置を平均することによって求めてもよい。

[0472] また、第 17 実施形態において、被検査画像 20 と肋骨モデル 22 との相対的な角度関係を変更させるにあたっては、図 79 に角度 α として例示するように肋骨モデル 22 を回転させてもよい。

符号の説明

- [0473] 1, 2001, 3401 正中線決定装置
 2 制御部
 4 操作部
 5 取得部
 20 被検査画像
 3, 2042A~2042F, 3048A~3048C, 4044A~4

O 4 4 C 正中線決定部

1 1 背骨テンプレート

1 3 肺野テンプレート

1 4 腹部テンプレート

1 6 肺野モデル

2 2 肋骨モデル

2 0 4 0, 2 0 4 0 A ~ 2 0 4 0 F, 3 0 4 0 A ~ 3 0 4 0 C, 4 0 4 0

A ~ 4 0 4 0 C 決定部

2 0 3 0 積算値算出部

2 0 4 1 A ~ 2 0 4 0 F 認識部

2 0 4 3 B ~ 2 0 4 3 F 検出部

2 0 4 4 差分算出部

2 0 4 5 合算値算出部

5 4 正中線候補位置

5 1 A ~ 5 1 C 評価領域

6 0 回転被検査画像

3 0 1 4 テンプレート画像

3 0 正中線

3 0 4 1 2 値化部

3 0 4 2 エッジ抽出部

3 0 4 4 テンプレート設定部

3 0 4 5 照合実効部

3 0 4 6 照合制御部

3 0 4 3, 4 0 4 6 照合部

4 0 4 1 A, 4 0 4 1 B ラベリング部

4 0 4 2 傾き算出部

4 0 4 3 中心位置算出部

4 0 4 5 肋骨点検出部

請求の範囲

- [請求項1] 人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、
被検査画像を取得する取得部と、
前記被検査画像と、前記検体の身体モデルを表現した画像パターンとに基づいて、前記被検査画像における正中線を決定する正中線決定部と、
を備え、
前記正中線決定部が、
前記画像パターンが前記被検査画像と適合する相対的位置関係において、前記画像パターン上の所定の第1基準位置に対応する前記被検査画像上の第2基準位置を決定し、前記第2基準位置を表現した位置情報を得る位置取得要素と、
前記位置情報に基づいて、前記被検査画像の正中線を決定する正中線位置決定要素と、
を備える正中線決定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の正中線決定装置であって、
前記位置取得要素が、
前記被検査画像と前記画像パターンとを、第1方向に相対的に移動させながら、相互に比較する要素と、
前記被検査画像と前記画像パターンとの差分が所定の閾値以下となる複数の相対位置を決定する要素と、
前記複数の相対位置のうちで前記差分が最小となる相対位置において、前記第1基準位置に対応する前記第2基準位置を決定する要素と、
と、
前記被検査画像に対して前記画像パターンを第2方向に相対的に移動させながら、前記第2基準位置の決定を繰り返すことによって、前記正中線の複数の候補位置を決定する要素と、

を備える正中線決定装置。

[請求項3]

請求項1に記載の正中線決定装置であって、

前記位置取得要素が、

前記被検査画像と前記画像パターンとを、第1方向に相対的に移動させながら、相互に比較する要素と、

前記差分が最小となる相対位置において、前記第1基準位置に対応する前記第2基準位置を決定する要素と、

前記被検査画像に対して前記画像パターンを第2方向に相対的に移動させながら、前記第2基準位置の決定を繰り返すことによって、前記正中線を規定するための複数の候補位置を決定する要素と、
を備える正中線決定装置。

[請求項4]

請求項1に記載の正中線決定装置であって、

前記画像パターンには、正中線モデルパターンが付加されており、

前記第1基準位置は、前記画像パターンにおける前記正中線モデルパターンの位置であって、

前記第2基準位置は、前記画像パターンが前記被検査画像と適合するような前記相対的位置関係において、前記正中線モデルパターンに対応する前記被検査画像上の位置である正中線決定装置。

[請求項5]

請求項2に記載の正中線決定装置であって、

前記位置取得要素が、

前記画像パターンと前記被検査画像との角度を変化させつつ、前記第1基準位置に対応する複数の点列を決定する要素、
を備え、

前記正中線位置決定要素が、

前記正中線の前記複数の点列から、前記画像パターンと前記被検査画像とが最も適合する角度関係に対応した最適点列を選択する要素と、

前記最適点列に基づいて、前記正中線を決定する要素と、

を備える正中線決定装置。

[請求項6]

請求項4に記載の正中線決定装置であって、

前記位置取得要素が、

前記画像パターンと前記被検査画像との角度を変化させつつ、前記正中線モデルパターンに基づいて、前記正中線の複数の候補を決定する要素、

を備え、

前記正中線位置決定要素が、

前記正中線の前記複数の候補から、前記画像パターンと前記被検査画像とが最も適合する角度関係に対応した最適正中線を選択する要素、

を備える正中線決定装置。

[請求項7]

コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、

人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、

被検査画像を取得する取得部と、

前記被検査画像と、前記検体の身体モデルを表現した画像パターンとに基づいて、前記被検査画像における正中線を決定する正中線決定部と、

を備え、

前記正中線決定部が、

前記画像パターンが前記被検査画像と適合する相対的位置関係において、前記画像パターン上の所定の第1基準位置に対応する前記被検査画像上の第2基準位置を決定し、前記第2基準位置を表現した位置情報を得る位置取得要素と、

前記位置情報に基づいて、前記被検査画像の正中線を決定する正中線位置決定要素と、

を備える正中線決定装置として動作させるプログラム。

[請求項8] 人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、

検体の身体の内蔵構造に対応する情報の分布を表現した被検査画像を取得する取得部と、

前記被検査画像に対して評価領域を設定する設定部と、

前記評価領域内において第1方向に沿って伸びる各画素列について、前記被検査画像の画素値を前記基準方向に沿って積算し、それによって複数の積算画素値を算出する積算値算出部と、

前記複数の前記積算画素値に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する決定部と、

を備える正中線決定装置。

[請求項9] 請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記複数の積算画素値のうち最小値を与える画素列を認識し、それによって前記正中線の候補位置を得る認識部と、

前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、

を備える正中線決定装置。

[請求項10] 請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記評価領域の前記第1方向に沿った中心線を挟む第1領域および第2領域について、前記積算画素値の第1最大値および第2最大値をそれぞれ検出する検出部と、

前記第1最大値を与える第1画素列と、前記第2最大値を与える第2画素列との中間位置を、前記正中線の候補位置として認識する認識部と、

前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定す

る正中線決定部と、

を備える正中線決定装置。

[請求項11]

請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記評価領域の前記第1方向に沿った中心線を挟む第1領域および第2領域について、前記積算画素値の第1最小値および第2最小値をそれぞれ検出する検出部と、

前記第1最小値を与える第1画素列と、前記第2最小値を与える第2画素列との中間位置を、前記正中線の候補位置として認識する認識部と、

前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、

を備える正中線決定装置。

[請求項12]

請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記評価領域の前記第1方向に沿った中心線を挟む第1領域および第2領域について、前記第1方向に直交する第2方向についての前記積算画素値の第1最大変化率および第2最大変化率をそれぞれ検出する検出部と、

前記第2最大変化率を与える第1画素列と、前記第2最大変化率を与える第2画素列との中間位置を、前記正中線の候補位置として認識する認識部と、

前記正中線の前記候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、

を備えることを特徴とする正中線決定装置。

[請求項13]

請求項9に記載の正中線決定装置であって、

前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更し、

前記認識部が、各相対的な角度において前記正中線の前記候補位置を認識することによって、複数の候補位置を取得し、

前記正中線決定部が、前記複数の候補位置のうち、前記積算画素値が最小となっている特定の候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定装置。

[請求項14]

請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更し、

前記認識部が、各相対的な角度において前記正中線の前記候補位置を認識することによって、複数の候補位置を取得し、

前記正中線決定部が、前記複数の候補位置のうち、前記第1最大値と前記第2最大値との差が最小となっている特定の候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定装置。

[請求項15]

請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記設定部が、前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更し、

前記認識部が、各相対的な角度において前記正中線の前記候補位置を認識することによって、複数の候補位置を取得し、

前記正中線決定部が、前記複数の候補位置のうち、前記第1最大変化率と前記第2最大変化率との和が最大となっている特定の候補位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定装置。

[請求項16]

請求項8に記載の正中線決定装置であって、

前記評価領域が、矩形領域であり、

前記第1方向が、前記評価領域の一辺に沿った方向である正中線決定装置。

[請求項17]

コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、

人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の

正中線を決定する正中線決定装置であって、

検体の身体の内部構造に対応する情報の分布を表現した被検査画像を取得する取得部と、

前記被検査画像に対して評価領域を設定する設定部と、

前記評価領域内において第1方向に沿って伸びる各画素列について、前記被検査画像の画素値を前記基準方向に沿って積算し、それによって複数の積算画素値を算出する積算値算出部と、

前記複数の前記積算画素値に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する決定部と、

を備える正中線決定装置として動作させるプログラム。

[請求項18] 人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、

検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、

前記被検査画像から前記検体の左右両側の体側を検出し、前記両側の体側を表現する体側情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、

を備える正中線決定装置。

[請求項19] 請求項18に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記体側情報は、前記検体の腹部領域の左右両側の位置を表現する正中線決定装置。

[請求項20] 請求項19に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記被検査画像の2値化を行い、2値画像データを作成する2値化部と、

前記2値画像データにおける左右両側の体側のエッジの抽出を行うエッジ抽出部と、

前記左右両側の体側のエッジに基づいて前記正中線の位置を決定す

る正中線決定部と、

を備え、

前記正中線決定部が、

前記左右両側の体側のエッジ上の対応点同士を結ぶ線分の各中点を検出する要素と、

前記各中点の位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する要素と

、

を備える正中線決定装置。

[請求項21]

請求項 19 に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記被検査画像と所定のテンプレート画像からなる 2 画像の相対位置を変化させつつ、前記 2 画像の照合を行う照合部と、

前記照合部による照合結果に基づいて前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定部と、

を備えることを特徴とする正中線決定装置。

[請求項22]

請求項 21 に記載の正中線決定装置であって、

前記照合部が、

検体の腹部部分を表現した第 1 画素値が付与された第 1 領域の両側に、検体の体外部分を表現した第 2 画素値が付与された第 2 領域が配置された画像を前記テンプレート画像として設定するテンプレート設定部と、

前記 2 画像の空間的相対関係を変化させつつ前記 2 画像を照合して、前記 2 画像の最大適合度を与える前記被検査画像上の位置を前記正中線が通る候補位置として特定する照合実行部と、

前記 2 画像の空間的相対関係の変化について、少なくとも 1 つの変化条件を課して前記照合実行部による照合を行わせる照合制御部と、
を備え、

正中線決定部が、前記少なくとも 1 つの変化条件について特定され

た前記候補位置に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定装置。

[請求項23] 請求項22に記載の正中線決定装置であって、
前記少なくとも1つの変化条件に従った前記空間的相対関係の変化が、所定の位置を回転中心とした前記2画像の相対的角度関係の変化である正中線決定装置。

[請求項24] 請求項19に記載の正中線決定装置であって、
前記決定部が、
前記被検査画像に対して2次元的な評価領域を設定する設定部と、
前記評価領域における前記被検査画像に基づいて前記正中線を決定する正中線決定部と、
を備え、
前記正中線決定部は、
前記評価領域における2次元的な画素値分布を、前記評価領域に対して相対的に固定された所定の射影方向へ累積的に射影することによって1次元的な画素値分布へと圧縮する圧縮要素と、
前記1次元的な画素値分布における特徴点の位置に基づいて前記正中線を決定する決定要素と、
を備える正中線決定装置。

[請求項25] 請求項24に記載の正中線決定装置であって、
前記設定部が、
前記被検査画像に対する前記評価領域の相対的な角度を段階的に変更して、複数組の特徴点のそれぞれの画素射影値を得る要素、
を備え、
前記正中線決定部が、
前記複数組の特徴点の前記それぞれ画素射影値を相互に比較して、一組の特徴点を選択する要素と、
前記一組の特徴点の位置に基づいて前記正中線を決定する要素と、

を備える正中線決定装置。

[請求項26] コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、

人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、

検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、

前記被検査画像から前記検体の左右両側の体側を検出し、前記両側の体側を表現する体側情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、

を備える正中線決定装置として動作させるプログラム。

[請求項27] 人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、

検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、

前記被検査画像から前記検体の肋骨を検出し、前記肋骨を表現する肋骨情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、

を備える正中線決定装置。

[請求項28] 請求項27に記載の正中線決定装置であって、

前記決定部が、

前記被検査画像における肋骨のエッジを抽出し、前記肋骨のエッジのラベリングを行うラベリング部と、

前記被検査画像における所定の基準方向に対する前記肋骨のエッジの傾きを算出する傾き算出部と、

前記被検査画像における肋骨画像群の空間的分布の中心位置を算出する中心位置算出部と、

前記肋骨のエッジの傾きおよび前記中心位置に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定部と、

を有することを特徴とする正中線決定装置。

- [請求項29] 請求項 27 に記載の正中線決定装置であって、
前記決定部が、
前記被検査画像における肋骨のエッジを抽出し、前記肋骨の前記エッジのラベリングを行うラベリング部と、
前記被検査画像の左肋骨のエッジおよび右肋骨のエッジ間において、前記肋骨のエッジ上の所定の位置として定義される肋骨点の対応付けを行い、肋骨点ペアを得る肋骨点検出部と、
前記肋骨ペアのそれぞれを結ぶ線分を設定し、前記線分のそれぞれの midpoint の位置に基づいて、前記正中線の位置を決定する正中線決定部と、
を備える正中線決定装置。
- [請求項30] 請求項 27 に記載の正中線決定装置であって、
肋骨の配置に正中線モデルパターンが付加された画像パターンがあらかじめ定義されており、
前記決定部が、
前記画像パターンと前記被検査画像との相対的位置関係を変化させつつ、前記画像パターンと前記被検査画像とを照合する照合部と、
前記被検査画像と前記画像パターンとの最大適合度を与える相互位置関係における前記正中線モデルパターンの位置に基づいて、前記被検査画像における正中線の位置を決定する正中線決定部と、
を備える正中線決定装置。
- [請求項31] 請求項 30 に記載の正中線決定装置であって、
前記照合部が、前記被検査画像と前記画像パターンとの適合度の判定を、前記被検査画像と前記画像パターンとの相対的な角度関係を段階的に変更させた複数の角度関係に対してそれぞれ行う正中線決定装置。
- [請求項32] コンピュータの制御部により実行されることによって、前記コンピュータを、

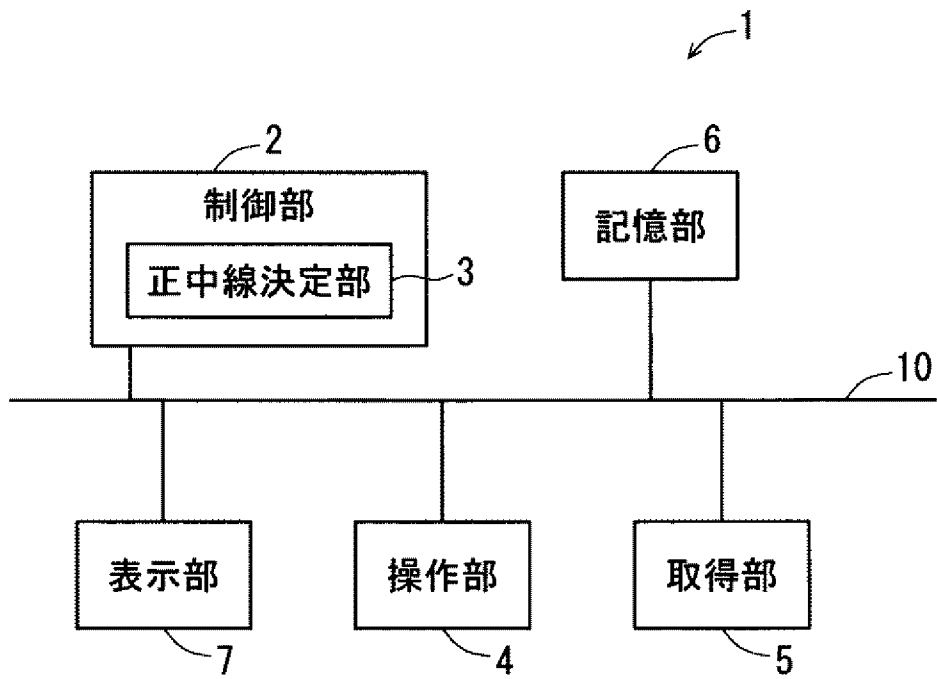
人間または動物である検体の身体を撮影して得られる被検査画像の正中線を決定する正中線決定装置であって、

検体の身体を表現した被検査画像を取得する取得部と、

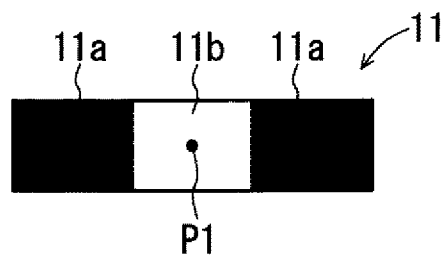
前記被検査画像から前記検体の肋骨を検出し、前記肋骨を表現する肋骨情報に基づいて、前記被検査画像中での前記検体の正中線の位置を決定する決定部と、

を備える正中線決定装置として動作させるプログラム。

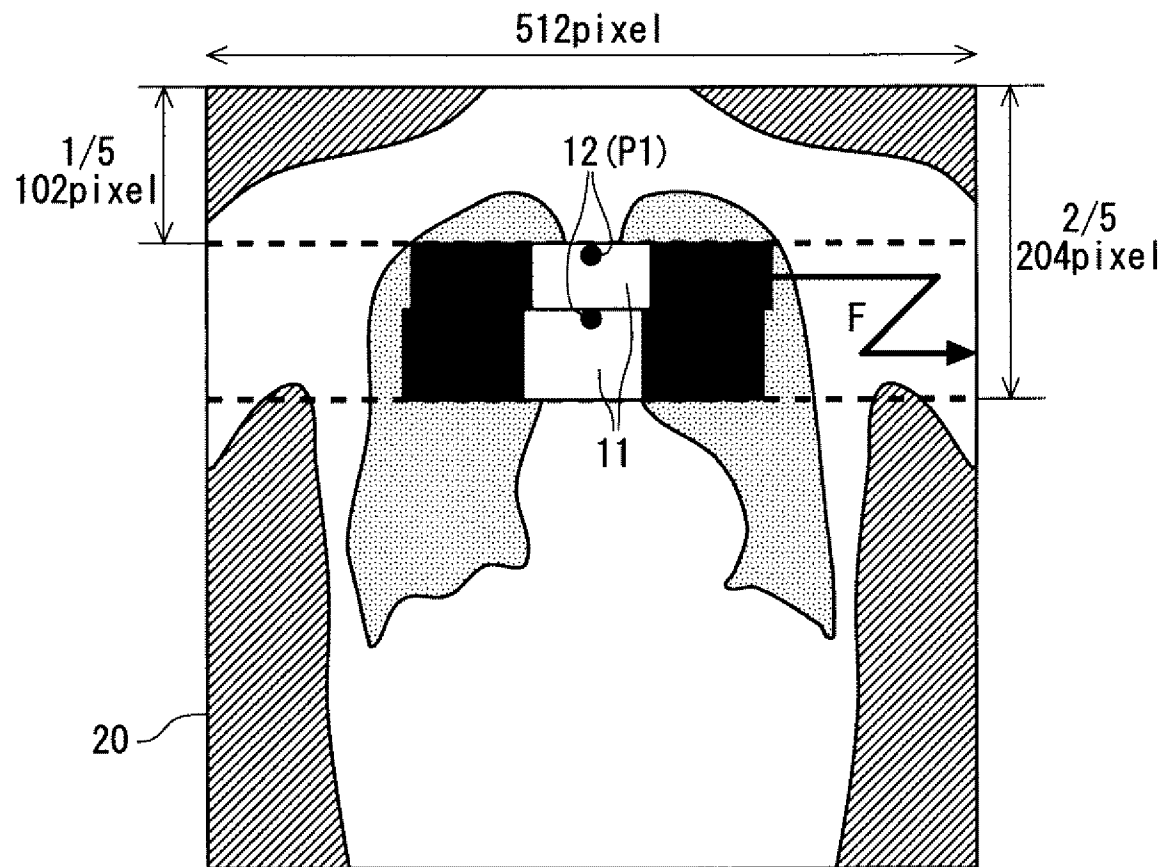
[図1]



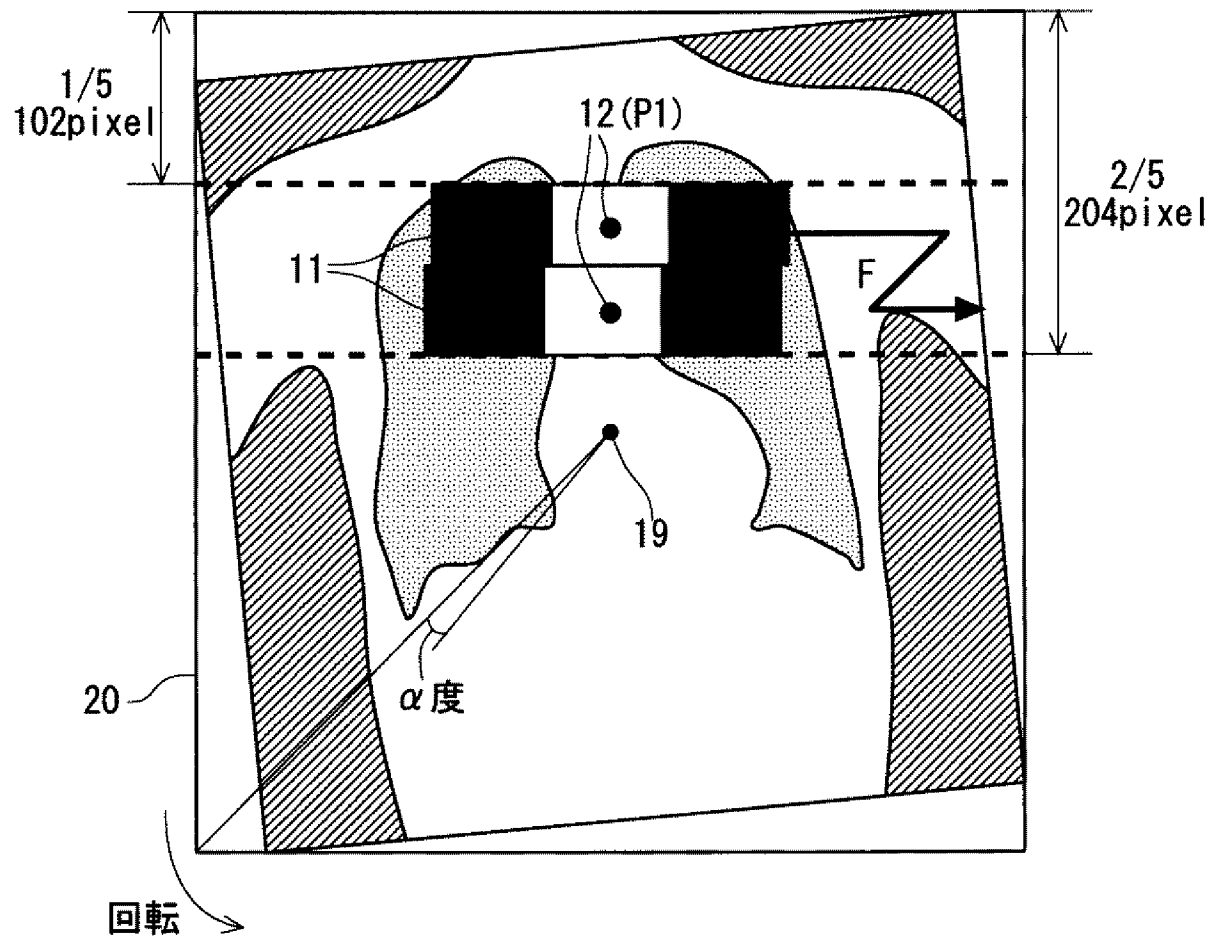
[図2]



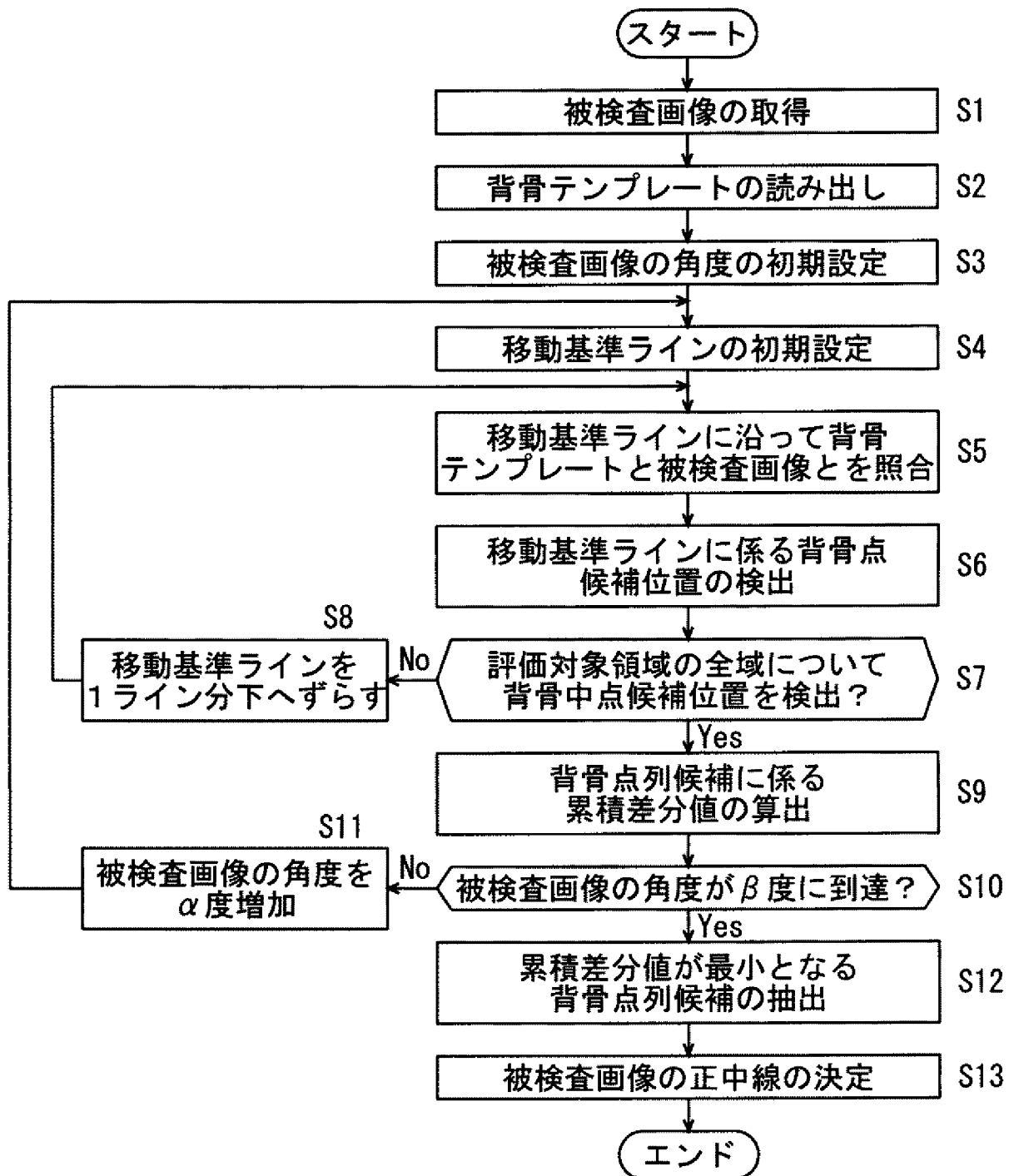
[図3]



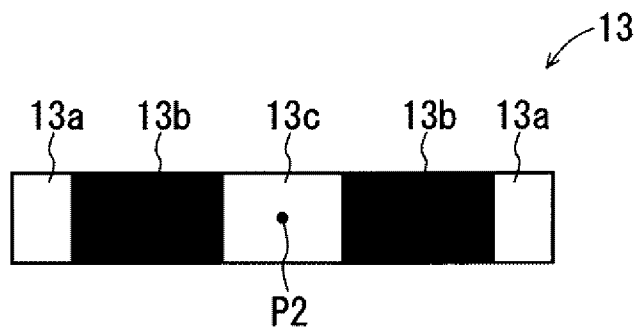
[図4]



