

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2017-99769
(P2017-99769A)

(43) 公開日 平成29年6月8日 (2017. 6. 8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/02 3 0 0 M	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	
	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	
	A 6 1 B 6/00 3 6 0 Z	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 28 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2015-236960 (P2015-236960)	(71) 出願人	594164542
(22) 出願日	平成27年12月3日 (2015. 12. 3)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
		(74) 代理人	110001771
			特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	杉山 敦子
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	小林 由昌
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	丸山 敏江
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		最終頁に続く	

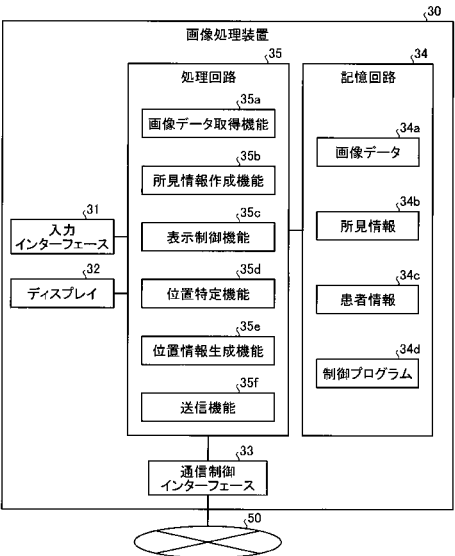
(54) 【発明の名称】 医用情報処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 トモシンセシス画像と超音波画像とを併用する検診において、ワークフローを効率化できるシステムを提供する。

【解決手段】 医用情報処理装置は、第1の記憶部と、第2の記憶部と、演算部と、画像生成処理部とを備える。第1の記憶部は、乳房の模式図上に付された超音波検査における関心領域の位置を記憶する。第2の記憶部は、超音波診断装置と異なる医用画像診断装置により取得された被検体の3次元画像を記憶する。演算部は、乳房の模式図上に付された関心領域の位置に基づいて、3次元画像上の位置を求める。画像生成処理部は、3次元画像上の位置に基づいて、出力画像を生成する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

乳房の模式図上に付された超音波検査における関心領域の位置を記憶する第 1 の記憶部と、

超音波診断装置と異なる医用画像診断装置により取得された被検体の 3 次元画像を記憶する第 2 の記憶部と、

前記乳房の模式図上に付された前記関心領域の位置に基づいて、前記 3 次元画像上の位置を求める演算部と、

前記 3 次元画像上の位置に基づいて、出力画像を生成する画像生成処理部とを備える、医用情報処理装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の記憶部は、前記乳房の模式図上に付された超音波検査における関心領域の位置を走査位置情報として記憶し、

前記演算部は、前記走査位置情報から、前記 3 次元画像上における前記関心領域の位置情報を求め、

前記画像生成処理部は、前記 3 次元画像上に前記関心領域の位置情報を対応付けた出力画像を生成する、請求項 1 に記載の医用情報処理装置。

【請求項 3】

超音波プローブが有する位置センサによって測定された位置情報に基づいて、前記乳房の模式図における前記関心領域の位置を求める処理部を更に備える、請求項 1 又は 2 に記載の医用情報処理装置。

20

【請求項 4】

前記処理部は、前記位置センサによって測定された位置情報に基づいてランドマークとなる位置を決定することで生成した前記乳房の模式図に、求めた前記関心領域の位置を付した走査位置情報を生成し、

前記第 1 の記憶部は、前記処理部によって生成された前記走査位置情報を記憶する、請求項 3 に記載の医用情報処理装置。

【請求項 5】

前記演算部は、前記乳房の模式図における前記関心領域の相対的な位置を特定し、前記 3 次元画像上における前記関心領域の位置情報を求め、

30

前記画像生成処理部は、前記 3 次元画像上に前記関心領域の位置情報を対応付けた出力画像を生成する、請求項 2 ～ 4 のいずれか一つに記載の医用情報処理装置。

【請求項 6】

前記演算部は、前記模式図において前記関心領域を通過し体軸方向と平行な第 1 の直線と前記模式図との交点とを用いて決定した前記関心領域の相対的な位置に基づいて、前記 3 次元画像から前記関心領域を含む断面の相対的な位置を特定し、前記模式図において乳頭を通過し体軸方向と垂直な第 2 の直線と前記第 1 の直線との交点を用いて決定した前記関心領域の相対的な位置に基づいて前記関心領域を含む断面における前記関心領域の位置情報を求める、請求項 5 に記載の医用情報処理装置。

【請求項 7】

40

前記演算部は、前記関心領域を含む断面において前記関心領域が存在する相対的な位置を、乳頭から体軸方向に対する深さ方向の位置で特定し、

前記画像生成処理部は、特定した前記深さ方向の位置に基づく出力画像を更に生成する、請求項 6 に記載の医用情報処理装置。

【請求項 8】

前記演算部は、前記 3 次元画像上に含まれる断面から前記関心領域を含む断面を特定し、

前記画像生成処理部は、特定した前記断面に基づく出力画像を更に生成する、請求項 6 又は 7 に記載の医用情報処理装置。

【請求項 9】

50

前記第 1 の記憶部は、前記被検体を一意に識別可能な識別情報を、前記乳房の模式図に前記関心領域の位置を付した走査位置情報に対応付けて記憶し、

前記演算部は、指定された前記識別情報に対応する前記走査位置情報を前記第 1 の記憶部から取得し、前記走査位置情報から前記 3 次元画像上における前記関心領域の位置情報を求める、請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の医用情報処理装置。

【請求項 10】

前記画像生成処理部は、前記出力画像と、当該出力画像を生成する際に用いた前記走査位置情報とを対応付けて前記第 1 の記憶部に格納させる、請求項 9 に記載の医用情報処理装置。

【請求項 11】

前記第 1 の記憶部は、前記走査位置情報を D I C O M 形式或いは J P E G 形式で記憶する、請求項 9 又は 10 に記載の医用情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用情報処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

乳がん検診では、マンモグラフィ装置、超音波診断装置又は磁気共鳴装置などの医用画像診断装置により乳腺画像が撮像される。乳がん検診では、単独の医用画像診断装置で撮像された乳腺画像を読影するだけでなく、複数の医用画像診断装置で撮像された乳腺画像を相補的に読影して診断が行われる場合がある。例えば、マンモグラフィ装置で撮像された 2 次元のマンモグラフィ画像と、超音波診断装置で撮像された乳腺の超音波画像とを併用した読影が行われる。

【0003】

また近年、マンモグラフィ装置では、被検体の乳房を固定したまま被検体の乳房に対する X 線照射角度を変えて撮像することで 3 次元画像を生成するトモシンセシス撮像が普及してきている。なお、トモシンセシス撮像により生成された 3 次元のマンモグラフィ画像のことをトモシンセシス画像と言う。また、以下では、2 次元のマンモグラフィ画像とトモシンセシス画像の総称をマンモグラフィ画像とする。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2015 - 027450 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、トモシンセシス画像と超音波画像とを併用する検診において、ワークフローを効率化することができる医用情報処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の医用情報処理装置は、第 1 の記憶部と、第 2 の記憶部と、演算部と、画像生成処理部とを備える。第 1 の記憶部は、乳房の模式図上に付された超音波検査における関心領域の位置を記憶する。第 2 の記憶部は、超音波診断装置と異なる医用画像診断装置により取得された被検体の 3 次元画像を記憶する。演算部は、前記乳房の模式図上に付された前記関心領域の位置に基づいて、前記 3 次元画像上の位置を求める。画像生成処理部は、前記 3 次元画像上の位置に基づいて、出力画像を生成する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置の構成例を示す図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成例を示す図（ 1 ）である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成例を示す図（ 2 ）である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係るボディーマークの一例を示す図である。

【図 6】図 6 は、トモシンセシス画像と超音波画像とを併用した乳腺画像診断の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置の構成例を示す図である。

10

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置による処理手順を示すフローチャート（ 1 ）である。

【図 9 A】図 9 A は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 1 ）である。

【図 9 B】図 9 B は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 2 ）である。

【図 9 C】図 9 C は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 3 ）である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置による処理手順を示すフローチャート（ 2 ）である。

【図 11 A】図 11 A は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 4 ）である。

【図 11 B】図 11 B は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 5 ）である。

【図 12 A】図 12 A は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 6 ）である。

20

【図 12 B】図 12 B は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 7 ）である。

【図 13】図 13 は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 8 ）である。

【図 14】図 14 は、第 1 の実施形態を説明するための図（ 9 ）である。

【図 15】図 15 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置の構成例を示す図である。

【図 16】図 16 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置による処理手順を示すフローチャート（ 1 ）である。

【図 17 A】図 17 A は、第 2 の実施形態を説明するための図（ 1 ）である。

【図 17 B】図 17 B は、第 2 の実施形態を説明するための図（ 2 ）である。

【図 17 C】図 17 C は、第 2 の実施形態を説明するための図（ 3 ）である。

【図 18】図 18 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置による処理手順を示すフローチャート（ 2 ）である。

30

【図 19】図 19 は、第 2 の実施形態を説明するための図（ 4 ）である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、医用情報処理装置の実施形態を説明する。

【0009】

（第 1 の実施形態）

図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置 100 の構成例を示す図である。本実施形態に係る医用情報処理装置 100 は、乳がん検診が行われる病院に設置され、マンモグラフィ画像と超音波画像とを併用した乳腺画像診断に利用される。例えば、図 1 に示すように、本実施形態に係る医用情報処理装置 100 は、マンモグラフィ装置 10 と、超音波診断装置 20 と、画像処理装置 30 と、画像表示装置 40 とを有する。各装置は、ネットワーク 50 を介して相互に接続され、マンモグラフィ装置 10 や超音波診断装置 20 によって撮像された画像などを相互に送受信する。例えば、医用情報処理装置 100 に P A C S (Picture Archiving and Communication System) が導入されている場合、各装置は、医用画像データに付帯情報を付与した D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 形式の医用画像データ等を相互に送受信する。ここで、付帯情報には、例えば、患者を識別する患者 I D (Identifier)、検査を識別する検査 I D、各装置を識別する装置 I D、各装置による 1 回の撮影を識別するシリーズ I D などが含まれる。以下に示す実施形態では、医用情報処理装置 100 が、マンモグラフィ装置 10 と

40

50

、超音波診断装置 20 と、画像処理装置 30 と、画像表示装置 40 とを有して実現される場合について説明する。なお、本発明に係る医用情報処理装置は、マンモグラフィ装置 10、超音波診断装置 20、画像処理装置 30 及び画像表示装置 40 のうちいずれか一つを用いて実現されてもよい。あるいは、本発明に係る医用情報処理装置は、マンモグラフィ装置 10、超音波診断装置 20、画像処理装置 30 及び画像表示装置 40 のうちいずれかを任意に組み合わせて実現されてもよい。すなわち、本発明に係る医用情報処理装置は、装置単体で実現可能であり、また、複数の装置を任意に組み合わせても実現可能である。

【0010】

マンモグラフィ装置 10 は、被検体の乳房に X 線を照射し、乳房を透過した X 線を検出してマンモグラフィ画像を生成する。

10

【0011】

図 2 及び 3 は、第 1 の実施形態に係るマンモグラフィ装置 10 の構成例を示す図である。例えば、図 2 に示すように、マンモグラフィ装置 10 は、基台 11 と、スタンド 12 とを有する。スタンド 12 は、基台 11 上に立設され、撮影台 13 と、圧迫板 14 と、X 線出力装置 15 と、X 線検出装置 16 とを支持する。なお、撮影台 13 と、圧迫板 14 と、X 線検出装置 16 とは、上下方向へ移動可能に支持されている。

