

(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2019-69319

(P2019-69319A)

(43) 公開日 令和1年5月9日 (2019.5.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 O	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 6/00 3 3 O Z	

審査請求 有 請求項の数 14 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2019-22078 (P2019-22078)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成31年2月8日 (2019.2.8)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2016-69187 (P2016-69187)	(74) 代理人	110001519
	の分割		特許業務法人太陽国際特許事務所
原出願日	平成28年3月30日 (2016.3.30)	(72) 発明者	千代 知成
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム (参考)	4C093 AA01 CA37 DA06 ED21 FD09
			FF17 FF18 FF28 FF35 FG01
			FG16
			4C601 BB03 BB09 DD08 DD19 DD23
			EE10 EE11 GC03 GC05 JB34
			JC25 JC37 KK02 KK25 KK31
			LL33

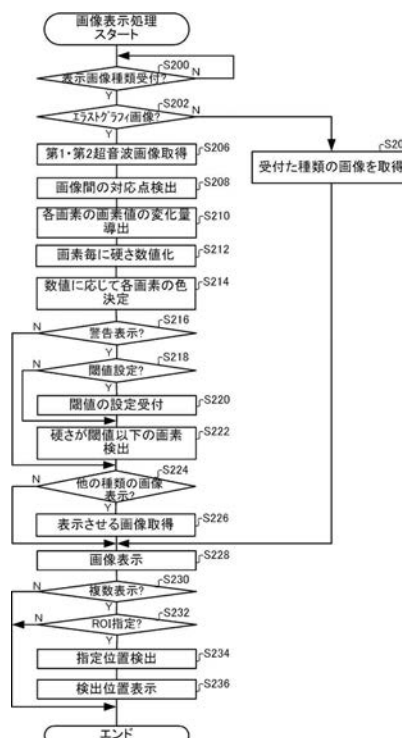
(54) 【発明の名称】 硬さ導出装置、医用撮影システム、硬さ導出方法、及び硬さ導出プログラム

(57) 【要約】

【課題】乳房の組織の硬さを安定的に計測することが可能な、硬さ導出装置、医用撮影システム、硬さ導出方法、及び硬さ導出プログラムを提供する。

【解決手段】硬さ導出装置は、圧迫部材により第1圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得する放射線画像取得部と、前記圧迫部材による前記第1圧迫圧での前記乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された前記乳房の第1超音波画像と、前記第1圧迫圧と異なる第2圧迫圧で、前記圧迫部材により前記乳房を圧迫した状態で超音波撮影された前記乳房の第2超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得する超音波画像取得部と、前記超音波画像取得部によって取得された複数の超音波画像を用いて前記複数の超音波画像間の対応点の変化量を求め、前記対応点の変化量に基づいて、前記乳房の組織の硬さを示す情報を導出する導出部と、を備える。

【選択図】 図 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧迫部材により第 1 圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得する放射線画像取得部と、

前記圧迫部材による前記第 1 圧迫圧での前記乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された前記乳房の第 1 超音波画像と、前記第 1 圧迫圧と異なる第 2 圧迫圧で、前記圧迫部材により前記乳房を圧迫した状態で超音波撮影された前記乳房の第 2 超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得する超音波画像取得部と、

前記超音波画像取得部によって取得された複数の超音波画像を用いて前記複数の超音波画像間の対応点の変化量を求め、前記対応点の変化量に基づいて、前記乳房の組織の硬さを示す情報を導出する導出部と、

を備えた硬さ導出装置。

【請求項 2】

前記導出部は、前記超音波画像取得部によって取得された複数の超音波画像の各々における、前記乳房の対応する部位の画素を前記対応点とし、前記対応点である画素の画素値の変化量に基づいて、前記乳房の組織の硬さを示す情報を導出する、

請求項 1 に記載の硬さ導出装置。

【請求項 3】

前記導出部は、前記超音波画像取得部によって取得された複数の超音波画像の各々における、前記乳房の対応する部位の画素を前記対応点とし、前記対応点である画素の位置の変化量に基づいて、前記乳房の組織の硬さを示す情報を導出する、

請求項 1 に記載の硬さ導出装置。

【請求項 4】

前記導出部が導出した情報によって示される硬さに応じた色を用いて得られるエラストグラフィ画像を表示部に表示させる制御を行う表示制御部をさらに備えた、

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の硬さ導出装置。

【請求項 5】

前記表示制御部は、前記放射線画像と、前記エラストグラフィ画像とを、並べてもしくは重ねて前記表示部に表示させる制御を行う、

請求項 4 に記載の硬さ導出装置。

【請求項 6】

前記表示部に表示された前記放射線画像及び前記エラストグラフィ画像のいずれか一方における関心物領域の指定を受け付ける関心物領域受付部をさらに備え、

前記表示制御部は、前記放射線画像及び前記エラストグラフィ画像のうち前記関心物領域が指定された画像から前記関心物領域受付部が受け付けた前記関心物領域の位置を検出し、前記関心物領域が指定されなかった画像における、検出した前記関心物領域の位置に対応する位置を表す情報を表示させる制御を行う、

請求項 5 に記載の硬さ導出装置。

【請求項 7】

前記超音波画像取得部は、前記圧迫部材によって前記第 1 圧迫圧及び前記第 2 圧迫圧を含む複数の圧力の各々で前記乳房を圧迫した状態で前記乳房を超音波で走査することにより前記乳房の超音波撮影を行う超音波画像撮影装置から前記複数の超音波画像を取得し、

前記表示制御部は、前記放射線画像を前記表示部に表示させ、

前記表示部に表示された前記放射線画像から関心物の画像の指示を受け付ける関心物画像受付部をさらに備え、

前記放射線画像から前記関心物画像受付部が受け付けた前記関心物の画像の位置を検出し、検出した前記関心物の画像の位置に対応する位置では、超音波を走査する速度を、他の位置よりも遅くさせる制御を前記超音波画像撮影装置に対して行う撮影制御部を備えた、

請求項 4 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の硬さ導出装置。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記超音波画像取得部は、前記圧迫部材によって前記第 1 圧迫圧及び前記第 2 圧迫圧を含む複数の圧力の各々で前記乳房を圧迫した状態で前記乳房を超音波で走査することにより前記乳房の超音波撮影を行う超音波画像撮影装置から前記複数の超音波画像を取得し、

前記放射線画像から関心物の画像の位置を検出し、検出した前記関心物の画像の位置に対応する位置では、超音波を走査する速度を、他の位置よりも遅くさせる制御を前記超音波画像撮影装置に対して行う撮影制御部を備えた、

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の硬さ導出装置。

【請求項 9】

前記超音波画像取得部は、前記圧迫部材によって前記第 1 圧迫圧及び前記第 2 圧迫圧を含む複数の圧力の各々で前記乳房を圧迫した状態で前記乳房を超音波で走査することにより前記乳房の超音波撮影を行う超音波画像撮影装置から前記複数の超音波画像を取得し、

前記乳房に含まれる関心物に対応する関心物領域の位置では、超音波を走査する速度を、他の位置よりも遅くさせる制御を前記超音波画像撮影装置に対して行う撮影制御部を備えた、

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の硬さ導出装置。

【請求項 10】

前記導出部が導出した情報により表される硬さが、閾値となる硬さよりも硬い場合、前記閾値となる硬さよりも硬い前記乳房の組織の位置を表す情報の表示、及び警告を行う警告部をさらに備えた、

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の硬さ導出装置。

【請求項 11】

前記閾値となる硬さの設定を受け付ける硬さ受付部をさらに備え、

前記警告部は、前記硬さ受付部が受け付けた前記閾値となる硬さよりも硬い前記乳房の組織の位置を表す情報の表示、及び警告を行う、

請求項 10 に記載の硬さ導出装置。

【請求項 12】

圧迫部材によって前記第 1 圧迫圧及び前記第 2 圧迫圧を含む複数の圧力の各々で乳房を圧迫した状態で前記乳房を超音波で走査することにより前記乳房の超音波撮影を行い、撮影された複数の超音波画像を出力する超音波画像撮影装置と、

前記超音波画像撮影装置から出力された前記複数の超音波画像を取得部において取得する、請求項 1 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の硬さ導出装置と、

を備えた医用撮影システム。

【請求項 13】

圧迫部材により第 1 圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得し、

前記圧迫部材による前記第 1 圧迫圧での前記乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された前記乳房の第 1 超音波画像と、前記第 1 圧迫圧と異なる第 2 圧迫圧で、前記圧迫部材により前記乳房を圧迫した状態で超音波撮影された前記乳房の第 2 超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得し、

取得された複数の超音波画像を用いて前記複数の超音波像間の対応点の変化量を求め、前記対応点の変化量に基づいて、前記乳房の組織の硬さを示す情報を導出する、

ことを含む処理をコンピュータに実行させるための硬さ導出方法。

【請求項 14】

圧迫部材により第 1 圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得し、

前記圧迫部材による前記第 1 圧迫圧での前記乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された前記乳房の第 1 超音波画像と、前記第 1 圧迫圧と異なる第 2 圧迫圧で、前記圧迫部材により前記乳房を圧迫した状態で超音波撮影された前記乳房の第 2 超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得し、

取得された複数の超音波画像を用いて前記複数の超音波像間の対応点の変化量を求め、前記対応点の変化量に基づいて、前記乳房の組織の硬さを示す情報を導出する、

ことを含む処理をコンピュータに実行させるための硬さ導出プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、硬さ導出装置、医用撮影システム、硬さ導出方法、及び硬さ導出プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

乳房の組織の観察や診断に用いるため、乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波画像を撮影する超音波画像撮影装置が知られている。また、この超音波画像を用いて乳房の組織の硬さを検出する技術として、エラストグラフィが知られている。

10

【0003】

一般的に、超音波画像撮影装置で乳房の超音波画像を撮影する場合、オペレータが超音波プローブを被検者の乳房の表面で移動させ、超音波プローブにより乳房を圧迫して撮影を行う。

【0004】

一般的に、エラストグラフィでは、オペレータやその手技によっては乳房の圧迫具合が異なってしまうことがあり、エラストグラフィの検出結果、すなわち、乳房の固さの検出結果が安定的に得られない場合がある。

【0005】

20

オペレータによらずエラストグラフィを行う技術として、特許文献1には、乳房がパドルにより軽く圧迫された状態で超音波プローブを走査することにより、超音波画像を撮影することにより自動でエラストグラフィを行う技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2013-530394号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

30

しかしながら、特許文献1に記載の技術のように、乳房を軽く圧迫した状態でエラストグラフィを行うことにより、乳房の圧迫具合をオペレータによらず、一定にすることが可能であるが、特許文献1に記載の技術では、乳房の組織の相対的な硬さを検出するため、乳房の組織の硬さを安定的に計測することが可能な技術が望まれている。

【0008】

本発明は、上記事実を考慮して成されたもので、乳房の組織の硬さを安定的に計測することが可能な、硬さ導出装置、医用撮影システム、硬さ導出方法、及び硬さ導出プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

40

上記目的を達成するために本開示の硬さ導出装置は、圧迫部材により第1圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得する放射線画像取得部と、圧迫部材による第1圧迫圧での乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された乳房の第1超音波画像と、第1圧迫圧と異なる第2圧迫圧で、圧迫部材により乳房を圧迫した状態で超音波撮影された乳房の第2超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得する超音波画像取得部と、超音波画像取得部によって取得された複数の超音波画像を用いて複数の超音波像間の対応点の変化量を求め、対応点の変化量に基づいて、乳房の組織の硬さを示す情報を導出する導出部と、を備える。