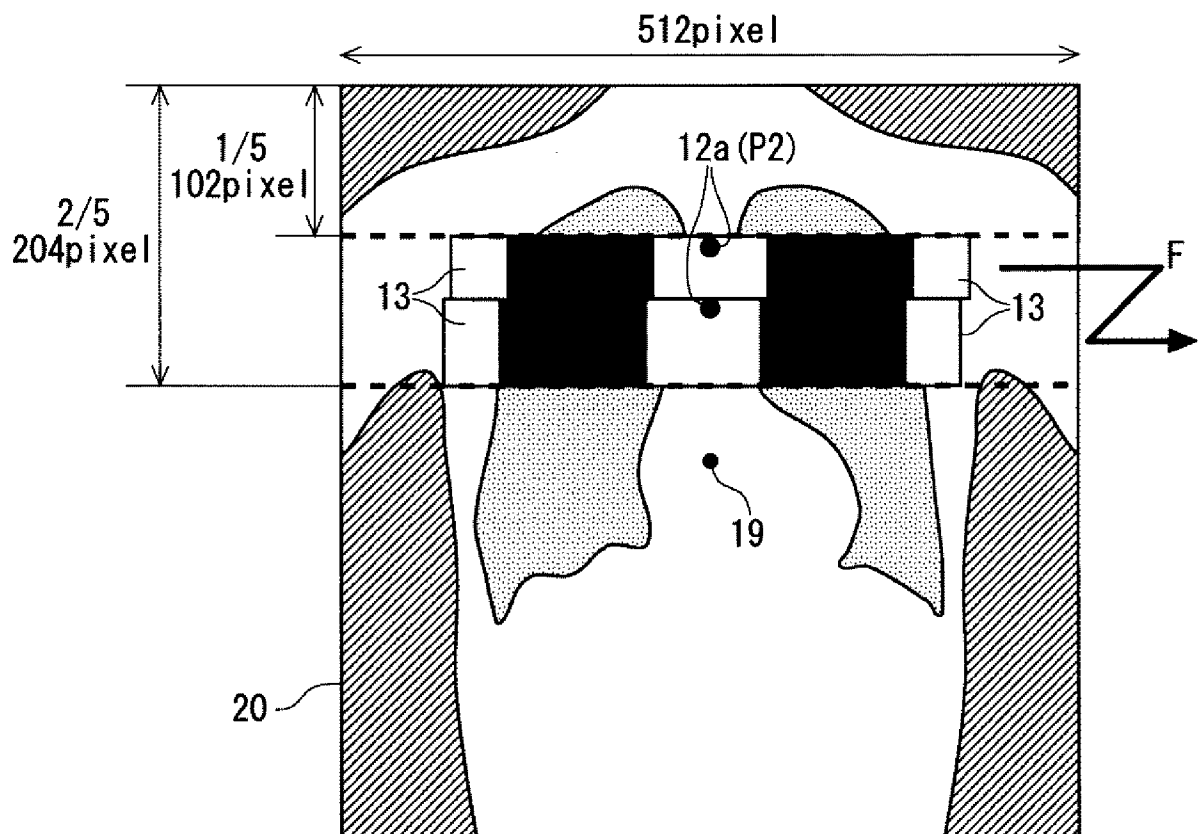
[図5]



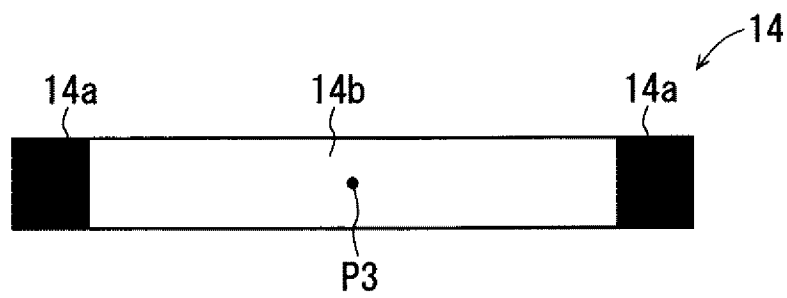
[図6]



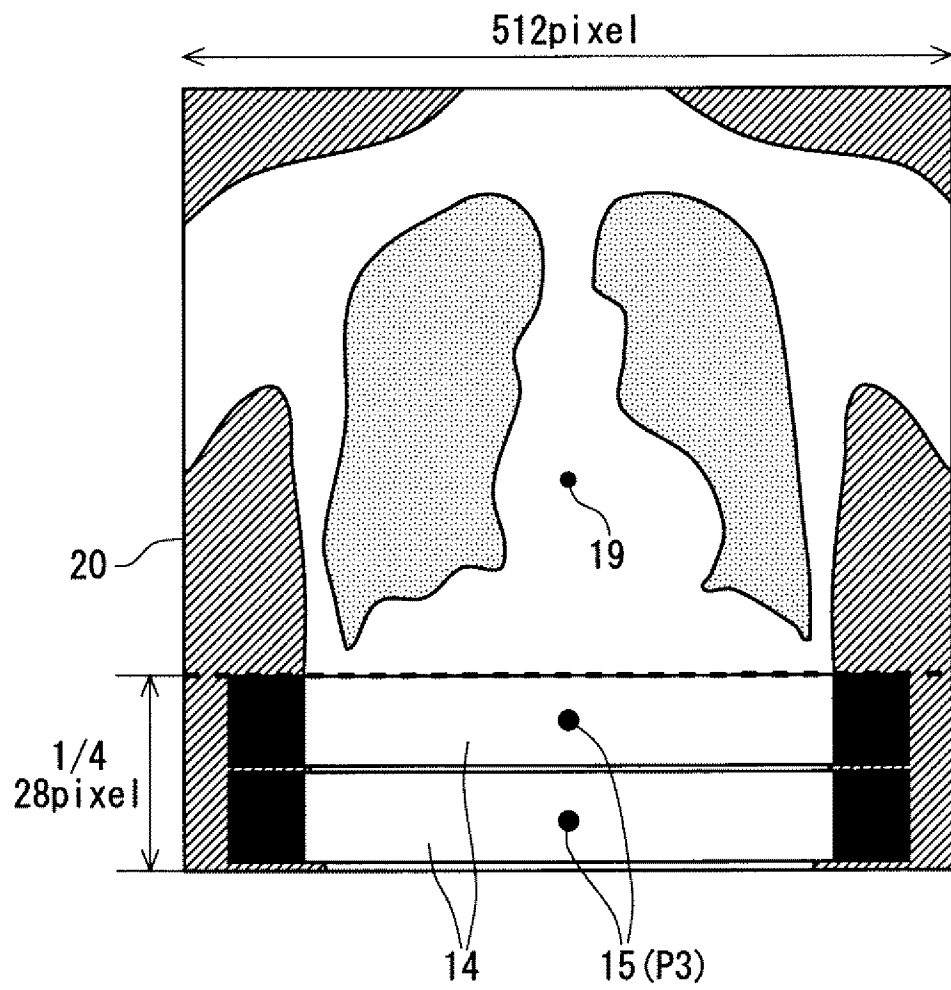
[図7]



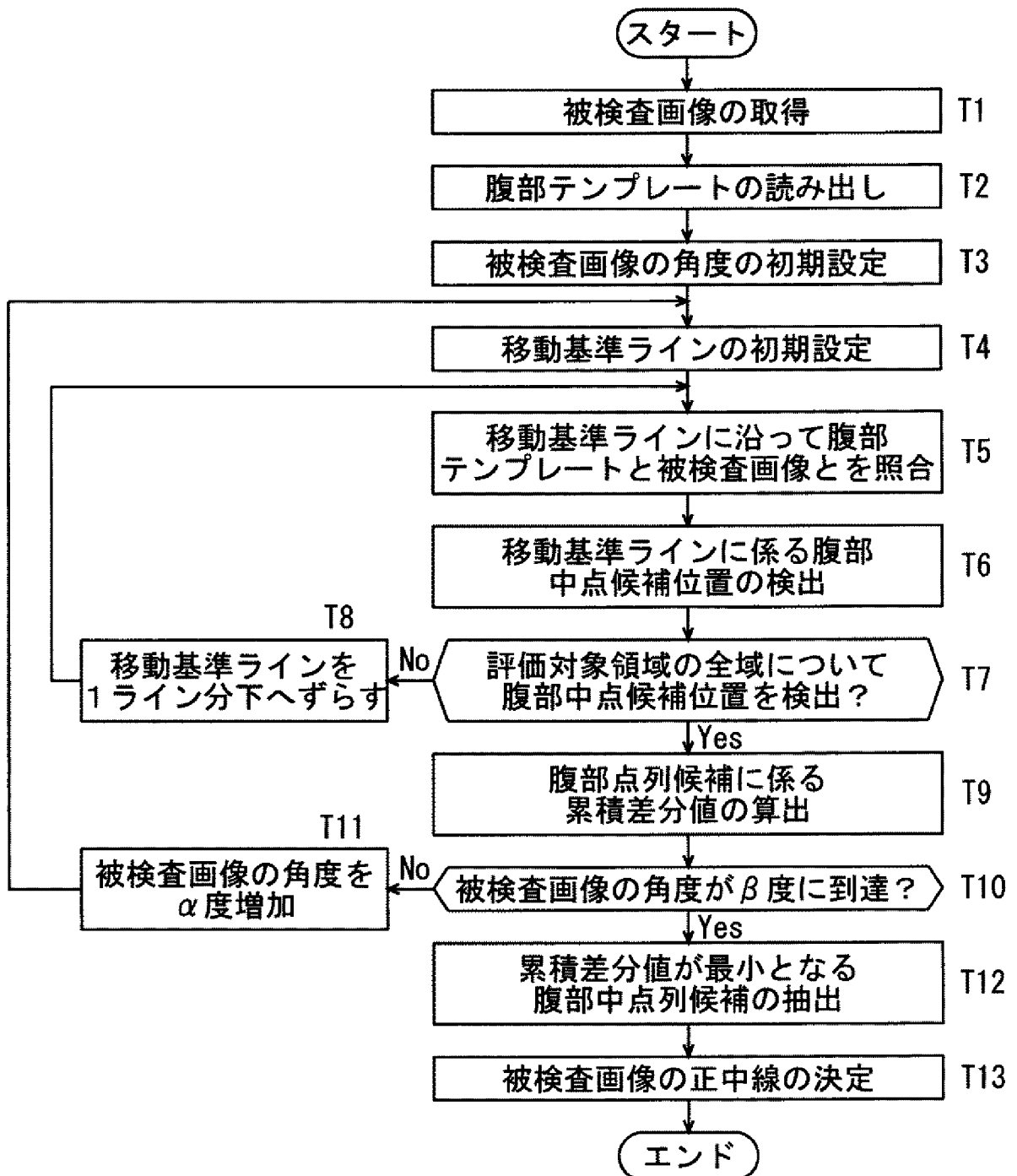
[図8]



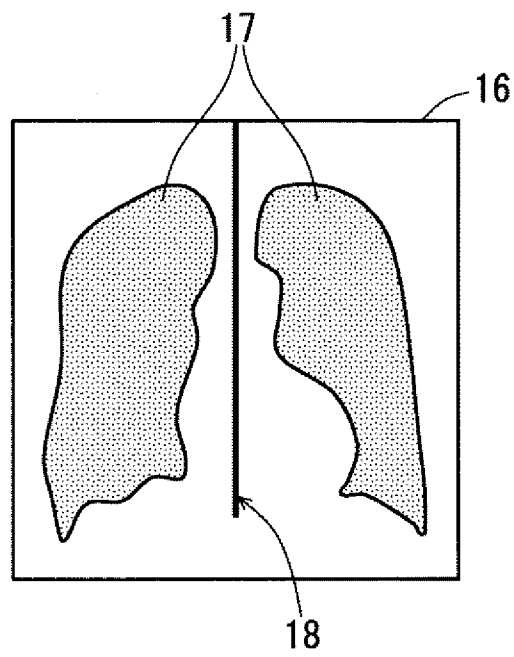
[図9]



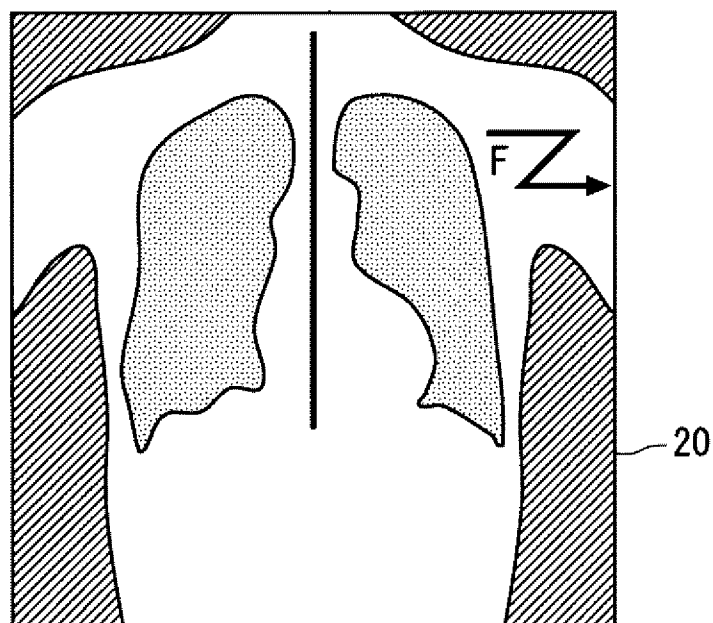
[図10]



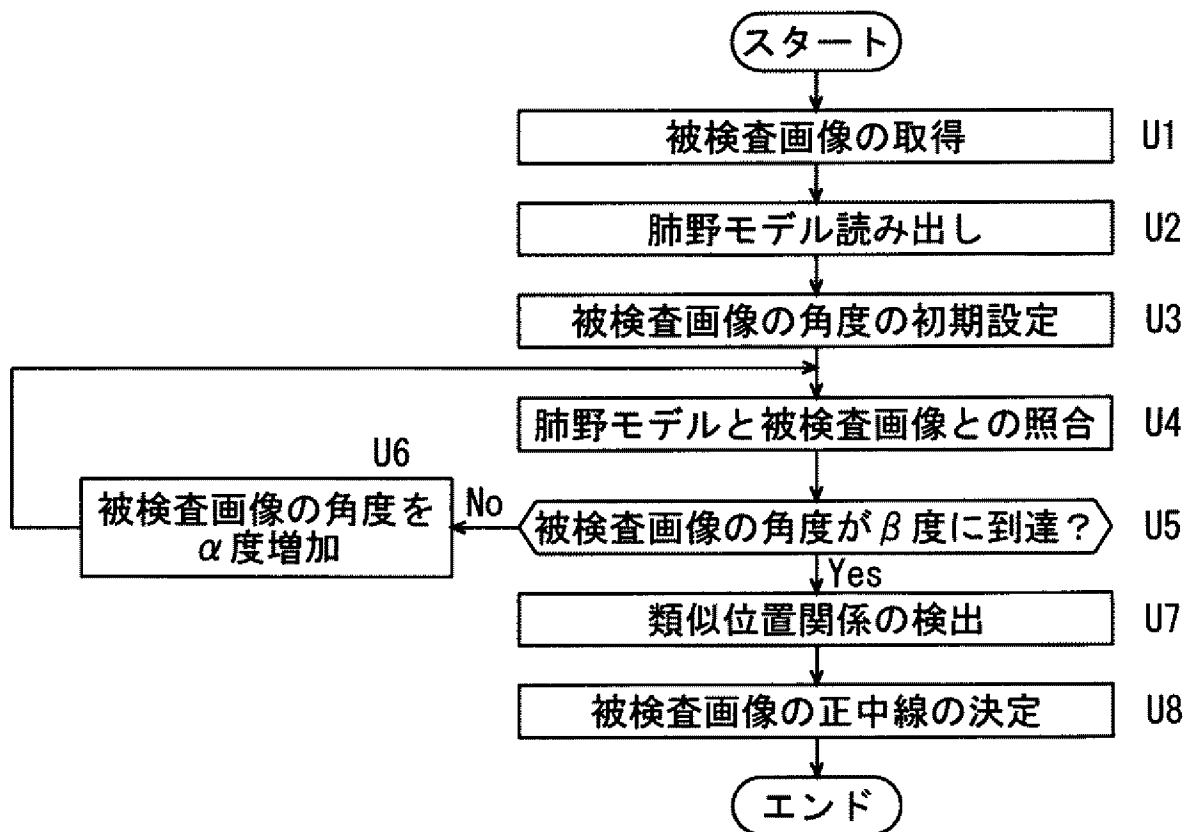
[図11]



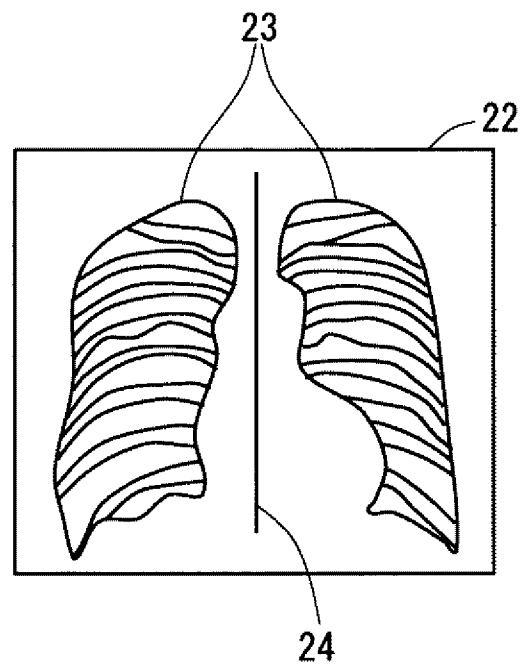
[図12]



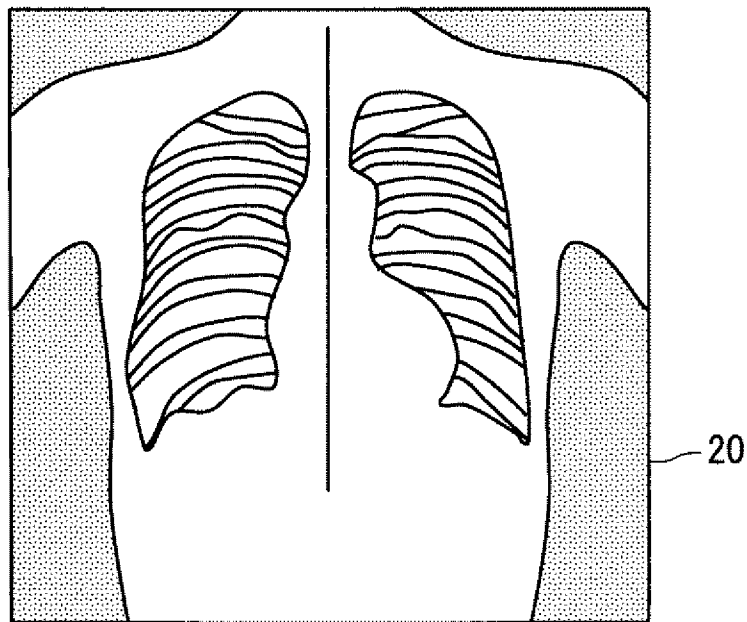
[図13]



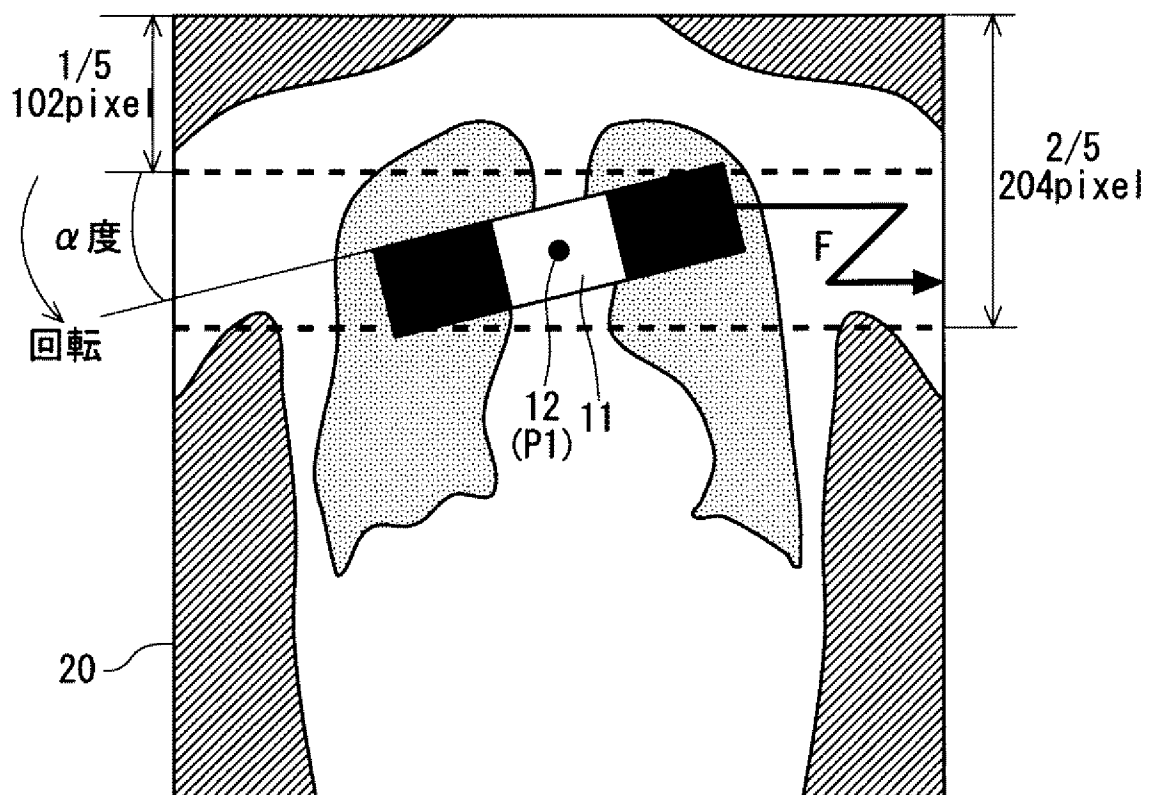
[図14]



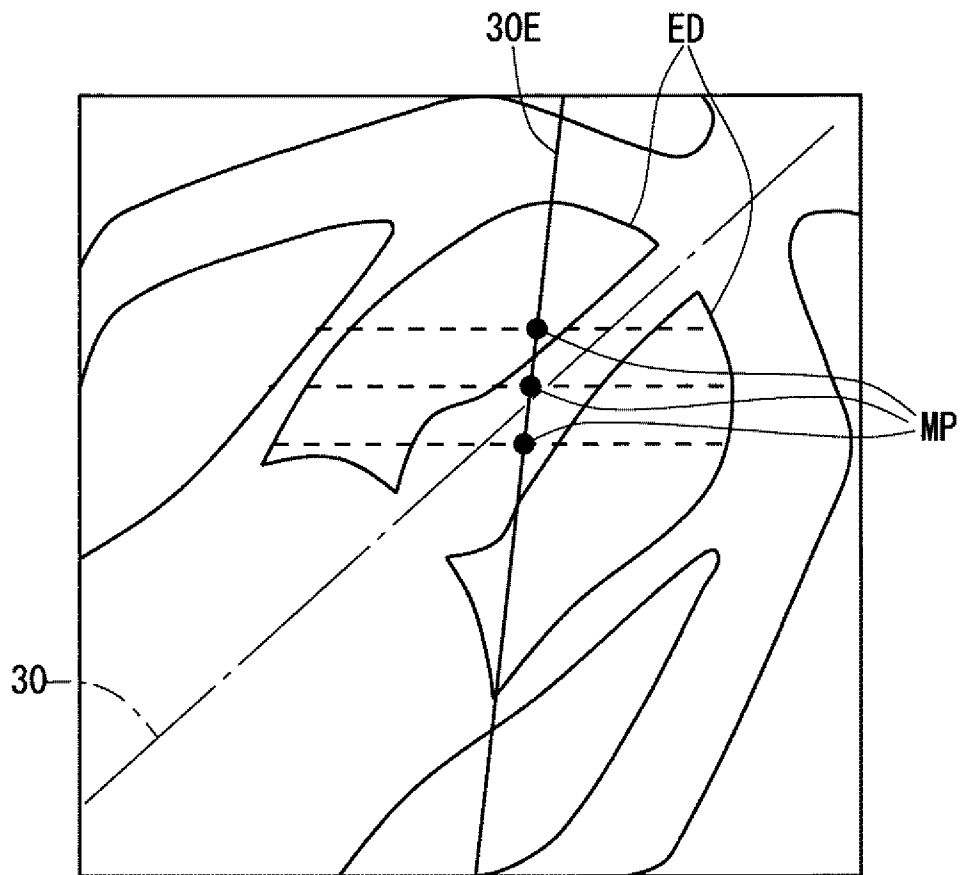
[図15]



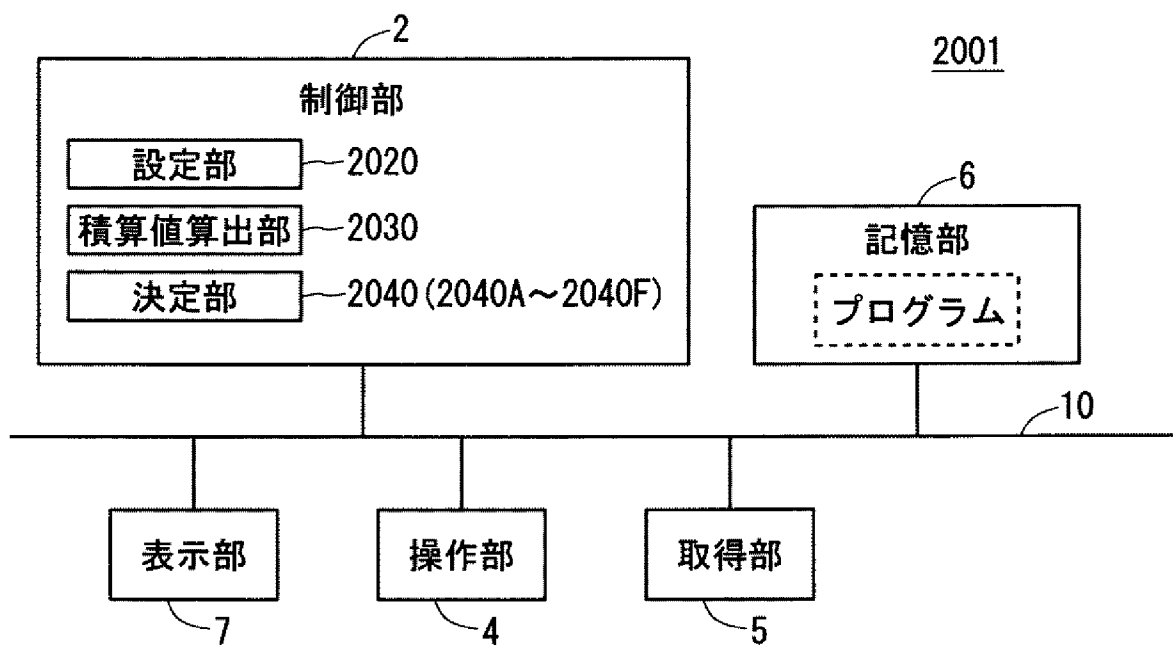
[図16]



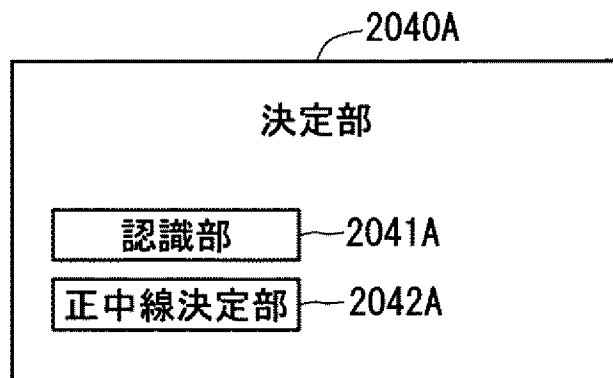
[図17]