【0012】

撮影台 13 は、被検体の乳房 B を支持する台であり、乳房 B が載せられる支持面 13a を有する。圧迫板 14 は、撮影台 13 の上方に配置され、撮影台 13 に対して平行に対向するとともに撮影台 13 に対して接離する方向へ移動可能に設けられている。なお、圧迫板 14 は、撮影台 13 に接近する方向に移動した場合に、撮影台 13 上に支持されている乳房 B を圧迫する。圧迫板 14 によって圧迫された乳房 B は薄く押し広げられ、乳房 B 内の乳腺の重なりが減少する。

20

【0013】

また、図 3 に示すように、マンモグラフィ装置 10 は、入力インターフェース 17a と、昇降駆動回路 17b と、高電圧発生器 17c と、画像処理回路 17d と、画像記憶回路 17e と、ディスプレイ 17f と、通信制御インターフェース 17g と、システム制御回路 17h とを有する。入力インターフェース 17a は、操作者から各種コマンドの入力操作等を受け付ける。昇降駆動回路 17b は、撮影台 13 に接続され、撮影台 13 を上下方向へ昇降させる。さらに、昇降駆動回路 17b は、圧迫板 14 に接続され、圧迫板 14 を上下方向（撮影台 13 に対して接離する方向）へ昇降させる。

30

【0014】

X 線出力装置 15 は、X 線管 15a と、X 線絞り器 15b とを有する。X 線管 15a は、X 線を発生させる。X 線絞り器 15b は、X 線管 15a と圧迫板 14 との間に配置され、X 線管 15a から発生した X 線の照射範囲を制御する。高電圧発生器 17c は、X 線管 15a に接続され、X 線管 15a が X 線を発生するための高電圧を供給する。

【0015】

この X 線出力装置 15 は、トモシンセシス撮像が可能である。トモシンセシス撮像では、撮影台 13 及び圧迫板 14 の位置を固定し、被検体の乳房を圧迫したまま、乳房に対する X 線管 15a の角度を変えて X 線を出力する。

40

【0016】

X 線検出装置 16 は、X 線検出器 16a と、信号処理回路 16b とを有する。X 線検出器 16a は、乳房 B と撮影台 13 とを透過した X 線を検出して電気信号（透過 X 線データ）に変換する。信号処理回路 16b は、X 線検出器 16a によって変換された電気信号から X 線投影データを生成する。

【0017】

画像処理回路 17d は、信号処理回路 16b と、画像記憶回路 17e とに接続され、信号処理回路 16b によって生成された X 線投影データに基づいてマンモグラフィ画像を生成する。ここで、画像処理回路 17d は、例えば、撮影台 13 及び圧迫板 14 の位置を MLO（Mediolateral-Oblique：内外斜位）方向で固定し、乳房に対する角度を変えずに X

50

線を出力して生成された X 線投影データに基づいて、マンモグラフィ画像（MLO 画像）を生成する。また、画像処理回路 17 d は、例えば、撮影台 13 及び圧迫板 14 の位置を CC（Cranio-Caudal：頭尾）方向で固定し、乳房に対する角度を変えずに X 線を出力して生成された X 線投影データに基づいて、マンモグラフィ画像（CC 画像）を生成する。
【0018】

また、画像処理回路 17 d は、被検体に対して複数の角度各々から撮影された画像に基づいて、3 次元画像であるトモシンセシス（Tomosynthesis）画像を発生する。ここで、画像処理回路 17 d は、例えば、撮影台 13 及び圧迫板 14 の位置を MLO 方向で固定し、乳房に対する角度を変えて X 線を出力して生成された X 線投影データに基づいて、トモシンセシス画像（MLO トモシンセシス画像）を生成する。また、画像処理回路 17 d は、例えば、撮影台 13 及び圧迫板 14 の位置を CC 方向で固定し、乳房に対する角度を変えて X 線を出力して生成された X 線投影データに基づいて、トモシンセシス画像（CC トモシンセシス画像）を生成する。

10

【0019】

具体的には、画像処理回路 17 d は、被検体に対する複数の角度にそれぞれ対応する複数の画像に基づいて、所定の処理により、トモシンセシス画像を発生する。所定の処理とは、例えば、シフト加算法、フィルタ補正逆投影（Filtered Back Projection：FBP）法などである。すなわち、トモシンセシス撮像により、X 線管 15 a から X 線を照射して被検体の乳房を異なる方向から撮像することで 3 次元画像が生成される。なお、以下では、マンモグラフィ画像と記載する場合、MLO 画像及び CC 画像に加えて、MLO トモシンセシス画像及び CC トモシンセシス画像も含むものとする。また、トモシンセシス画像と区別するため、MLO 画像及び CC 画像のことを 2 次元のマンモグラフィ画像と言う。例えば、MLO 画像のことを 2 次元 MLO 画像と言い、CC 画像のことを 2 次元 CC 画像と言う。

20

【0020】

画像処理回路 17 d は、生成したマンモグラフィ画像を画像記憶回路 17 e に保存する。また、画像処理回路 17 d は、ディスプレイ 17 f に接続され、生成したマンモグラフィ画像をディスプレイ 17 f に表示する。なお、画像処理回路 17 d は、入力インターフェース 17 a からの入力操作に基づいて、作成するマンモグラフィ画像の種類の切替えを行うことが可能である。なお、画像記憶回路 17 e は、画像処理回路 17 d によって生成されたマンモグラフィ画像以外に、例えば超音波診断装置 20 や画像処理装置 30 において生成された画像データ等を記憶してもよい。

30

【0021】

通信制御インターフェース 17 g は、ネットワーク 50 を介して他の装置との間で行われる通信を制御する。例えば、通信制御インターフェース 17 g は、ネットワーク 50 を介して、画像処理回路 17 d によって生成されたマンモグラフィ画像を他の装置に転送する。ネットワーク 50 を介して転送されたマンモグラフィ画像は、転送先の装置において、画像表示又は画像処理などを実施することが可能である。

【0022】

システム制御回路 17 h は、入力インターフェース 17 a と、昇降駆動回路 17 b と、高電圧発生器 17 c と、X 線絞り器 15 b と、画像処理回路 17 d と、通信制御インターフェース 17 g とに接続され、マンモグラフィ装置 10 の全体を総括して制御する。

40

【0023】

図 1 に戻って、超音波診断装置 20 は、超音波を送受信する超音波プローブで被検体を走査することで収集された反射波データに基づいて、超音波画像を生成する。

【0024】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 20 の構成例を示す図である。図 4 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 20 は、超音波プローブ 21 と、入力インターフェース 22 と、ディスプレイ 23 と、装置本体 24 とを備える。超音波プローブ 21 は、後述する装置本体 24 が備える送受信回路 24 a と通信可能に接続される。また、入

50

カインターフェース 22、及びディスプレイ 23 は、装置本体 24 が備える各種の回路と通信可能に接続される。

【0025】

超音波プローブ 21 は、被検体 P の体表面に接触され、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ 21 は、複数の圧電振動子（振動子とも言う）を有する。これら複数の圧電振動子は、送受信回路 24 a から供給される送信信号に基づいて、超音波を発生させる。発生した超音波は、被検体 P の体内組織において反射され、反射波信号として複数の圧電振動子にて受信される。超音波プローブ 21 は、複数の圧電振動子にて受信した反射波信号を、送受信回路 24 a へ送る。

【0026】

なお、第 1 の実施形態は、超音波プローブ 21 は、被検体 P 内の 2 次元領域を走査（2 次元走査）する 1 D アレイプローブであっても、被検体 P 内の 3 次元領域を走査（3 次元走査）するメカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブであっても適用可能である。

【0027】

入力インターフェース 22 は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等に対応する。入力インターフェース 22 は、超音波診断装置 20 の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体 24 の各回路に対して適宜転送する。

【0028】

ディスプレイ 23 は、操作者が入力インターフェース 22 を用いて各種設定要求を入力するための G U I（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 24 において生成された超音波画像データに基づく画像（超音波画像）等を表示したりする。

【0029】

装置本体 24 は、超音波プローブ 21 が受信した反射波信号に基づいて、超音波画像データを生成する装置である。図 4 に示すように、装置本体 24 は、例えば、送受信回路 24 a と、B モード処理回路 24 b と、ドプラ処理回路 24 c と、画像生成回路 24 d と、画像メモリ 24 e と、記憶回路 24 f と、処理回路 24 h とを有する。送受信回路 24 a、B モード処理回路 24 b、ドプラ処理回路 24 c、画像生成回路 24 d、画像メモリ 24 e、記憶回路 24 f、通信制御インターフェース 24 g 及び処理回路 24 h は、互いに通信可能に接続される。

【0030】

送受信回路 24 a は、超音波プローブ 11 による超音波の送受信を制御する。例えば、送受信回路 24 a は、後述する処理回路 24 h の指示に基づいて、超音波プローブ 21 が行う超音波送受信を制御する。送受信回路 24 a は、送信波形データを作成し、作成した送信波形データから超音波プローブ 21 が超音波を送信するための送信信号を生成する。そして、送受信回路 24 a は、超音波プローブ 21 に送信信号を印加することで、超音波がビーム状に集束された超音波ビームを送信させる。

【0031】

また、送受信回路 24 a は、超音波プローブ 21 が受信した反射波信号に所定の遅延時間を与えて加算処理を行うことで、反射波信号の受信指向性に応じた方向から反射成分が強調された反射波データを生成し、生成した反射波データを B モード処理回路 24 b 及びドプラ処理回路 24 c に送信する。

【0032】

例えば、送受信回路 24 a は、アンプ回路（適宜「A m p」と記載する）、A / D（Analog / Digital）変換器（適宜「A D C」と記載する）、生成回路、直交検波回路（適宜「I Q」と記載する）等を有する。アンプ回路は、反射波信号をチャネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換する。

【0033】

生成回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。そして生成回路は、受信遅延時間が与えられた反射波信号の加算処理を行う。生成回路

10

20

30

40

50

の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 3 4 】

そして、直交検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号（ I 信号、 I : In-phase ）と直交信号（ Q 信号、 Q : Quadrature-phase ）とに変換する。そして、直交検波回路は、 I 信号及び Q 信号（ 以下、 I Q 信号と記載する ）を反射波データとして、バッファに格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、 R F （ Radio Frequency ）信号に変換した上で、バッファに格納しても良い。 I Q 信号や、 R F 信号は、位相情報が含まれる信号（ 受信信号 ）となる。なお、直交検波回路は、生成回路の後段に配置されるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、直交検波回路は、生成回路の前段に配置されてもよい。かかる場合、生成回路は、 I 信号及び Q 信号の加算処理を行う。

10

【 0 0 3 5 】

B モード処理回路 2 4 b は、送受信回路 2 4 a が反射波信号から生成した反射波データに対して各種の信号処理を行う。 B モード処理回路 2 4 b は、送受信回路 2 4 a から受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル点（ 観測点 ）ごとの信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（ B モードデータ ）を生成する。 B モード処理回路 2 4 b は、生成した B モードデータを画像生成回路 2 4 d へ送る。

【 0 0 3 6 】

ドブラ処理回路 2 4 c は、送受信回路 2 4 a から受信した反射波データより、移動体のドブラ効果に基づく運動情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ（ ドブラデータ ）を生成する。具体的には、ドブラ処理回路 2 4 c は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を各サンプル点で抽出したドブラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。ドブラ処理回路 2 4 c は、生成したドブラデータを画像生成回路 2 4 d へ送る。