【0010】

本開示の硬さ導出装置の導出部は、導出部は、超音波画像取得部によって取得された複

50

数の超音波画像の各々における、乳房の対応する部位の画素を対応点とし、対応点である画素の画素値の変化量に基づいて、乳房の組織の硬さを示す情報を導出してもよい。

【0011】

本開示の硬さ導出装置の導出部は、超音波画像取得部によって取得された複数の超音波画像の各々における、乳房の対応する部位の画素を対応点とし、対応点である画素の位置の変化量に基づいて、乳房の組織の硬さを示す情報を導出してもよい。

【0012】

本開示の硬さ導出装置は、導出部が導出した情報によって示される硬さに応じた色を用いて得られるエラストグラフィ画像を表示部に表示させる制御を行う表示制御部をさらに備えてもよい。

10

【0013】

本開示の硬さ導出装置の取得部は、圧迫部材によって乳房を圧迫した状態で乳房に放射線を照射させて撮影された放射線画像をさらに取得し、表示制御部は、放射線画像と、エラストグラフィ画像とを、並べてもしくは重ねて表示部に表示させる制御を行ってもよい。

【0014】

また、本開示の硬さ導出装置は、表示部に表示された放射線画像及びエラストグラフィ画像のいずれか一方における関心物領域の指定を受け付ける関心物領域受付部をさらに備え、表示制御部は、放射線画像及びエラストグラフィ画像のうち関心物領域が指定された画像から関心物領域受付部が受け付けた関心物領域の位置を検出し、関心物領域が指定されなかった画像における、検出した関心物領域の位置に対応する位置を表す情報を表示させる制御を行ってもよい。

20

【0015】

本開示の硬さ導出装置の超音波画像取得部は、圧迫部材によって第1圧迫圧及び第2圧迫圧を含む複数の圧力の各々で乳房を圧迫した状態で乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波撮影を行う超音波画像撮影装置から複数の超音波画像を取得し、表示制御部は、放射線画像を表示部に表示させ、表示部に表示された放射線画像から関心物の画像の指示を受け付ける関心物画像受付部をさらに備え、放射線画像から関心物画像受付部が受け付けた関心物の画像の位置を検出し、検出した関心物の画像の位置に対応する位置では、超音波を走査する速度を、他の位置よりも遅くさせる制御を超音波画像撮影装置に対して行う撮影制御部を備えてもよい。

30

【0016】

本開示の硬さ導出装置の超音波画像取得部は、圧迫部材によって第1圧迫圧及び第2圧迫圧を含む複数の圧力の各々で乳房を圧迫した状態で乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波撮影を行う超音波画像撮影装置から複数の超音波画像を取得し、放射線画像から関心物の画像の位置を検出し、検出した関心物の画像の位置に対応する位置では、超音波を走査する速度を、他の位置よりも遅くさせる制御を超音波画像撮影装置に対して行う撮影制御部を備えてもよい。

【0017】

本開示の硬さ導出装置の超音波画像取得部は、圧迫部材によって第1圧迫圧及び第2圧迫圧を含む複数の圧力の各々で乳房を圧迫した状態で乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波撮影を行う超音波画像撮影装置から複数の超音波画像を取得し、乳房に含まれる関心物に対応する関心物領域の位置では、超音波を走査する速度を、他の位置よりも遅くさせる制御を超音波画像撮影装置に対して行う撮影制御部を備えてもよい。

40

【0018】

本開示の硬さ導出装置は、導出部が導出した情報により表される硬さが、閾値となる硬さよりも硬い場合、閾値となる硬さよりも硬い乳房の組織の位置を表す情報の表示、及び警告を行う警告部をさらに備えてもよい。

【0019】

本開示の硬さ導出装置は、閾値となる硬さの設定を受け付ける硬さ受付部をさらに備え

50

、警告部は、硬さ受付部が受け付けた閾値となる硬さよりも硬い乳房の組織の位置を表す情報の表示、及び警告を行ってもよい。

【 0 0 2 0 】

上記目的を達成するために本開示の医用撮影システムは、圧迫部材によって第 1 圧迫圧及び第 2 圧迫圧を含む複数の圧力の各々で乳房を圧迫した状態で乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波撮影を行い、撮影された複数の超音波画像を出力する超音波画像撮影装置と、超音波画像撮影装置から出力された複数の超音波画像を取得部において取得する、本開示の硬さ導出装置と、を備える。

【 0 0 2 1 】

上記目的を達成するために本開示の硬さ導出方法は、圧迫部材により第 1 圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得し、圧迫部材による第 1 圧迫圧での乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された乳房の第 1 超音波画像と、第 1 圧迫圧と異なる第 2 圧迫圧で、圧迫部材により乳房を圧迫した状態で超音波撮影された乳房の第 2 超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得し、取得された複数の超音波画像を用いて複数の超音波画像間の対応点の変化量を求め、対応点の変化量に基づいて、乳房の組織の硬さを示す情報を導出する、ことを含む処理をコンピュータに実行させるための方法である。

10

【 0 0 2 2 】

上記目的を達成するために本開示の硬さ導出プログラムは、圧迫部材により第 1 圧迫圧で圧迫された乳房の放射線画像を取得し、圧迫部材による第 1 圧迫圧での乳房の圧迫を維持したままで、超音波撮影された乳房の第 1 超音波画像と、第 1 圧迫圧と異なる第 2 圧迫圧で、圧迫部材により乳房を圧迫した状態で超音波撮影された乳房の第 2 超音波画像とを含む複数の超音波画像を取得し、取得された複数の超音波画像を用いて複数の超音波画像間の対応点の変化量を求め、対応点の変化量に基づいて、乳房の組織の硬さを示す情報を導出する、ことを含む処理をコンピュータに実行させるためのものである。

20

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 2 3 】

本発明では、乳房の組織の硬さを安定的に計測することが可能な、硬さ導出装置、医用撮影システム、硬さ導出方法、及び硬さ導出プログラムを提供することができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の医用撮影システムにおける医用撮影装置及びコンソールの構成を表すブロック図である。

30

【 図 2 】 第 1 実施形態の医用撮影装置の撮像部の外観を示す側面図である。

【 図 3 】 第 1 実施形態の医用撮影装置において連続撮影モードにおける放射線画像の撮影を行う場合を説明する図である。

【 図 4 】 第 1 実施形態の医用撮影装置による放射線画像及び超音波画像の撮影を連続して行う連続撮影モードにおける撮影動作の全体的な流れを表したフローチャートである。

【 図 5 】 第 1 実施形態の医用撮影装置において超音波画像の撮影を行う場合を説明する図である。

【 図 6 】 第 1 実施形態のコンソールによる画像表示処理の流れを表したフローチャートである。

40

【 図 7 】 第 1 実施形態における警告の表示を行わない場合の、放射線画像とエラストグラフィ画像とを並べて表示する場合の表示の一例を示す模式図である。

【 図 8 】 第 1 実施形態における警告の表示を行う場合の、放射線画像とエラストグラフィ画像とを並べて表示する場合の表示の一例を示す模式図である。

【 図 9 】 第 1 実施形態における、放射線画像とエラストグラフィ画像とを重畳させて表示する場合の表示の一例を示す模式図である。

【 図 1 0 】 第 1 実施形態において、放射線画像における関心物画像を指定する場合の一例として、マウスポインタを用いて、関心物画像を含む関心領域を指定した状態の一例を示す模式図である。

50

【図 1 1】図 7 に示した一例において、ユーザが指定した関心物画像に対応する、エラストグラフィ画像における位置の表示の一例を示す模式図である。

【図 1 2】図 1 1 に示した一例において、異なる位置における B モード画像を表示させる場合の一例を示す模式図である。

【図 1 3】第 2 実施形態の医用撮影装置による放射線画像及び超音波画像の撮影を連続して行う連続撮影モードにおける撮影動作の全体的な流れを表したフローチャートある。

【図 1 4】第 2 実施形態において、コンソールの制御部が、医用撮影装置から取得した放射線画像の表示の一例を示す模式図である。

【図 1 5】第 2 実施形態において、圧迫板上面における走査速度を変更する位置を放射線画像から決定する方法を説明するための模式図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、本実施形態は本発明を限定するものではない。

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、本実施形態の医用撮影システム 1 は、医用撮影装置 10 及びコンソール 50 を備えている。

【0026】

本実施形態の医用撮影装置 10 は、被検者の乳房に放射線 R を照射し、乳房を透過した放射線 R を検出することによって放射線画像を撮影するマンモグラフィ装置の機能と、乳房に超音波を送信し、乳房の内部において反射した超音波エコーを受信することによって超音波画像を撮影する超音波画像撮影装置の機能とを併せ持つ。

20

【0027】

また、本実施形態の医用撮影装置 10 における超音波画像の撮影には、通常の超音波画像（詳細後述）の撮影と、エラストグラフィ用の超音波画像の撮影の 2 種類がある。なお、本実施形態において「エラストグラフィ」とは、乳房の硬さとして、乳房全体ではなく乳房組織の硬さを検出することをいう。本実施形態の医用撮影システム 1 では、医用撮影装置 10 により撮影された超音波画像を用いてエラストグラフィを行った結果を表す画像（以下、「エラストグラフィ画像」という）をユーザに提示する。

【0028】

なお、本実施形態では、「ユーザ」とは、乳房の関心部位の診断や観察等を行う者のことをいい、「オペレータ」とは、放射線画像や超音波画像の撮影を行う者のこという。「ユーザ」と「オペレータ」とは、同一人物であってもよいし、異なる人物であってもよい。

30

【0029】

図 2 を参照して、本実施形態に係る医用撮影装置 10 の構成について説明する。

【0030】

図 2 に示すように本実施形態の医用撮影装置 10 は、アーム部 20 と、基台 22 と、軸部 24 と、を備えている。基台 22 は、アーム部 20 を上下方向（Z 軸方向）に移動可能に保持する。軸部 24 は、アーム部 20 を基台 22 に連結する。またアーム部 20 は、軸部 24 を回転軸として、基台 22 に対して相対的に回転可能となっている。

40

【0031】

アーム部 20 には、放射線射出部 25 と、撮影台 31 と、圧迫ユニット 21 と、が設けられている。

【0032】

放射線射出部 25 は、放射線管 26、フィルタ 28、及び高電圧発生部 29 を備える。放射線管 26 は、管電圧が印加されることによって放射線 R を発生する。フィルタ 28 は、モリブデン（Mo）又はロジウム（Rh）等の材料によって作製され、放射線管 26 が発生する放射線 R に含まれている複数の波長成分の内から所望の波長成分を選択的に透過させる。

50

【 0 0 3 3 】

撮影を行う場合、撮影台 3 1 上には、被検者の乳房がポジショニングされる。被検者の乳房が接する撮影台 3 1 等は、放射線 R の透過性や強度の観点から、例えば、カーボンで形成されている。撮影台 3 1 の内部には、乳房及び撮影台 3 1 を透過した放射線 R を検出する放射線検出器 3 0 が配置されている。放射線検出器 3 0 が検出した放射線 R に基づいて放射線画像が生成される。本実施形態の放射線検出器 3 0 の種類は特に限定されず、例えば、放射線 R を光に変換し、変換した光を電荷に変換する間接変換方式の放射線検出器であってもよいし、放射線 R を直接電荷に変換する直接変換方式の放射線検出器であってもよい。

【 0 0 3 4 】

圧迫ユニット 2 1 には、圧迫板 3 2 と、圧迫板移動機構 3 4 と、超音波プローブ 3 6 と、プローブ移動機構 3 8 と、が設けられている。圧迫ユニット 2 1 と、アーム部 2 0 とは、軸部 2 4 を回転軸として、別々に、基台 2 2 に対して相対的に回転可能となっている。本実施形態では、軸部 2 4、アーム部 2 0、及び圧迫ユニット 2 1 にそれぞれギアが設けられ、このギア同士の噛合状態・非噛合状態を切替えることにより、アーム部 2 0 及び圧迫ユニット 2 1 の各々が軸部 2 4 に連結される。軸部 2 4 に連結されたアーム部 2 0 及び圧迫ユニット 2 1 の一方または両方が、軸部 2 4 と一体に回転する。