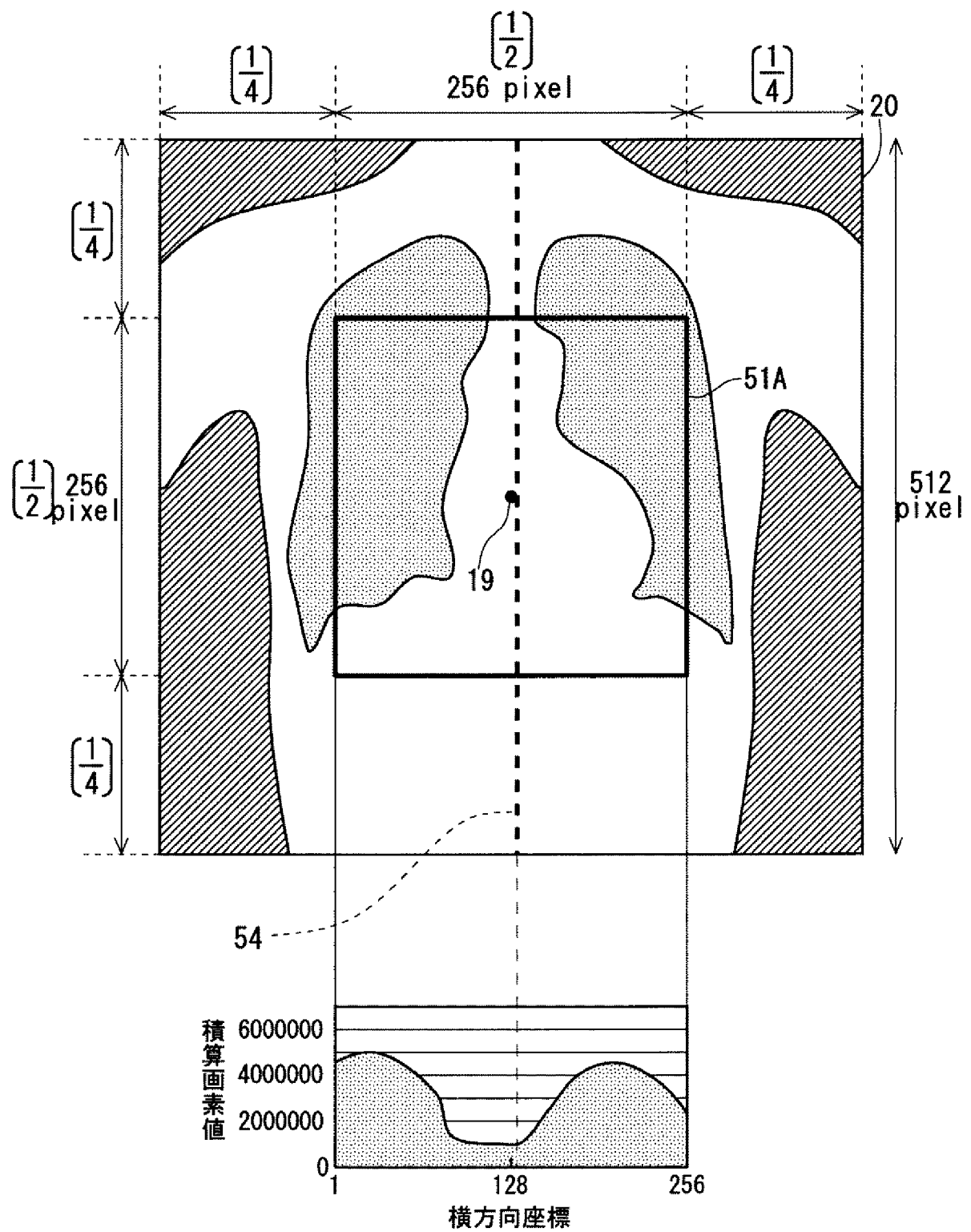
[図18]



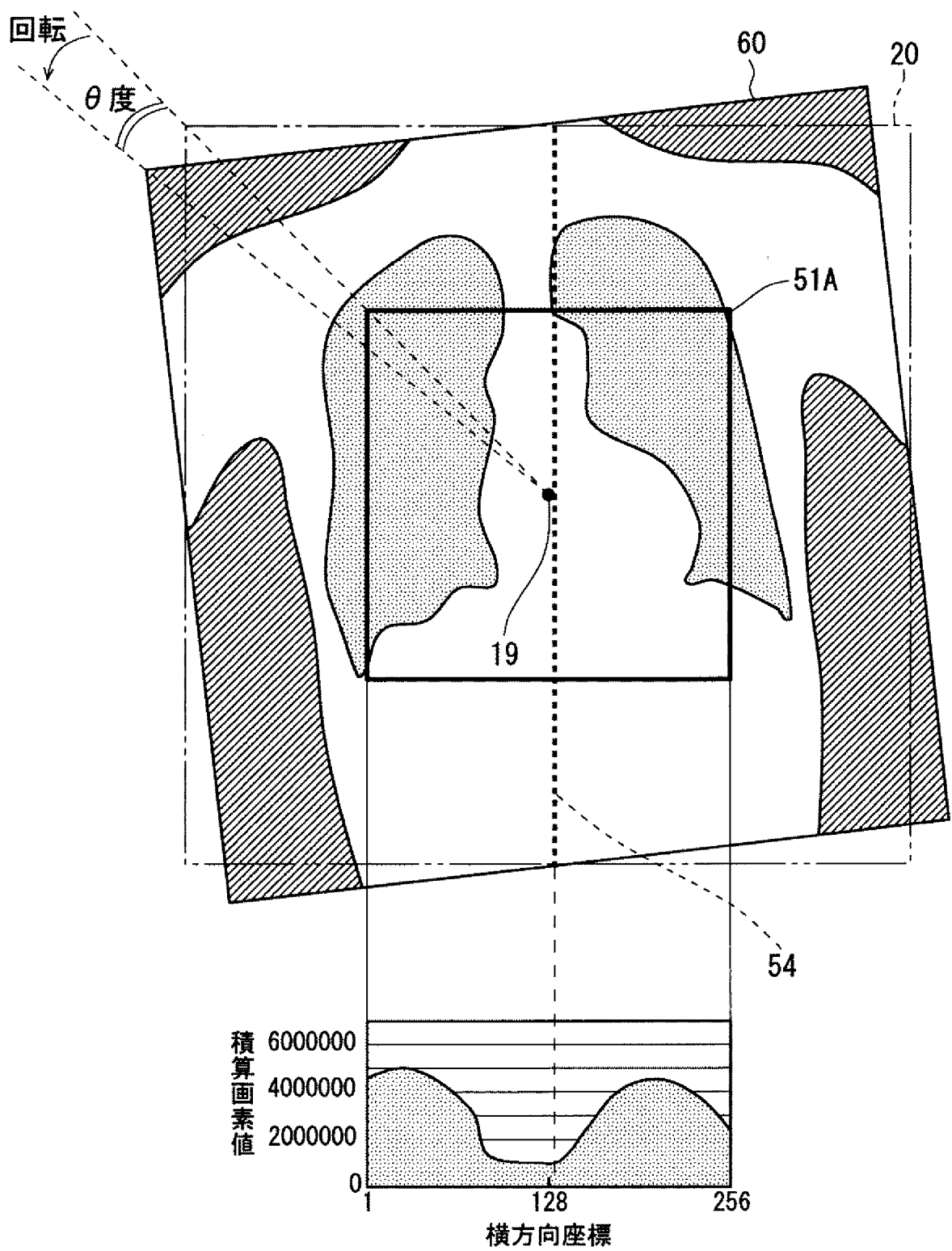
[図19]



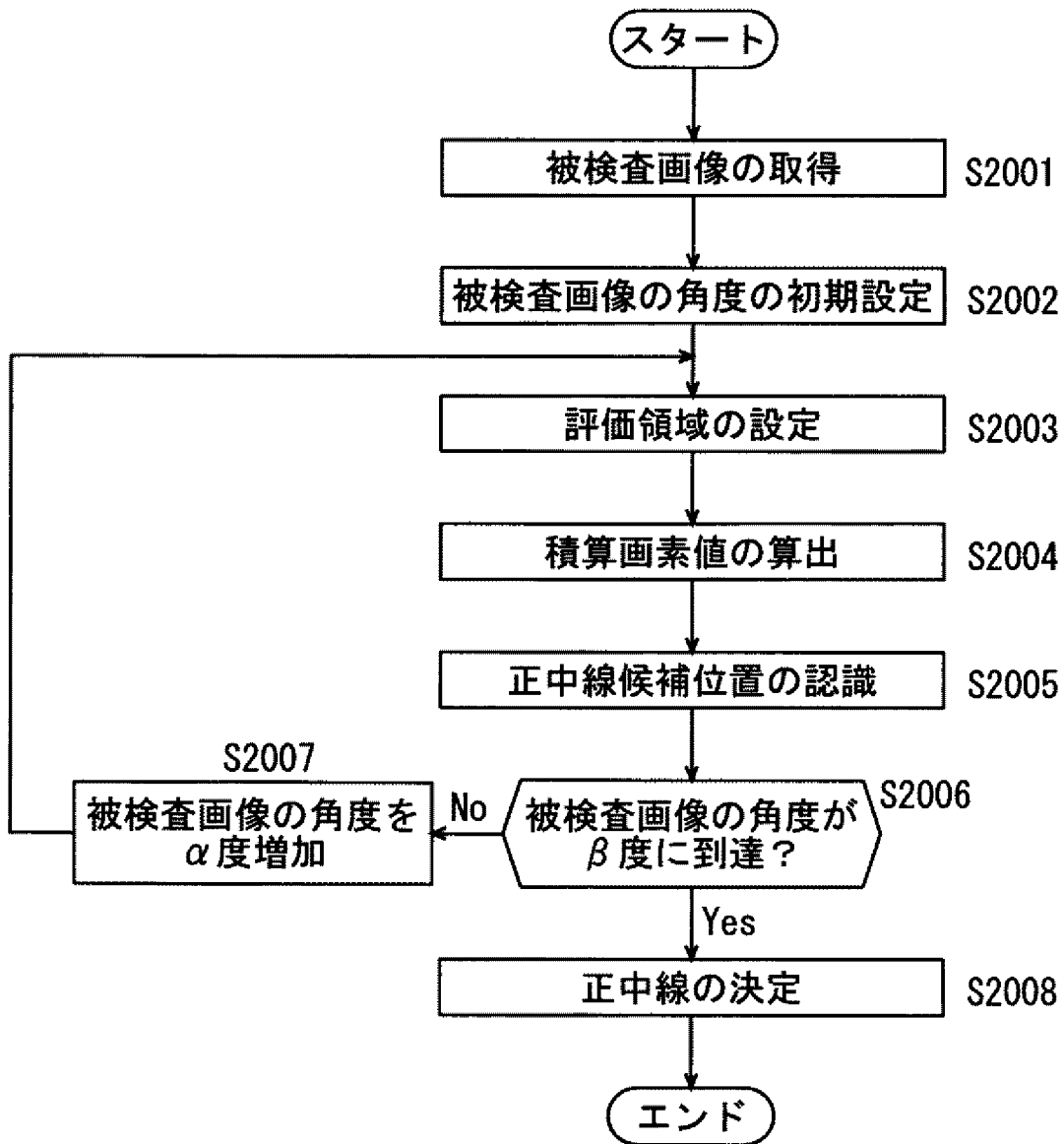
[図20]



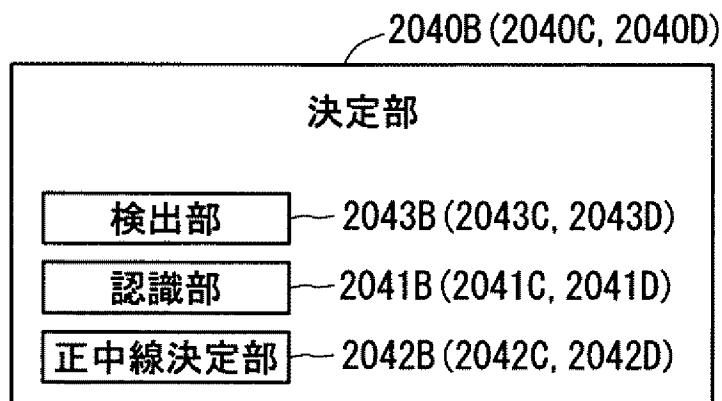
[図21]



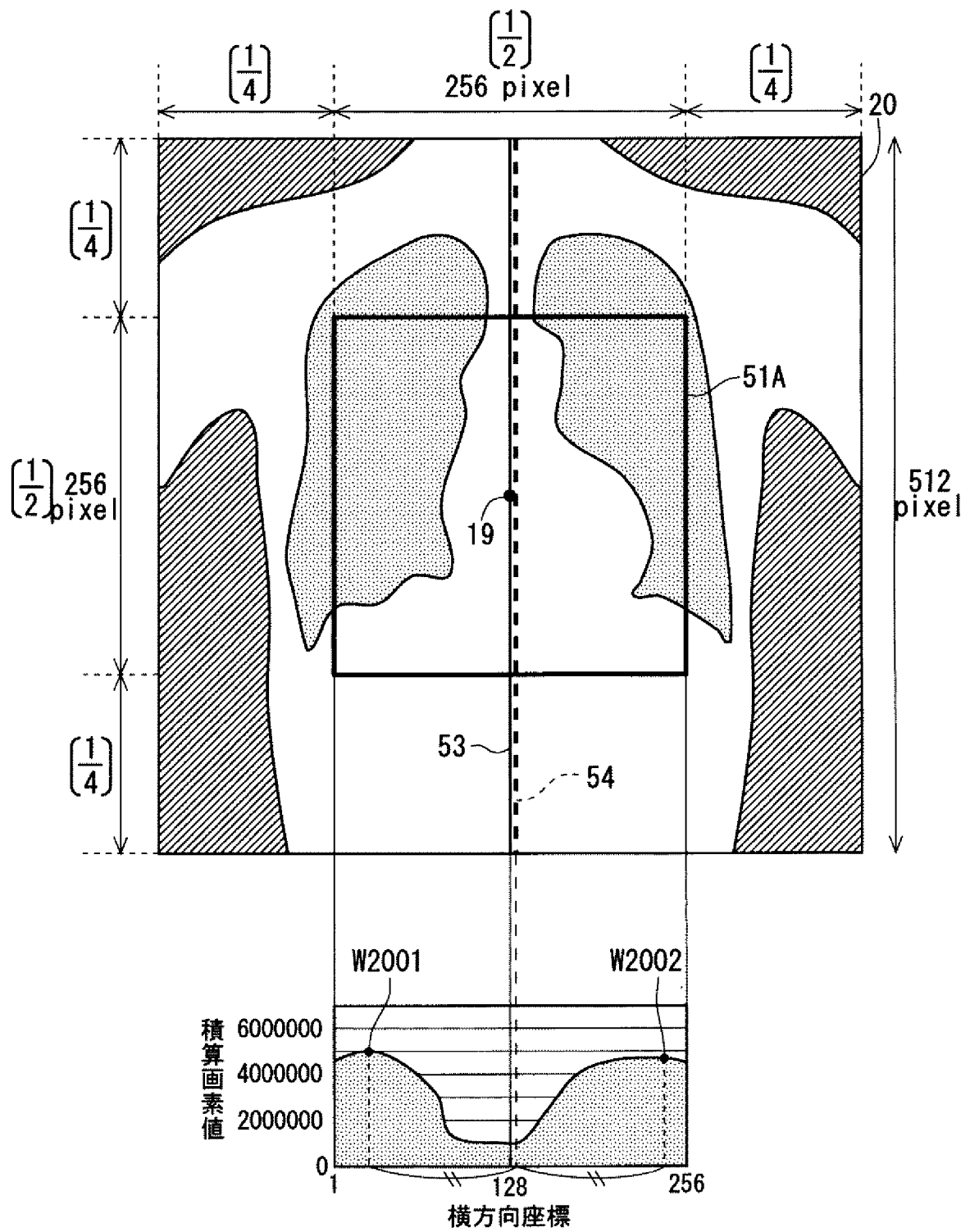
[図22]



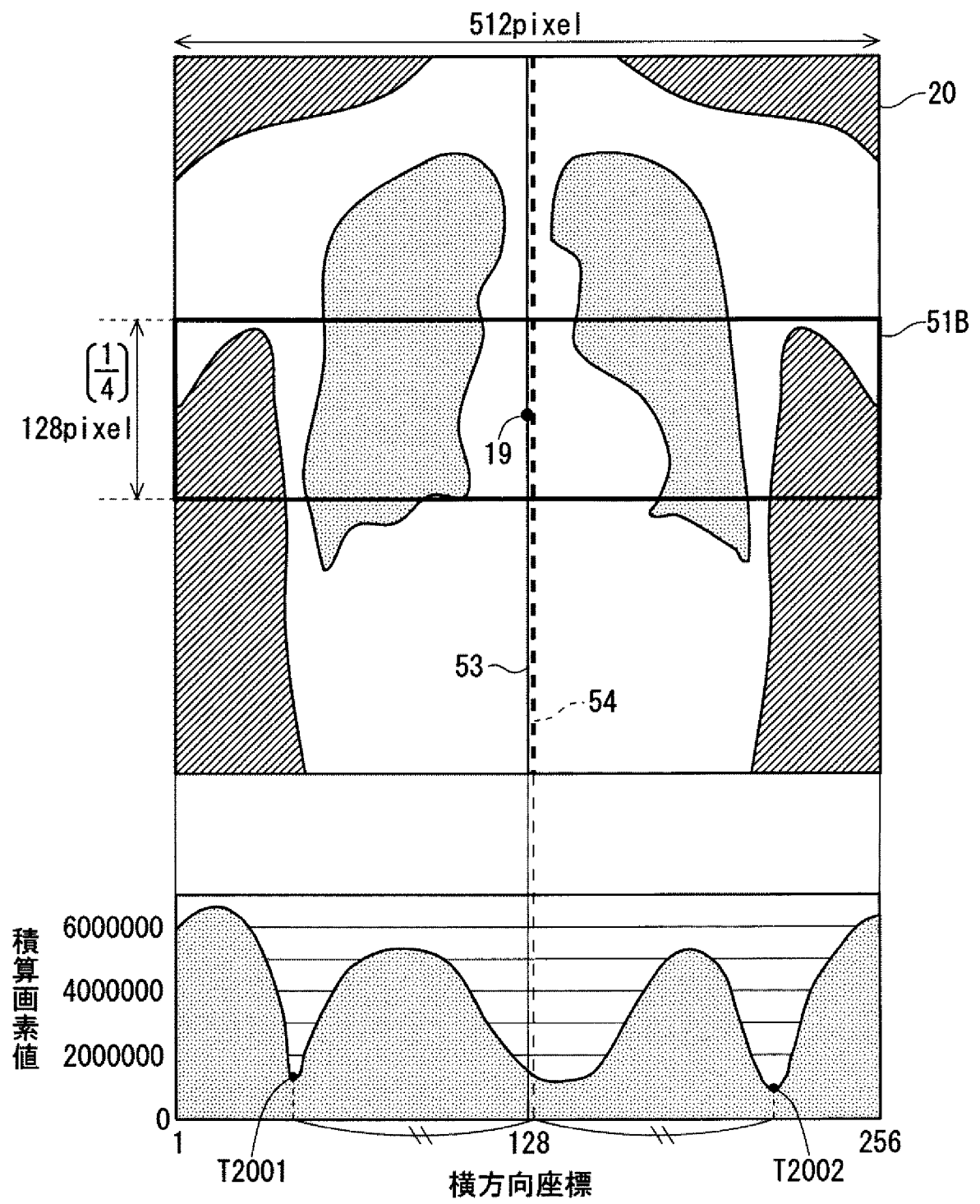
[図23]



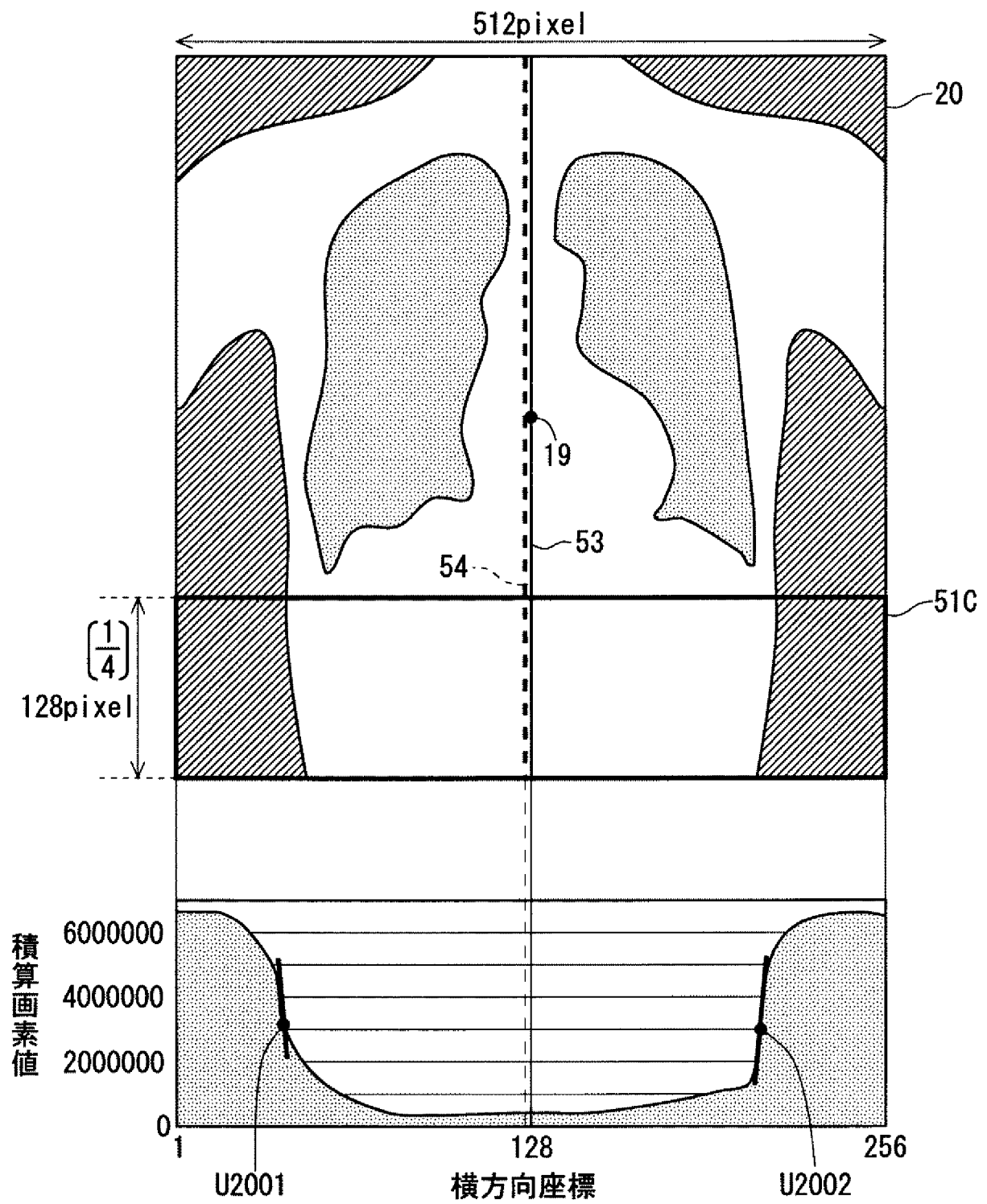
[図24]



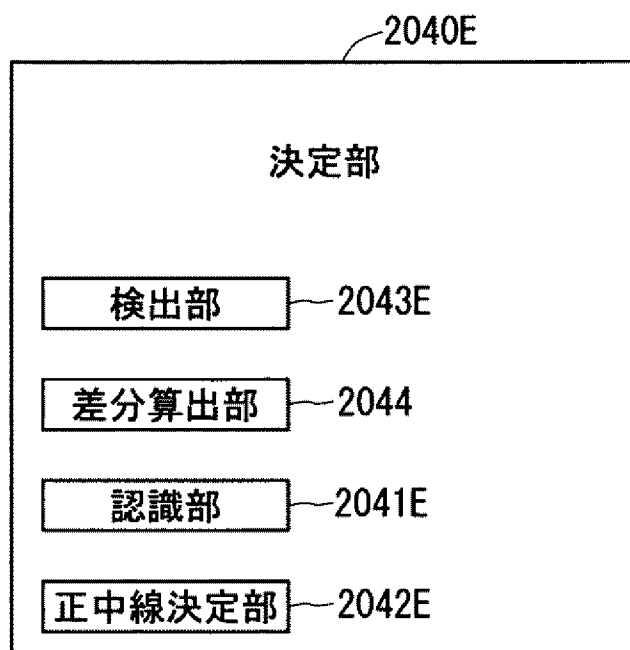
[図25]



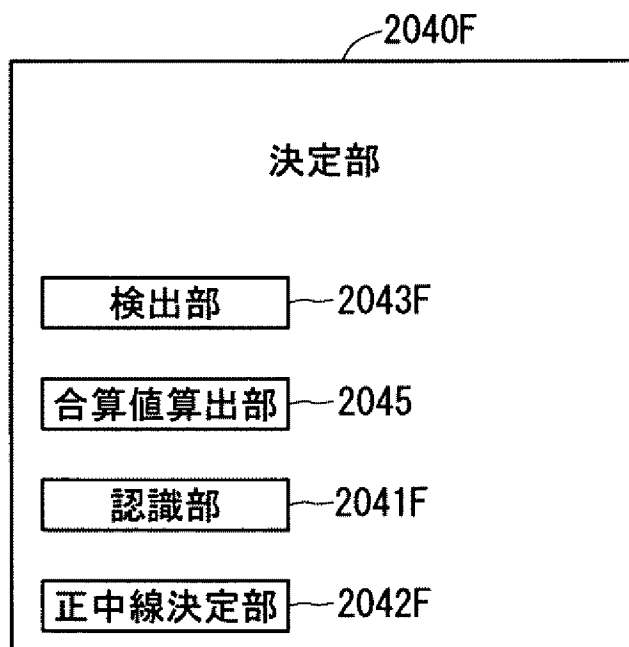
[図26]



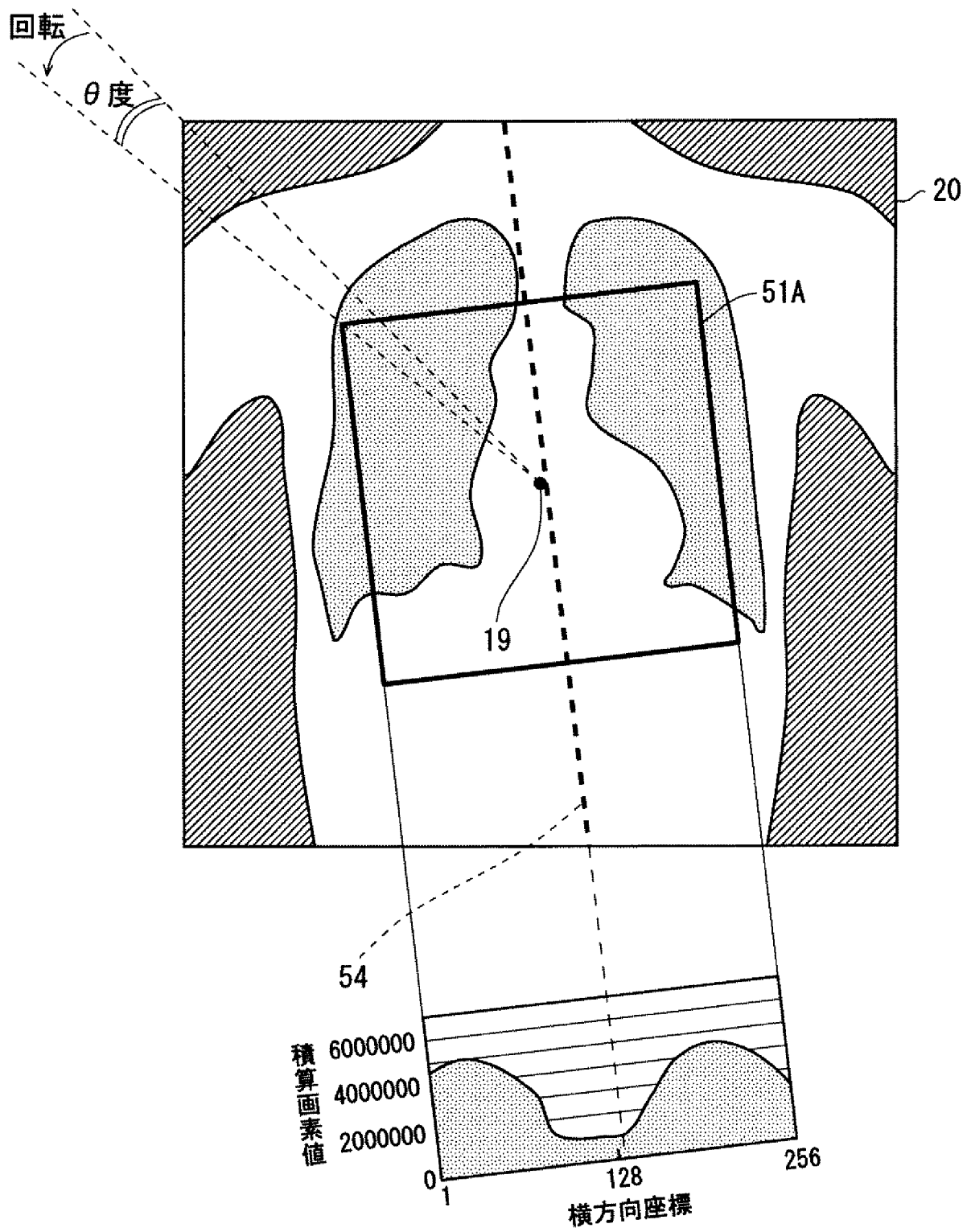
[図27]