20

【 0 0 3 7 】

画像生成回路 2 4 d は、 B モード処理回路 2 4 b やドブラ処理回路 2 4 c が生成したデータから超音波画像データを生成する。例えば、画像生成回路 2 4 d は、 B モード処理回路 2 4 b が生成した B モードデータから、反射波の強度を輝度で表した B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 2 4 d は、ドブラ処理回路 2 4 c が生成したドブラデータから、移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。このドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

30

【 0 0 3 8 】

画像メモリ 2 4 e は、 B モード処理回路 2 4 b 、ドブラ処理回路 2 4 c 、及び画像生成回路 2 4 d により生成されたデータを記憶するメモリである。例えば診断の後に、操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。なお、画像メモリ 2 4 e は、送受信回路 2 4 a を通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワーク 5 0 を介して取得した画像データなどを記憶してもよい。例えば、画像メモリ 2 4 e は、マンモグラフィ装置 1 0 や画像処理装置 3 0 において生成された画像データ等を記憶してもよい。

40

【 0 0 3 9 】

記憶回路 2 4 f は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報（ 例えば、患者 I D 、医師の所見など ） 、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データなどを記憶する。なお、記憶回路 2 4 f は、画像メモリ 2 4 e が記憶する画像の保管などに使用されてもよい。また、記憶回路 2 4 f に記憶されるデータは、図示しないインターフェースを介して、外部装置へ転送することができる。

【 0 0 4 0 】

また、記憶回路 2 4 f は、ボディーマークを記憶する。図 5 は、第 1 の実施形態に係るボディーマークの一例を示す図である。図 5 に示す例は、乳房を模式的に表したボディーマークの一例として、乳腺領域の模式図を示している。例えば、図 5 に示すように、乳腺

50

領域の模式図は、左右それぞれの乳房について、乳房の領域を表す円形の領域（以下、乳房領域）と、腋窩部の領域を表す略三角形の領域（以下、腋窩領域）とを有する。

【 0 0 4 1 】

ここで、乳房領域を表す円形の領域は、上下及び左右に分けられて、4つの領域「A」～「D」に分割される。例えば、「A」の領域（以下、A領域）は、乳房の内側上部の領域を示し、「B」の領域（以下、B領域）は、乳房の内側下部の領域を示す。また、例えば、「C」の領域（以下、C領域）は、乳房の外側上部の領域を示し、「D」の領域（以下、D領域）は、乳房の外側下部の領域を示す。また、腋窩領域を表す略三角形の領域「C'」（以下、C'領域）は、領域Cから斜め上方に伸び、かつ、領域Cから離れるにつれて細くなる形状を有する。また、例えば、図5中には図示しない「E」の領域（以下、E領域）は、乳輪部分を示す。なお、ここでいう模式図としては、乳房における位置関係を示すものであれば、各種の図を用いることができる。

10

【 0 0 4 2 】

通信制御インターフェース24gは、ネットワーク50を介して他の装置との間で行われる通信を制御する。例えば、通信制御インターフェース24gは、ネットワーク50を介して、画像生成回路24dによって生成された超音波画像を他の装置に転送する。ネットワーク50を介して転送された超音波画像は、転送先の装置において、画像表示又は画像処理などを実施することが可能である。

【 0 0 4 3 】

処理回路24hは、超音波診断装置20の処理全体を制御する。具体的には、処理回路24hは、入力インターフェース22を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路24fから読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づいて、送受信回路24a、Bモード処理回路24b、ドプラ処理回路24c、及び画像生成回路24d等の処理を制御する。また、処理回路24hは、画像メモリ24eが記憶する超音波画像データをディスプレイ23に表示させる。

20

【 0 0 4 4 】

また、処理回路24hは、超音波プローブ21を用いて被検体Pの乳房を走査した際の関心領域の位置を、乳房の模式図上に対応付けた走査位置情報を生成する。例えば、処理回路24hは、模式図上において超音波走査時の関心領域に対応する位置に、超音波プローブ21を模式的に示したプローブマークを重畳させた走査位置情報を生成する。

30

【 0 0 4 5 】

より具体的には、処理回路24hは、入力インターフェース22を介して、模式図上へのプローブマークの配置を操作者から受け付ける。ここで、操作者は、模式図上において超音波走査時の関心領域に対応する位置にプローブマークを配置する。これにより、処理回路24hは、走査位置情報を生成する。処理回路24hは、生成した走査位置情報を記憶回路24fに格納させる。処理回路24hは、被検体を一意に識別可能な識別情報（患者ID）を走査位置情報に対応付けて記憶回路24fに格納させる。言い換えると、記憶回路24fは、被検体を一意に識別可能な識別情報を、乳房の模式図に関心領域の位置を付した走査位置情報に対応付けて記憶する。また、処理回路24hは、走査位置情報をDICOM形式或いはJPEG形式で記憶回路24fに格納させる。言い換えると、記憶回路24fは、走査位置情報をDICOM形式或いはJPEG形式で記憶する。

40

【 0 0 4 6 】

図1に戻って、画像処理装置30は、マンモグラフィ装置10によって生成されたマンモグラフィ画像や、超音波診断装置20によって生成された超音波画像などを処理する。この画像処理装置30は、主に、マンモグラフィ検査の技師によってマンモグラフィ検査が行われる際に利用される。また、画像処理装置30は、マンモグラフィ検査の技師や放射線科医からマンモグラフィ画像に関する所見の入力を受け付け、受け付けた所見を示す情報を所見情報として記憶する。例えば、画像処理装置30は、画像保管サーバやワークステーションなどである。

【 0 0 4 7 】

50

画像表示装置 40 は、マンモグラフィ画像や超音波画像、マンモグラフィ画像に関する所見情報などを画像処理装置 30 から取得して表示する。この画像表示装置 40 は、主に、超音波検査の技師や放射線科医によって超音波検査が行われる際に利用される。例えば、画像表示装置 40 は、操作者によって持ち運びが可能であり、無線 LAN (Local Area Network) を介してネットワーク 50 に接続可能なタブレット端末である。なお、画像表示装置 40 は、例えば、ノートパソコンやデスクトップ型パソコンであってもよい。

【0048】

このような、医用情報処理装置 100 では、乳がん検診において、トモシンセシス画像と超音波画像とを併用した乳腺画像診断が実施される。図 6 は、トモシンセシス画像と超音波画像とを併用した乳腺画像診断の一例を示す図である。

10

【0049】

従来、2次元のマンモグラフィ(2DMG)画像を参照しながら超音波検査を実施する場合には、超音波検査者は、超音波画像の撮像位置を理解して、超音波画像の関心領域と、2次元のマンモグラフィ画像との対応関係を把握する(図6左図参照)。ここで関心領域は、例えば、超音波画像において病変部位である可能性が高いと判定された部位である。このため、関心領域について、超音波画像とマンモグラフィ画像とを併用してより詳細な診断が行われる場合がある。また、超音波検査者は、トモシンセシス画像を参照しながら超音波検査を実施する場合も同様に、超音波画像の関心領域とトモシンセシス画像との対応関係を把握する必要がある(図6右図参照)。

【0050】

20

ここで、2次元のマンモグラフィ画像或いはトモシンセシス画像は乳房を圧迫して乳房を撮像する。また、超音波検査時には被検体が仰臥位となる。すなわち、2次元のマンモグラフィ画像或いはトモシンセシス画像と、超音波画像とでは乳房の形態が異なっている。このため、超音波画像の関心領域と2次元のマンモグラフィ画像或いはトモシンセシス画像との対応関係を把握することは容易ではない。

【0051】

ここで、2次元のマンモグラフィ画像のMLO画像及びCC画像を用いて、超音波診断装置による撮像位置との対応関係を超音波診断装置の乳房の模式図上に示す技術が開示されている。しかしながら、この技術は、マンモグラフィ画像の情報に基づいて対応する超音波撮像領域を関連付けるものであって、超音波診断装置による撮像位置をマンモグラフィ画像やトモシンセシス画像と関連付けるものではない。

30

【0052】

更に、トモシンセシス画像は再構成のアルゴリズム上、微小石灰化のようなきわめて小さい対象物では、再構成断面に対象物が存在しない場合には対象物にぼけが生じたり、対象物が映らなかつたりすることがある。また、トモシンセシス画像によってより良い診断をするためにも、関心領域同士の重なりや関心領域と乳腺組織との重なりを避け、適切な断面に関心領域を設定することが重要である。

【0053】

このようなことから、第1の実施形態に係る画像処理装置30は、対象物の形状が異なる乳房の画像を併用する診断において、超音波診断装置による関心領域を、MLOトモシンセシス画像或いはCCトモシンセシス画像に対応付ける。以下では、画像処理装置30の詳細について説明する。

40

【0054】

図7は、第1の実施形態に係る画像処理装置30の構成例を示す図である。図7に示すように、画像処理装置30は、入力インターフェース31と、ディスプレイ32と、通信制御インターフェース33と、記憶回路34と、処理回路35とを有する。

【0055】

入力インターフェース31は、操作者から各種操作や各種情報の入力を受け付ける。例えば、入力インターフェース31は、キーボードやマウス、ボタン、トラックボール、タッチパネルなどである。

50

【 0 0 5 6 】

ディスプレイ 3 2 は、操作者から各種操作を受け付けるための G U I や各種画像を表示する。例えば、ディスプレイ 3 2 は、液晶ディスプレイや C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイ、タッチパネルなどである。

【 0 0 5 7 】

通信制御インターフェース 3 3 は、ネットワーク 5 0 を介して他の装置との間で行われる通信を制御する。例えば、通信制御インターフェース 3 3 は、ネットワークカードやネットワークアダプタであり、E t h e r n e t (登録商標) の L A N を介してネットワーク 5 0 に接続することで、他の装置との間で通信を行う。また、例えば、通信制御インターフェース 3 3 は、無線 L A N を介してネットワーク 5 0 に接続することで、他の装置との間で無線通信を行う。

10

【 0 0 5 8 】

記憶回路 3 4 は、画像データ 3 4 a、所見情報 3 4 b、及び患者情報 3 4 c などの各種データや画像処理及び表示処理を行うための制御プログラム 3 4 d を記憶する記憶装置である。また、記憶回路 3 4 に記憶されるデータは、図示しないインターフェースを介して、外部装置へ転送することができる。また、記憶回路 3 4 は、マンモグラフィ装置 1 0 や超音波診断装置 2 0 において生成された画像データ等を記憶してもよい。

【 0 0 5 9 】

記憶回路 3 4 が記憶する各種データについて説明する。例えば、記憶回路 3 4 は、画像データ 3 4 a として、被検体の乳房を撮像したマンモグラフィ画像と、当該マンモグラフィ画像の撮影方向を示す情報とを記憶する。具体的には、記憶回路 3 4 は、マンモグラフィ画像と撮影方向を示す情報とを、画像ごとに関連付けて記憶する。この記憶回路 3 4 には、後述する画像データ取得機能 3 5 a によってマンモグラフィ画像と撮影方向を示す情報とが格納される。

20

【 0 0 6 0 】

より具体的には、記憶回路 3 4 は、M L O 画像と、C C 画像とを記憶する。また、記憶回路 3 4 は、M L O トモシンセシス画像や C C トモシンセシス画像を記憶する。なお、ここでいう撮影方向を示す情報は、例えば、マンモグラフィ装置の装置座標系で表される位置情報であり、マンモグラフィ装置によってマンモグラフィ画像が生成された際に付帯情報として各画像に付与される。