【 0 0 3 5 】

圧迫板 3 2 は、圧迫板移動機構 3 4 により上下方向（Z 軸方向）に移動し、撮影台 3 1 との間で被検者の乳房を圧迫する。圧迫板 3 2 は、乳房の圧迫において位置合わせや圧迫状態の確認を行うために光学的に透明であることが好ましく、放射線射出部 2 5 から射出される放射線 R を透過し易くするため放射線 R の透過性に優れた材料によって形成される。また、圧迫板 3 2 は、超音波プローブ 3 6 から送信される超音波を伝播し易い材料により形成されていることが望ましい。圧迫板 3 2 の材料としては、例えば、ポリメチルペンテン、ポリカーボネート、アクリル、及びポリエチレンテレフタレート等の樹脂を用いることができる。特に、ポリメチルペンテンは、剛性が低く伸縮性及び可撓性に優れると共に、超音波の反射率に影響する音響インピーダンスと超音波の減衰に影響する減衰係数において適した値を有するので、圧迫板 3 2 の材料として適している。

【 0 0 3 6 】

超音波プローブ 3 6 は、プローブ移動機構 3 8 により圧迫板 3 2 の上面（被検者の乳房が配置される側と反対側の面）に沿って移動し、乳房を超音波で走査することにより乳房の超音波画像を取得する。超音波プローブ 3 6 は、1 次元状、又は、2 次元状に配列された複数の超音波トランスデューサ（図示省略）を備える。各々の超音波トランスデューサは、印加される駆動信号に基づいて超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する。

【 0 0 3 7 】

複数の超音波トランスデューサの各々は、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛：P b (lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、P V D F（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子により構成される。振動子の電極に、パルス状又は連続波の駆動信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力され、ケーブル（図示省略）を介して、制御部 4 0 に入力される。

【 0 0 3 8 】

超音波撮影が行われる場合には、超音波プローブ 3 6 は、圧迫板 3 2 の上面にエコーゼリ等の音響マッチング部材（図 5 参照、詳細後述）が塗布された状態で、圧迫板 3 2 の上面に沿って移動する。本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、制御部 4 0 がプローブ移動機構 3 8 によって超音波プローブ 3 6 を移動させることにより、オペレータが超音波プロ

10

20

30

40

50

ープ 36 を移動させることなく、自動的に超音波画像の撮影を行う。なお、本実施形態に限らず、オペレータにより超音波プローブ 36 を移動させて超音波画像の撮影を行ってもよい。

【0039】

また、図 1 に示すように、本実施形態の医用撮影装置 10 は、圧力センサ 33、位置センサ 37、制御部 40、記憶部 42、操作パネル 44、及び I/F (InterFace) 部 46 を備える。放射線射出部 25、放射線検出器 30、圧力センサ 33、圧迫板移動機構 34、超音波プローブ 36、位置センサ 37、プローブ移動機構 38、制御部 40、記憶部 42、操作パネル 44、及び I/F (InterFace) 部 46 は、システムバスやコントロールバス等のバス 49 を介して相互に各種信号の授受が可能に接続されている。

10

【0040】

制御部 40 は、CPU (Central Processing Unit) 40A、ROM (Read Only Memory) 40B、及び RAM (Random Access Memory) 40C を備える。ROM 40B には、CPU 40A で実行される各種のプログラム等が予め記憶されている。RAM 40C は、各種データを一時的に記憶する。

【0041】

圧力センサ 33 は、圧迫板 32 に印加される圧力を検出する。また、位置センサ 37 は、超音波プローブ 36 に内蔵されており、超音波プローブ 36 の位置 (圧迫板 32 表面上での位置) を検出する。

【0042】

20

制御部 40 は、医用撮影装置 10 の全体の動作を制御する。本実施形態の制御部 40 は、放射線画像の撮影を行う場合、放射線射出部 25、放射線検出器 30、及び圧迫板移動機構 34 を制御する。制御部 40 は、圧力センサ 33 の検出結果に基づいて、圧迫板移動機構 34 により圧迫板 32 を移動させて乳房を撮影台 31 との間で圧迫する。制御部 40 が、管電圧や管電流等の撮影条件を調整して、高電圧発生部 29 により発生させた高電圧を放射線管 26 に印加することにより放射線射出部 25 から放射線 R が射出される。制御部 40 は、乳房を透過した放射線 R を放射線検出器 30 により検出させることで放射線画像の撮影を行う。

【0043】

また、本実施形態の制御部 40 は、超音波画像の撮影を行う場合、圧迫板 32 により乳房を圧迫させた状態で、超音波プローブ 36 及びプローブ移動機構 38 を制御する。制御部 40 は、位置センサ 37 の検出結果に基づいて超音波プローブ 36 の位置を把握し、プローブ移動機構 38 により超音波プローブ 36 を移動させる。制御部 40 は、プローブ移動機構 38 により超音波プローブ 36 を移動させながら、超音波を送受信することで超音波画像の撮影を行う。また、本実施形態の制御部 40 は、エラストグラフィ用の超音波画像を撮影する場合、圧迫板 32 により乳房を圧迫する圧迫圧が各々異なる 2 枚の超音波画像を撮影する。

30

【0044】

記憶部 42 には、撮影によって得られた放射線画像、超音波画像、及びエラストグラフィ画像の各画像データや、他の各種情報等が記憶される。記憶部 42 の具体例としては、HDD (Hard Disk Drive) や SSD (Solid State Drive) 等が挙げられる。

40

【0045】

操作パネル 44 は、オペレータによる撮影に関する指示 (例えば、圧迫板 32 による乳房の圧迫指示等) を受け付ける。操作パネル 44 は、例えば、医用撮影装置 10 のアーム部 20 に設けられている。なお、操作パネル 44 は、表示部と入力部とを組み合わせたタッチパネルとして設けられてもよい。

【0046】

I/F 部 46 は、無線通信または有線通信により、コンソール 50 や外部システム (例えば、RIS: Radiology Information System) 等との間で各種情報の通信を行う。本実施形態の医用撮影装置 10 では、撮影した放射線画像や超音波画像を I/F 部 46 からコ

50

ンソール 50 や読影装置等の外部の装置に送信する。

【0047】

一方、図 1 に示すように、本実施形態のコンソール 50 は、制御部 52、記憶部 54、表示部 56、入力部 57、及び I/F 部 58 を備える。制御部 52、記憶部 54、表示部 56、入力部 57、及び I/F 部 58 は、システムバスやコントロールバス等のバス 59 を介して相互に各種信号の授受が可能に接続されている。

【0048】

制御部 52 は、CPU 52A、ROM 52B、及び RAM 52C を備える。ROM 52B には、CPU 52A で実行される硬さ導出プログラムを含む各種のプログラム等が予め記憶されている。RAM 52C は、各種データを一時的に記憶する。

10

【0049】

制御部 52 は、コンソール 50 の全体の動作を制御する。本実施形態の制御部 52 は、撮影メニューに基づいて医用撮影装置 10 に、放射線画像の撮影、及び超音波画像の撮影を指示する。

【0050】

また、本実施形態の制御部 52 は、医用撮影装置 10 によって得られた放射線画像及び超音波画像を表示部 56 に表示させる制御を行う。さらに、制御部 52 は、医用撮影装置 10 によって得られた超音波画像からエラストグラフィ画像を生成し、生成したエラストグラフィ画像を表示部 56 に表示させる制御を行う。

【0051】

20

記憶部 54 には、医用撮影装置 10 によって得られた放射線画像、超音波画像、及びエラストグラフィ画像の各画像データや、他の各種情報等が記憶される。記憶部 54 の具体例としては、HDD や SSD 等が挙げられる。

【0052】

表示部 56 は、放射線画像や超音波画像の撮影に関する情報を表示する。また、表示部 56 は、放射線画像、超音波画像及びエラストグラフィ画像を表示する。

【0053】

入力部 57 は、放射線画像や超音波画像の撮影を行うオペレータによる撮影に関する指示や、オペレータやユーザによる放射線画像、超音波画像及びエラストグラフィ画像の表示に関する指示を受け付ける。なお、コンソール 50 は、表示部 56 と入力部 57 とを組み合わせたタッチパネルを備えていてもよい。

30

【0054】

I/F 部 58 は、無線通信または有線通信により、医用撮影装置 10 や RIS 等の外部システム等との間で各種情報の通信を行う。

【0055】

次に、本実施形態の医用撮影装置 10 における放射線画像及び超音波画像の撮影について説明する。

【0056】

本実施形態の医用撮影装置 10 では、放射線画像及び超音波画像を連続して撮影する撮影モード（以下、「連続撮影モード」という）と、放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影のいずれか一方を行う撮影モードとを有する。以下では、医用撮影装置 10 が連続撮影モードを実行する場合について説明する。なお、本実施形態の医用撮影装置 10 で行われる連続撮影モードにおける超音波画像の撮影には、上述したように通常の超音波画像の撮影と、エラストグラフィ用の超音波画像の撮影と、2 種類の撮影がある。

40

【0057】

本実施形態の医用撮影装置 10 では、圧迫板 32 で圧迫した状態で乳房の超音波画像を撮影する場合、圧迫板 32 と乳房との接触面での超音波のインピーダンスの不一致を軽減するために、圧迫板 32 と乳房との間に音響マッチング部材を設ける。本実施形態の医用撮影装置 10 において連続撮影モードを実行する場合、放射線画像及び超音波画像を乳房の圧迫を解除することなく、圧迫板 32 が放射線画像の撮影及び超音波画像の撮影が終了

50

するまで乳房を圧迫させた状態のままで両方の撮影を連続して行うため、放射線画像を撮影する場合も、一例として図3に示すように放射線画像の撮影においては不要な音響マッチング部材60が圧迫板32と乳房Nとの間に設けられる。

【0058】

本実施形態の医用撮影装置10において圧迫板32と乳房Nとの間に設けられる音響マッチング部材60は、生体（本実施形態では乳房N）との適合性と超音波の透過性とは双方とも良好な材質で生成されている。音響マッチング部材60は、柔軟で物理的強度を有し、超音波の透過性がよく、かつ、滅菌処理に耐えられる材料で生成されていることが好ましい。音響マッチング部材60の材料としては、ウレタンゴムやシリコンゴムなどの非含水ゲル物質、及びポリビニルアルコールやポリエチレンオキサイド等の高分子含水ゲル等が用いられる。なお、本実施形態の医用撮影装置10では、音響マッチング部材60として、形状を保持させるために音響マッチング部材60の表面をシリコンゴムなどで覆った、いわゆるゲルパッドを用いている。

10

【0059】

なお、本実施形態の医用撮影装置10では、乳房の放射線画像のみを撮影する撮影モードの場合は、圧迫板32と乳房との間に音響マッチング部材60を設けずに放射線画像の撮影を行ってもよい。

【0060】

図4には、本実施形態の医用撮影装置10（医用撮影システム1）においてオペレータが放射線画像及び超音波画像を連続撮影モードで撮影する場合の一連の撮影動作の全体的な流れを示す。

20

【0061】

まず、ステップS100でコンソール50の制御部52が、撮影メニューを取得する。撮影メニューには、撮影条件、被検者、乳房N等の情報、及びエラストグラフィ用の超音波画像の撮影を行うか否かに関する情報が含まれている。例えば、制御部52は、I/F部58を介して撮影メニューを外部システム等から取得してもよいし、入力部57からオペレータが入力した撮影メニューを取得してもよい。