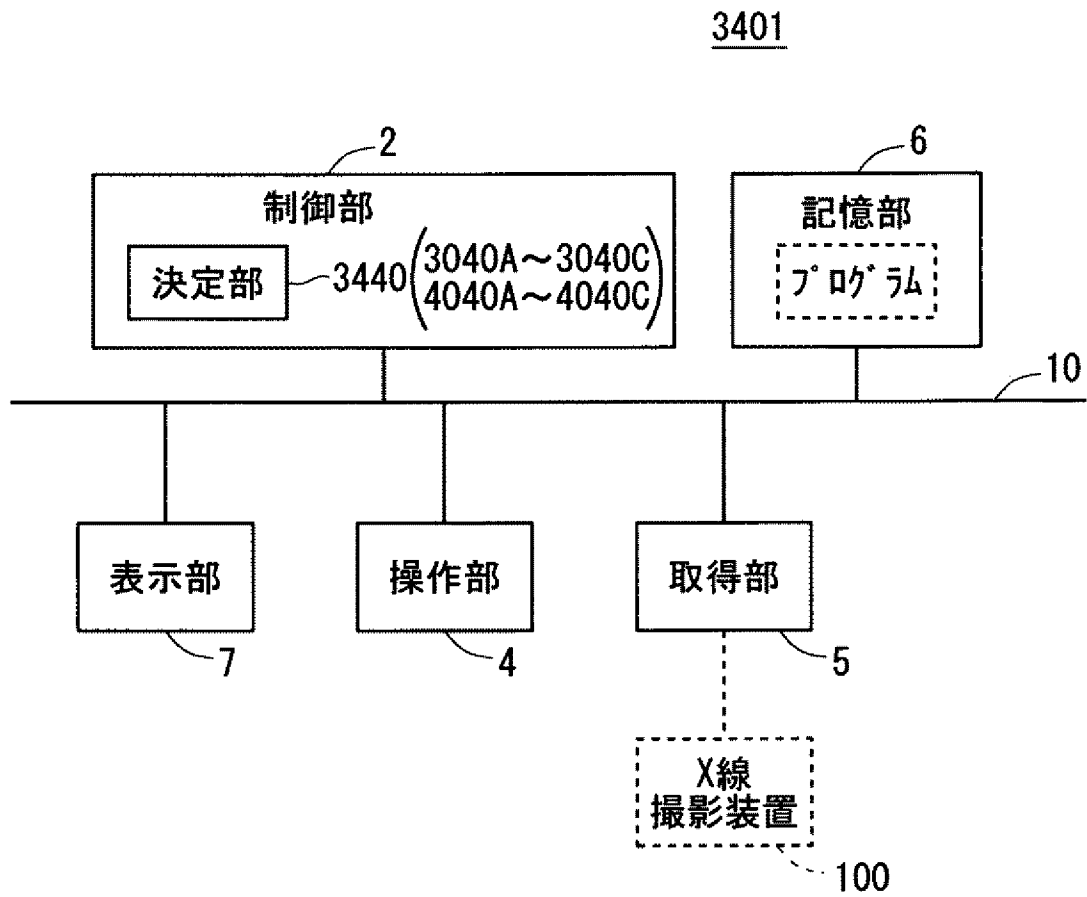
[図28]



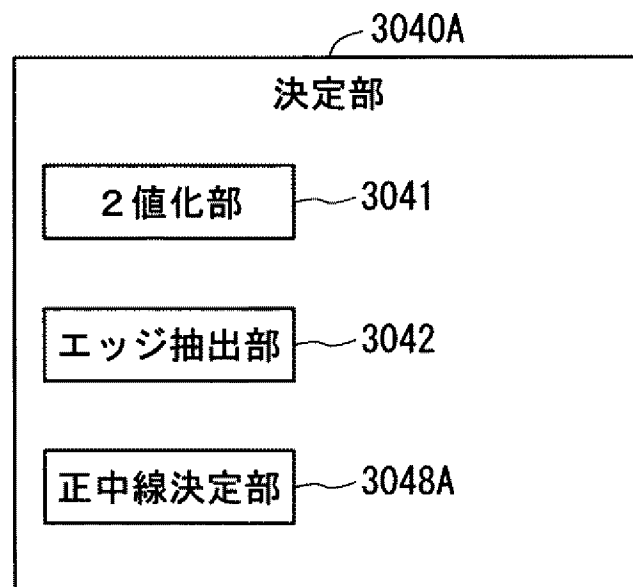
[図29]



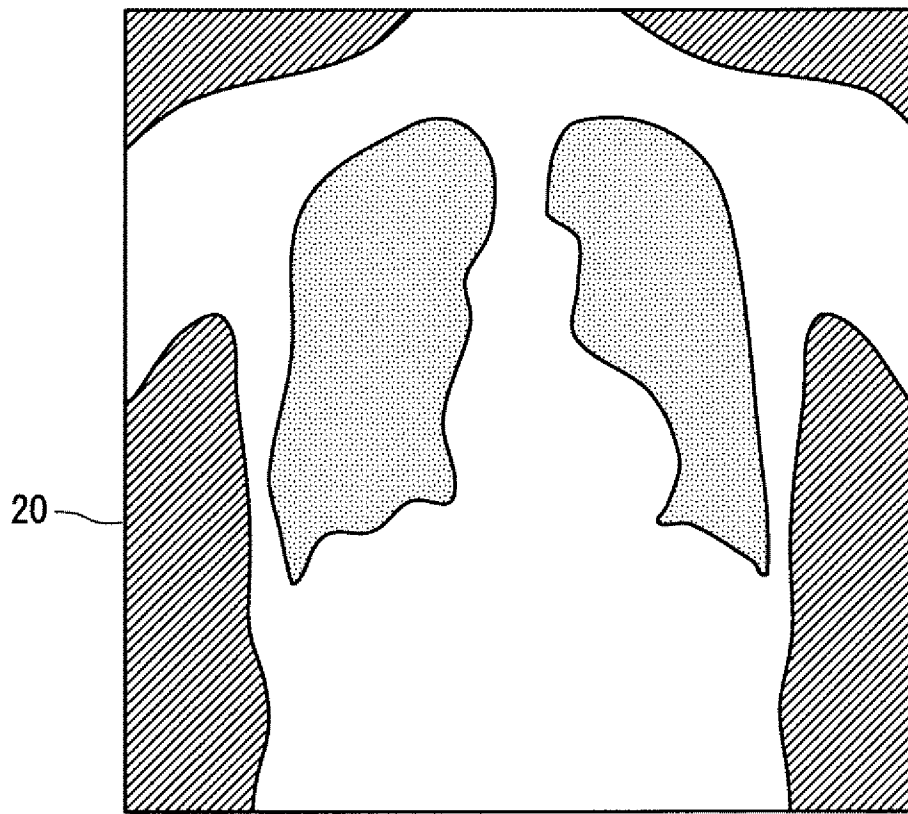
[図30]



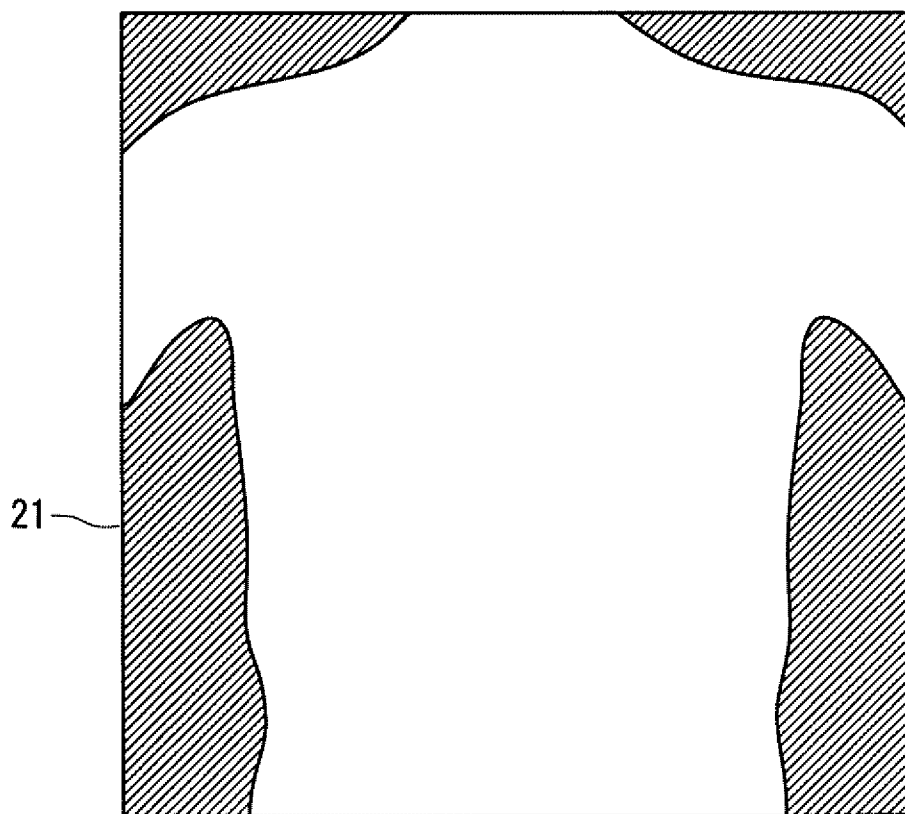
[図31]



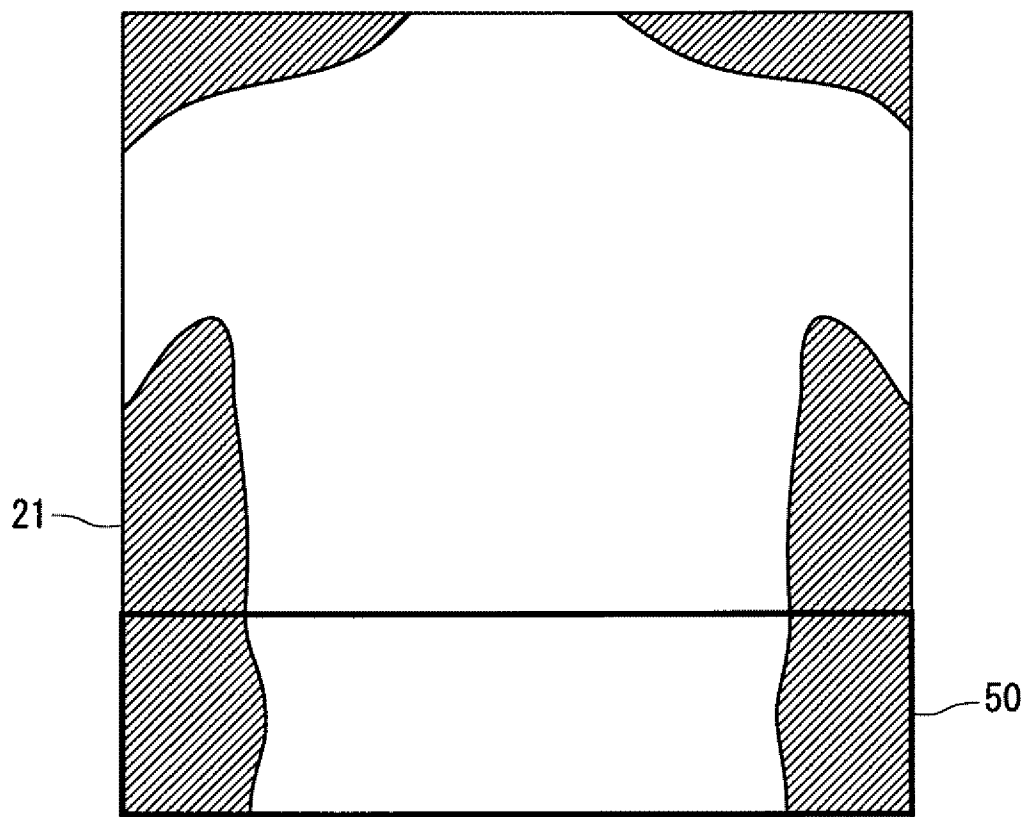
[図32]



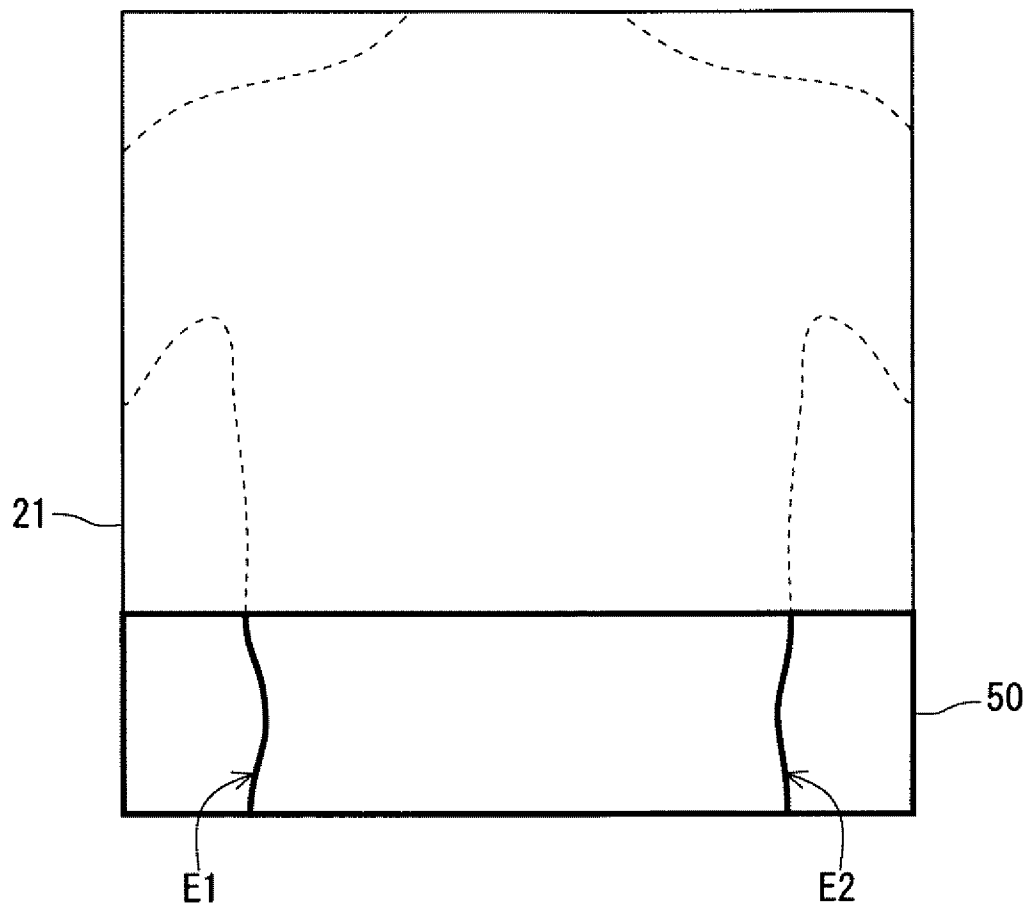
[図33]



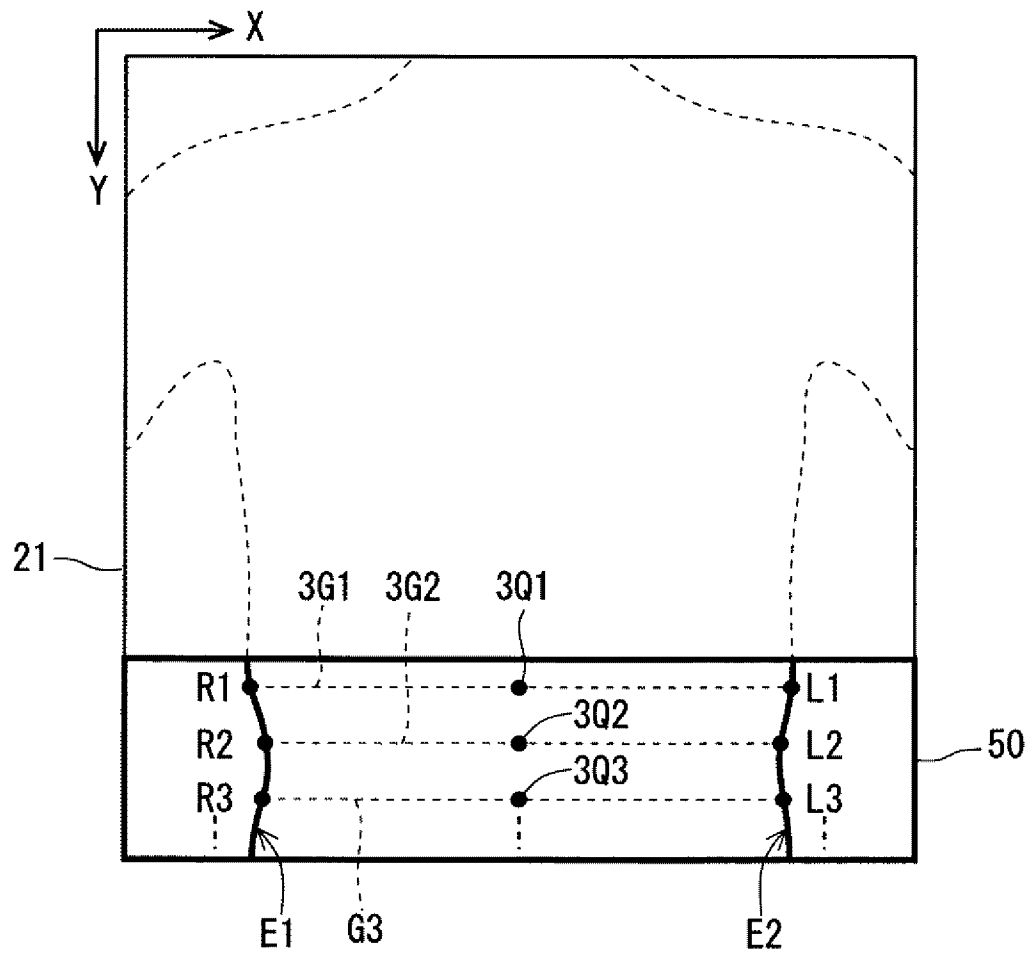
[図34]



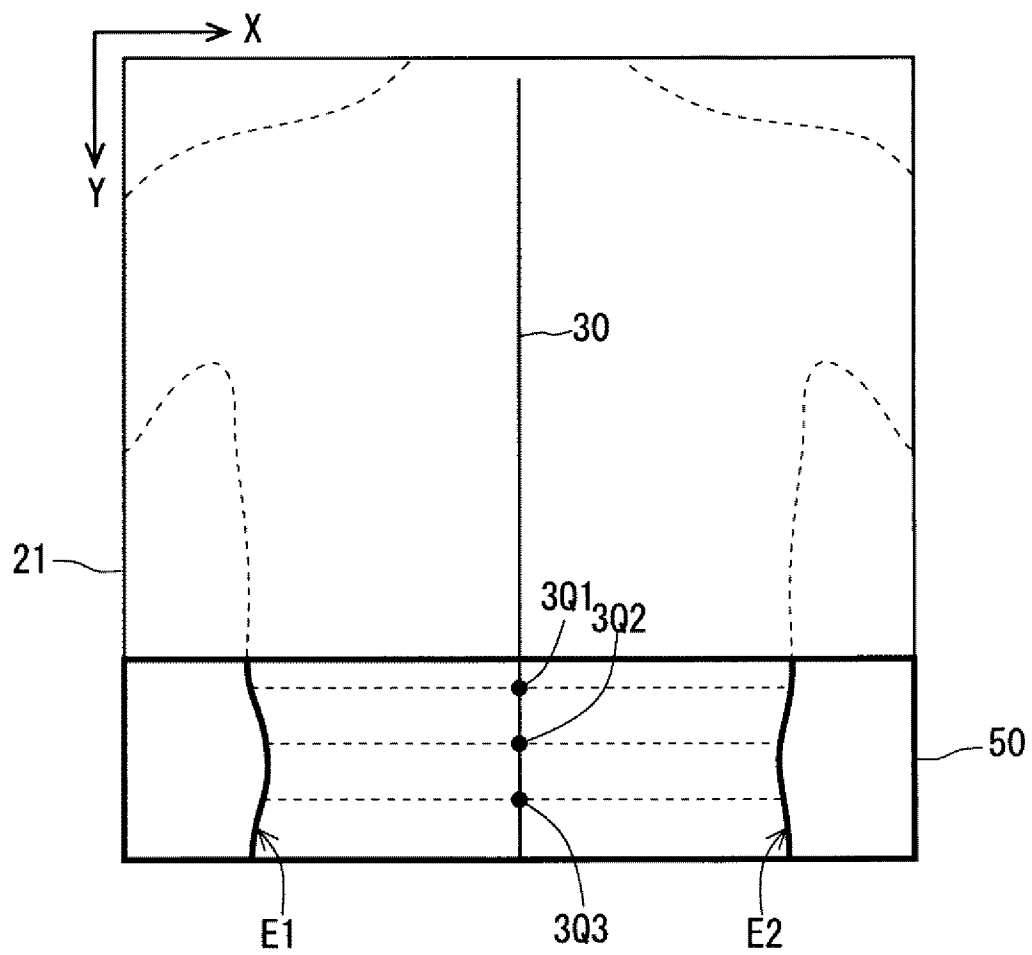
[図35]



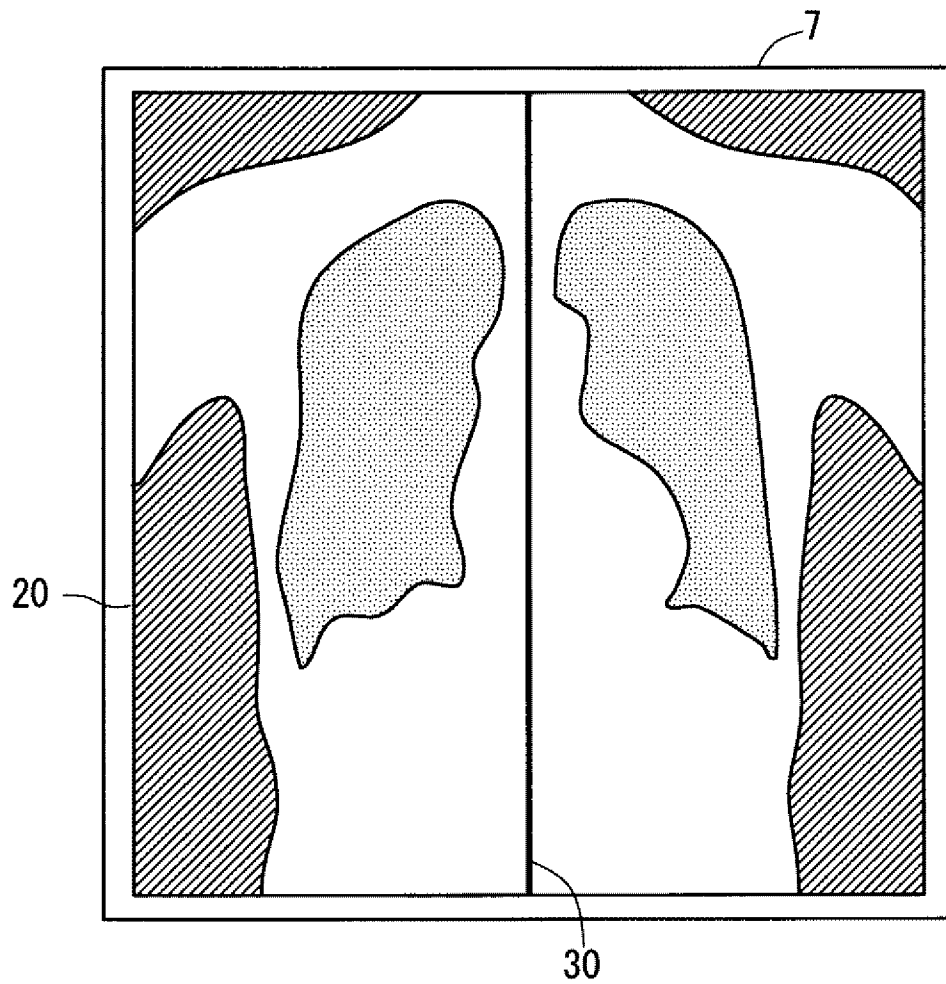
[図36]



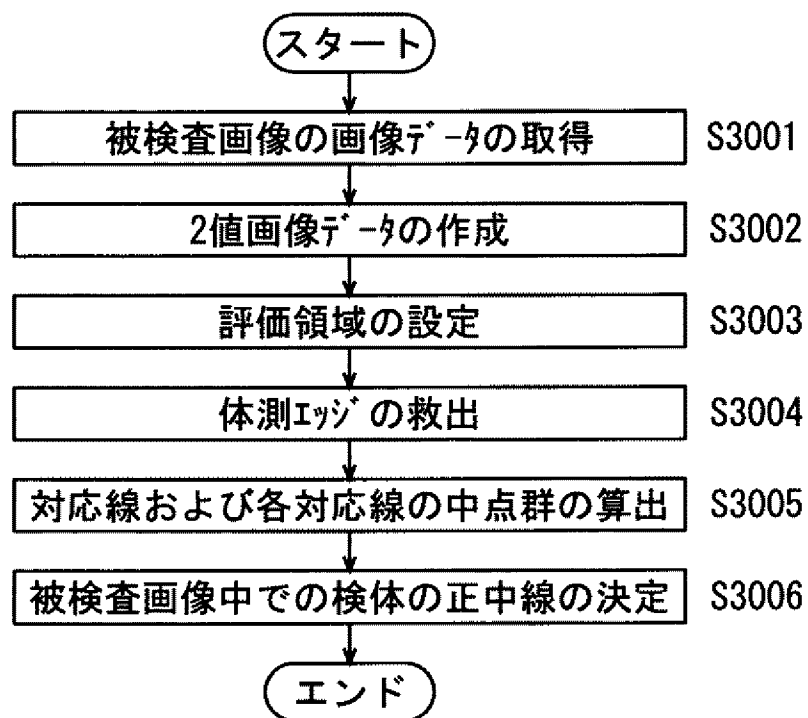
[図37]



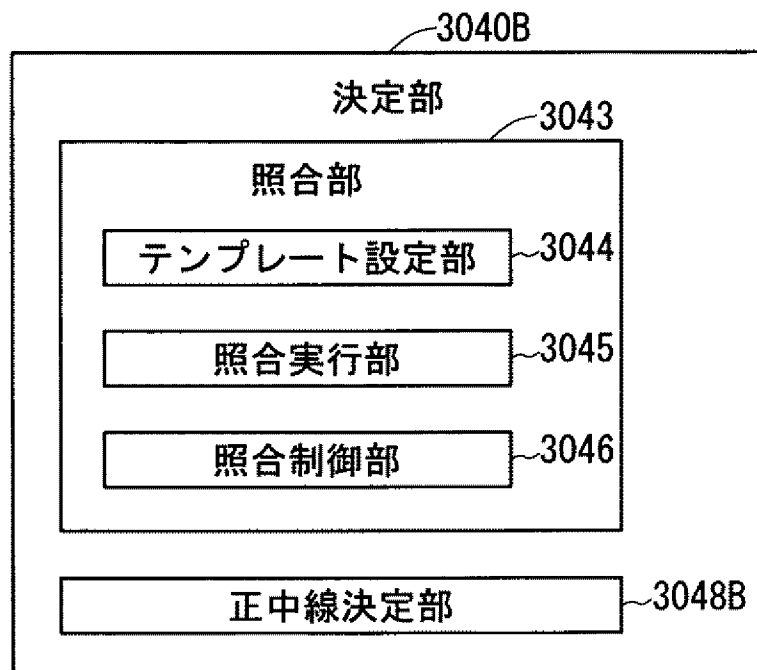
[図38]



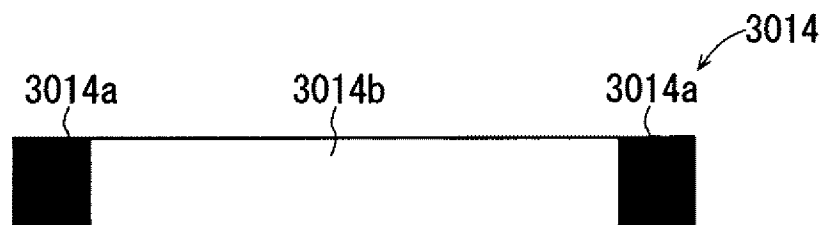
[図39]