30

【 0 0 6 1 】

また、例えば、記憶回路 3 4 は、被検体のマンモグラフィ画像に関する所見情報 3 4 b を記憶する。この記憶回路 3 4 には、後述する所見情報作成機能 3 5 b によって所見情報が格納される。

【 0 0 6 2 】

また、例えば、記憶回路 3 4 は、患者を一意に識別可能な患者情報 3 4 c を記憶する。例えば、患者情報には、患者 I D (Identifier)、氏名、年齢、受診歴などが含まれる。また、例えば、記憶回路 3 4 は、制御プログラム 3 4 d を記憶する。制御プログラム 3 4 d には、各機能に対応するプログラムが含まれる。この制御プログラム 3 4 d は、処理回路 3 5 によって読み出される。そして、処理回路 3 5 は、記憶回路 3 4 から読み出した制御プログラム 3 4 d を実行することで各プログラムに対応する機能を実現する。

40

【 0 0 6 3 】

処理回路 3 5 は、画像処理装置 3 0 の動作を制御する。処理回路 3 5 は、図 7 に示すように、画像データ取得機能 3 5 a と、所見情報作成機能 3 5 b と、表示制御機能 3 5 c と、位置特定機能 3 5 d と、位置情報生成機能 3 5 e と、送信機能 3 5 f とを実行する。ここで、例えば、図 7 に示す処理回路 3 5 の構成要素である画像データ取得機能 3 5 a と、所見情報作成機能 3 5 b と、表示制御機能 3 5 c と、位置特定機能 3 5 d と、位置情報生成機能 3 5 e と、送信機能 3 5 f が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路 3 4 に記録されている。処理回路 3 5 は、各プログラムを記憶回路 3 4 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現する。

50

ロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 35 は、図 7 の処理回路 35 内に示された各機能を有することとなる。

【0064】

画像データ取得機能 35 a は、被検体の乳房を撮像したマンモグラフィ画像と、当該マンモグラフィ画像の撮影方向を示す情報とを取得する。具体的には、画像データ取得機能 35 a は、通信制御インターフェース 33 を介してマンモグラフィ装置 20 と通信を行うことで、診断対象の被検体に関するマンモグラフィ画像と、当該マンモグラフィ画像の撮影方向を示す情報とを取得し、取得したマンモグラフィ画像と撮影方向を示す情報とを記憶回路 34 に格納する。ここで、画像データ取得機能 35 a は、被検体の左右いずれかの乳房について、MLO トモシンセシス画像及びCC トモシンセシス画像の少なくともいずれか一方を取得する。

10

【0065】

また、画像データ取得機能 35 a は、走査位置情報を超音波診断装置 20 の記憶回路 24 f から取得する。そして、画像データ取得機能 35 a は、被検体を一意に識別可能な識別情報を、取得した走査位置情報に対応付けて記憶回路 34 に格納させる。

【0066】

所見情報作成機能 35 b は、操作者から入力された所見に基づいて、被検体のマンモグラフィ画像に関する所見情報を作成する。具体的には、所見情報作成機能 35 b は、入力インターフェース 31 を介して、マンモグラフィ検査の技師からマンモグラフィ画像に関する所見の入力を受け付ける。そして、所見情報作成機能 35 b は、受け付けた所見を示す所見情報を作成する。所見情報作成機能 35 b は、作成した所見情報を記憶回路 34 に格納する。

20

【0067】

表示制御機能 35 c は、マンモグラフィ画像を参照するための参照画面をディスプレイ 32 に表示する。具体的には、表示制御機能 35 c は、入力インターフェース 31 を介して操作者から表示要求を受け付けた場合に、診断対象の被検体に関するマンモグラフィ画像を記憶回路 34 から読み出し、診断対象の被検体に関する所見情報を記憶回路 34 b から読み出す。そして、表示制御機能 35 c は、読み出したマンモグラフィ画像及び所見情報を配置した参照画面をディスプレイ 32 に表示する。また、表示制御機能 35 c は、後述する出力画像をディスプレイ 32 に表示する。なお、出力画像のことを位置特定情報とも言う。

30

【0068】

位置特定機能 35 d は、演算部の一例である。位置特定機能 35 d は、乳房の模式図上に付された超音波検査における関心領域の位置に基づいて、3次元画像上の位置を求める。例えば、位置特定機能 35 d は、走査位置情報から、3次元画像上における関心領域の位置情報を求める。ここで、位置特定機能 35 d は、指定された識別情報に対応する走査位置情報を記憶回路 34 から取得し、走査位置情報から3次元画像上における関心領域の位置情報を求める。なお、位置特定機能 35 d は、超音波診断装置 20 の記憶回路 24 f から走査位置情報を直接取得してもよい。

40

【0069】

位置情報生成機能 35 e は、画像生成処理部の一例である。位置情報生成機能 35 e は、3次元画像上の位置に基づいて、出力画像を生成する。例えば、位置情報生成機能 35 e は、3次元画像上における関心領域の位置情報に対応付けた出力画像を生成する。そして、位置情報生成機能 35 e は、出力画像と、当該出力画像を生成する際に用いた走査位置情報とを対応付けて記憶回路 34 に格納させる。

【0070】

続いて、図 8 ~ 図 10 を用いて、位置特定機能 35 d 及び位置情報生成機能 35 e の処理動作について説明する。図 8 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 30 による処理手順を示すフローチャートであり、図 9 A ~ 図 9 C は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 10 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 30 による処理手順を示すフロー

50

チャートである。また、図 8 及び図 9 A ~ 図 9 C では、C C トモシンセシス画像を用いる場合を説明し、図 10 では、M L O トモシンセシス画像を用いる場合を説明する。なお、C C トモシンセシス画像を用いる場合及び M L O トモシンセシス画像を用いる場合、位置特定機能 3 5 d は、乳房の模式図における関心領域の相対的な位置を特定し、3 次元画像上における関心領域の位置情報を求める。そして、位置情報生成機能 3 5 e は、3 次元画像上における関心領域の位置情報を対応付けた出力画像を生成する。

【 0 0 7 1 】

まず、C C トモシンセシス画像を用いる場合を説明する。図 8 に示すように、位置特定機能 3 5 d は、関心領域を通る体軸方向に伸ばした線 L 1 と乳房の模式図の円にあたる部分との交点を求め、L 1 における関心領域の位置の比を求める（ステップ S 1）。言い換えると、位置特定機能 3 5 d は、模式図において関心領域を通過し体軸方向と平行な第 1 の直線と模式図との交点とを用いて関心領域の相対的な位置を決定する。例えば、位置特定機能 3 5 d は、図 9 A に示す走査位置情報を取得した場合、L 1 における関心領域の位置の比として（ $a : b$ ）を求める。なお、図 9 A では、右乳房の模式図上に直線状のプローブマークを示している。図 9 A に示す例では、模式図は、半径 X の円であり、乳頭位置を原点とする。また、図 9 A に示す例では、プローブマークの略中央に付された × 印で関心領域である点 P を示す。なお、図 9 A の例では、関心領域の位置がプローブマークの略中央である場合を示しているが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、関心領域の位置がプローブマークの一方の端部に示されてもよい。

【 0 0 7 2 】

そして、位置特定機能 3 5 d は、乳頭を通り体軸と垂直な線 L 2 と L 1 との交点と L 2 と模式図の円にあたる部分との交点を求め L 2 における関心領域の位置の比を求める（ステップ S 2）。言い換えると、位置特定機能 3 5 d は、模式図において乳頭を通過し体軸方向と垂直な第 2 の直線と第 1 の直線との交点を用いて関心領域の相対的な位置を決定する。例えば、位置特定機能 3 5 d は、図 9 A に示すように、L 2 における関心領域の位置の比として（ $c : d$ ）を求める。位置特定機能 3 5 d は、点 P の座標を（ $-d, e$ ）とする場合、 $c = X - d$ 、 $e = \sqrt{(X^2 - d^2)(b - a / a + b)}$ を用いて点 P の座標を算出する。

【 0 0 7 3 】

続いて、位置特定機能 3 5 d は、圧迫板 1 4 に最も近い断面と X 線検出器 1 6 a に最も近い断面間において、比（ $a : b$ ）を用いて対応する断面を決定する（ステップ S 3）。言い換えると、位置特定機能 3 5 d は、決定した関心領域の相対的な位置に基づいて、3 次元画像から関心領域を含む断面の相対的な位置を特定する。図 9 B に示す例では、圧迫板 1 4 と X 線検出器 1 6 a との間に被検体の乳房を圧迫して固定している場合を示す。この状態でトモシンセシス撮像を行った場合に生成されるトモシンセシス画像の各断面を破線で示している。図 9 B に示すように、位置特定機能 3 5 d は、圧迫板 1 4 と X 線検出器 1 6 a とを最短距離で結ぶ直線と、トモシンセシス画像の関心領域を含む断面との交点の比が（ $a : b$ ）となる断面を決定する。すなわち、位置特定機能 3 5 d は、圧迫板 1 4 から 2 つ目の断面に関心領域が含まれるものとして決定する。

【 0 0 7 4 】

また、位置特定機能 3 5 d は、図 9 C に示すように、トモシンセシス画像において、乳頭と、乳房開始（終了）位置を算出し、比（ $c : d$ ）となる位置を決定し、C C トモシンセシス画像上の対応する位置を決定する（ステップ S 4）。言い換えると、位置特定機能 3 5 d は、決定した関心領域の相対的な位置に基づいて関心領域を含む断面における関心領域の位置情報を求める。図 9 C の例では、ステップ S 3 で決定された断面の C C トモシンセシス画像上であって、比が $c : d$ となる線上に関心領域があることを示す。そして、位置情報生成機能 3 5 e は、ステップ S 3 で決定した断面の C C トモシンセシス画像上に、ステップ S 4 で決定した位置である線を示すことで位置特定情報を生成する。なお、位置情報生成機能 3 5 e は、例えば図 9 C に示す比（ $c : d$ ）を含んだ位置特定情報を生成してもよい。また、位置情報生成機能 3 5 e は、ステップ S 3 で決定した断面の C C トモ

シンセシス画像のみを位置特定情報としてもよい。

【0075】

次に、MLOトモシンセシス画像を用いる場合を説明する。図10に示すように、位置特定機能35dは、関心領域を通るX線管15a方向に伸ばした線L1と乳房の模式図の円にあたる部分との交点を求め、L1における関心領域の位置の比($a:b$)を求める(ステップS11)。そして、位置特定機能35dは、乳頭を通り体軸と垂直な線L2とL1との交点を求めL2における関心領域の位置の比($c:d$)を求める(ステップS12)。

【0076】

続いて、位置情報生成機能35eは、圧迫板14に最も近い断面とX線検出器16aに最も近い断面間において、比($a:b$)を用いて対応する断面を決定する(ステップS13)。そして、位置情報生成機能35eは、トモシンセシス画像において、乳頭と、乳房開始(終了)位置を算出し、比($c:d$)となる位置を決定し、LMOトモシンセシス画像上の対応する位置を決定する(ステップS14)。このように、位置情報生成機能35eは、ステップS13で決定した断面のMLOトモシンセシス画像上に、ステップS14で決定した位置を示すことで位置特定情報を生成する。

【0077】

なお、上述した実施形態では、処理回路24hは、入力インターフェース22を介して、模式図上へのプローブマークの配置を操作者から受け付けるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波プローブ21が位置センサを有する場合には、超音波診断装置20の処理回路24hは、超音波プローブ21が有する位置センサによって測定された位置情報に基づいて、乳房の模式図における関心領域の位置を求めるようにしてもよい。ここで、超音波プローブ21が位置センサを有する場合、処理回路24hは、位置センサによって測定された位置情報に基づいてランドマークとなる位置を更に決定することで乳房の模式図を生成する。以下では、図11A及び図11Bと、図12A及び図12Bを用いて、超音波プローブ21が位置センサを有する場合の位置特定情報を生成する処理について説明する。図11A~図12Bは、第1の実施形態を説明するための図である。