【0062】

次のステップS102でオペレータは、被検者の乳房Nを撮影台31にポジショニングする。

30

【0063】

そして次のステップS104で医用撮影装置10の制御部40が、乳房Nの上面（圧迫板32側の面）に音響マッチング部材60を設けた状態で圧迫板32により被検者の乳房Nを圧迫する。具体的には、ポジショニングを終えるとオペレータが操作パネル44から圧迫板32を移動させるための指示入力を行う。制御部40は、オペレータの指示入力に応じて圧迫板移動機構34により、圧迫板32を撮影台31に近づく方向に移動させることによって、乳房Nとの間に音響マッチング部材60を挟んだ状態で乳房Nを圧迫する。なお、本ステップにおける乳房Nの圧迫は、放射線画像の撮影において、乳腺組織の重なりを分離するために乳房Nを広げて乳房Nを均一な厚さにするとともに、被曝量を低減するために行うものであり、被検者や乳房Nの状態等に応じた圧迫圧で行う。

40

【0064】

なお、乳房Nを圧迫板32で圧迫する場合に、音響マッチング部材60を乳房Nの上面に設ける方法は特に限定されない。音響マッチング部材60が圧迫板32の乳房側の面に取り付け可能とされており、音響マッチング部材60を圧迫板32に取り付けた状態で圧迫板32により乳房Nを圧迫してもよい。また、乳房Nの上にオペレータが音響マッチング部材60を載せた状態で圧迫板32により乳房Nを圧迫してもよい。

【0065】

次のステップS106で医用撮影装置10が、乳房Nの放射線画像を撮影する。なお、放射線画像の撮影が行われる場合、制御部40は、プローブ移動機構38により超音波プローブ36を放射線検出器30による放射線画像の検出領域の外側に退避させる。撮影さ

50

れた放射線画像の画像データは、コンソール 50 に出力される。なお、放射線画像の画像データは、放射線画像の撮影後、ただちにコンソール 50 に出力してもよいし、一端、記憶部 42 に記憶させておき、放射線画像及び超音波画像の撮影の終了後に、両画像の画像データをコンソール 50 に出力してもよい。

【0066】

放射線画像の撮影が終わると、次のステップ S108 でオペレータが、一例として図 5 に示すように、圧迫板 32 の上面（乳房 N が配置される側と反対側の面）にエコーゼリー 62 を塗布する。エコーゼリー 62 もまた、音響マッチング部材である。エコーゼリー 62 としては、例えば、蒸留水、保湿剤（プロピレン及びグリコールの少なくとも一方）、高分子ポリマー、溶解性ラノリン、着色料、香料、及び、防腐剤（プロピルパラベン及び抗菌性メチルパラベン of the 少なくとも一方）を成分として、PH 値が 6.5 ~ 7.0 の中性であり、粘性が 25000 CPS ~ 45000 CPS である婦人科用の低粘性ゲルが好適に用いられる。

10

【0067】

次のステップ S110 で医用撮影装置 10 の制御部 40 は、エラストグラフィ用の超音波画像の撮影を行うか否かを判定する。本実施形態の医用撮影装置 10 では、上記ステップ S100 で取得した撮影メニューに含まれるエラストグラフィ用の超音波画像の撮影を行うか否かに関する情報に基づいて、エラストグラフィ用の超音波画像の撮影を行うか否かを判定する。

【0068】

20

エコーゼリー 62 の塗布が終了するとオペレータが操作パネル 44 から超音波画像の撮影を指示する指示入力を行う。制御部 40 は、オペレータの指示入力を検出すると、本ステップを実行する。通常の超音波画像の撮影を行う場合、否定判定となり、ステップ S112 へ移行する。

【0069】

ステップ S112 で医用撮影装置 10 は、通常の超音波画像を撮影した後、ステップ S122 へ移行する。本実施形態において「通常の超音波画像」とは、圧迫板 32 により乳房 N に加える圧力をエラストグラフィ用に調整することなく撮影された超音波画像のことをいう。通常の超音波画像は、一般的な診断や観察等に用いられる超音波画像であり、例えば、B (brightness) モード等の超音波画像のことをいう。

30

【0070】

ここで、上述したように制御部 40 が、位置センサ 37 により超音波プローブ 36 の位置を検出しながら、圧迫板 32 のエコーゼリー 62 が塗布された面（放射線管 26 と対向する面）に沿って超音波プローブ 36 をプローブ移動機構 38 により移動させる。そして、制御部 40 は、超音波プローブ 36 から乳房 N に超音波を送信し、乳房 N の内部において反射した超音波エコーを受信することによって超音波画像を撮影する。

【0071】

一方、ステップ S110 において、エラストグラフィ用の撮影を行う場合、肯定判定となり、ステップ S114 へ移行する。

【0072】

40

ステップ S114 で医用撮影装置 10 は、予め定められた第 1 圧迫圧で乳房 N を圧迫する。具体的には、制御部 40 は、圧迫板移動機構 34 により圧迫板 32 を撮影台 31 に近付く方向または遠ざかる方向に移動させて、圧力センサ 33 の検出結果が第 1 圧迫圧となる状態にする。

【0073】

そして次のステップ S116 で医用撮影装置 10 は、超音波画像を撮影する。超音波画像の撮影方法は、上記ステップ S112 と同様であってもよいし、例えば、プローブ移動機構 38 により超音波プローブ 36 を移動させる移動速度をステップ S112 の場合と異ならせる等、異なってもよい。以下では、第 1 圧迫圧により乳房 N を圧迫した状態で撮影された超音波画像を「第 1 超音波画像」という。また、詳細を後述する第 2 圧迫圧に

50

より乳房Nを圧迫した状態で撮影された超音波画像を「第2超音波画像」という。また、第1超音波画像及び第2超音波画像を総称する場合は、単に「超音波画像」という。

【0074】

次のステップS118で医用撮影装置10は、予め定められた第2圧迫圧で乳房Nを圧迫する。具体的には、制御部40は、圧迫板移動機構34により圧迫板32を撮影台31に近付く方向に移動させて、圧力センサ33の検出結果が第2圧迫圧となる状態にする。なお、本実施形態において第2圧迫圧は、第1圧迫圧よりも高圧（第1圧迫圧<第2圧迫圧）としている。

【0075】

本実施形態と異なり、第1圧迫圧の方が第2圧迫圧よりも高い場合、圧迫圧を第1圧迫圧から第2圧迫圧に変化させることにより、圧迫板32と撮影台31とによる乳房への締め付けが緩くなる。この場合、締め付けが緩くなったことにより、被検者の体動を招く可能性がある。そこで本実施形態の医用撮影装置10では、第2圧迫圧を第1圧迫圧よりも高圧としている。この場合、圧迫圧を第1圧迫圧から第2圧迫圧に変化させることにより、圧迫板32と撮影台31とによる乳房への締め付けがきつくなる。締め付けがきつくなる場合の方が、締め付けが緩くなる場合に比べて、被検者の体動を招く可能性が少ない。被検者の体動が生じると、ステップS116で撮影された第1超音波画像と、後述するステップS120で撮影される第2超音波画像と、で乳房Nの位置や形状等に変化が生じてしまい、その結果、乳房Nの組織の硬さの検出精度が低下する。そのため、本実施形態では、被検者の体動を抑制するために、第2圧迫圧を第1圧迫圧よりも高圧としている。

10

20

【0076】

なお、このように第1圧迫圧よりも第2圧迫圧が高圧であればよく、第1圧迫圧及び第2圧迫圧の具体的な圧力は、特に限定されない。例えば、第1圧迫圧及び第2圧迫圧のいずれか一方を上記ステップS104で乳房Nを圧迫した圧迫圧と同一としてもよい。なお、上述したように被検者の体動を抑制する観点から、第1圧迫圧を上記ステップS104で乳房Nを圧迫した圧迫圧と同一とする方が、好ましい。第1圧迫圧を上記ステップS104で乳房Nを圧迫した圧迫圧と同一とする場合、制御部40は、上記ステップS114の処理を行わなくよい。

【0077】

また、具体的な第1圧迫圧及び第2圧迫圧、もしくは第2圧迫圧と第1圧迫圧との差は、被検者の体動、乳房Nの形状等の変化、及び乳房Nの組織の硬さの導出の観点に基づき装置内で予め決めておけばよい。

30

【0078】

次のステップS120で医用撮影装置10は、上記ステップS116と同様に、第2超音波画像を撮影する。

【0079】

このようにして超音波画像の撮影が終了すると、ステップS122へ移行する。なお、撮影された各超音波画像の画像データは、コンソール50に出力される。なお、各超音波画像の画像データは、各超音波画像の撮影後ただちにコンソール50に出力してもよいし、一端、記憶部42に記憶させておき、放射線画像及び各超音波画像の撮影の終了後に、これらの画像の画像データをコンソール50に出力してもよい。

40

【0080】

ステップS122で医用撮影装置10が、圧迫板32による乳房Nの圧迫を解除する。具体的には、オペレータが操作パネル44を介して圧迫板32を移動させるための指示入力（圧迫を解除する指示入力）を行う。制御部40は、オペレータの指示入力に応じて圧迫板移動機構34により圧迫板32を撮影台31から離れる方向に移動させることによって乳房Nの圧迫を解除する。

【0081】

このようにして乳房Nの圧迫が解除されると、連続撮影モードでの撮影動作が終了する。なお、コンソール50は、医用撮影装置10から出力された放射線画像の画像データ及

50

び通常の超音波画像または第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の画像データを取得して、記憶部 5 4 に記憶させる。

【 0 0 8 2 】

コンソール 5 0 では、ユーザの指示に応じて、放射線画像、通常の超音波画像、及びエラストグラフィ画像を表示部 5 6 に表示させる画像表示処理を実行する。以下、放射線画像、超音波画像、及びエラストグラフィ画像を総称する場合は、単に「画像」という。図 6 には、本実施形態のコンソールにより実行される画像表示処理の流れを表したフローチャートを示す。

【 0 0 8 3 】

図 6 に示した画像表示処理は、ユーザから入力部 5 7 を介して画像の表示を行う旨の指示が行われた場合に実行される。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 2 0 0 で制御部 5 2 は、表示する画像の種類を受け付けたか否かを判定する。具体的には、ユーザが入力部 5 7 を介して行った、表示する画像の種類の指示を受け付けたか否かを判定する。画像の種類を受け付けるまで否定判定となり待機状態となる。一方、画像の種類を受け付けた場合、肯定判定となりステップ S 2 0 2 へ移行する。なお、記憶部 5 4 に同種の画像について、例えば、撮影時期が異なる画像や被写体または乳房 N が異なる画像等が複数記憶されている場合、ユーザは、画像の種類に加えて、いずれの画像であるかを識別するための情報（例えば、画像の識別情報（ID：Identification）や被写体 W の識別情報等）を入力部 5 7 を介して指示することにより、表示させる画像を指示する。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 2 0 2 で制御部 5 2 は、受け付けた画像の種類にエラストグラフィ画像が含まれているか否かを判定する。エラストグラフィ画像が含まれていない場合、否定判定となり、ステップ S 2 0 4 へ移行する。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 2 0 4 で制御部 5 2 は、受け付けた種類の画像を記憶部 5 4 から取得した後、ステップ S 2 2 8 へ移行する。なお、上述したように、画像を識別するための情報を受け付けた場合、受け付けた情報に応じた画像を取得する。

【 0 0 8 7 】

一方、ステップ S 2 0 2 において受け付けた画像の種類にエラストグラフィ画像が含まれている場合、肯定判定となり、ステップ S 2 0 6 へ移行する。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 2 0 6 で制御部 5 2 は、記憶部 5 4 から第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像を取得する。なお、上述したように、画像を識別するための情報を受け付けた場合、受け付けた情報に応じた第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像を取得する。

【 0 0 8 9 】

次のステップ S 2 0 8 で制御部 5 2 は、第 1 超音波画像と第 2 超音波画像との対応点を検出する。対応点を検出する方法は特に限定されず、例えば、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の撮影において超音波プローブ 3 6 の位置と各超音波画像の画素の位置とを対応付けて記憶しておき、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像において、対応付けられている超音波プローブ 3 6 の位置が同一の画素を対応点として第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の各々から検出してもよい。