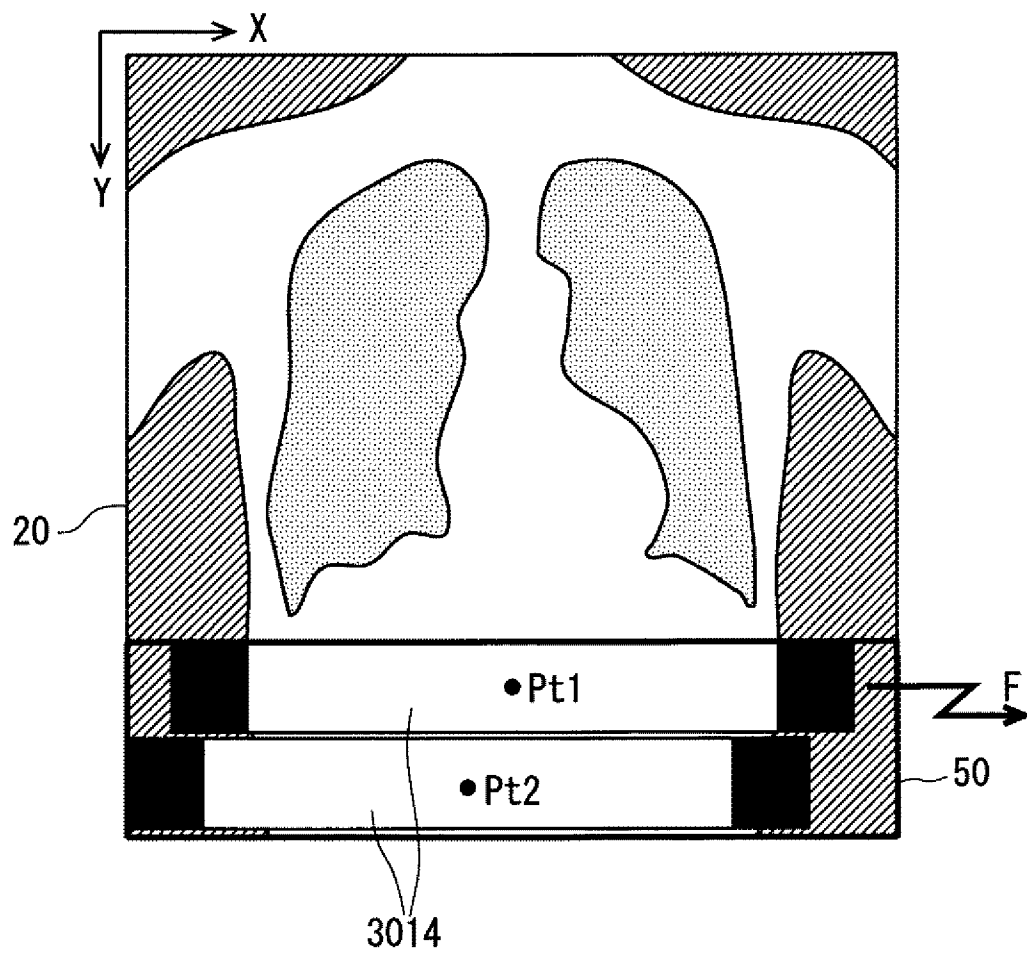
[図40]



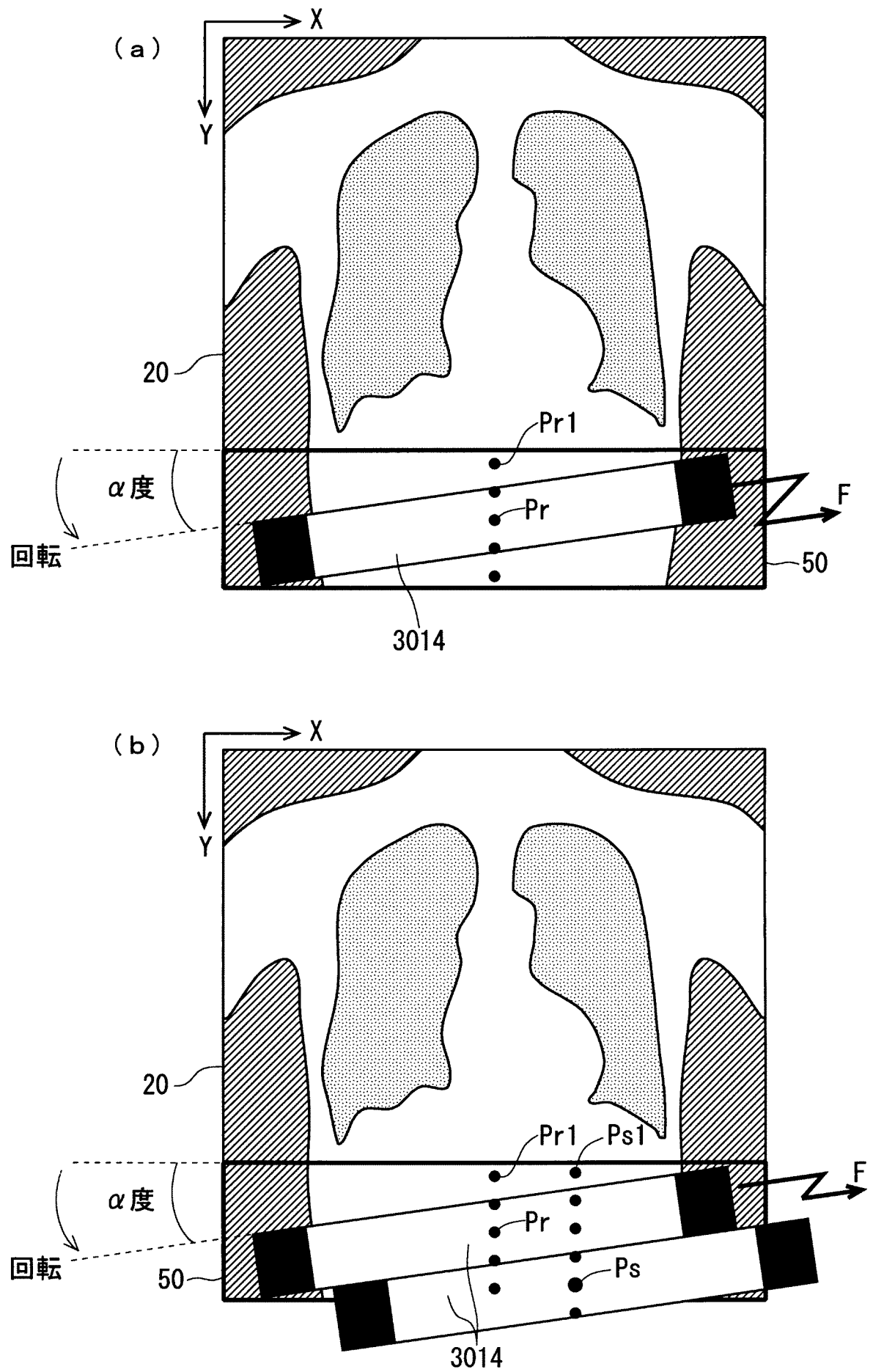
[図41]



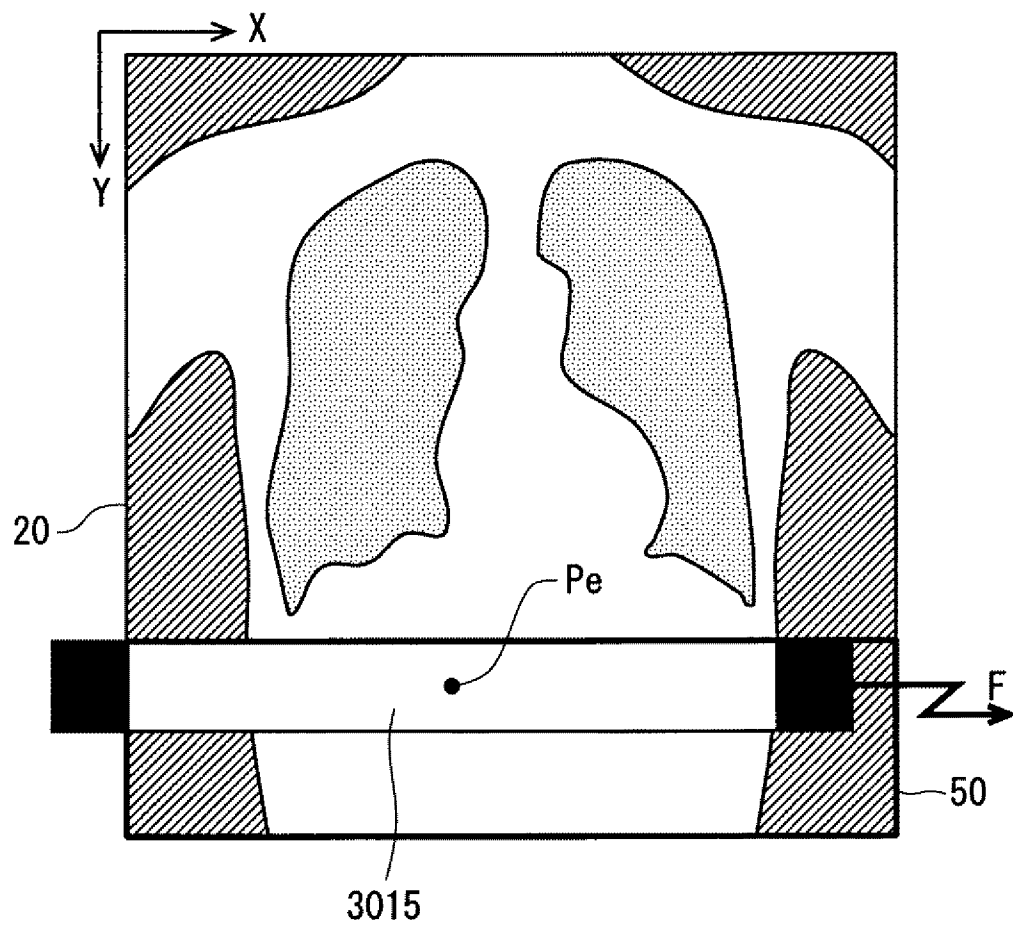
[図42]



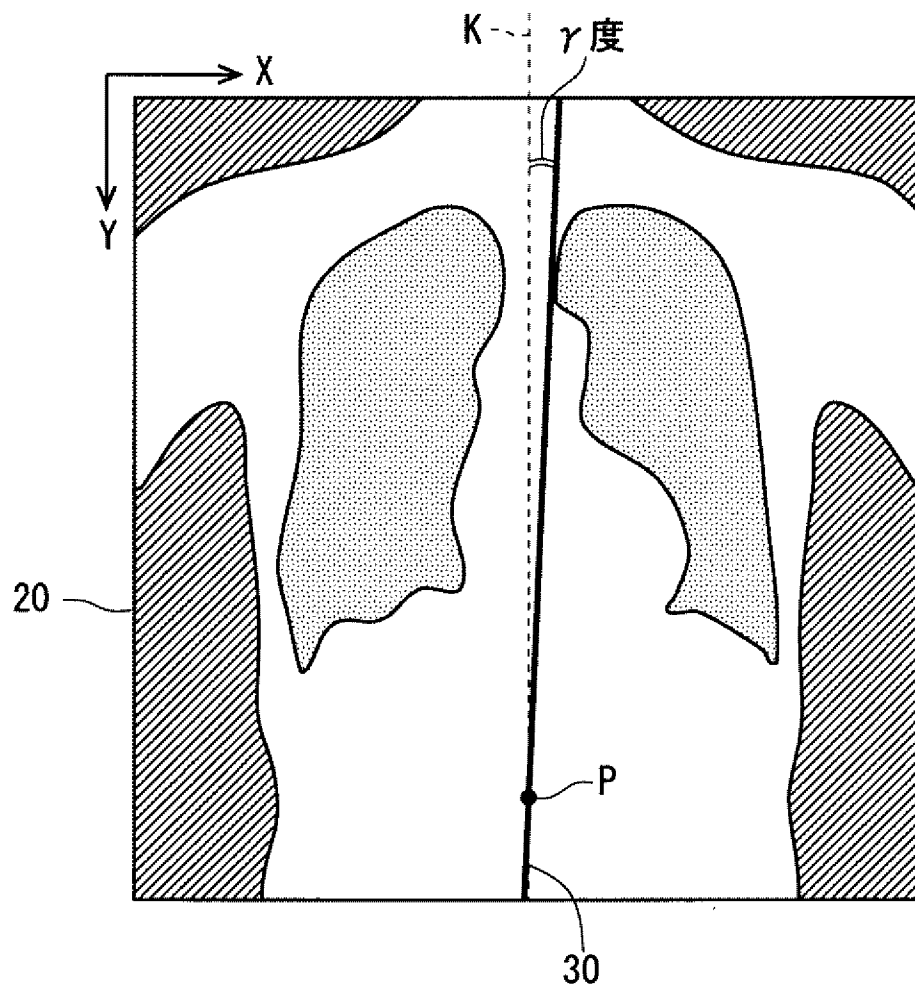
[図43]



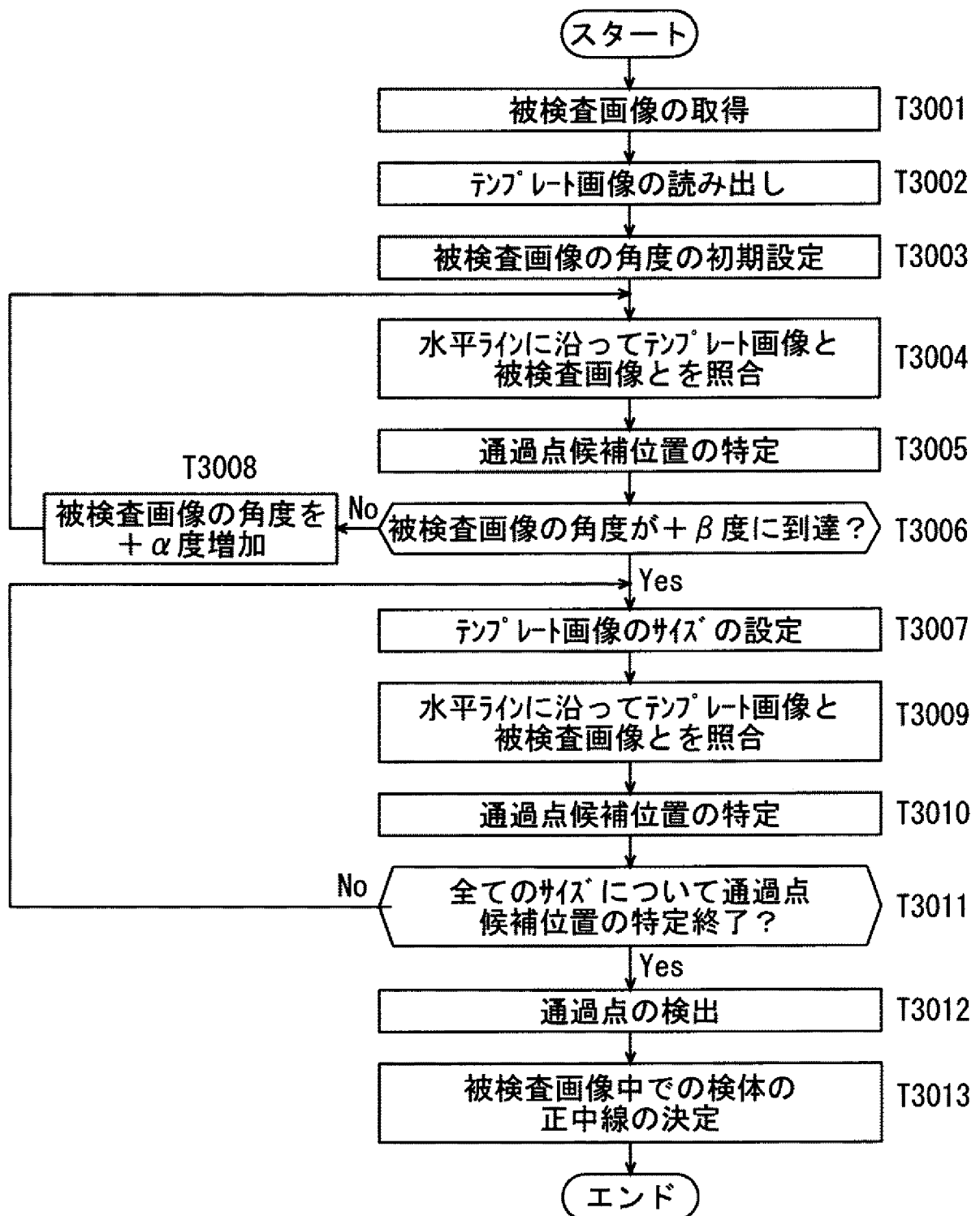
[図44]



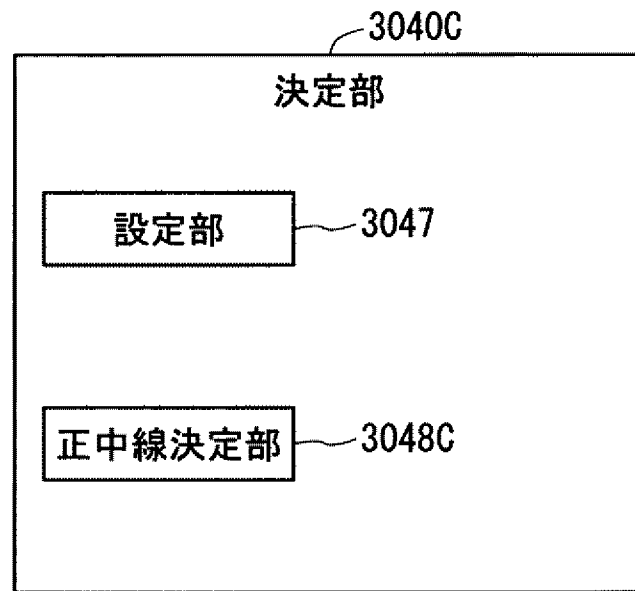
[図45]



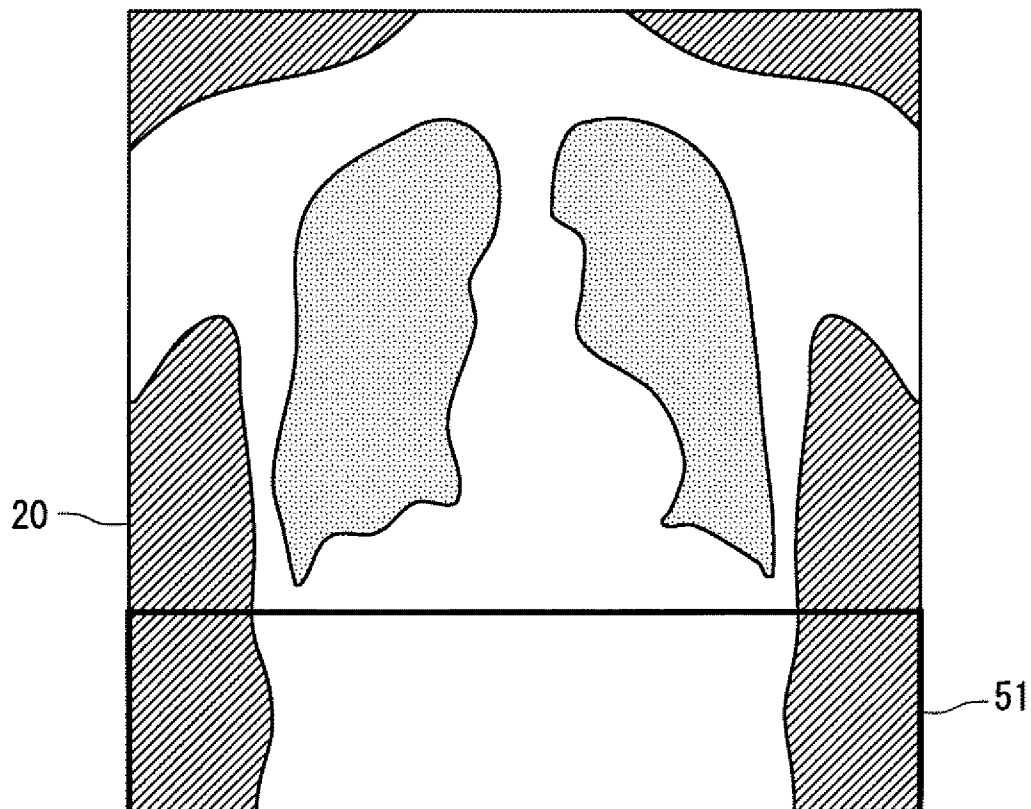
[図46]



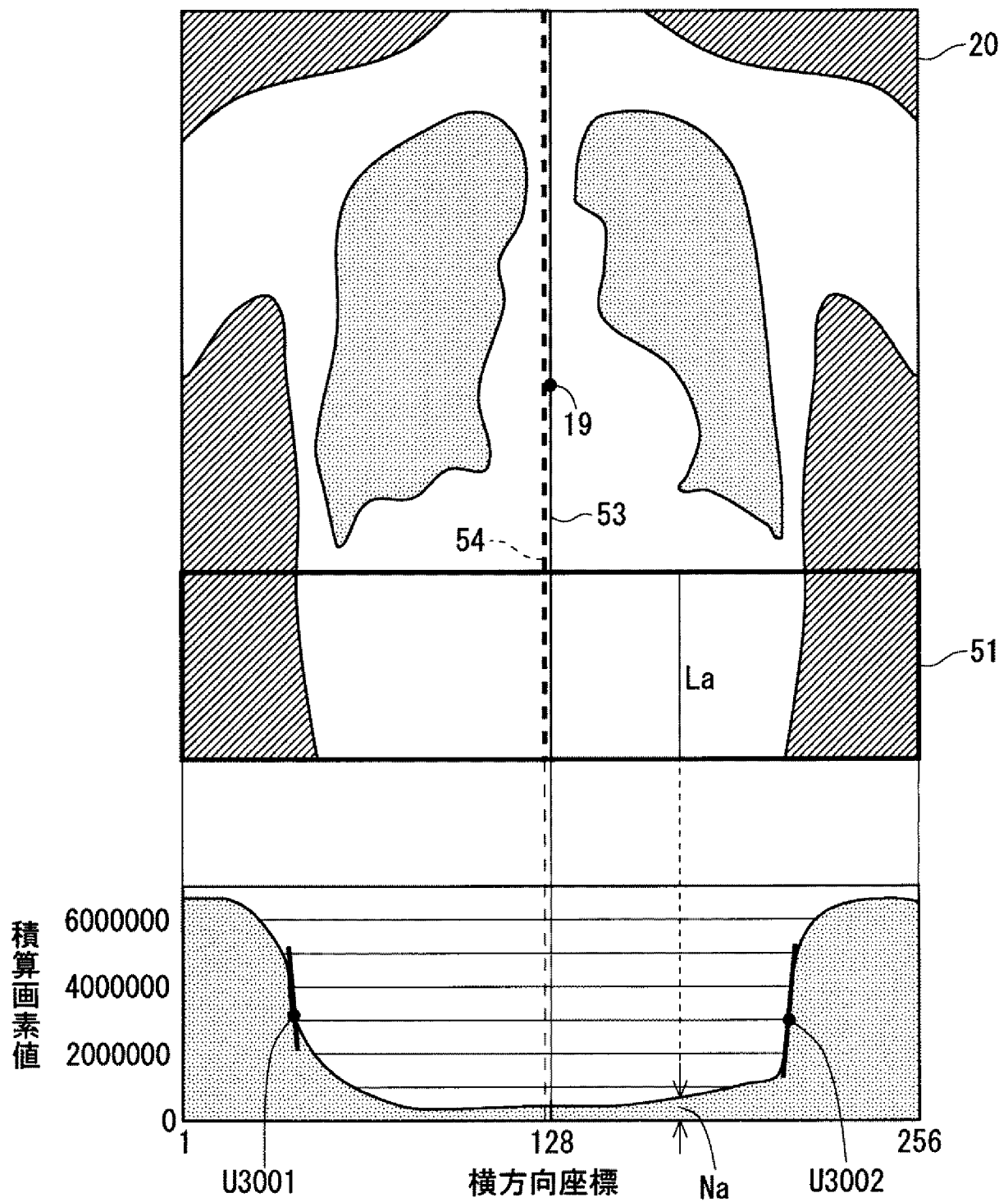
[図47]



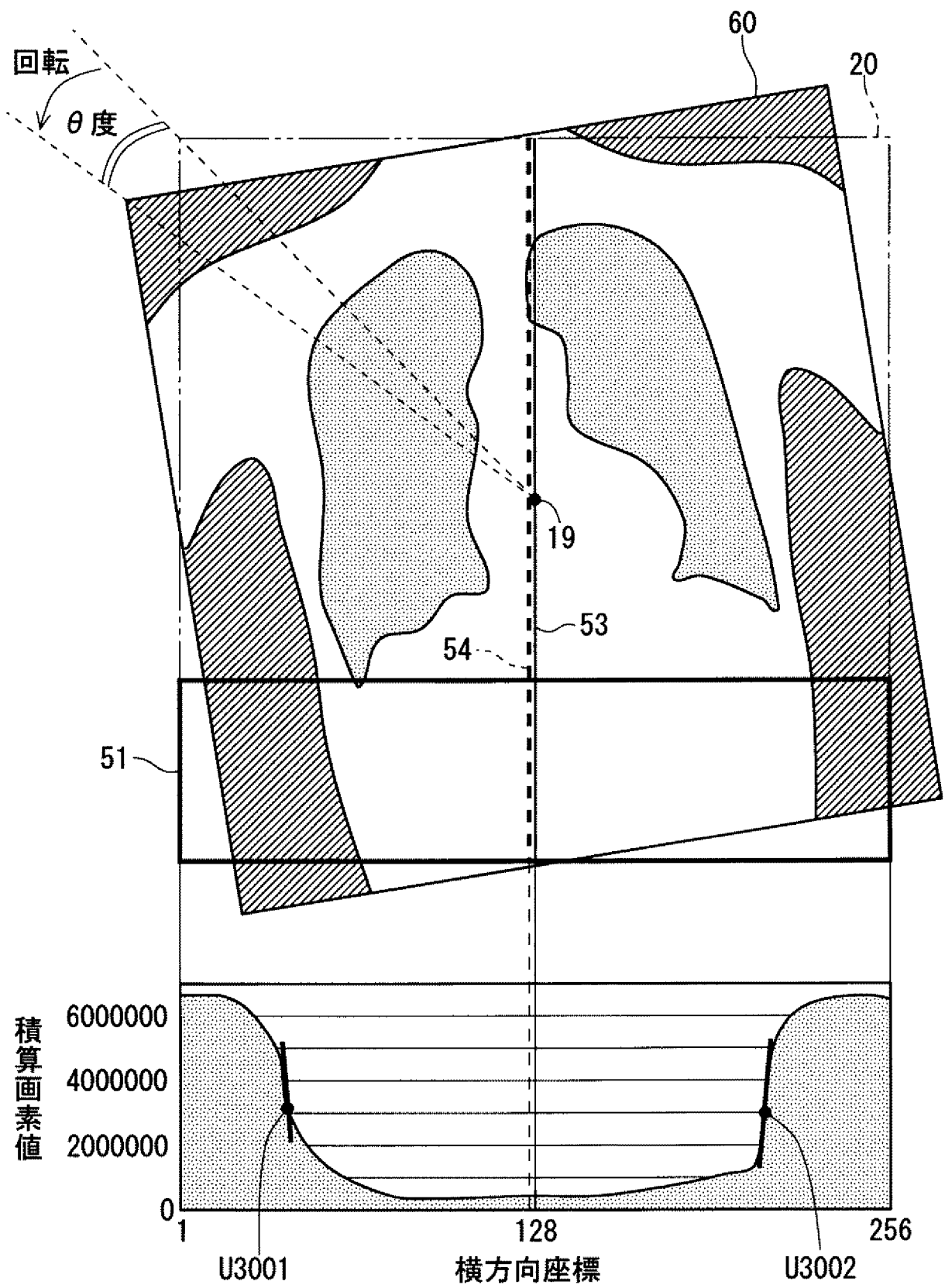
[図48]



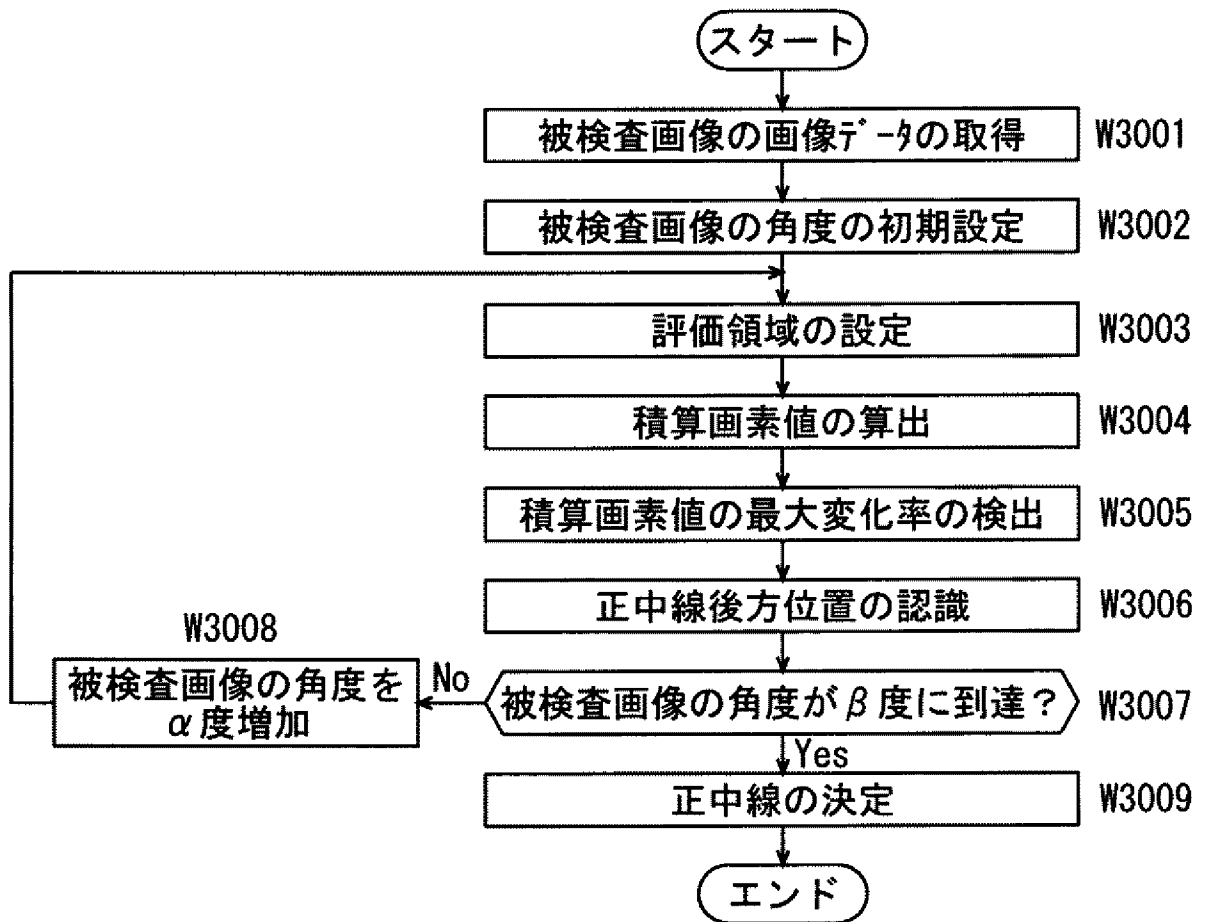
[図49]