【0078】

図11A及び図11Bでは、ランドマークとして腋窩、乳頭、乳頭と平行な位置にある肋骨体を用いる場合を説明する。図11Aに示すように、超音波診断装置20の操作者は、超音波プローブ21を腋窩に当接して位置センサで位置を測定し、次いで超音波プローブ21を乳頭に当接して位置センサで位置を測定する。これにより腋窩と位置センサで測定された腋窩の位置情報とが対応付けられ、乳頭と位置センサで測定された乳頭の位置情報とが対応付けられる。そして、超音波診断装置20の操作者は、超音波プローブ21を肋骨体に当接して位置センサで位置を測定する。これにより、肋骨体と位置センサで測定された肋骨体の位置情報とが対応付けられる。そして、処理回路24hは、腋窩の位置情報、乳頭の位置情報及び肋骨体の位置情報を用いて、乳頭を中心とし、乳頭と肋骨体との距離を半径とする円を決定する。また、処理回路24hは、腋窩から円に対して2本の接線を描出する。これにより、処理回路24hは、図11Aに示す乳房の模式図を生成する。

【0079】

続いて、超音波診断装置20の操作者は、超音波プローブ21を関心領域に当接して位置センサで位置を測定する。これにより、関心領域と位置センサで測定された関心領域の位置情報とが対応付けられる。そして、処理回路24hは、超音波プローブ21が有する位置センサによって測定された位置情報に基づいて、乳房の模式図における関心領域の位置を求める。すなわち、処理回路24hは、位置センサによって測定された位置情報に基づいてランドマークとなる位置を決定することで生成した乳房の模式図に、求めた関心領域の位置を付した走査位置情報を生成する。そして、処理回路24hは、生成した走査位置情報を記憶回路24fに格納させる。すなわち、記憶回路24fは、処理回路24hに

10

20

30

40

50

よって生成された走査位置情報を記憶する。

【 0 0 8 0 】

なお、かかる場合、位置特定機能 3 5 d は、超音波プローブ 2 1 が有する位置センサによって測定された関心領域の位置から、3次元画像上における関心領域の位置情報を求める。例えば、位置特定機能 3 5 d は、ステップ S 1 及びステップ S 2 と同様に、関心領域の位置を示す比を算出する。すなわち、位置特定機能 3 5 d は、図 1 1 B に示すように、測定された関心領域の位置に基づいて、関心領域を通る体軸方向に伸ばした線における関心領域の位置の比を求める。また、位置特定機能 3 5 d は、図 1 1 B に示すように、乳頭を通り体軸と垂直な線における関心領域の位置の比を求める。なお、位置情報生成機能 3 5 e は、算出した比を用いて、ステップ S 3 及びステップ S 4 と同様に位置特定

10

【 0 0 8 1 】

次に、図 1 2 A 及び図 1 2 B では、ランドマークとして腋窩、乳頭、鎖骨の端部を用いる場合を説明する。図 1 2 A に示すように、超音波診断装置 2 0 の操作者は、超音波プローブ 2 1 を腋窩に当接して位置センサで位置を測定し、次いで超音波プローブ 2 1 を乳頭に当接して位置センサで位置を測定する。これにより腋窩と位置センサで測定された腋窩の位置情報とが対応付けられ、乳頭と位置センサで測定された乳頭の位置情報とが対応付けられる。そして、超音波診断装置 2 0 の操作者は、超音波プローブ 2 1 を鎖骨の端部に当接して位置センサで位置を測定する。これにより、鎖骨の端部と位置センサで測定された鎖骨の端部の位置情報とが対応付けられる。そして、処理回路 2 4 h は、腋窩の位置情報、乳頭の位置情報及び鎖骨の端部の位置情報を用いて、腋窩と鎖骨の端部との距離を一辺とする正方形を描出し、図 1 2 A に示す乳房の模式図を生成する。

20

【 0 0 8 2 】

続いて、超音波診断装置 2 0 の操作者は、超音波プローブ 2 1 を関心領域に当接して位置センサで位置を測定する。これにより、関心領域と位置センサで測定された関心領域の位置情報とが対応付けられる。そして、処理回路 2 4 h は、超音波プローブ 2 1 が有する位置センサによって測定された位置情報に基づいて、乳房の模式図における関心領域の位置を求める。すなわち、処理回路 2 4 h は、位置センサによって測定された位置情報に基づいてランドマークとなる位置を決定することで生成した乳房の模式図に、求めた関心領域の位置を付した走査位置情報を生成する。そして、処理回路 2 4 h は、生成した走査位置情報を記憶回路 2 4 f に格納させる。すなわち、記憶回路 2 4 f は、処理回路 2 4 h によって生成された走査位置情報を記憶する。

30

【 0 0 8 3 】

なお、かかる場合、位置特定機能 3 5 d は、超音波プローブ 2 1 が有する位置センサによって測定された関心領域の位置から、3次元画像上における関心領域の位置情報を求める。例えば、位置特定機能 3 5 d は、ステップ S 1 及びステップ S 2 と同様に、関心領域の位置を示す比を算出する。すなわち、位置特定機能 3 5 d は、図 1 2 B に示すように、測定された関心領域の位置に基づいて、関心領域を通る体軸方向に伸ばした線における関心領域の位置の比を求める。また、位置特定機能 3 5 d は、図 1 2 B に示すように、乳頭を通り体軸と垂直な線における関心領域の位置の比を求める。なお、位置情報生成機能 3 5 e は、算出した比を用いて、ステップ S 3 及びステップ S 4 と同様に位置特定

40

【 0 0 8 4 】

また、位置情報生成機能 3 5 e は、関心領域を含む断面において関心領域が存在する位置を、乳頭から体軸方向に対する深さ方向の位置で示す深さ情報を更に生成してもよい。かかる場合、位置特定機能 3 5 d は、関心領域を含む断面において関心領域が存在する相対的な位置を、乳頭から体軸方向に対する深さ方向の位置で特定する。図 1 3 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 1 3 の右図は、超音波画像を示す。位置特定機能 3 5 d は、例えば、図 1 3 の右図に示すように乳房を乳頭から胸壁方向に沿って 6 分割する。そして、位置特定機能 3 5 d は、6 分割した領域の乳頭からおよそ 3 つ目の領域に関

50

心領域があると特定する。位置特定機能 3 5 d は、特定した関心領域の深さ方向の位置を位置情報生成機能 3 5 e に受け渡す。

【 0 0 8 5 】

続いて、位置情報生成機能 3 5 e は、位置特定機能 3 5 d により特定された深さ方向の位置に基づいて、深さ情報を生成する。例えば、位置情報生成機能 3 5 e は、特定した深さ方向の位置に基づく出力画像を更に生成する。図 1 3 の左図は、ＣＣトモシンセシス画像を示す。位置情報生成機能 3 5 e は、例えば図 1 3 の左図に示すように、ＣＣトモシンセシス画像を乳頭から胸壁方向に沿って 6 分割する。そして、位置情報生成機能 3 5 e は、6 分割した領域の乳頭からおよそ 3 つ目の領域に関心領域があることを示す深さ情報として、例えば「 3 / 6 分位」を生成する。なお、位置情報生成機能 3 5 e は、生成した深さ情報を記憶回路 3 4 に格納させる。

10

【 0 0 8 6 】

図 7 に戻る。送信機能 3 5 f は、操作者からの指示に応じて、位置情報生成機能 3 5 e によって生成された位置特定情報を超音波診断装置 2 0 及び画像表示装置 4 0 の少なくともいずれか一方に送信する。具体的には、送信機能 3 5 f は、入力インターフェース 3 1 を介して、画像処理装置 3 0 又は超音波診断装置 2 0 の操作者から位置特定情報の送信指示を受け付ける。ここで、送信機能 3 5 f は、被検体を一意に識別可能な識別情報を指定して位置特定情報の送信指示を受け付ける。そして、送信機能 3 5 f は、位置特定情報の送信指示を受け付けると、操作者によって指定された識別情報に対応する位置特定情報を記憶回路 3 4 から取得して、超音波診断装置 2 0 及び画像表示装置 4 0 の少なくともいずれか一方に送信する。ここで、送信機能 3 5 f は、記憶回路 3 4 に指定された識別情報に対応する位置特定情報が記憶されていない場合には、位置特定機能 3 5 d 及び位置情報生成機能 3 5 e に指示して、図 8 や図 1 0 に示す位置特定情報の生成処理を実行させる。このように、送信機能 3 5 f は、超音波走査時に参照されるディスプレイに位置特定情報を出力させる。

20

【 0 0 8 7 】

図 1 4 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 1 4 では、超音波走査時に参照される画像表示装置 4 0 のディスプレイに走査位置情報を表示させ、画像処理装置 3 0 のディスプレイ 3 2 に位置特定情報を表示させる場合を説明する。なお、図 1 4 では、超音波診断装置 2 0 の操作者が、超音波走査中に、超音波画像に関心領域を設定して走査位置情報が生成された場合に、超音波画像の関心領域に対応するトモシンセシス画像及び位置特定情報を参照する例を説明する。

30

【 0 0 8 8 】

図 1 4 に示すように、画像表示装置 4 0 のディスプレイ（図 1 4 中の超音波診断装置 2 0 側）に、超音波走査中の超音波画像が表示される。そして、この超音波画像において関心領域が設定されると、図 1 4 に示すように、超音波画像の左下側には、走査位置情報が表示される。図 1 4 に示す例では、走査位置情報は、右側乳房の模式図上に関心領域の相対的な位置を示す印が表示される。

【 0 0 8 9 】

また、図 1 4 に示す例では、画像処理装置 3 0 のディスプレイ 3 2（図 1 4 中のトモシンセシス側）が、画像表示装置 4 0 のディスプレイに隣接して配置される。ここで、超音波診断装置 2 0 の操作者が、位置特定情報の送信を画像処理装置 3 0 に要求した場合、図 1 4 に示すように、画像処理装置 3 0 のディスプレイ 3 2 に位置特定情報としてＣＣトモシンセシス画像が表示される。なお、この位置特定情報としては、画像表示装置 4 0 のディスプレイに表示中の超音波画像において設定された関心領域と対応する断面として特定されたＣＣトモシンセシス画像である。すなわち、画像処理装置 3 0 のディスプレイ 3 2 に表示中の位置特定情報としてのＣＣトモシンセシス画像は、画像表示装置 4 0 のディスプレイに表示中の走査位置情報と対応している。例えば、位置特定情報として、図 9 C に示す c : d が表示されてもよい。

40

【 0 0 9 0 】

50

また、画像処理装置 30 は、深さ情報を更に画像処理装置 30 のディスプレイ 32 に表示させる。例えば、N 分割した乳房において関心領域が乳頭側から何番目の領域に存在するかを示す深さ情報を表示させる。ここで、例えば、深さ情報として「2 / 5 分位」が表示された場合、超音波診断装置 20 の操作者は、この深さ情報を参照することで、CCT モシンセシス画像において、5 分割した乳房において関心領域が乳頭側から 2 つ目の領域に存在することを把握することができる。これにより、超音波診断装置 20 の操作者は、CCT モシンセシス画像において、超音波走査で設定した関心領域と対応する深さ方向の位置を把握することが可能になる。