【 0 0 9 0 】

次のステップ S 2 1 0 で制御部 5 2 は、各画素の画素値の変化量を導出する。本実施形態では一例として、制御部 5 2 は、各対応点について、第 2 超音波画像の画素値から第 1 超音波画像の画素の画素値を減ずる（第 2 超音波画像の画素値 - 第 1 超音波画像の画素値）ことにより、各画素の画素値の変化量を導出する。

【 0 0 9 1 】

次のステップ S 2 1 2 で制御部 5 2 は、乳房 N の組織の硬さを各画素毎に数値化する。

10

20

30

40

50

硬さを数値化する方法は、特に限定されないが、本実施形態の制御部 5 2 は、予め定められた定数、上記ステップ S 2 1 0 で導出した各画素の画素値の変化量、及び第 2 圧迫圧と第 1 圧迫圧との差を用いて得られる、下記 (1) 式の定義を各画素に適用することにより数値化する。

【 0 0 9 2 】

硬さ = 定数 × (変化量 / (第 2 圧迫圧 - 第 1 圧迫圧)) . . . (1)

なお、上記 (1) 式における定数は、実験的に得られた定数であり、装置内で予め定めておけばよい。また、変化量は、乳房 N の組織が硬いほど小さく、柔らかいほど大きい。そのため、上記 (1) 式により導出される硬さを示す数値は、その値が小さいほど硬く、大きいほど柔らかいことを表している。

10

【 0 0 9 3 】

次のステップ S 2 1 4 で制御部 5 2 は、上記ステップ S 2 1 2 で得られた乳房 N の組織の硬さを示す数値に応じて各画素の色を決定する。本実施形態のコンソール 5 0 では、汎用的なエラストグラフィにより得られるエラストグラフィ画像と同様に、乳房 N の組織の硬さに応じた色を用いてエラストグラフィ画像を表示部 5 6 に表示させる。汎用的なエラストグラフィでは、硬いほど青く、柔らかいほど赤く画像が表示される。一般的に、乳房 N の組織は、脂肪の割合が多いほど柔らかいため赤色で表示され、良性の腫瘍や乳腺では柔らかい場合や、やや硬くなる場合があるため赤色や黄色等で表示され、悪性の腫瘍であるほど (いわゆる乳癌が進行するほど) 硬くなる傾向があるため青色で表示される。

20

【 0 0 9 4 】

そのため、本実施形態のコンソール 5 0 では、上記ステップ S 2 1 2 で得られた数値が大きいほど赤い色を、数値が小さいほど青い色を対応させて数値と色との対応関係を予め定めておき、制御部 5 2 は、数値と色との対応関係に基づいて各画素の色を決定する。

【 0 0 9 5 】

次のステップ 2 1 6 で制御部 5 2 は、警告の表示を行うか否かを判定する。上述したように、組織が硬いほど、悪性の腫瘍である可能性が高い。そのため、本実施形態のコンソール 5 0 では、乳房 N の組織の硬さを示す数値が予め定められた硬さよりも硬い場合、具体的には、各画素において予め定められた閾値よりも上記ステップ S 2 1 2 で数値化した硬さが小さい場合、悪性の腫瘍である可能性が高いため、警告の表示を行うことができる。なお、予め定められた閾値よりも数値化した硬さが小さい画素の数が所定数以上または所定数を越える、纏まって存在する場合に、警告の表示を行い、纏まって存在する画素数が所定数未満または所定数以下の場合には、警告の表示を行わないようにしてもよい。

30

【 0 0 9 6 】

本実施形態のコンソール 5 0 では、このように警告の表示を行うか否かについては、例えば、本画像表示処理の実行前に予め設定しておいてもよい。また、例えば、制御部 5 2 が、警告の表示を行うか否かを問い合わせる表示を表示部 5 6 に行うことにより、警告の表示を行うか否かについて入力部 5 7 を介してユーザに指示させてもよい。

【 0 0 9 7 】

警告の表示を行わない場合、否定判定となりステップ S 2 2 4 へ移行する。一方、警告の表示を行う場合、肯定判定となりステップ S 2 1 8 へ移行する。

40

【 0 0 9 8 】

ステップ S 2 1 8 で制御部 5 2 は、上述した警告の表示を行うための閾値の設定を行うか否かを判定する。本実施形態のコンソール 5 0 では、警告の表示を行うための予め定められた閾値をユーザが設定することができる。そのため、ユーザが予め定められた閾値の設定を行うか否かを判定する。具体的には、制御部 5 2 は、閾値の設定を行うか否かを問い合わせる表示を表示部 5 6 に行うことにより、閾値の設定を行うか否かについて入力部 5 7 を介してユーザに指示させてもよい。

【 0 0 9 9 】

閾値の設定を行わない場合、否定判定となりステップ S 2 2 2 へ移行する。なお、閾値の設定を行わない場合は、装置内に予め定めておいた閾値を用いて警告の表示を行う。

50

【 0 1 0 0 】

一方、閾値の設定を行う場合、肯定判定となりステップ S 2 2 0 へ移行する。ステップ S 2 2 0 で制御部 5 2 は、入力部 5 7 を介してユーザが行った閾値の設定を受け付ける。

【 0 1 0 1 】

次のステップ S 2 2 2 で制御部 5 2 は、上記ステップ S 2 1 2 で得られた乳房 N の組織の硬さを示す数値が閾値よりも小さい（閾値未満）の画素を検出する。なお、本実施形態に限らず、制御部 5 2 は、硬さの数値が閾値以下の画素を検出してもよい。

【 0 1 0 2 】

次のステップ S 2 2 4 で制御部 5 2 は、エラストグラフィ画像以外の他の種類の画像も表示させるか否かを判定する。上記ステップ S 2 0 0 で受け付けた画像の種類がエラストグラフィ画像のみの場合、否定判定となりステップ S 2 2 8 へ移行する。一方、例えば、上述した連続撮影モードで撮影された放射線画像及びエラストグラフィ画像の表示を受け付けた場合等、受け付けた画像の種類に、エラストグラフィ画像以外の画像が含まれている場合、肯定判定となり、ステップ S 2 2 6 へ移行する。

【 0 1 0 3 】

ステップ S 2 2 6 で制御部 5 2 は、受け付けた画像の種類に応じた画像を記憶部 5 4 から取得する。なお、上述したように、画像を識別するための情報を受け付けた場合、受け付けた情報に応じた画像を取得する。

【 0 1 0 4 】

次のステップ S 2 2 8 で制御部 5 2 は、画像を表示部 5 6 に表示させる。エラストグラフィ画像と放射線画像とを表示させる場合、本実施形態では、図 7 及び図 8 に例示するように、制御部 5 2 は、表示部 5 6 に、放射線画像 7 0 と、エラストグラフィ画像 7 2 とを、並べて表示させる。なお、図 7 は、警告の表示を行わない場合における、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 との表示の一例を示しており、図 8 は、警告の表示を行う場合における、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 との表示の一例を示している。

【 0 1 0 5 】

図 7 及び図 8 に示した一例では、放射線画像 7 0 には、乳房画像 7 1 が含まれ、乳房画像 7 1 には、腫瘍等の関心物による関心物画像 7 4 が含まれている。また、エラストグラフィ画像 7 2 では、図示の便宜上、硬さに応じた色に代えて、乳房領域 7 3 の組織の硬さがドットの密度（濃淡）により示されている。放射線画像 7 0 と、エラストグラフィ画像 7 2 とを比較すると、放射線画像 7 0 における関心物画像 7 4 に対応するエラストグラフィ画像 7 2 の位置では、乳房の組織が硬くなっていることがわかる。

【 0 1 0 6 】

また、図 8 に示した一例では、制御部 5 2 は、エラストグラフィ画像 7 2 において硬さの数値が閾値未満（図 8 に示した具体例では、最も硬い状態を表すドットの画素の領域）に対して、警告表示 7 5 を行っている。なお、図 8 に示した一例では、警告表示 7 5 として、警告の表示を行うべき画素の領域を矢印で示し、「要注意領域です」と表示することにより、ユーザの注意を促しているが、警告表示 7 5 はこれに限定されない。

【 0 1 0 7 】

なお、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 との表示状態は、図 7 及び図 8 に例示したように並べて表示させる状態に限定されない。例えば、図 9 に一例を示すように、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 とを重畳（いわゆる、スーパーインポーズ）させて表示させる状態であってもよい。なお、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 とを重畳させて表示する場合、乳房画像 7 1 と乳房領域 7 3 の対応する部分が重なる状態に重畳されることが好ましいため、例えば、乳房のスキンラインを両画像において検出し、検出したスキンラインを重畳させることにより、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 とを表示させてもよい。

【 0 1 0 8 】

また、放射線画像 7 0 とエラストグラフィ画像 7 2 とを、図 7 及び図 8 に例示したよう

10

20

30

40

50

に並べて表示させる状態と、図 9 に一例を示したように重畳させて表示させる状態とを、ユーザの指示等により、切り替えてもよい。

【0109】

なお、例えば、Bモード画像等の超音波画像とエラストグラフィ画像 72 とを表示部 56 に表示させる場合、制御部 52 は、図 7 及び図 8 に示した放射線画像 70 に替わり、超音波画像を表示させればよい。なお、超音波画像とエラストグラフィ画像とを表示させる場合、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像のいずれか一方による B モード画像を、エラストグラフィ画像 72 とともに表示される超音波画像として表示部 56 に表示させてもよい。この場合、上記ステップ S 226 の処理の実行を省略することができる。

【0110】

このようにしてエラストグラフィ画像 72 を含む画像を表示部 56 に表示させた後、ステップ S 230 で制御部 52 は、複数の画像を表示部 56 に表示させたか否かを判定する。複数の画像を表示部 56 に表示させていない場合、否定判定となり、本画像表示処理を終了する。一方、複数の画像を表示部 56 に表示させた場合、肯定判定となりステップ S 232 へ移行する。

【0111】

ステップ S 232 で制御部 52 は、表示されている画像に対してユーザが入力部 57 を介して行った関心物領域 (ROI: region of interest) を表す画像の指定を受け付けたか否かを判定する。本実施形態のコンソール 50 では、複数の画像が表示部 56 に表示されている場合、一つの画像に対してユーザにより指定された関心物領域を表す画像に対応する、表示されている他の画像内での位置を表示することができる。

【0112】

なお、入力部 57 による関心物を表す画像の指定方法は特に限定されない。例えば、入力部 57 としてマウス等のポインティングデバイスを用い、表示部 56 に表示されている画像から関心物 (関心物の異常陰影等) の画像、関心物を含む関心領域、または関心物の関心位置 (x、y 座標) を上記ポインティングデバイス等の入力部 57 を用いて指定することにより関心物を表す画像の指定を行ってもよい。例えば、放射線画像 70 おける乳房画像 71 の関心物画像 74 を指定する場合、ユーザは、図 10 に一例を示すように、ポインティングデバイスとしてマウスポインタ 81 を用いて表示部 56 上で、関心物画像 74 を含む関心領域 80 を指定してもよい。

【0113】

予め定められた時間が経過しても関心物領域を表す画像の指定を受け付けなかった場合、否定判定となり本画像表示処理を終了する。一方、関心物領域を表す画像の指定を受け付けた場合、肯定判定となりステップ S 234 へ移行する。

【0114】

ステップ S 234 で制御部 52 は、指定された関心物領域を表す画像の位置を検出する。制御部 52 は、まず、指定が行われた画像における関心物領域を表す画像の位置を検出する。さらに制御部 52 は、検出した位置に対応する他の画像内での位置を検出する。例えば、図 7 に示した一例において、放射線画像 70 における関心物画像 74 がユーザにより入力部 57 を介して指定された場合、制御部 52 は、エラストグラフィ画像 72 内での、関心物画像 74 に対応する位置を検出する。