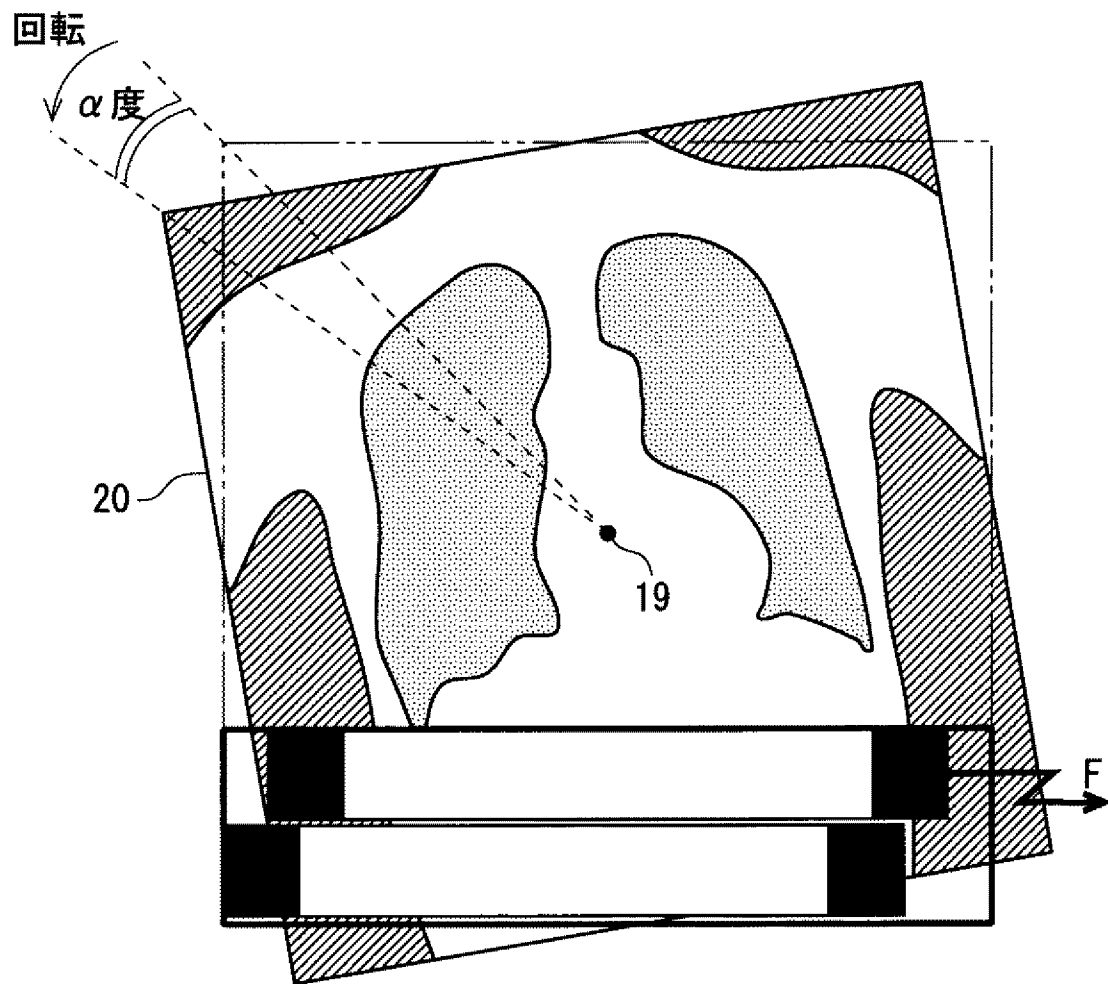
[図50]



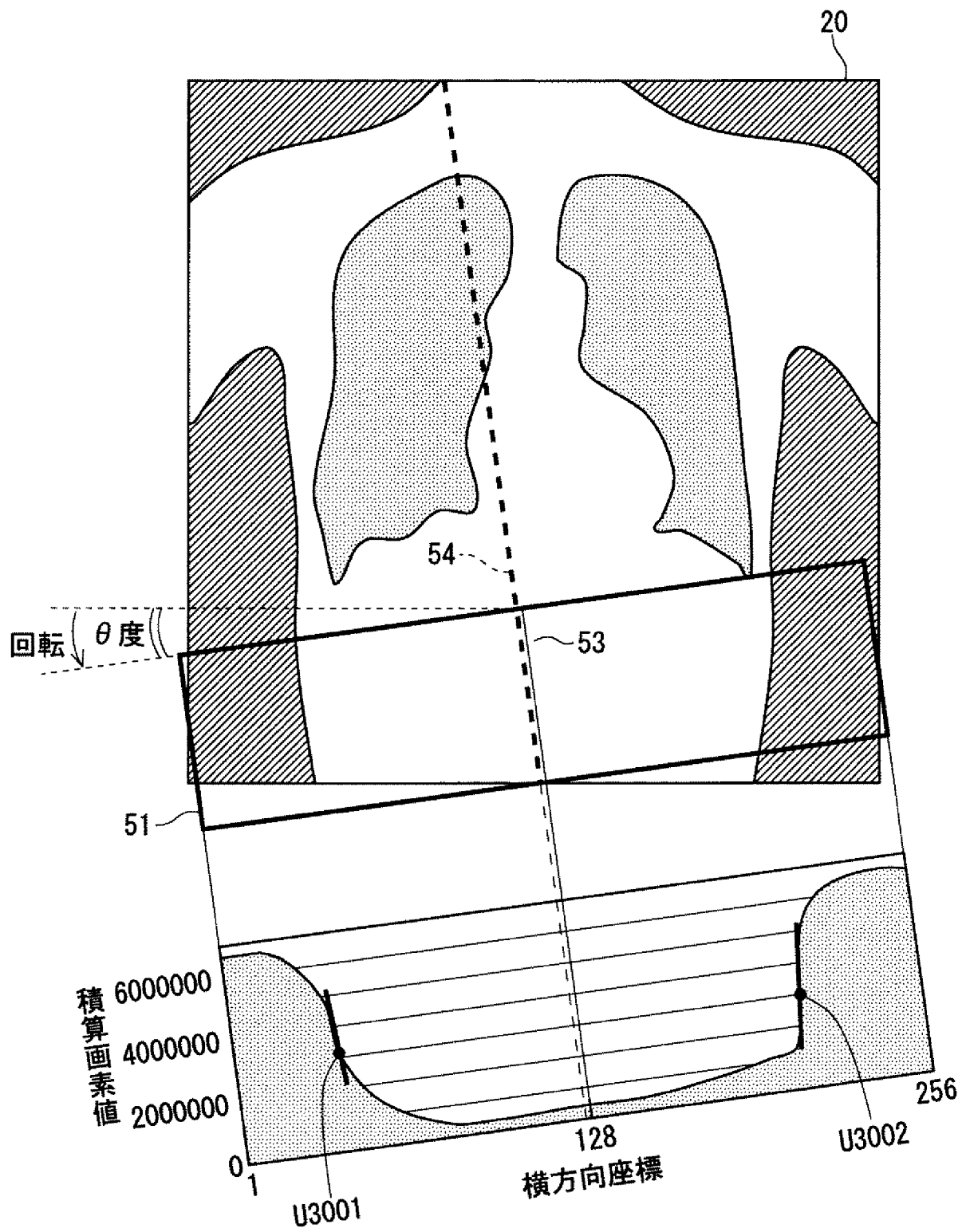
[図51]



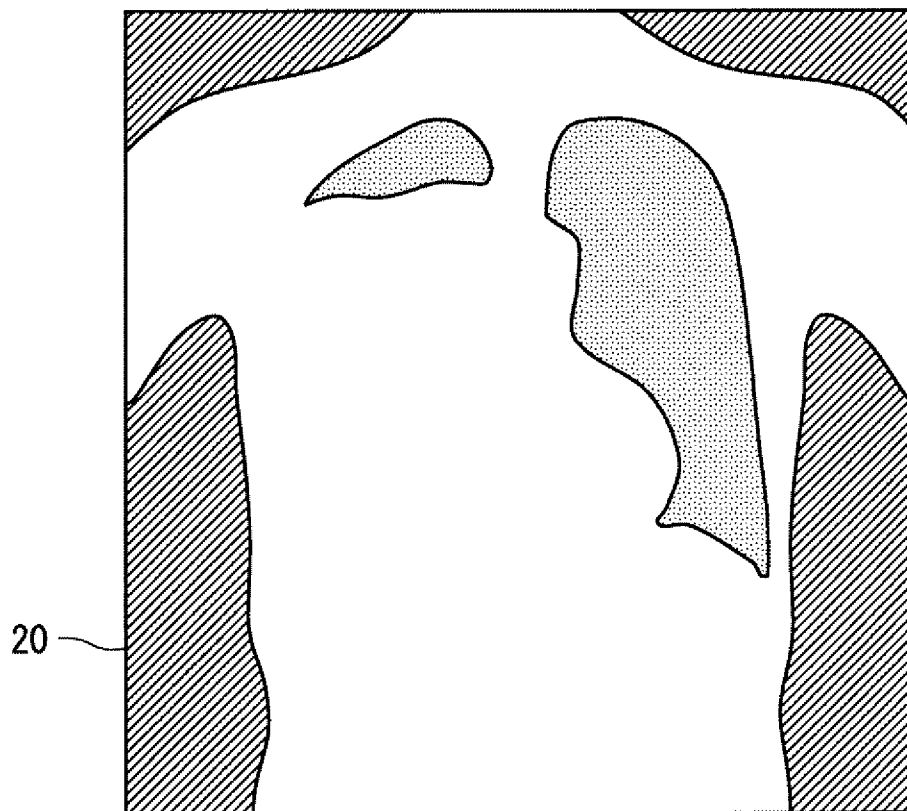
[図52]



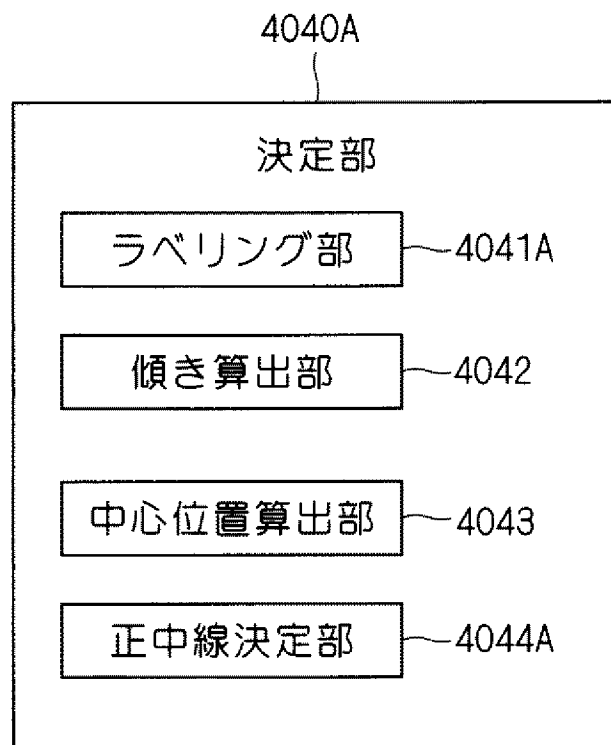
[図53]



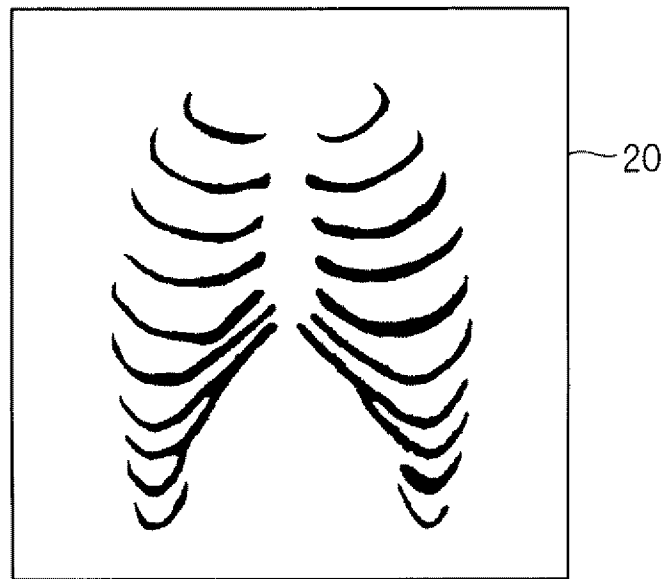
[図54]



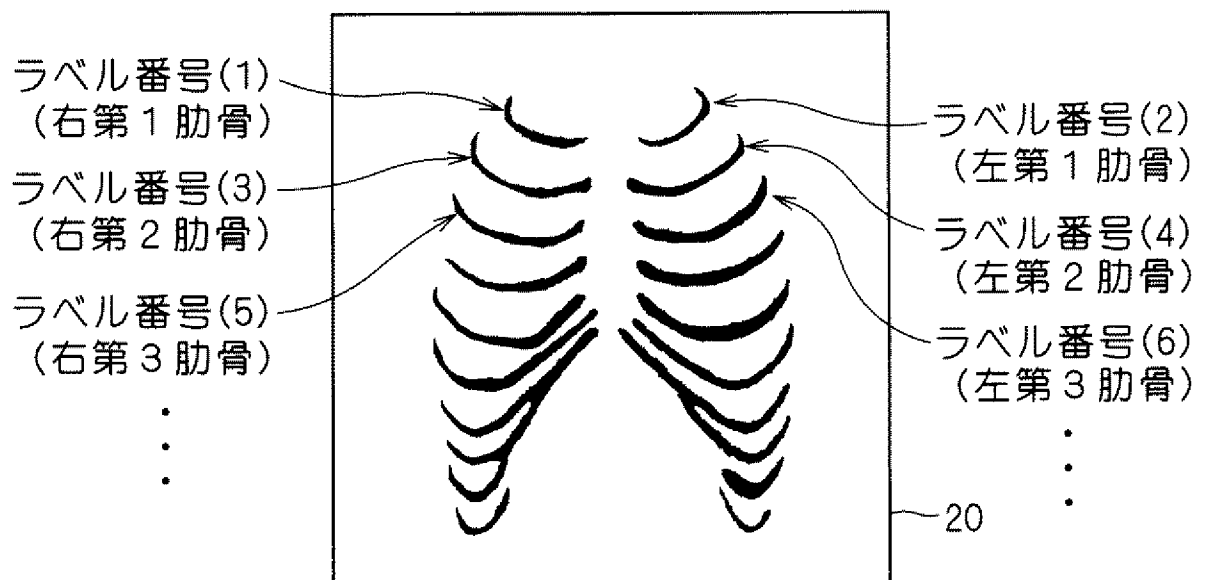
[図55]



[図56]

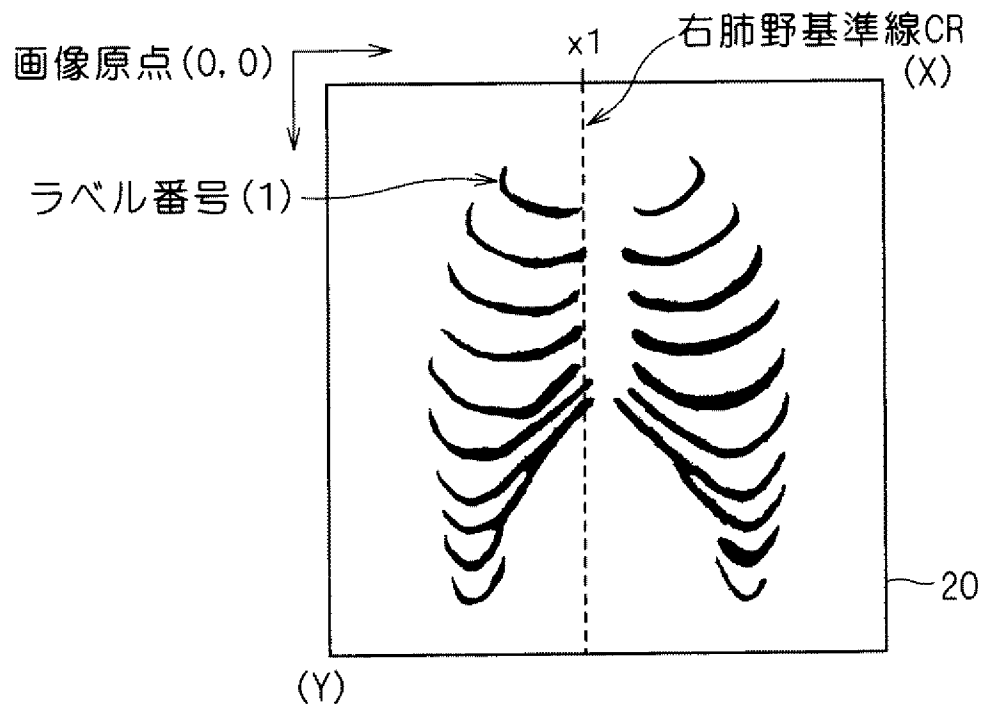


[図57]

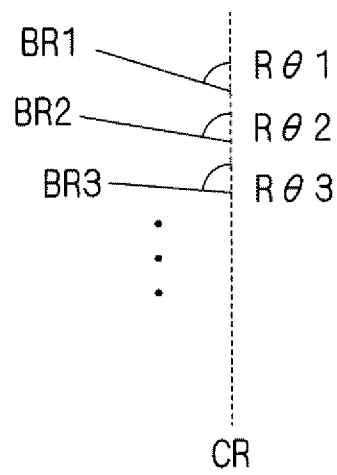


[図58]

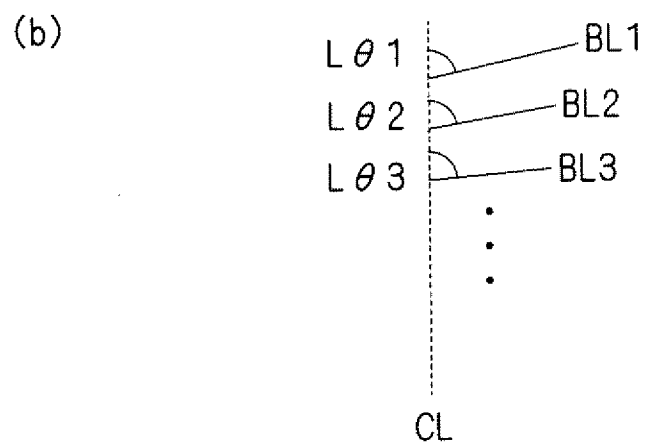
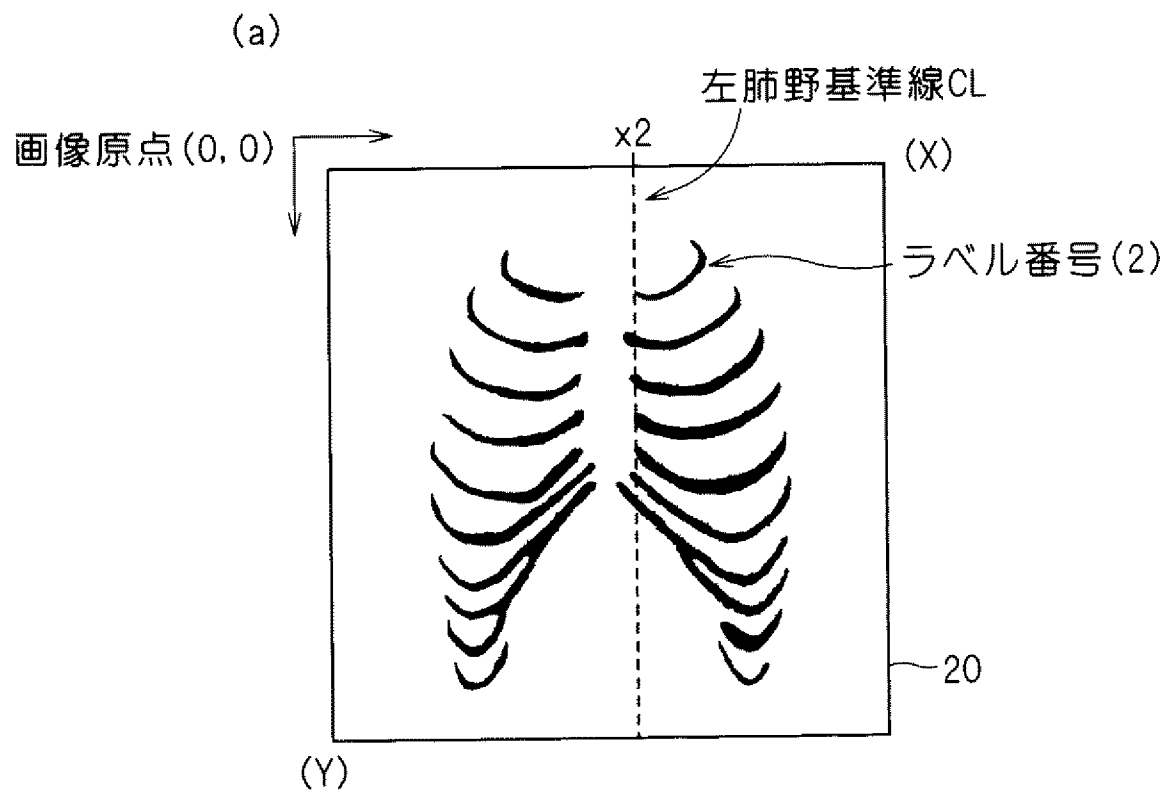
(a)



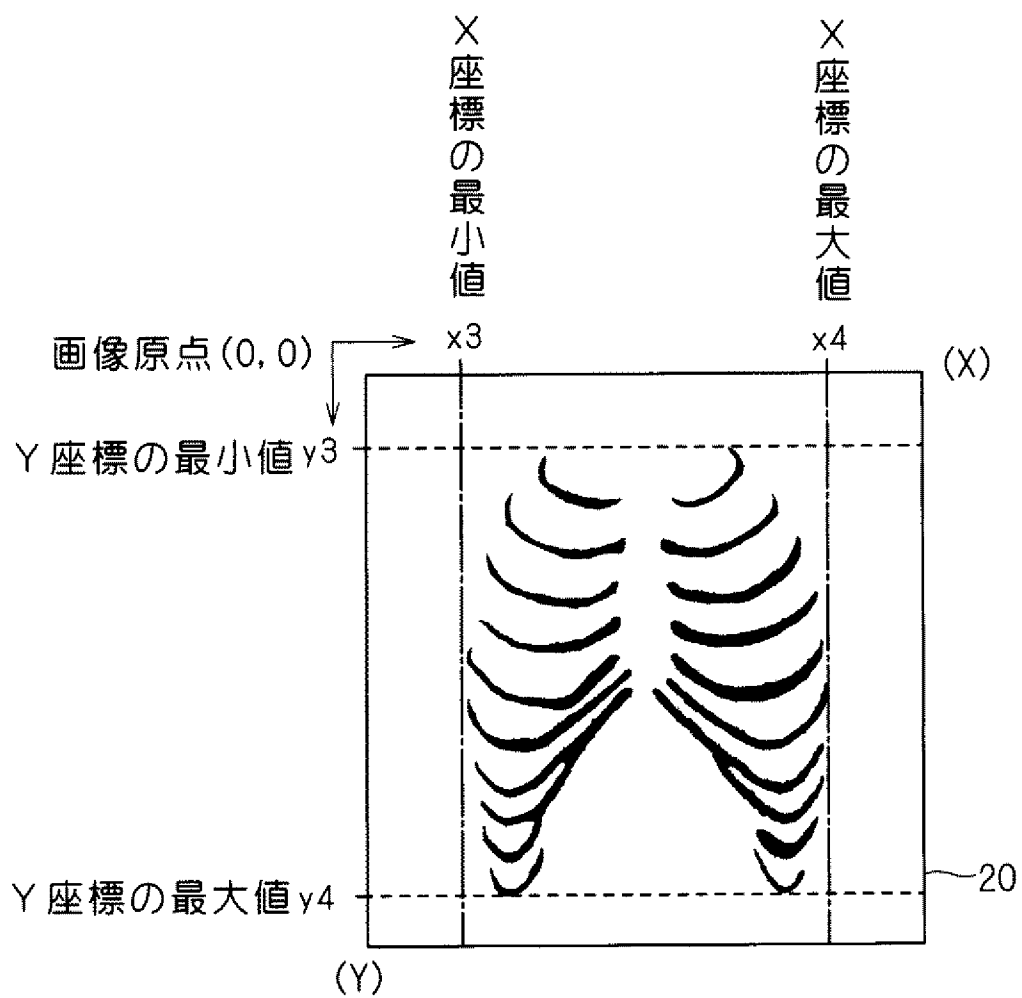
(b)



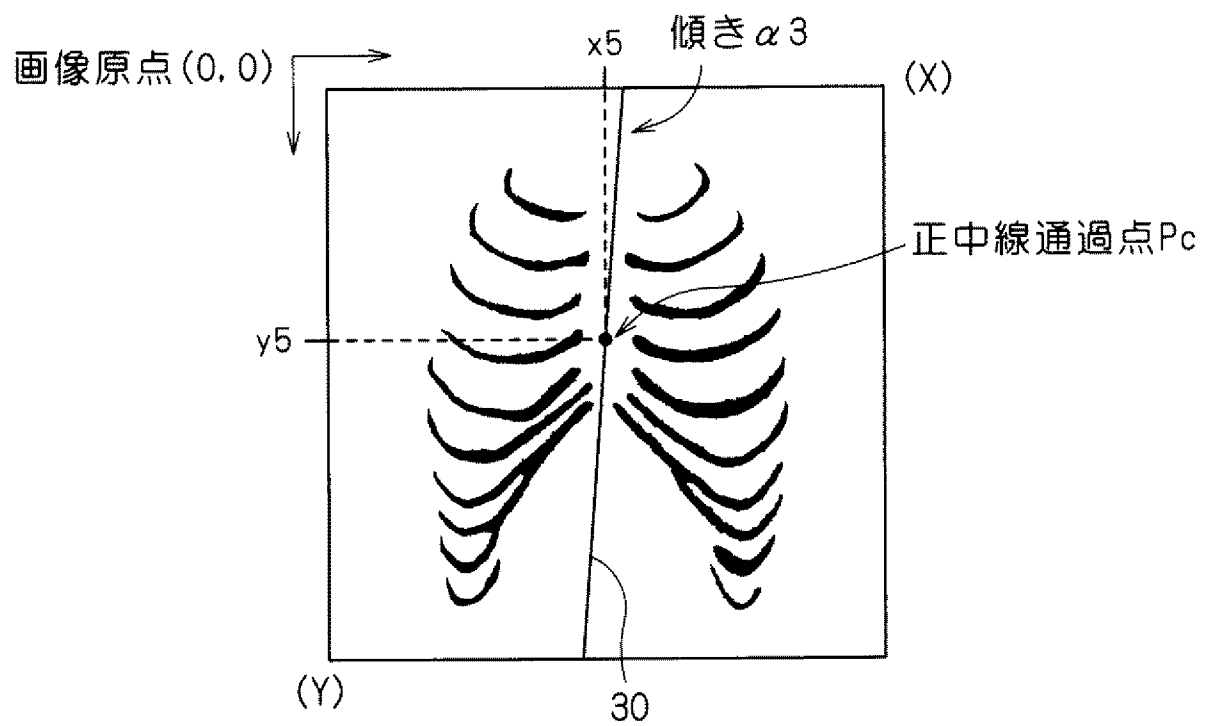
[図59]