【0091】

また、位置情報生成機能 35 e は、3 次元画像上に含まれる断面から関心領域を含む断面を特定する断面情報を更に生成してもよい。かかる場合、位置特定機能 35 d は、3 次元画像上に含まれる断面から関心領域を含む断面を特定する。そして、位置情報生成機能 35 e は、特定した断面に基づく出力画像を更に生成する。例えば、位置情報生成機能 35 e は、スケールと矢印とを含んだ断面情報を生成する。図 14 に示す例では、画像処理装置 30 のディスプレイ 32 に表示中の断面の位置を示すスケールと矢印が表示される。このスケールは、上側が Head 方向を示し、下側が Foot 方向を示す。そして矢印は、画像処理装置 30 のディスプレイ 32 に表示中のトモシンセシス画像が、3 次元画像を体軸方向にスライスした場合にどの位置の断面であるかを示す。なお、この矢印はスケールに沿って上下に移動可能である。矢印を移動させた場合、画像処理装置 30 のディスプレイ 32 には、移動後の矢印が示す断面に対応するトモシンセシス画像が表示されるようにしてもよい。

【0092】

また、走査位置情報には、複数の関心領域が設定されてもよい。かかる場合、位置特定機能 35 d は、走査位置情報から複数の関心領域それぞれの位置を特定する。そして、位置情報生成機能 35 e は、それぞれの関心領域について特定された断面のトモシンセシス画像上に、関心領域の位置情報を対応付けた位置特定情報を生成する。また、走査位置情報に複数の関心領域が設定されている場合、画像処理装置 30 は、ディスプレイ 32 に、走査位置情報において指定された関心領域に対応する位置特定情報を表示してもよいし、所定の間隔ごとに各関心領域に対応する位置特定情報を切り替えて表示してもよい。

【0093】

なお、図 14 では、画像表示装置 40 のディスプレイに走査位置情報を表示させ、画像処理装置 30 のディスプレイ 32 に位置特定情報としてトモシンセシス画像を表示させる場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、画像表示装置 40 が複数のディスプレイを有する場合には、一方のディスプレイに走査位置情報を表示させ、他方のディスプレイに位置特定情報としてトモシンセシス画像を表示させてもよい。

【0094】

上述したように、第 1 の実施形態では、超音波プローブを用いて被検体の乳房を走査した際の関心領域の位置を、乳房の模式図上に対応付けた走査位置情報から関心領域の位置を特定する。続いて、X 線管 15 a から X 線を照射して被検体の乳房を異なる方向から撮像することで生成された 3 次元画像に、関心領域の位置情報を対応付けた位置特定情報を生成する。そして、位置特定情報を例えばディスプレイ 32 に出力する。これにより、第 1 の実施形態によれば、例えば、UL 撮像時の関心領域とトモシンセシス画像の MLO あるいは CC 画像との対応付けが可能となる。これにより、超音波診断装置 20 の操作者は、超音波画像において設定した関心領域に対応するトモシンセシス画像を参照することができ、ワークフローの効率化が可能である。また、超音波診断装置 20 による撮像位置とトモシンセシス画像との対応付けが、客観的な手法によって可能となるので、再現性を高めることができる。

【0095】

なお、図 7 における複数の構成要素を 1 つのプロセッサへ統合してその機能を実現する

ようにしてもよい。上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路 34 に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路 34 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせる 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。

10

【0096】

また、第 1 の実施形態では、超音波走査時に、超音波診断装置 20 の操作者から位置特定情報の要求を受付けた場合に、位置特定情報を生成し、生成した位置特定情報を超音波走査時に参照される画像処理装置 30 のディスプレイ 32 に表示する場合を示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波走査の終了後に、マンモグラフィ画像と超音波画像とを併用して読影する際に、位置特定情報を生成するようにしてもよい。これにより、読影医は、超音波画像で設定された関心領域に対応するトモシンセシス画像を容易に観察することができ、読影に要する時間を短縮することが可能になる。

20

【0097】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、走査位置情報から位置特定情報を生成する場合について説明した。ところで、超音波診断装置による走査時に、トモシンセシス画像において設定された関心領域の位置を把握できてもよいものである。そこで、第 2 の実施形態では、トモシンセシス画像における関心領域と超音波診断装置による撮像位置とを対応付けた参照情報を更に生成する場合について説明する。

【0098】

図 15 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置 300 の構成例を示す図である。図 15 に示すように、画像処理装置 300 は、入力インターフェース 31 と、ディスプレイ 32 と、通信制御インターフェース 33 と、記憶回路 34 と、処理回路 350 とを有する。なお、図 15 に示す構成要素のうち、図 7 に示した各構成要素と同一の機能を有する場合には、同一の符号を付与して詳細な説明を省略する。

30

【0099】

処理回路 350 は、画像処理装置 300 の動作を制御する。処理回路 350 は、図 15 に示すように、画像データ取得機能 35a と、所見情報作成機能 35b と、表示制御機能 35c と、領域設定機能 351 と、参照情報生成機能 352 と、位置特定機能 35d と、位置情報生成機能 35e と、送信機能 35f とを実行する。ここで、例えば、図 15 に示す処理回路 350 の構成要素である画像データ取得機能 35a と、所見情報作成機能 35b と、表示制御機能 35c と、領域設定機能 351 と、参照情報生成機能 352 と、送信機能 35f が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路 34 に記録されている。処理回路 350 は、各プログラムを記憶回路 34 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 350 は、図 15 の処理回路 350 内に示された各機能を有することとなる。

40

【0100】

領域設定機能 351 は、X 線管 15a から X 線を照射して被検体の乳房を異なる方向から撮像することで生成された 3 次元画像において関心領域を設定する。具体的には、領域設定機能 351 は、入力インターフェース 31 を介して、表示制御機能 35c によって表

50

示された参照画面に配置されたトモシンセシス画像上で任意の位置に任意の大きさの範囲を指定する操作を操作者から受け付ける。そして、領域設定機能 351 は、操作者によって指定された範囲を関心領域として設定する。

【0101】

なお、例えば、領域設定機能 351 は、コンピュータ支援診断の機能を用いて、マンモグラフィ画像から病変部の候補領域を自動検出し、検出した領域を関心領域として設定してもよい。言い換えると、領域設定機能 351 は、コンピュータ支援診断の結果に基づいて関心領域を設定する。また、例えば、領域設定機能 351 は、CAD によって検出された領域に対して、検出された領域の中から領域を選択する操作を操作者から受け付け、選択された領域を関心領域として設定してもよい。

10

【0102】

参照情報生成機能 352 は、関心領域の位置情報を乳房の模式図上に対応付けた参照情報を生成する。例えば、参照情報生成機能 352 は、3次元画像における関心領域の相対的な位置を示す位置情報を乳房の模式図上に対応付けた参照情報を生成する。ここで、参照情報生成機能 352 は、3次元画像において関心領域を含む断面を特定し、3次元画像における断面の相対的な位置と、断面における関心領域の相対的な位置とを位置情報とする。

【0103】

続いて、図 16 ~ 図 19 を用いて、参照情報生成機能 352 の処理動作について説明する。図 16 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置 30 による処理手順を示すフローチャートであり、図 17A ~ 図 17C は、第 2 の実施形態を説明するための図である。図 18 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置 30 による処理手順を示すフローチャートであり、図 19 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。また、図 16 及び図 17A ~ 図 17C では、CC トモシンセシス画像を用いる場合を説明し、図 18 及び図 19 では、ML トモシンセシス画像を用いる場合を説明する。

20

【0104】

まず、CC トモシンセシス画像を用いる場合を説明する。図 16 に示すように、参照情報生成機能 352 は、トモシンセシス画像の関心領域を含む断面と、圧迫板 14 と X 線検出器 16a とを最短距離で結ぶ直線との交点の比 ($a : b$) を算出する (ステップ S101)。図 17A では、圧迫板 14 と X 線検出器 16a との間に被検体の乳房を圧迫して固定している場合を示す。この状態でトモシンセシス撮像を行った場合に生成されるトモシンセシス画像の各断面を破線で示している。また、図 17A に示す例では、圧迫板 14 から 2 つ目の断面に関心領域が含まれるものとして説明する。図 17A に示すように、参照情報生成機能 352 は、圧迫板 14 と X 線検出器 16a とを最短距離で結ぶ直線と、トモシンセシス画像の関心領域を含む断面との交点の比 ($a : b$) を算出する。

30

【0105】

参照情報生成機能 352 は、関心領域を含むトモシンセシス画像の境界及び乳頭を検出する (ステップ S102)。図 17B では、右乳房の CC トモシンセシス画像を示す。参照情報生成機能 352 は、図 17B に示すように、トモシンセシス画像の境界として乳房開始 (終了) 位置と、乳頭とを検出する。そして、参照情報生成機能 352 は、図 17B に示すように、検出された乳房開始 (終了) 位置を通り X 軸に平行な直線 L1 と、乳頭を通る直線 L2 とを最短距離で結ぶ直線 L3 が関心領域を通るように設定し、関心領域の位置の比 ($c : d$) を算出する (ステップ S103)。なお、図 17B では、関心領域を丸印で示す。

40

【0106】

続いて、参照情報生成機能 352 は、図 17C に示すように、乳房の模式図の、乳頭を通り体軸と垂直な直線 L1 上の $c : d$ の比を構成する点を通り、体軸と平行となる直線 L2 を設定する (ステップ S104)。そして、参照情報生成機能 352 は、直線 L2 上に $a : b$ の比を構成する点を決定する (ステップ S105)。なお、図 17C では、右乳房の模式図を示す。

50

【 0 1 0 7 】

次に、M L O トモシンセシス画像を用いる場合を説明する。図 1 8 に示すように、参照情報生成機能 3 5 2 は、トモシンセシス画像の関心領域を含む断面と、圧迫板 1 4 と X 線検出器 1 6 a とを最短距離で結ぶ直線との交点の比 (a : b) を算出する (ステップ S 2 0 1) 。図 1 9 では、圧迫板 1 4 と X 線検出器 1 6 a との間に被検体の乳房を圧迫して固定している場合を示す。この状態でトモシンセシス撮像を行った場合に生成されるトモシンセシス画像の各断面を破線で示している。また、図 1 9 に示す例では、圧迫板 1 4 から 2 つ目の断面に関心領域が含まれるものとして説明する。図 1 9 に示すように、参照情報生成機能 3 5 2 は、圧迫板 1 4 と X 線検出器 1 6 a とを最短距離で結ぶ直線と、トモシンセシス画像の関心領域を含む断面との交点の比 (a : b) を算出する。

10

【 0 1 0 8 】

参照情報生成機能 3 5 2 は、関心領域を含むトモシンセシス画像の境界及び乳頭を検出する (ステップ S 2 0 2) 。図 1 9 では、右乳房の C C トモシンセシス画像を示す。参照情報生成機能 3 5 2 は、図 1 9 に示すように、トモシンセシス画像の境界として乳房開始 (終了) 位置と、乳頭とを検出する。そして、参照情報生成機能 3 5 2 は、図 1 9 に示すように、検出された乳房開始 (終了) 位置を通り X 線管 1 5 a 側に投影した直線 1 1 と、乳頭を通る直線 1 2 とを最短距離で結ぶ直線 1 3 が関心領域を通るように設定し、関心領域の位置の比 (c : d) を算出する (ステップ S 2 0 3) 。