【0115】

次のステップ S 236 で制御部 52 は、検出した位置を表示部 56 に表示させた後、本画像表示処理を終了する。図 11 に示した一例では、関心物画像 74 に対応する位置を表す情報 76 を表示した場合を示している。なお、図 11 に示した一例では、情報 76 として、関心物画像 74 に対応する位置を矢印で示し、「ROI です」と表示することにより、ユーザに関心物画像 74 に対応する位置を示しているが、情報 76 はこれに限定されない。

【0116】

また、本実施形態では、制御部 52 は、図 11 に示すように、検出した位置に応じた B

10

20

30

40

50

モード画像 8 2 A、8 2 B を、エラストグラフィ画像 7 2 を、表示部 5 6 に表示させる。図 1 1 に示した一例では、まず、制御部 5 2 は、具体的には、関心物画像 7 4 の中心位置（または重心位置）を画像解析により求める。そして、制御部 5 2 は、中心位置を通る A - A 線断面（図 2 に示した Y 軸方向の断面）における B モード画像 8 2 A と、中心位置を通る B - B 線断面（図 2 に示した X 軸方向の断面）における B モード画像 8 2 B と、をエラストグラフィ画像 7 2 と対比し易い状態に表示させる。なお、図 1 1 では、図示の都合上、エラストグラフィ画像 7 2 における乳房領域 7 3 等の位置に対応する B モード画像 8 2 A、8 2 B、各々における乳房領域 8 3 A、8 3 B 等の位置を明確にするため、B モード画像 8 2 A、8 2 B に対して、エラストグラフィ画像 7 2 と同様に異なる密度（濃淡）のドットを付与している。

10

【0117】

なお、制御部 5 2 は、表示部 5 6 に図 1 1 に示した一例のようにエラストグラフィ画像 7 2 及び B モード画像 8 2 A、8 2 B が表示されている状態において、ユーザが乳房 N における位置を指示した場合、表示部 5 6 の表示を、指示した位置の断面における B モード画像 8 2 A、8 2 B に変更させてもよい。具体例として、図 1 2 は、マウスポインタ 8 1 を用いてユーザが B - B 線を表す表示 8 5 の位置を ROI の位置から乳頭に近づく位置に動かした場合を示している。この場合、図 1 1 に示した B - B 線断面における B モード画像 8 2 B に代わり、図 1 2 に示すように、ユーザにより指示された位置の B - B 線断面における B モード画像 8 6 B が表示部 5 6 に表示される。

20

【0118】

なお、本実施形態では、画像表示処理のステップ S 2 3 2（図 6 参照）において、図 1 0 に示したように、放射線画像 7 0 に対して、ROI（関心物画像 7 4）を指定する場合について詳細に説明したが、これに限らず、表示部 5 6 に表示されている他の画像に対して、ROI をユーザが指定してもよいことはいうまでもない。例えば、図 1 0 に示した一例では、エラストグラフィ画像 7 2 に対して、ROI を指定してもよい。この場合、上述したように、図 1 1 に示したようにエラストグラフィ画像 7 2 に対して指定された ROI の位置に応じて、B モード画像 8 2 A、8 2 B を表示させることが好ましい。

【0119】

なお、入力部 5 7 による関心物を表す画像の指定方法は特に限定されない。例えば、入力部 5 7 としてマウス等のポインティングデバイスを用い、表示部 5 6 に表示されている画像から関心物（関心物の異常陰影等）の画像、関心物を含む関心領域、または関心物の関心位置（x、y 座標）を上記ポインティングデバイス等の入力部 5 7 を用いて指定することにより関心物を表す画像の指定を行ってもよい。例えば、放射線画像 7 0 おける乳房画像 7 1 の関心物画像 7 4 を指定する場合、ユーザは、図 1 0 に一例を示すように、ポインティングデバイスとしてマウスポインタ 8 1 を用いて表示部 5 6 上で、関心物画像 7 4 を含む関心領域 8 0 を指定してもよい。

30

〔第 2 実施形態〕

次に、第 2 実施形態について説明する。なお、第 1 実施形態に係る医用撮影システム 1 と同様の部分については、同一符号を付して、詳細な説明を省略する。

【0120】

医用撮影システム 1 の構成は、第 1 実施形態の医用撮影システム 1（図 1 及び 2 参照）と同様のため、説明を省略する。

40

【0121】

本実施形態では、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の撮影方法が第 1 実施形態と異なっている。第 1 実施形態の医用撮影装置 1 0 は、プローブ移動機構 3 8 により超音波プローブ 3 6 を、圧迫板 3 2 の上面に沿って一定（誤差範囲を含んで一定）の速度で走査させて、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の撮影を行った。これに対して、本実施形態の医用撮影装置 1 0 では、乳房 N に含まれる関心物領域に対応する位置では、他の位置よりも超音波プローブ 3 6 を走査させる速度を遅くさせて、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の撮影を行う。

50

【 0 1 2 2 】

そのため、図 1 3 に示すように、本実施形態の医用撮影装置 1 0 において連続撮影モードで撮影する場合の一連の撮影動作の全体的な流れが、第 1 実施形態の医用撮影装置 1 0 における連続モードで撮影する場合の一例の撮影動作の流れ（図 4 参照）と、ステップ S 1 0 6 とステップ S 1 0 8 との間で、ステップ S 1 0 7 A ~ S 1 0 7 D の処理を実行する点で異なっている。

【 0 1 2 3 】

本実施形態では、ステップ S 1 0 6 で医用撮影装置 1 0 が撮影した放射線画像の画像データは、コンソール 5 0 に出力される。

【 0 1 2 4 】

そこで、図 1 3 に示すように、次のステップ S 1 0 7 A でコンソール 5 0 の制御部 5 2 は、図 1 4 に一例を示すように、医用撮影装置 1 0 から取得した放射線画像を表示部 5 6 に表示させる。

【 0 1 2 5 】

次のステップ S 1 0 7 B で制御部 5 2 は、表示部 5 6 に表示されている放射線画像 7 0 に対してユーザが入力部 5 7 を介して行った関心物領域（ROI）を表す画像の指示を受け付けたか否かを判定する。入力部 5 7 による関心物を表す画像の指示方法は特に限定されず、例えば、第 1 実施形態において上述した画像表示処理（図 6 参照）のステップ S 2 3 2 と同様の方法であってもよい。

【 0 1 2 6 】

予め定められた時間が経過しても関心物領域を表す画像の指定を受け付けなかった場合、否定判定となりステップ S 1 0 8 へ移行する。一方、関心物領域を表す画像の指示を受け付けた場合、肯定判定となりステップ S 1 0 7 C へ移行する。

【 0 1 2 7 】

ステップ 1 0 7 C で制御部 5 2 は、放射線画像 7 0 における、指示された関心物領域を表す画像の位置を検出する。例えば、図 1 4 に示した一例において、ユーザが入力部 5 7 を介して関心物画像 7 4 を指示した場合、放射線画像 7 0 から関心物画像 7 4 を検出する。

【 0 1 2 8 】

次のステップ S 1 0 7 D で制御部 5 2 は、超音波画像を撮影する場合に、超音波プローブ 3 6 を走査する走査速度を変更する（遅くする）位置（圧迫板 3 2 上面での位置）を決定し、決定した位置を医用撮影装置 1 0 に指示する。

【 0 1 2 9 】

走査速度を変更する位置は、例えば、圧迫板 3 2 上面の位置と、放射線画像 7 0 における画素との対応関係を予め得ておくことにより、対応関係に基づいて、上記ステップ S 1 0 7 C で検出した関心物領域を表す画像の画素の位置に対応する圧迫板 3 2 上面の位置を決定してもよい。

【 0 1 3 0 】

本実施形態のコンソール 5 0 では、上述したように、図 1 4 に示した一例において、ユーザが入力部 5 7 を介して関心物画像 7 4 を指示した場合、図 1 5 に一例として示した圧迫板 3 2 上面の矩形状の領域 8 4 内部に対応する位置を走査速度を変更する位置として決定し、圧迫板 3 2 上面の位置を医用撮影装置 1 0 に指示する。

【 0 1 3 1 】

ステップ S 1 0 7 D において行われた指示により、本ステップの後に実行されるステップ S 1 1 6 における第 1 超音波画像の撮影、及びステップ S 1 1 8 における第 2 超音波画像の撮影において、医用撮影装置 1 0 は、圧迫板 3 2 上面の矩形状の領域 8 4 内部に対応する位置では、他の位置よりも超音波プローブ 3 6 を走査する走査速度を遅くする。なお、走査速度を遅くする程度は、特に限定されない。走査速度を遅くすることにより、乳房 N の組織の硬さの検出精度は高くなるものの、乳房を圧迫する時間が長くなり、被検者の負担が増加するため、これらの観点から予め定めておけばよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 2 】

このように、本実施形態の医用撮影システム 1 では、圧迫板 3 2 上面の関心物画像 7 4 を含む矩形形状の領域 8 4 内部に対応する位置を走査速度を変更する位置として決定することにより放射線画像 7 0 から抽出された関心物領域に対応する位置を超音波プローブ 3 6 で走査する場合の走査速度を他の位置の走査速度より遅くすることができる。これにより、本実施形態の医用撮影システム 1 によれば、関心物の硬さの検出精度を向上させることができる。また、関心物領域外の位置では、走査速度を遅くする制御が行われなため、超音波画像の撮影に要する時間が長くなることにより乳房を圧迫する時間が長くなり、被検者の負担が増加することを抑制することができる。

【 0 1 3 3 】

以上説明したように上記各実施形態の医用撮影システム 1 におけるコンソール 5 0 の制御部 5 2 は、圧迫板 3 2 によって第 1 圧迫圧及び第 2 圧迫圧という異なる複数の圧力の各々で乳房 N を圧迫した状態で超音波撮影された複数の超音波画像（第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像）を医用撮影装置 1 0 から取得する。また、コンソール 5 0 の制御部 5 2 は、取得された第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像を用いて第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像間の対応点の変化量を求め、対応点の変化量（画素値の変化量）に基づいて、乳房 N の組織の硬さを示す情報を導出する。

【 0 1 3 4 】

また、上記各実施形態のコンソール 5 0 では、取得された第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像の各々における対応する部位における画素値の変化量と、第 2 圧迫圧と第 1 圧迫圧との差と、に基づいて、乳房 N の組織の硬さを数値化する。

【 0 1 3 5 】

従来の一般的なエラストグラフィでは周囲の組織と比較して硬いか、または柔らかいかを検出していたが、本実施形態のコンソール 5 0 では、乳房 N の組織の硬さを規格化した数値として得ることができるため、乳房 N の組織の硬さを絶対的な数値として安定的に計測することができる。本実施形態のコンソール 5 0 によれば、乳房 N の組織の硬さを示す数値をオペレータの手技等によらず安定的に計測ができるため、オペレータが不慣れな場合であっても、適切に乳房 N の組織の硬さを示す情報（例えば、上述したエラストグラフィ画像 7 2 ）を導出することができる。

【 0 1 3 6 】

なお、上記各実施形態では、エラストグラフィを行う場合、第 1 圧迫圧及び第 2 圧迫圧の 2 種類の圧迫圧で乳房 N を圧迫していたが、3 種類以上の圧迫圧により、乳房 N を圧迫し、各々の圧迫圧において超音波画像の撮影を行ってもよい。例えば、第 1 圧迫圧～第 3 圧迫圧の 3 種類の圧迫圧で乳房 N を圧迫して第 1 超音波画像～第 3 超音波画像を撮影してもよい。この場合、例えば、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像から導出した乳房 N の組織の硬さを示す数値と、第 2 超音波画像及び第 3 超音波画像から導出した乳房 N の組織の硬さを示す数値との平均値（重み付けを行った後に得られる平均値も含む）を最終的な乳房 N の組織の硬さとして導出してよい。