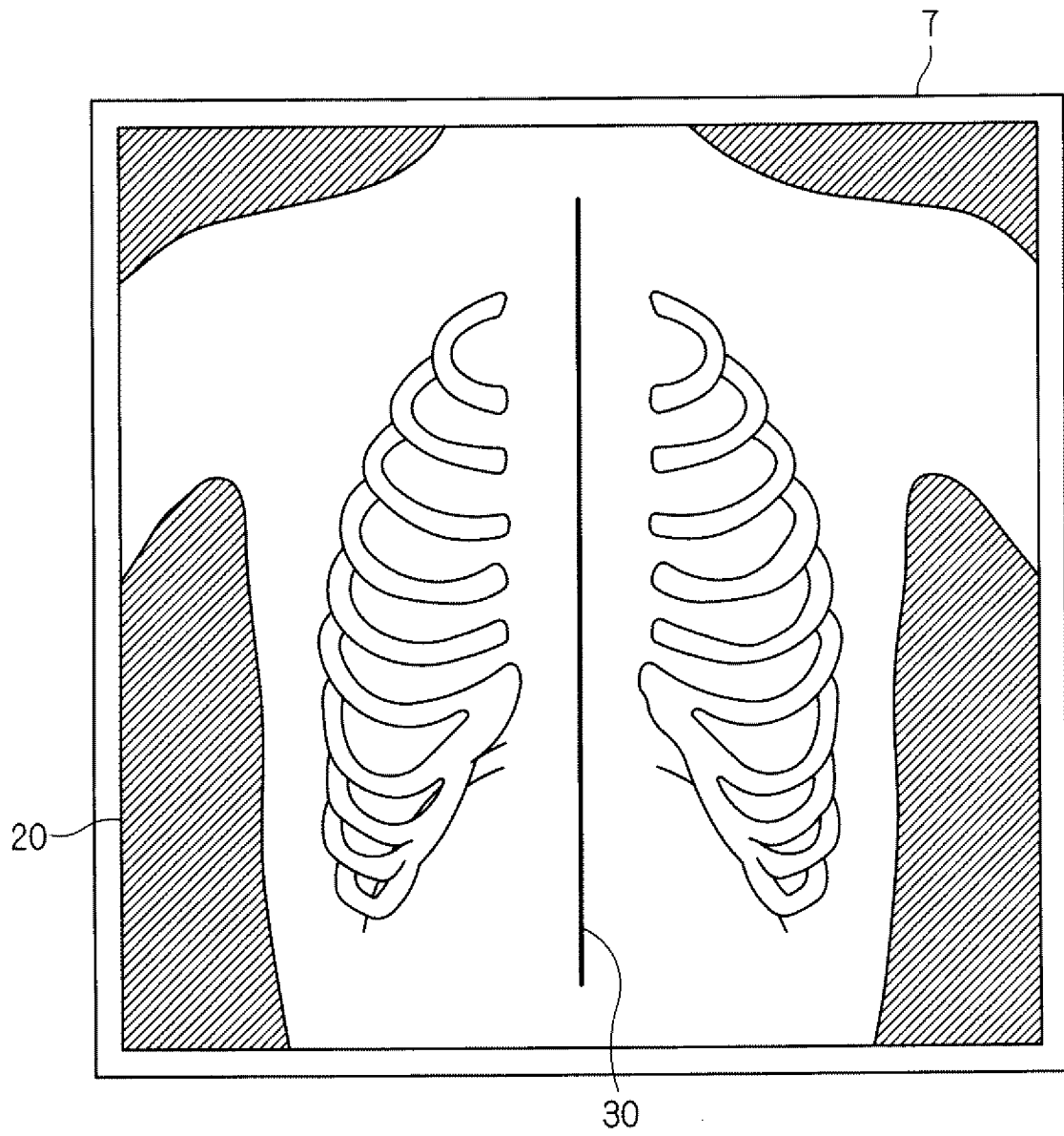
[図60]



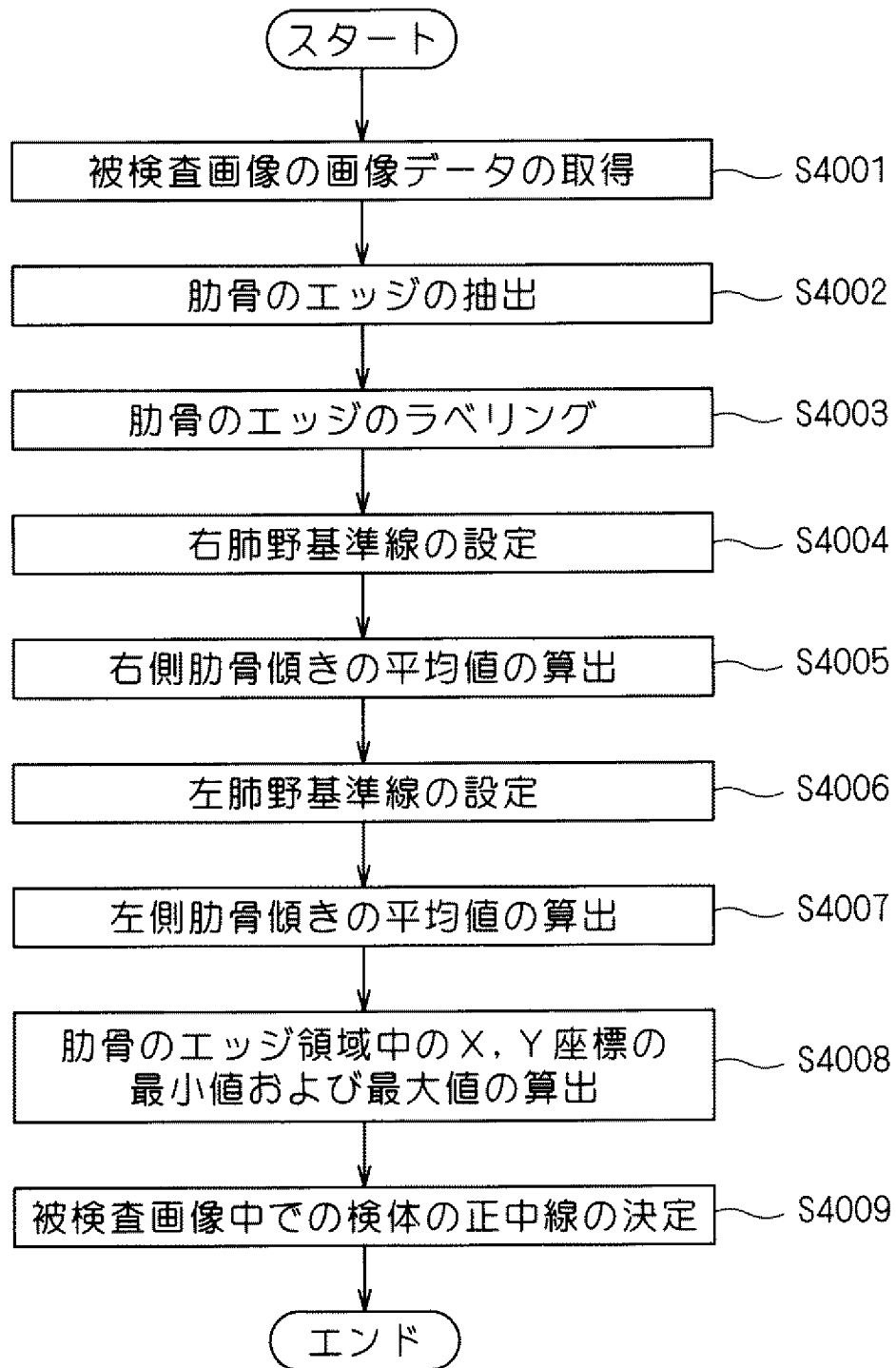
[図61]



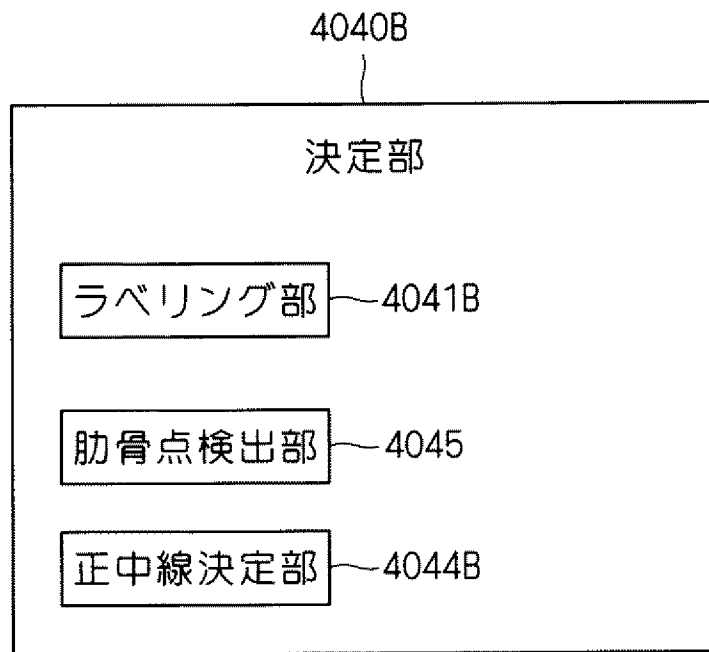
[図62]



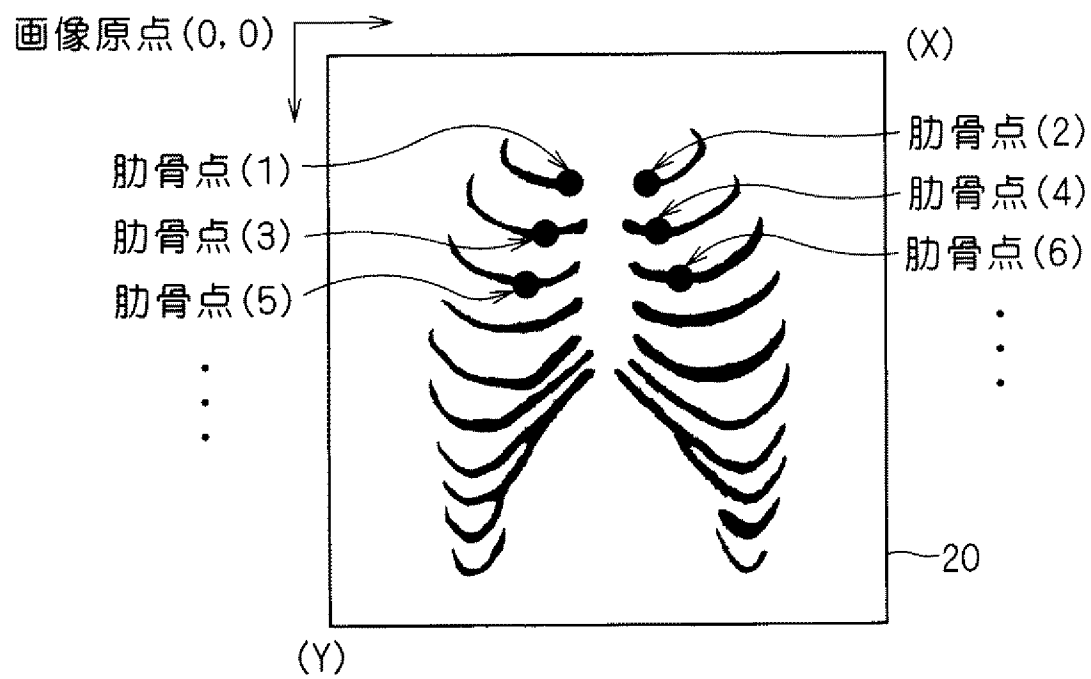
[図63]



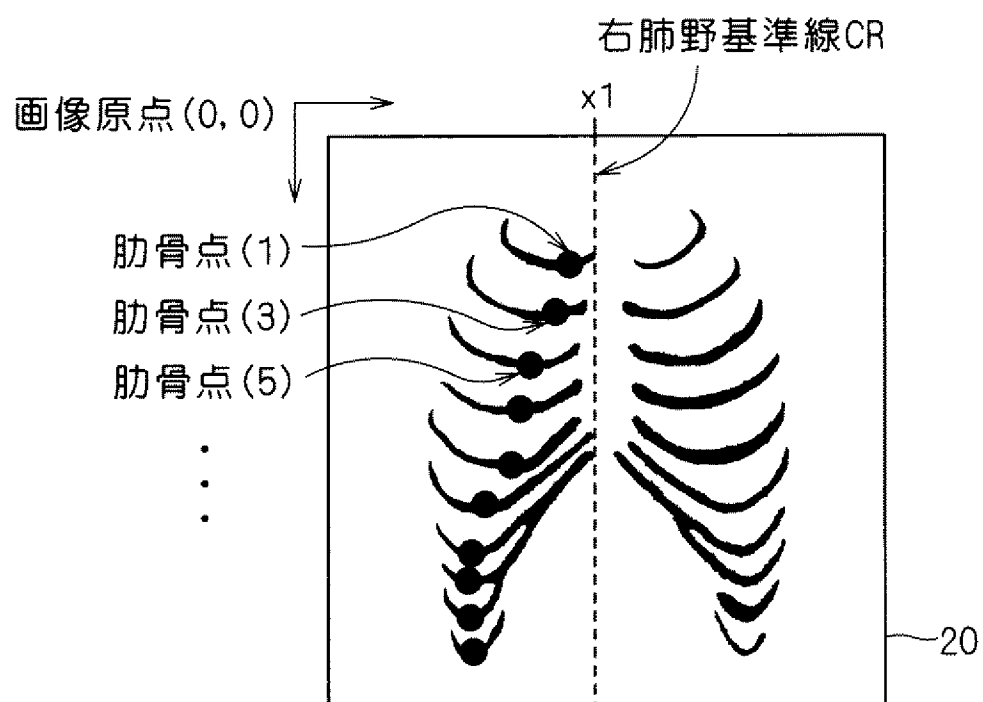
[図64]



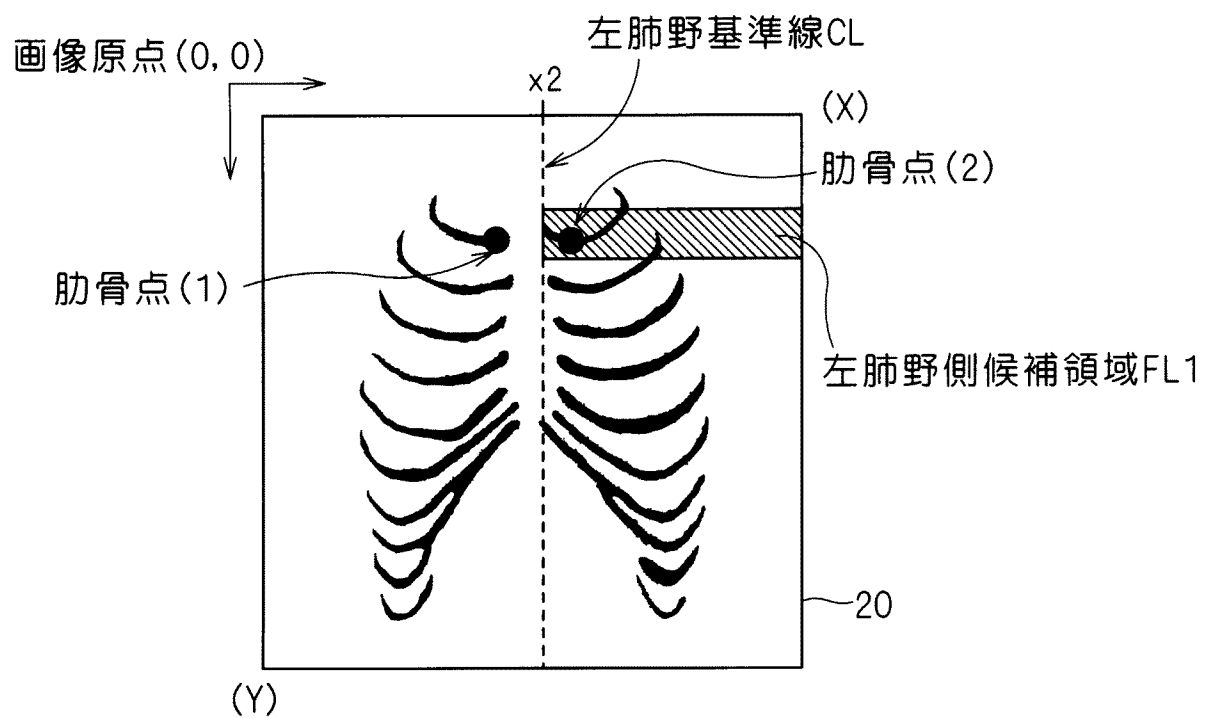
[図65]



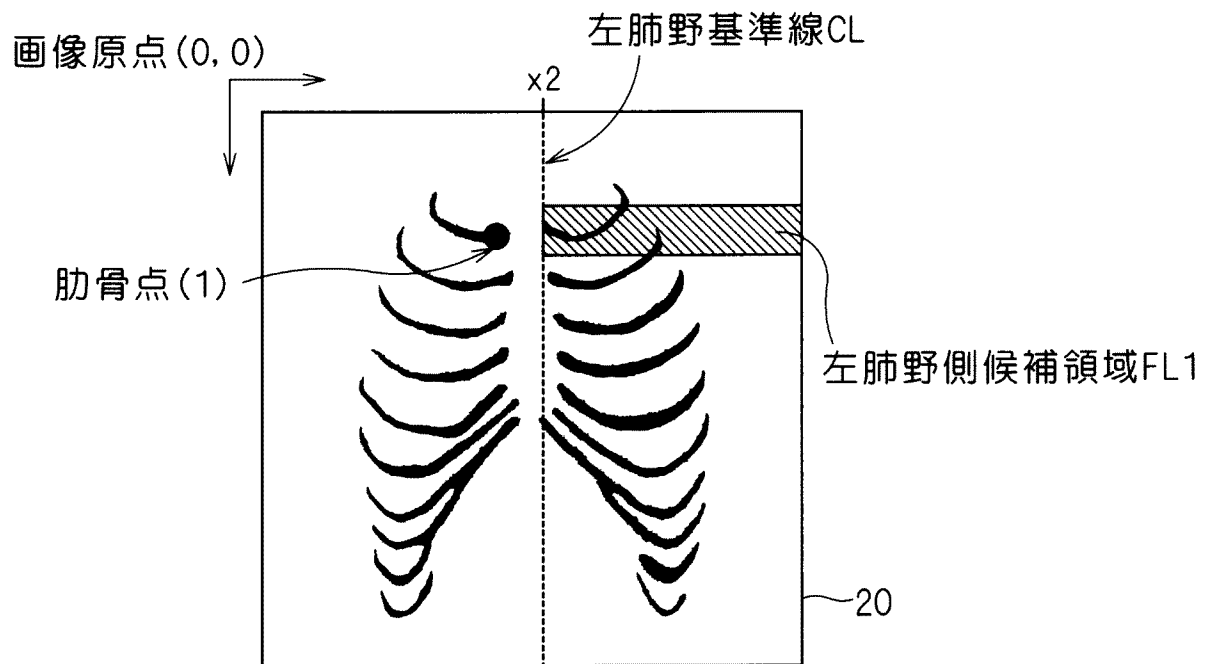
[図66]



[図67]

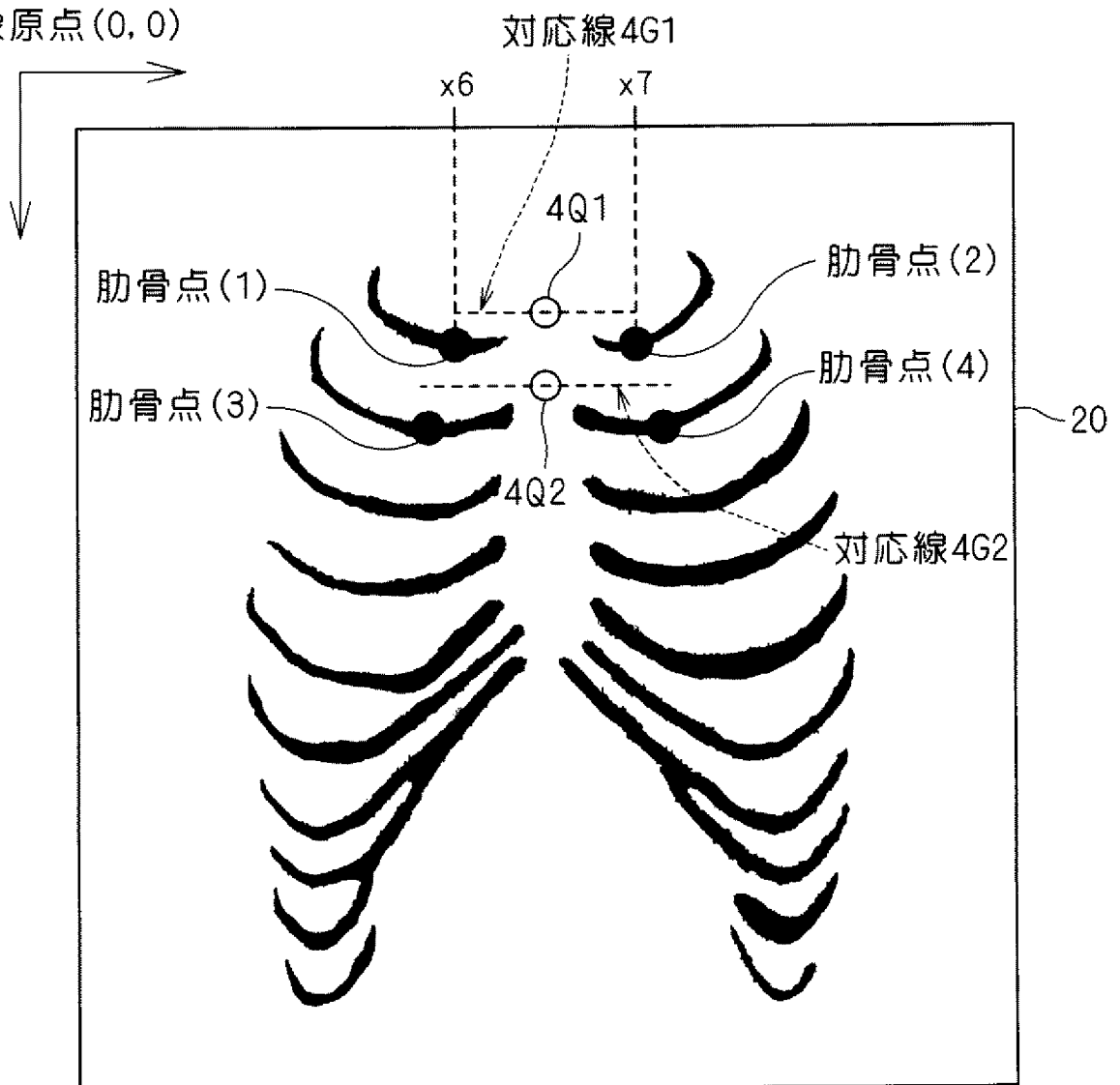


[図68]

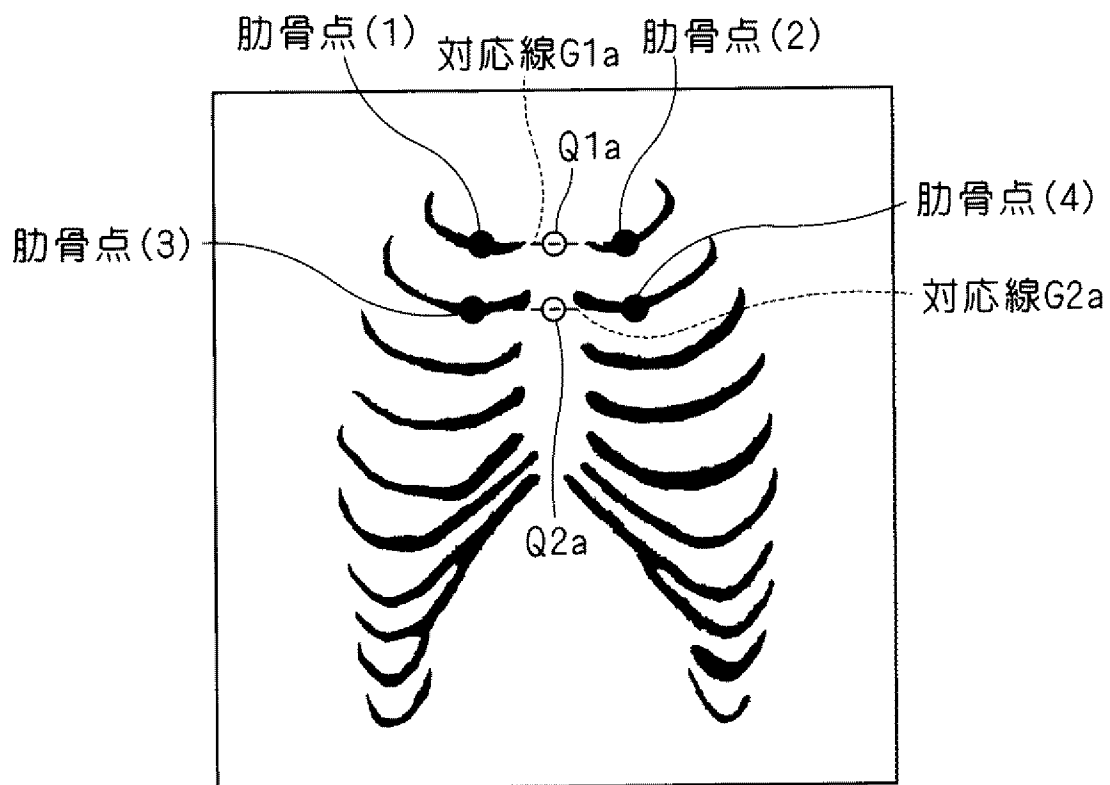


[図69]

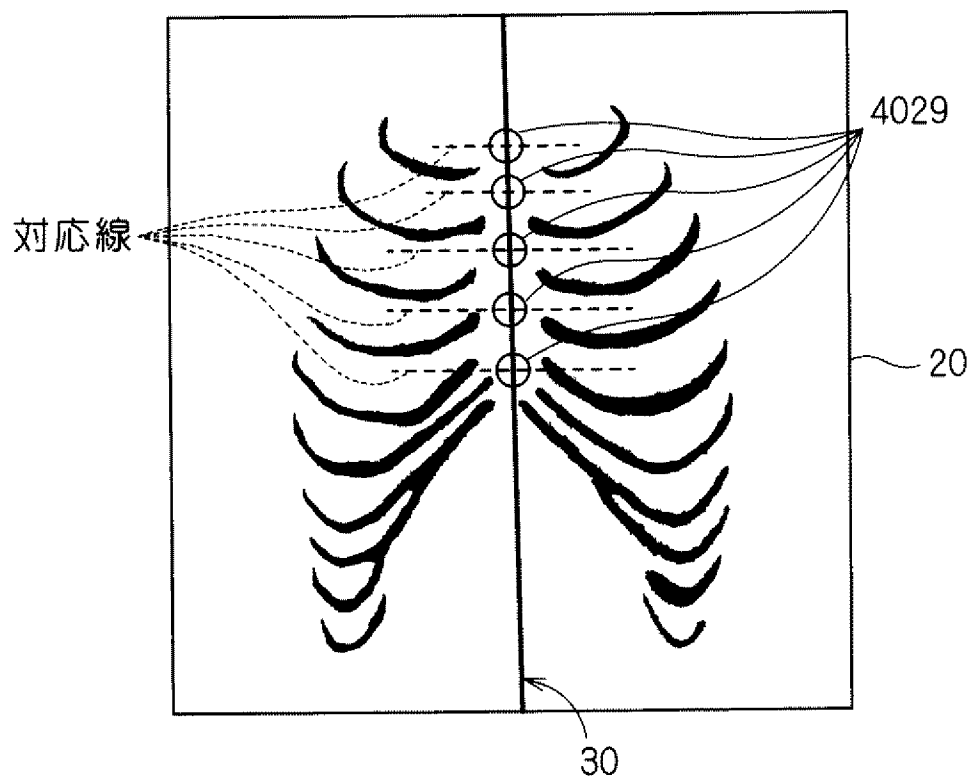
画像原点(0, 0)