【 0 1 0 9 】

続いて、参照情報生成機能 3 5 2 は、図 1 9 に示すように、関心領域から、X 線管 1 5 a 側に投影した模式図の交点を結ぶ直線 L 1 を生成する (ステップ S 2 0 4) 。そして、参照情報生成機能 3 5 2 は、直線 L 1 上に a : b の比を構成する点を算出する (ステップ S 2 0 5) 。なお、図 1 9 では、右乳房の模式図を示す。

20

【 0 1 1 0 】

参照情報生成機能 3 5 2 は、例えば、D I C O M 形式又は J P E G (Joint Photographic Experts Group) や G I F (Graphics Interchange Format) 、ビットマップなどの形式の画像データとして参照情報を生成する。ここで、参照情報生成機能 3 5 2 は、被検体を一意に識別可能な識別情報を更に対応付けた参照情報を生成して記憶回路 3 4 に格納させる。

【 0 1 1 1 】

また、参照情報生成機能 3 5 2 は、関心領域が存在する位置を、乳頭から体軸方向に対する深さ方向の位置で示す深さ情報を更に生成してもよい。なお、かかる場合、参照情報生成機能 3 5 2 は、例えば、乳頭側から胸壁方向に対する深さ方向の位置で関心領域の相対的な位置を示してもよい。例えば、参照情報生成機能 3 5 2 は、6 分割した乳房において関心領域が乳頭側から 3 つ目の領域に存在する場合、深さ情報として「 3 / 6 分位」を生成してもよい。参照情報生成機能 3 5 2 は、生成した深さ情報に被検体を一意に識別可能な識別情報を更に対応付けて記憶回路 3 4 に格納させる。

30

【 0 1 1 2 】

また、第 2 の実施形態に係る送信機能 3 5 f は、操作者からの指示に応じて、参照情報生成機能 3 5 2 によって生成された参照情報を超音波診断装置 2 0 及び画像表示装置 4 0 の少なくともいずれか一方に送信する。具体的には、送信機能 3 5 f は、入力インターフェース 3 1 を介して、画像処理装置 3 0 又は超音波診断装置 2 0 の操作者から参照情報の送信指示を受け付ける。ここで、送信機能 3 5 f は、被検体を一意に識別可能な識別情報を指定して参照情報の送信指示を受け付ける。そして、送信機能 3 5 f は、参照情報の送信指示を受け付けると、操作者によって指定された識別情報に対応する参照情報を記憶回路 3 4 から取得して、超音波診断装置 2 0 及び画像表示装置 4 0 の少なくともいずれか一方に送信する。言い換えると、送信機能 3 5 f は、超音波走査時に参照されるディスプレイに参照情報を出力させる。

40

【 0 1 1 3 】

また、参照情報生成機能 3 5 2 は、関心領域の性状に応じた形態で参照情報を生成して

50

もよい。例えば、参照情報生成機能 3 5 2 は、模式図のテンプレートを用いて参照情報を生成する際に、模式図上での関心領域の位置情報を示すだけでなく、乳腺密度が所定値より高い領域や、石灰化している領域、腫瘍の領域などをマンモグラフィ画像から抽出して、模式図上に表示してもよい。例えば、参照情報生成機能 3 5 2 は、模式図上でこれらの領域に対応する部分について、領域の種類ごとに模式図の色とは異なる色で表示したり、あらかじめ領域の種類ごとに決められたマークを表示したりする。

【 0 1 1 4 】

そして、第 2 の実施形態に係る処理回路 3 5 0 は、参照情報と、走査位置情報とを比較するようにしてもよい。ここで、処理回路 3 5 0 は、例えば、トモシンセシス画像に対して設定された関心領域付近に、超音波走査時に設定した関心領域がある場合には、トモシンセシス画像に対して設定された関心領域が、超音波走査時に設定した関心領域の付近に存在することを超音波走査時の操作者に通知してもよい。或いは、処理回路 3 5 0 は、読影がトモシンセシス画像と超音波画像とを比較して読影する際に、トモシンセシス画像に対して設定された関心領域と超音波走査時に設定された関心領域とが近くに存在することを読影医に通知してもよい。

10

【 0 1 1 5 】

(その他の実施形態)

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【 0 1 1 6 】

上述した実施形態では、画像処理装置 3 0 或いは画像処理装置 3 0 0 において、位置特定機能 3 5 d と位置情報生成機能 3 5 e とを実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 2 0 において、位置特定機能 3 5 d を実行し、画像処理装置 3 0 或いは画像処理装置 3 0 0 において、位置情報生成機能 3 5 e を実行するようにしてもよい。あるいは、超音波診断装置 2 0 において、位置特定機能 3 5 d を実行し、マンモグラフィ装置 1 0 において、位置情報生成機能 3 5 e を実行するようにしてもよい。あるいは、超音波診断装置 2 0 において、位置特定機能 3 5 d と位置情報生成機能 3 5 e とを実行するようにしてもよい。あるいは、マンモグラフィ装置 1 0 において、位置特定機能 3 5 d と位置情報生成機能 3 5 e とを実行するようにしてもよい。

20

【 0 1 1 7 】

また、上述した実施形態では、超音波診断装置 2 0 の処理回路 2 4 h において、走査位置情報を生成するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、マンモグラフィ装置 1 0 、画像処理装置 3 0 或いは画像処理装置 3 0 0 において、走査位置情報を生成するようにしてもよい。

30

【 0 1 1 8 】

また、上述した実施形態では、画像処理装置 3 0 0 において、領域設定機能 3 5 1 と参照情報生成機能 3 5 2 とを実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、画像処理装置 3 0 0 において、領域設定機能 3 5 1 を実行し、超音波診断装置 2 0 において、参照情報生成機能 3 5 2 を実行するようにしてもよい。あるいは、マンモグラフィ装置 1 0 において、領域設定機能 3 5 1 を実行し、超音波診断装置 2 0 において、参照情報生成機能 3 5 2 を実行するようにしてもよい。また、マンモグラフィ装置 1 0 において、領域設定機能 3 5 1 と参照情報生成機能 3 5 2 とを実行するようにしてもよい。あるいは、超音波診断装置 2 0 において、領域設定機能 3 5 1 と参照情報生成機能 3 5 2 とを実行するようにしてもよい。

40

【 0 1 1 9 】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、C P U お

50

よび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0120】

また、上記の実施形態で説明した制御方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【0121】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、トモシンセシス画像と超音波画像とを併用する検診において、ワークフローを効率化することができる。

【0122】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

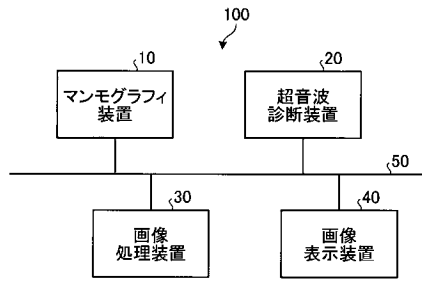
【符号の説明】

【0123】

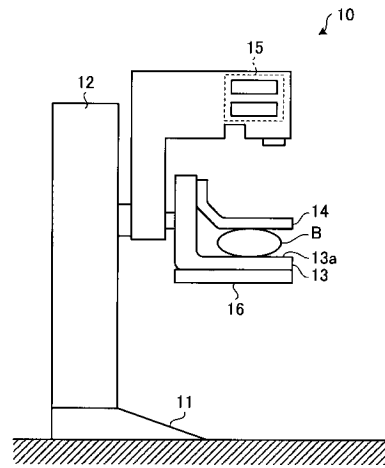
- 10 マンモグラフィ装置
- 20 超音波診断装置
- 30 画像処理装置
- 35 処理回路
- 35d 位置特定機能
- 35e 位置情報生成機能
- 35f 送信機能
- 40 画像表示装置
- 100 医用情報処理装置