【 0 1 3 7 】

また、上記各実施形態では、第 1 圧迫圧で乳房 N を圧迫した状態で乳房 N 全体の第 1 超音波画像を撮影した後、第 2 圧迫圧で乳房 N を圧迫した状態で乳房 N 全体の第 2 超音波画像を撮影したが、各圧迫圧下における超音波画像の撮影方法は、これに限定されない。例えば、第 1 圧迫圧により乳房 N を圧迫した状態で超音波プローブ 3 6 から超音波を送信して乳房 N の内部において反射した超音波エコーを受信する。その後、超音波プローブ 3 6 を移動させずに第 2 圧迫圧により乳房 N を圧迫し、再び、超音波プローブ 3 6 から超音波を送信して乳房 N の内部において反射した超音波エコーを受信した後、超音波プローブ 3 6 を移動させる。移動させた位置で、再び第 1 圧迫圧により乳房 N を圧迫した状態で超音波プローブ 3 6 による超音波の送信及び超音波エコーの受信と、第 2 圧迫圧により乳房 N を圧迫した状態で超音波プローブ 3 6 による超音波の送信及び超音波エコーの受信を行う。これら圧迫、超音波の送信、超音波エコーの受信、及び超音波プローブ 3 6 の移動によ

10

20

30

40

50

る一連の処理を繰り返し行うことにより、乳房N全体の第1超音波画像及び第2超音波画像を撮影してもよい。

【0138】

また、上記各実施形態では、医用撮影装置10が、放射線画像を撮影する機能及び超音波画像を撮影する機能を有する場合について説明したが、これに限らず、医用撮影装置10は、少なくとも超音波画像を撮影する機能を有していればよい。なお、一般的なマンモグラフィ装置では乳房の放射線画像を撮影する場合、被検者の乳房を圧迫板で圧迫した状態とする。一方、一般的な超音波画像撮影装置で乳房の超音波画像を撮影する場合、オペレータが超音波プローブを被検者の乳房の表面で移動させて撮影を行う。このように放射線画像を撮影する場合と超音波画像を撮影する場合とでは被検者の乳房の圧迫状態や撮影の状態等が異なるため、両画像の比較を行った場合、関心部位の観察等が行い難い場合がある。これに対して、本実施形態の医用撮影装置10のように、放射線画像を撮影する機能及び超音波画像を撮影する機能を有することにより、放射線画像を撮影する場合と超音波画像を撮影する場合とで被検者の乳房の圧迫状態や撮影の状態等が異なることを抑制することができる。これにより、本実施形態の医用撮影装置10によれば、ユーザは、放射線画像と、超音波画像との対比を行い易くなる。

10

【0139】

また、医用撮影装置10は、乳房Nに対する放射線Rの照射角度を異ならせて、各照射角度において放射線画像を撮影する、いわゆるトモシンセシス撮影が可能な装置であってもよい。この場合、トモシンセシス撮影により得られた放射線画像や、トモシンセシス撮影により得られた複数の放射線画像を再構成することにより得られた断層画像を、上記各実施形態における放射線画像の替わりとしてもよく、例えば、エラストグラフィ画像と共に表示部56に表示させてもよい。

20

【0140】

また、上記各実施形態では、予め定められた閾値に基づいて、乳房Nの組織が硬い場合に警告の表示を行っていたが、複数の閾値を設け、乳房Nの組織の硬さに応じて段階的に警告の表示を行ってもよい。また、例えば、警告の表示を行う基準として閾値以外を用いてもよい。例えば、一般的に用いられているエラストグラフィ画像からカラーパターン診断を行う診断方法を適用してもよい。なお、カラーパターン診断とは、エラストグラフィ画像の腫瘍の内部および周囲の組織に対応する部分の色調（緑と青のバランス）から、score1～score5のいずれかに分類し、スコアが上がるに従い、悪性確信度が上がる診断方法である。カラーパターン診断を適用する場合、警告の表示を行うスコアを装置内に予め設定しておいてもよいし、ユーザが設定してもよい。

30

【0141】

また、上記各実施形態では制御部52は、第1超音波画像及び第2超音波画像の各々における乳房Nの対応する部位における画素の変化量の一例として、画素の画素値の変化量に基づいて、乳房Nの組織の硬さを示す情報を導出していたが、これに限らない。例えば、制御部52は、画素の変化量の一例として、対応する部位の画素の位置の変化量を用いてもよい。第1超音波画像において特定した画素や特徴点となる画素（いずれも、1つの画素でもよいし、複数の画素による領域でもよい）の位置が、第2超音波画像においてずれる位置ずれの量が、乳房Nの組織が硬いほど、小さくなる。そのため、位置ずれの量、すなわち、位置の変化量を用いることにより、乳房の硬さを導出することができる。なお、第1超音波画像及び第2超音波画像において対応する画素を検出する方法は特に限定されないが、例えば、CAD（computer-aided diagnosis）により検出してもよい。また、この場合、硬さを導出するための上記（1）式における「変化量」を、対応する画素の位置の変化量とすればよい。

40

【0142】

また、上記各実施形態では、ユーザが関心物領域の指定または指示を行っていたが、画像から自動的に関心物領域（関心物領域を表す画像）を検出してもよい。例えば、CADにより画像から自動的に関心物領域を検出してもよい。

50

【 0 1 4 3 】

放射線画像において指示された関心物画像に応じて、超音波プローブ 3 6 を走査する速度を変更する位置を決定していたが、放射線画像に限らず、例えば、第 1 超音波画像を表示部 5 6 に表示させ、第 1 超音波画像において指示された関心物画像に応じて、第 2 超音波画像の撮影における超音波プローブ 3 6 を走査する速度を変更する位置を決定してもよい。この場合、図 1 3 に示した連続撮影モードで撮影する場合の一連の撮影動作の全体的な流れにおけるステップ S 1 0 7 A ~ ステップ S 1 0 7 D に対応する処理を、ステップ S 1 1 6 とステップ S 1 1 7 との間で、表示させる画像を第 1 超音波画像に変更したうえで実行すればよい。

【 0 1 4 4 】

また、上記各実施形態では、コンソール 5 0 の制御部 5 2 が、本発明の硬さ導出装置の各部の機能を有する場合について説明したが、本実施形態に限らず、例えば、医用撮影装置 1 0 など他の装置が、硬さ導出装置の各部の機能の一部または全部を備えていてもよい。

【 0 1 4 5 】

なお、上記各実施形態における放射線 R は、特に限定されるものではなく、X 線や γ 線等を適用することができる。

【 0 1 4 6 】

その他、上記各実施形態で説明した医用撮影装置 1 0 等の構成及び動作等は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることはいうまでもない。

【 符号の説明 】

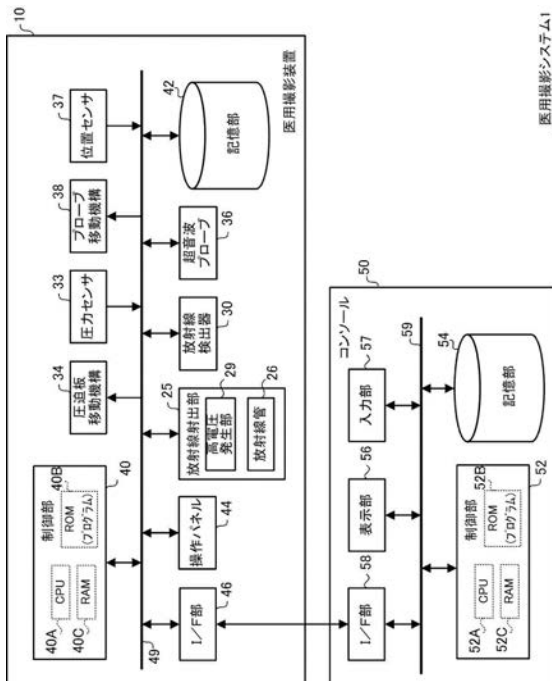
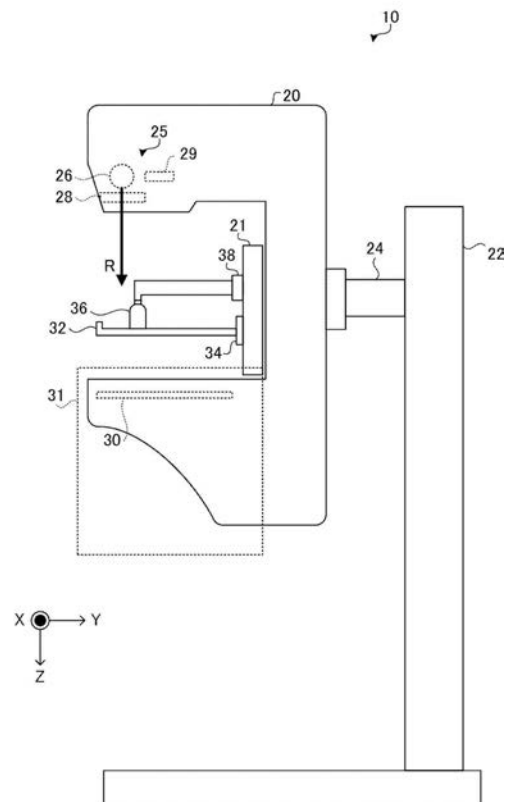
【 0 1 4 7 】

1	医用撮影システム	
1 0	医用撮影装置	
2 0	アーム部	
2 1	圧迫ユニット	
2 2	基台	
2 4	軸部	
2 5	放射線射出部	30
2 6	放射線管	
2 8	フィルタ	
2 9	高電圧発生部	
3 0	放射線検出器	
3 1	撮影台	
3 2	圧迫板	
3 3	圧力センサ	
3 4	圧迫板移動機構	
3 6	超音波プローブ	
3 7	位置センサ	40
3 8	プローブ移動機構	
4 0、5 2	制御部	
4 0 A、5 2 A	C P U	
4 0 B、5 2 B	R O M	
4 0 C、5 2 C	R A M	
4 2、5 4	記憶部	
4 4	操作パネル	
4 6、5 8	I / F 部	
4 9、5 9	バス	
5 0	コンソール	50

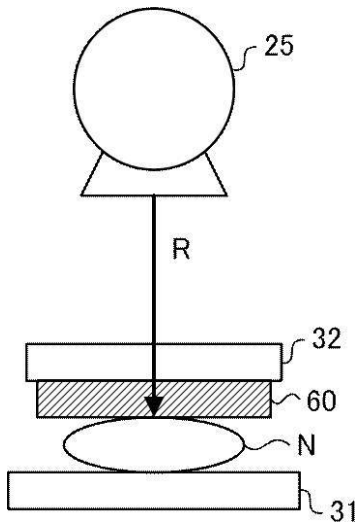
- 5 6 表示部
- 5 7 入力部
- 6 0 音響マッチング部材
- 6 2 エコーゼリー
- 7 0 放射線画像
- 7 1 乳房画像
- 7 2 エラストグラフィ画像
- 7 3、8 3 A、8 3 B 乳房領域
- 7 4 関心物画像
- 7 5 警告表示
- 7 6 情報
- 8 0 関心領域
- 8 1 マウスポインタ
- 8 2 A、8 2 B、8 6 B Bモード画像
- 8 4 矩形形状の領域
- 8 5 B - B線を表す表示
- N 乳房
- R 放射線