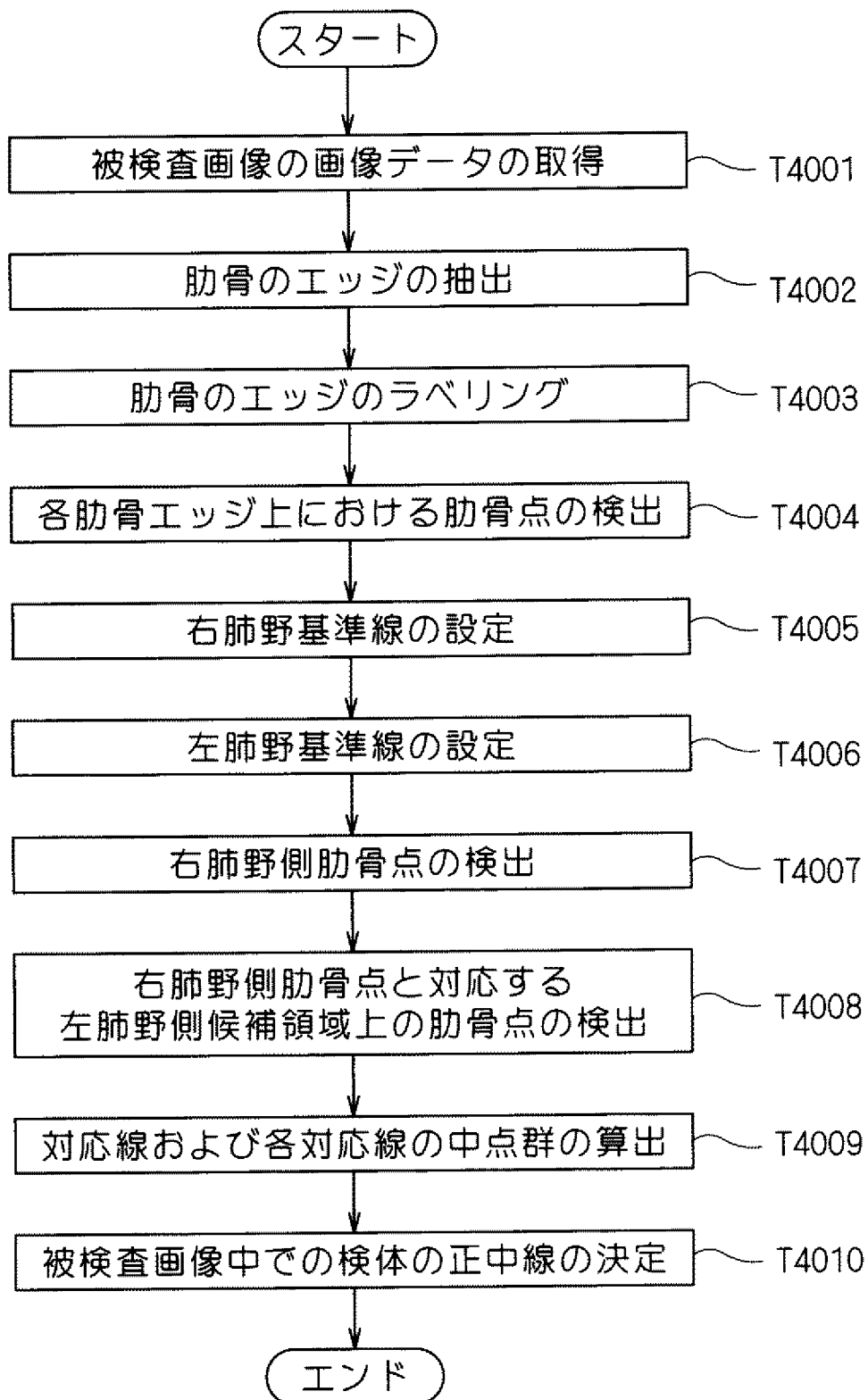
[図70]



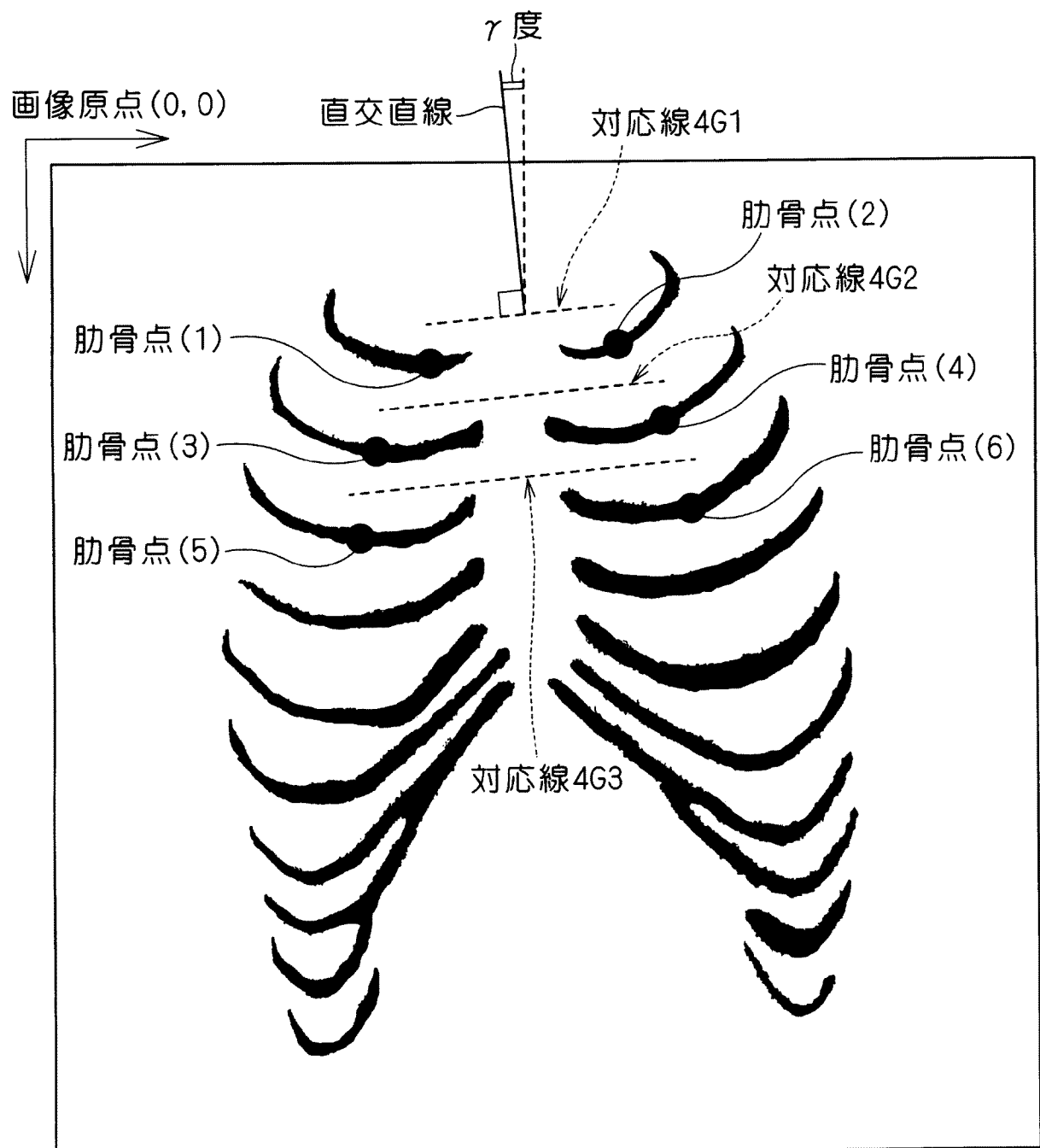
[図71]



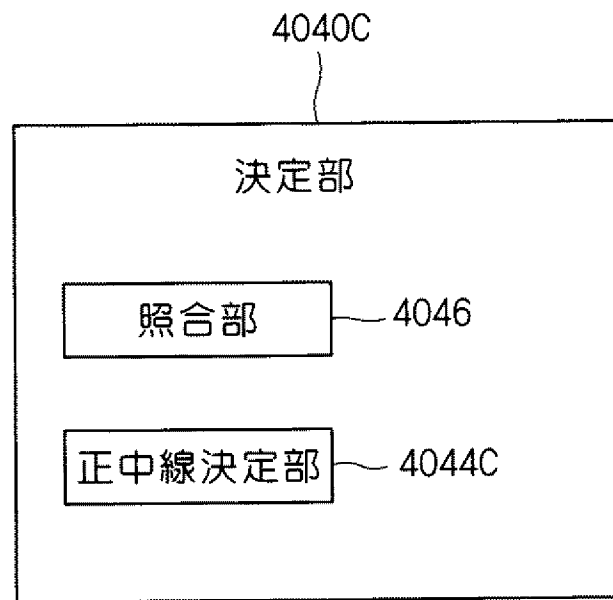
[図72]



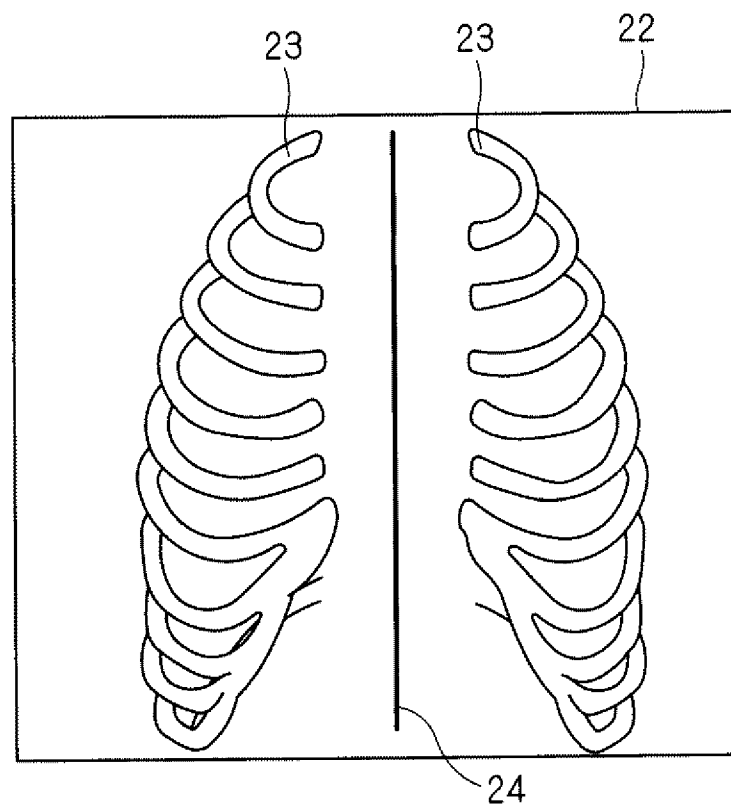
[図73]



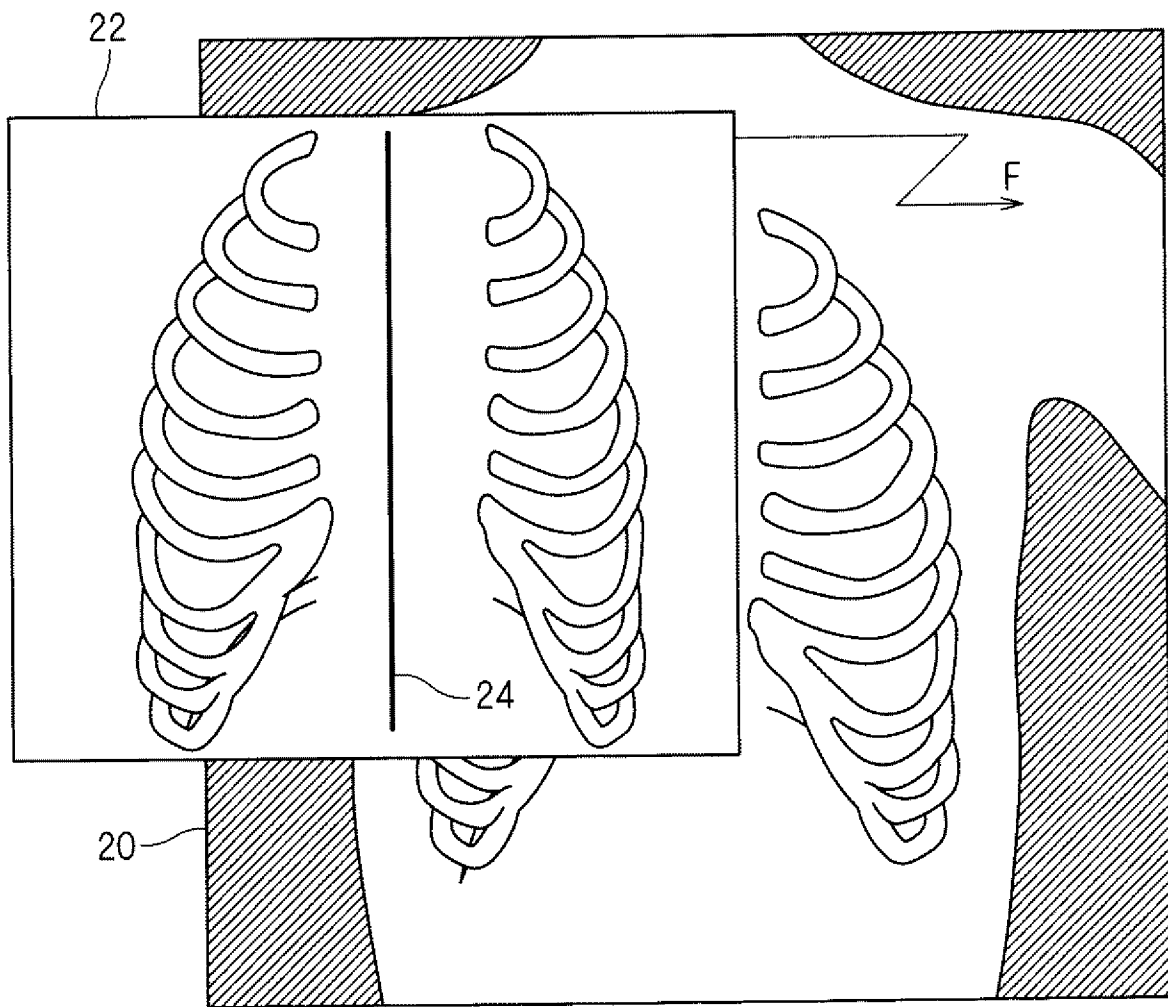
[図74]



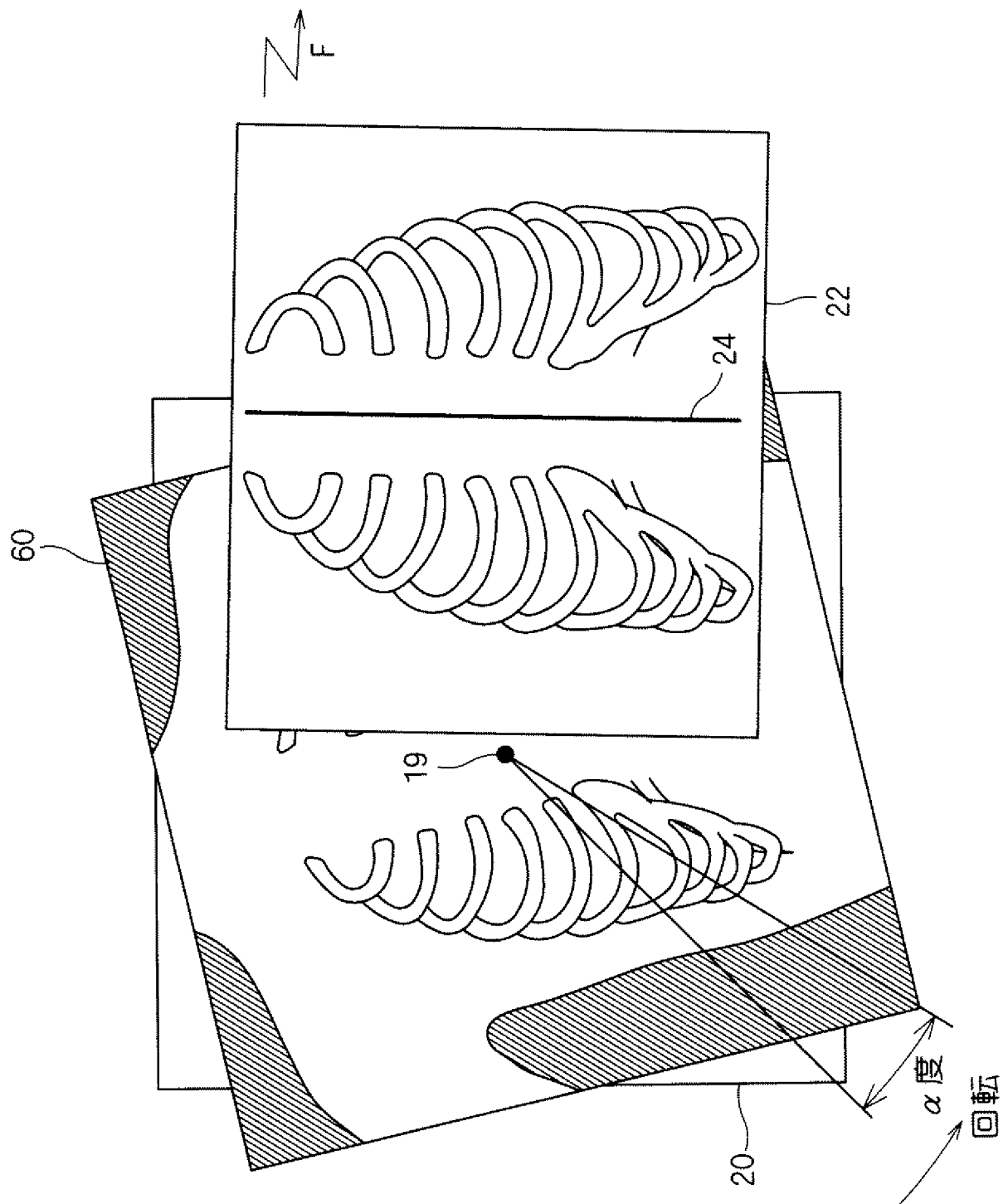
[図75]



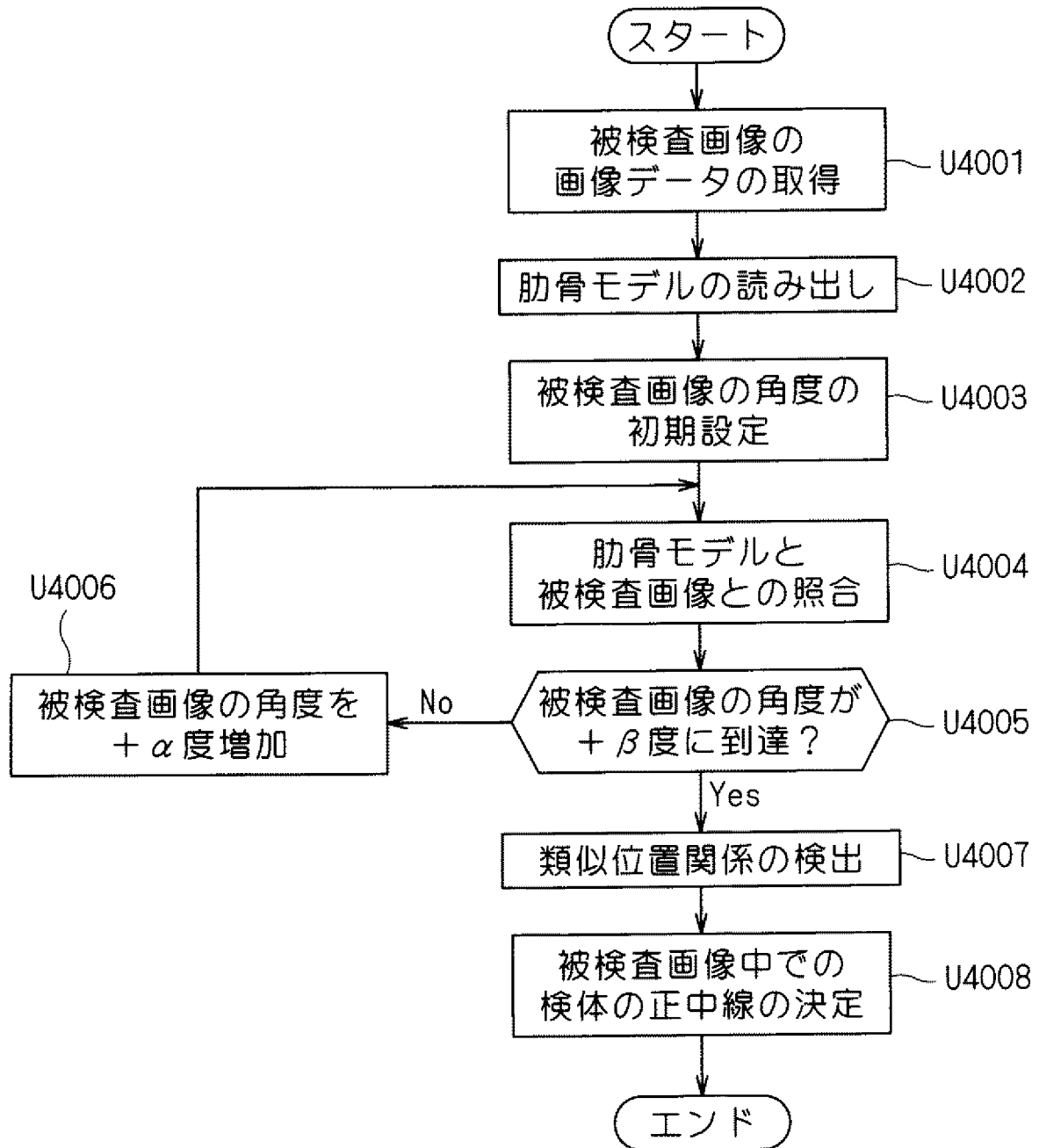
[図76]



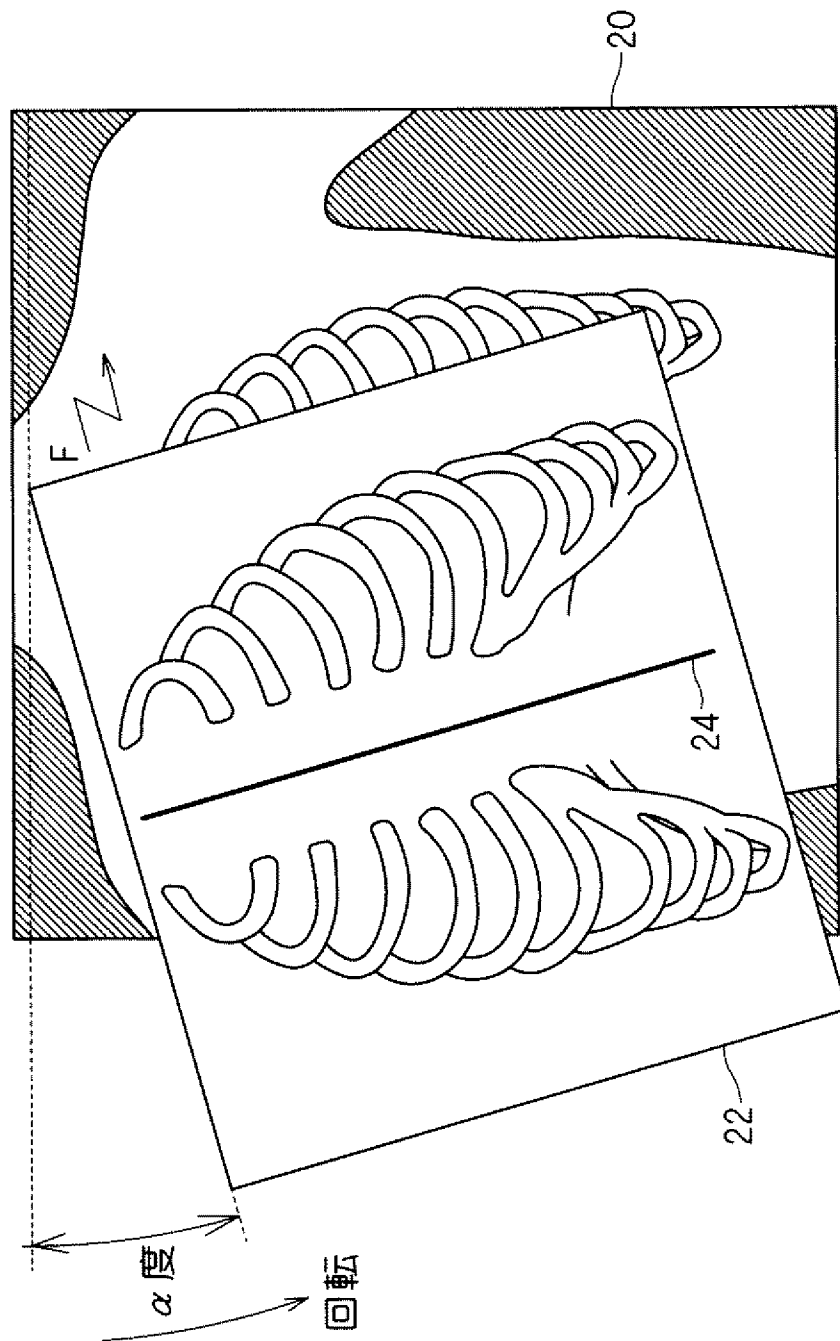
[図77]



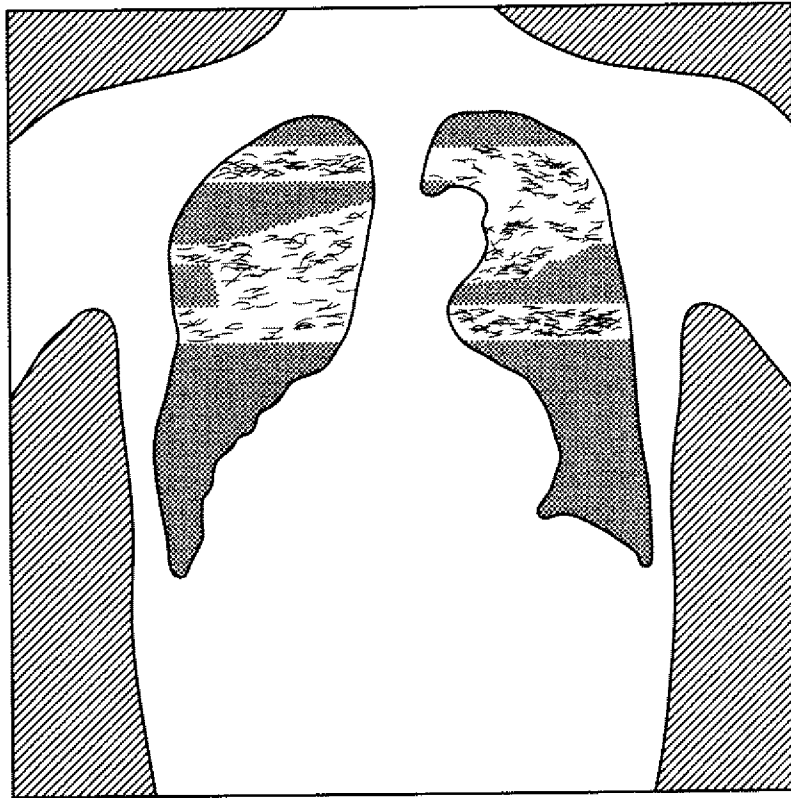
[図78]



[図79]



[図80]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051410

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, G06T1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, G06T1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-66045 A (Shimadzu Corp.), 11 March 1997 (11.03.1997), entire text; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-7
A	JP 6-243220 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 02 September 1994 (02.09.1994), entire text; fig. 1 to 15 (Family: none)	1-7
A	JP 7-23928 A (Hitachi Medical Corp.), 27 January 1995 (27.01.1995), entire text; fig. 1 to 8 (Family: none)	1-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 April, 2010 (23.04.10)Date of mailing of the international search report
11 May, 2010 (11.05.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051410

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-188202 A (Eastman Kodak Co.), 08 July 2004 (08.07.2004), entire text; fig. 1 to 17 & US 2004/0109594 A1 & EP 1465109 A2	1-7
A	JP 2006-346465 A (Canon Inc.), 28 December 2006 (28.12.2006), entire text; fig. 1 to 9 & CN 1879553 A	1-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051410

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions set forth in claims 1-7 relate to determining the midline on the basis of information relating to the relative position with respect to the image pattern representing a body model of a subject.

The inventions set forth in claims 8-17 relate to determining the midline on the basis of cumulative pixel values obtained by cumulating pixel values along a predetermined direction.

The inventions set forth in claims 18-26 relate to determining the midline on the basis of body-side information.

The inventions set forth in claims 27-32 relate to determining the midline on the basis of rib information.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-7

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00, G06T1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 9-66045 A (株式会社島津製作所) 1997.03.11, 全文, 第1-3図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 6-243220 A (住友重機械工業株式会社) 1994.09.02, 全文, 第1-15図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 7-23928 A (株式会社日立メディコ) 1995.01.27, 全文, 第1-8図 (ファミリーなし)	1-7

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

23.04.2010

国際調査報告の発送日

11.05.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

原 俊文

2Q

4078

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-188202 A (イーストマン コダック カンパニー) 2004.07.08, 全文, 第 1-17 図 & US 2004/0109594 A1 & EP 1465109 A2	1-7
A	JP 2006-346465 A (キヤノン株式会社) 2006.12.28, 全文, 第 1-9 図 & CN 1879553 A	1-7

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項1－7に係る発明は、検体の身体モデルを表現した画像パターンとの相対的な位置情報に基づいて正中線を決定するものである。

請求項8－17に係る発明は、画素値を所定方向に沿って積算した複数の積算画素値に基づいて正中線を決定するものである。

請求項18－26に係る発明は、体側情報に基づいて正中線を決定するものである。

請求項27－32に係る発明は、肋骨情報に基づいて正中線を決定するものである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項1－7

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。