30

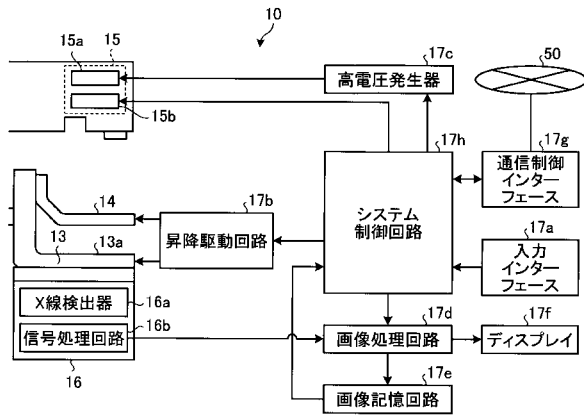
【図 1】



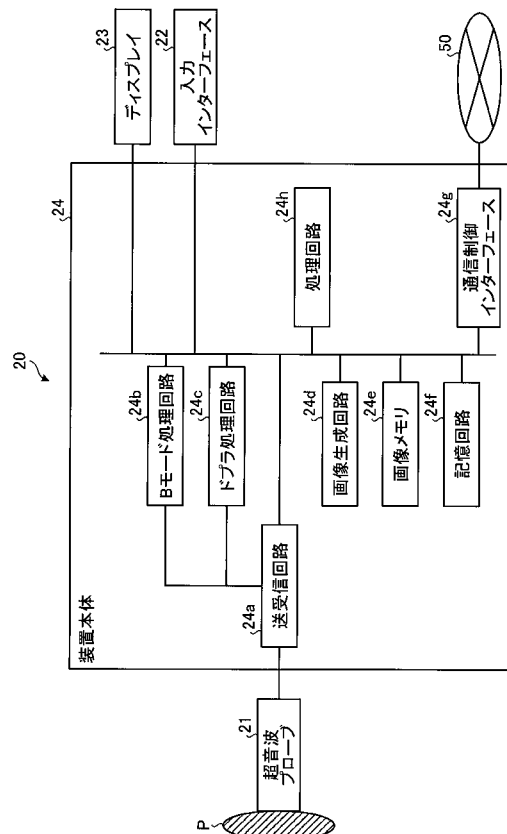
【図 2】



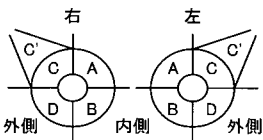
【図 3】



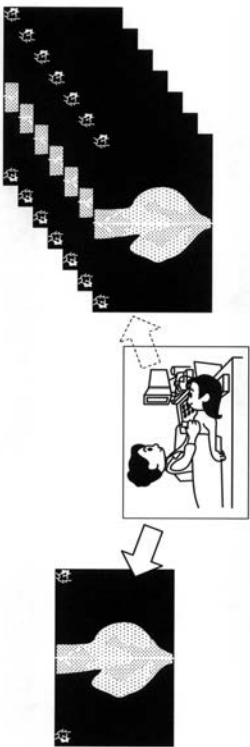
【図 4】



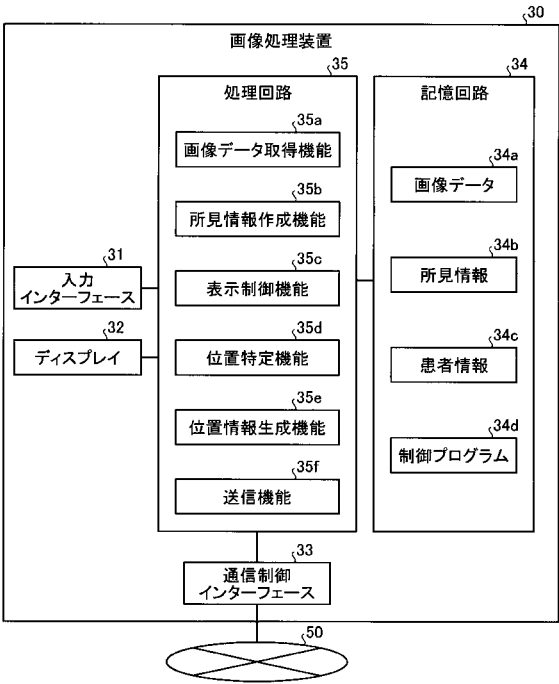
【 図 5 】



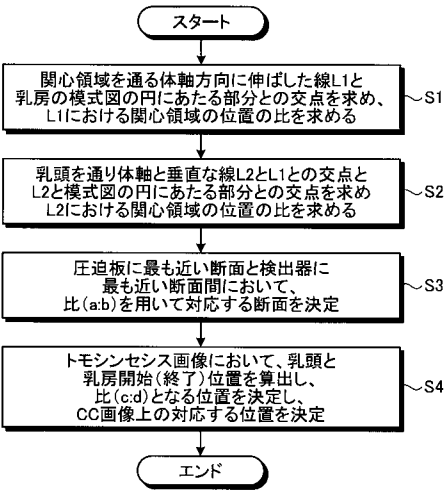
【 図 6 】



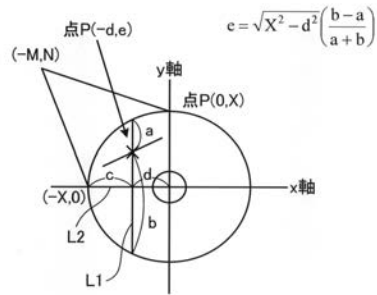
【 図 7 】



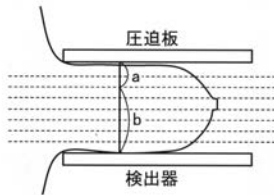
【 図 8 】



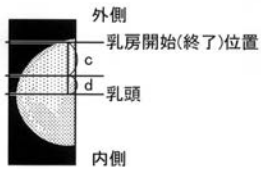
【図 9 A】



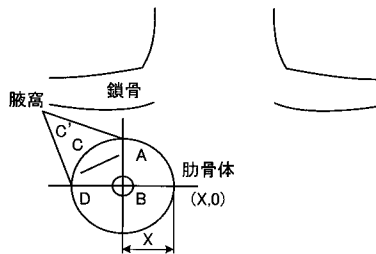
【図 9 B】



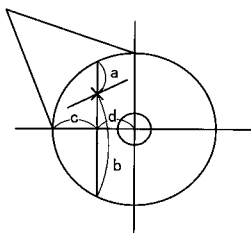
【図 9 C】



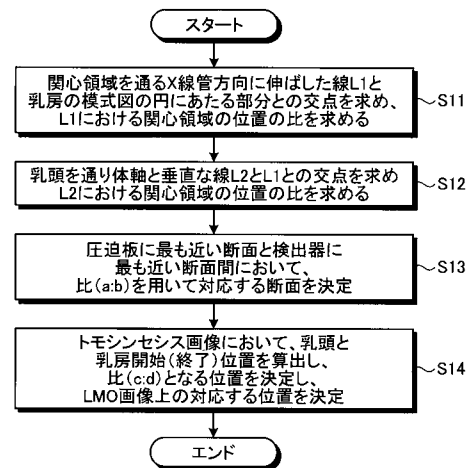
【図 1 1 A】



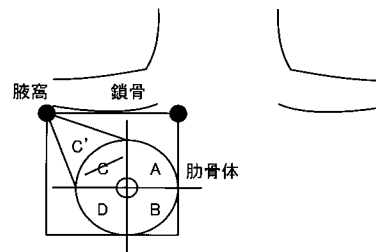
【図 1 1 B】



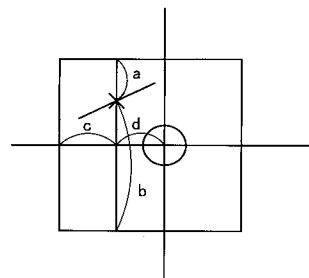
【図 1 0】



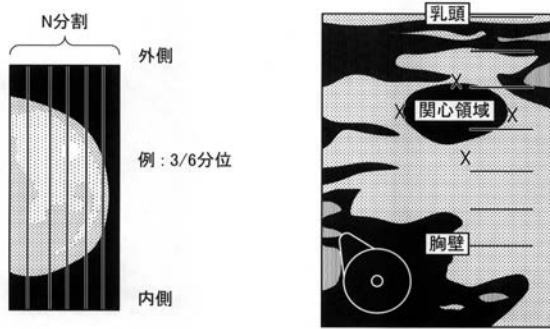
【図 1 2 A】



【図 1 2 B】



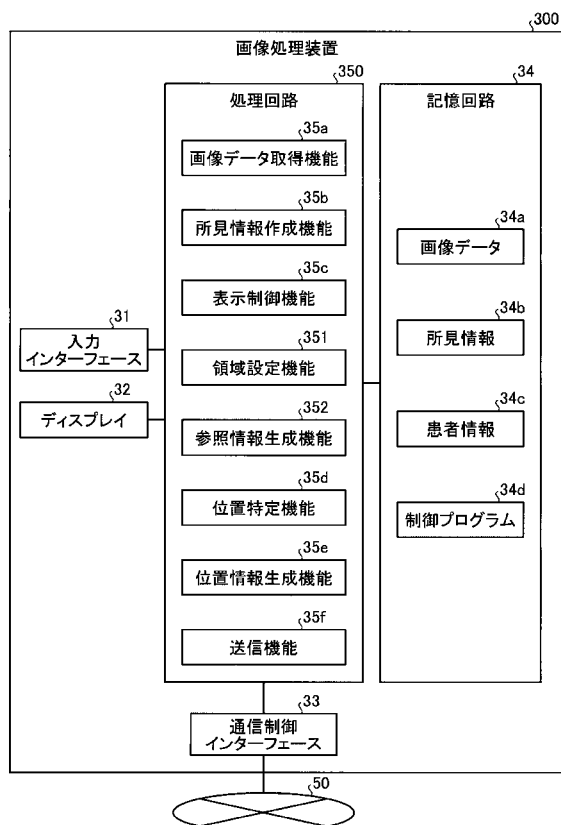
【図 13】



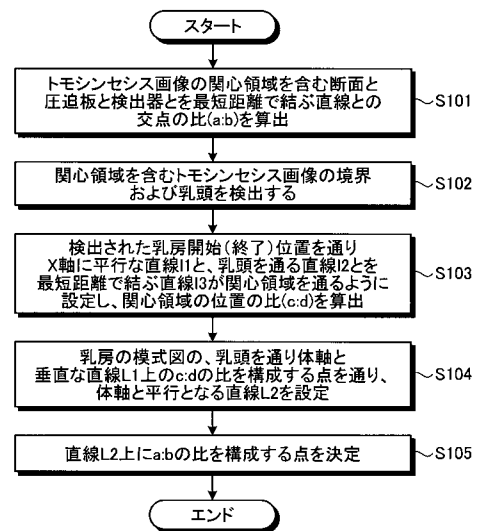
【図 14】



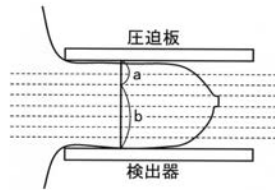
【図 15】



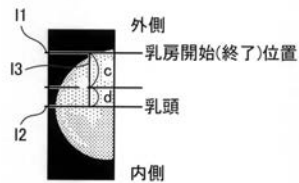
【図 16】



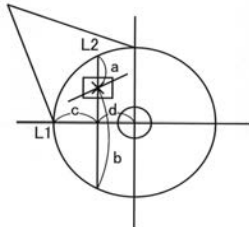
【図 17 A】



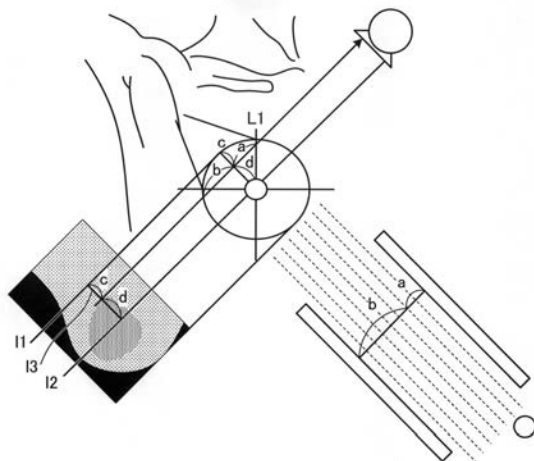
【図 17 B】



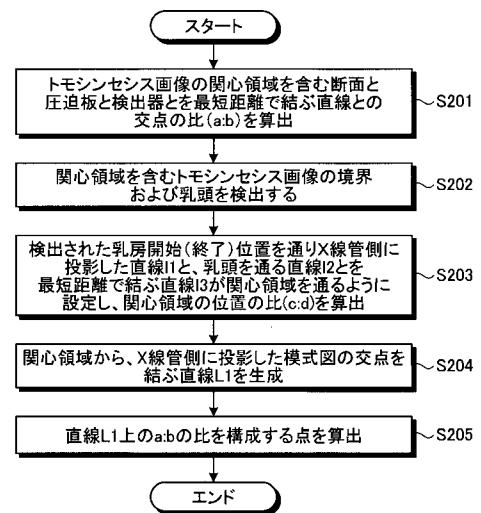
【図 17 C】



【図 19】



【図 18】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
	A 6 1 B 6/02 3 0 0 B	
	A 6 1 B 6/02 3 5 3 C	

(72)発明者 寺井 公一
 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 柴田 真理子
 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 森 啓
 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 佐藤 奈月
 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C093 AA07 AA11 AA25 CA18 DA06 EC24 ED21 FB04 FB05 FF28
 FF42 FF48 FG04 FG08 FG12 FG13 FG18 FH03 FH06 GA01
 4C601 BB03 DD08 JC15 JC33 JC37 KK25 KK32 LL05 LL11 LL33

专利名称(译)	医用情报处理装置		
公开(公告)号	JP2017099769A	公开(公告)日	2017-06-08
申请号	JP2015236960	申请日	2015-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	杉山敦子 小林由昌 丸山敏江 寺井公一 柴田真理子 森啓 佐藤奈月		
发明人	杉山 敦子 小林 由昌 丸山 敏江 寺井 公一 柴田 真理子 森 啓 佐藤 奈月		
IPC分类号	A61B6/02 A61B8/14 A61B6/00		
FI分类号	A61B6/02.300.M A61B8/14 A61B6/00.370 A61B6/00.330.Z A61B6/00.360.Z A61B6/02.300.B A61B6/02.353.C		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/AA11 4C093/AA25 4C093/CA18 4C093/DA06 4C093/EC24 4C093/ED21 4C093/FB04 4C093/FB05 4C093/FF28 4C093/FF42 4C093/FF48 4C093/FG04 4C093/FG08 4C093/FG12 4C093/FG13 4C093/FG18 4C093/FH03 4C093/FH06 4C093/GA01 4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/JC15 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/KK32 4C601/LL05 4C601/LL11 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够使用断层合成图像和超声图像组合来提高医学检查中的工作流程的效率的系统。一种医疗信息处理装置，包括第一存储单元，第二存储单元，计算单元和图像生成处理单元。第一存储单元将感兴趣区域的位置存储在附在乳房的示意图上的超声波检查中。第二存储单元存储由与超声波诊断装置不同的医学图像诊断装置获取的对象的三维图像。计算单元基于附着在乳房的示意图上的感兴趣区域的位置来获得三维图像上的位置。图像生成处理单元基于三维图像上的位置生成输出图像。