10

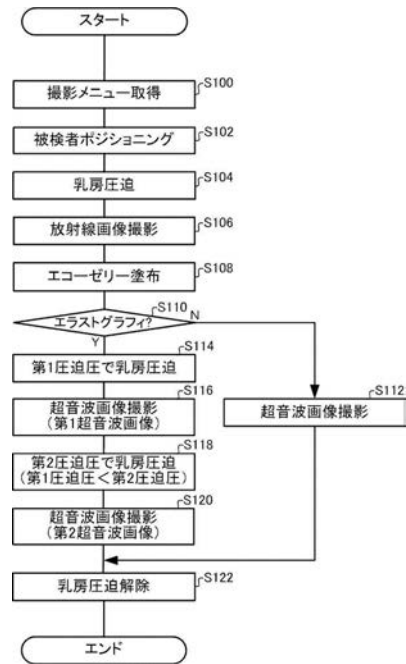
【図 1】

【図 2】
図2

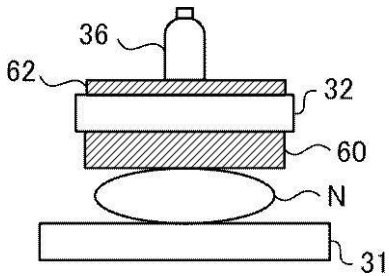
【図 3】



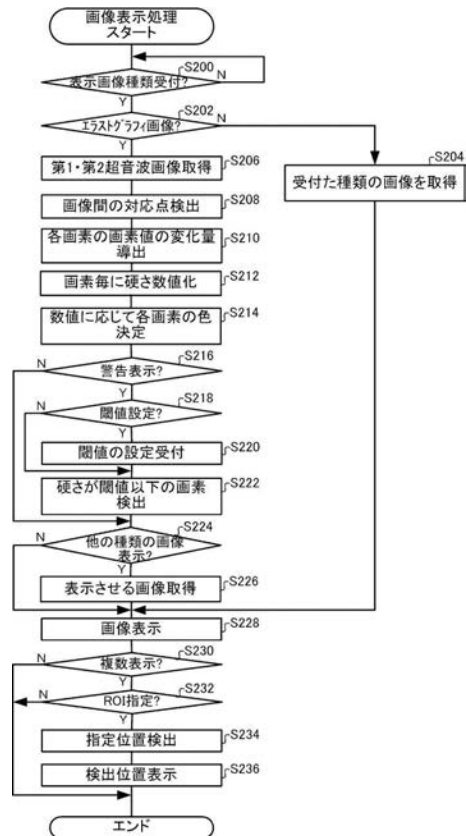
【図 4】



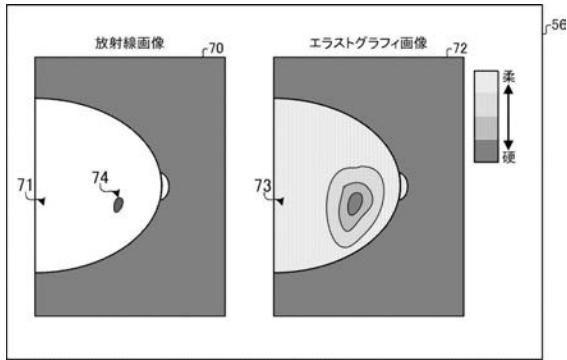
【図 5】



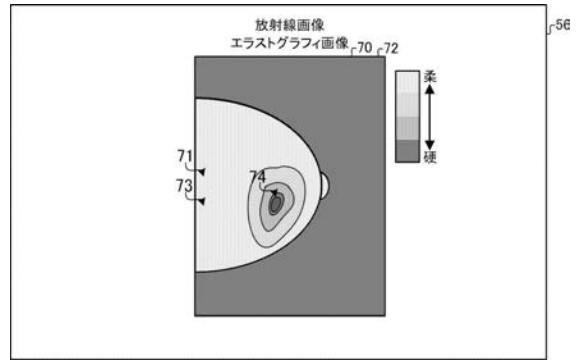
【図 6】



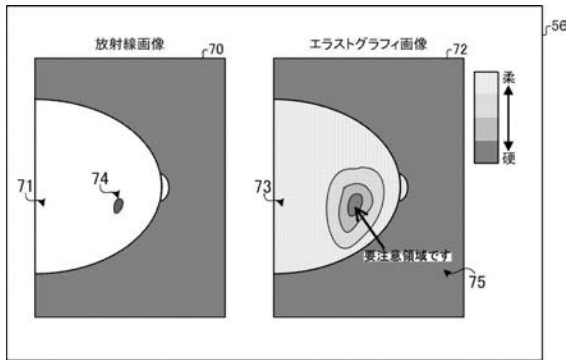
【図 7】



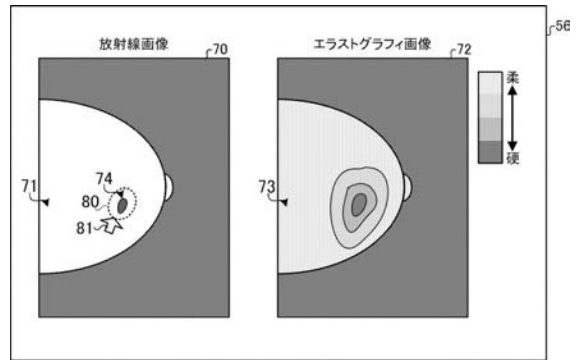
【図 9】



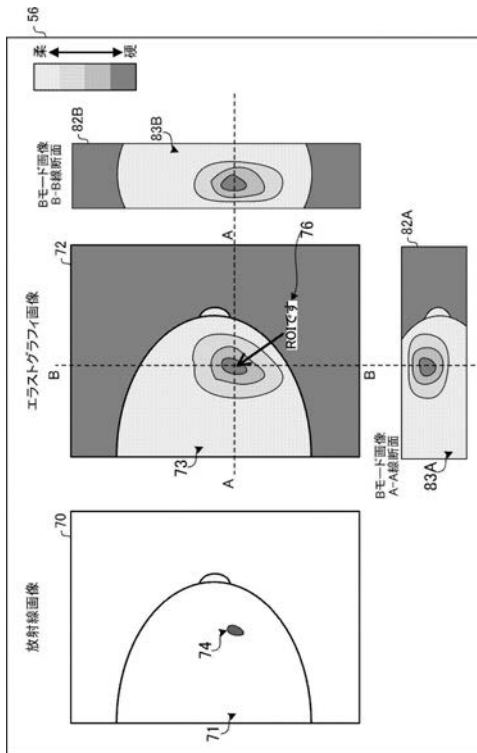
【図 8】



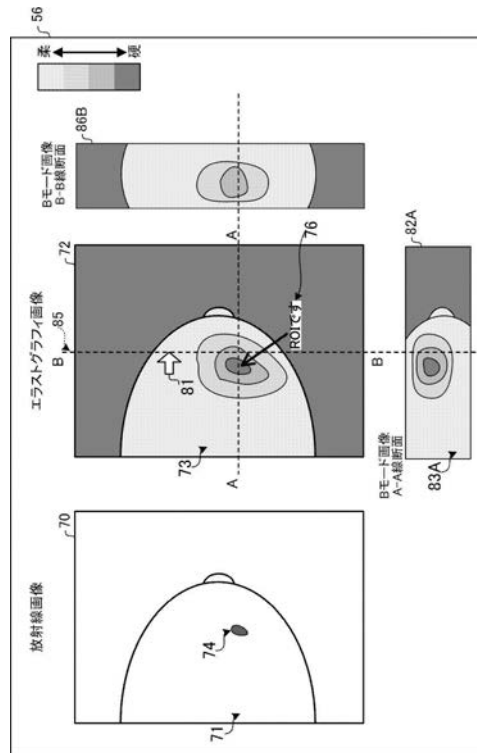
【図 10】



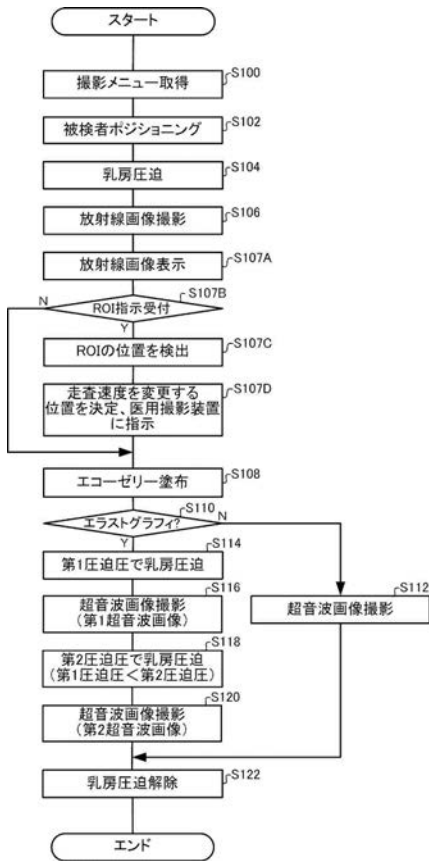
【図 11】



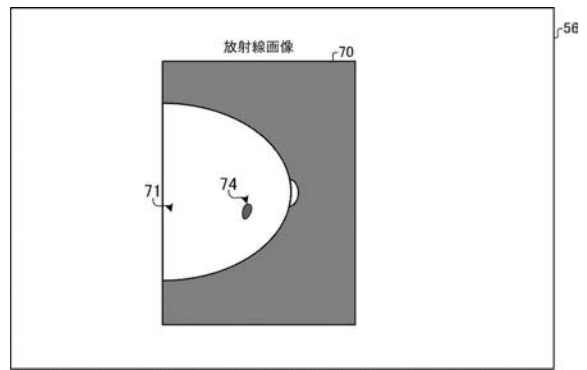
【図 12】



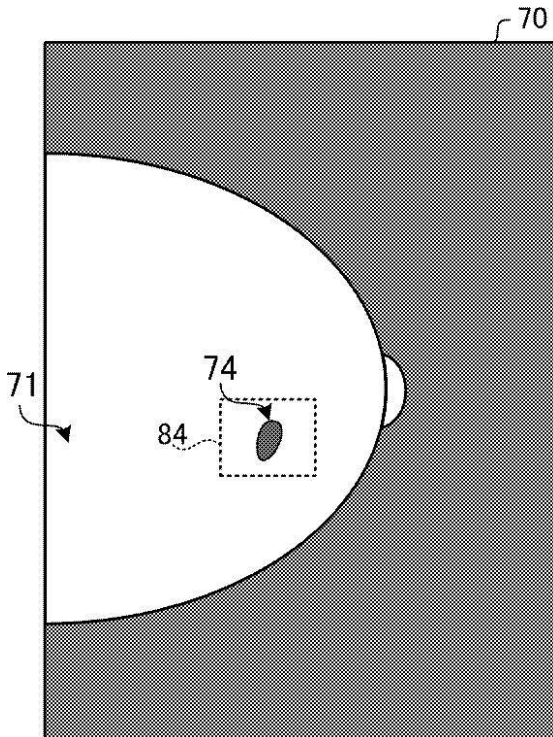
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



专利名称(译)	硬度导出装置，医学成像系统，硬度推导方法和硬度推导程序		
公开(公告)号	JP2019069319A	公开(公告)日	2019-05-09
申请号	JP2019022078	申请日	2019-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	千代知成		
发明人	千代 知成		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B6/00.370 A61B6/00.330.Z		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/CA37 4C093/DA06 4C093/ED21 4C093/FD09 4C093/FF17 4C093/FF18 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FG01 4C093/FG16 4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/DD08 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GC03 4C601/GC05 4C601/JB34 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供能够稳定地测量乳房组织的硬度的硬度导出装置，医疗成像系统，硬度导出方法和硬度导出程序。 解决方案：硬度导出装置包括：放射线图像获取单元，用于获取由压缩构件通过第一压缩压力压缩的乳房的放射线图像;以及通过压缩构件通过压缩压力对乳房进行压缩。超声成像在乳房被压缩构件压缩的状态下，乳房的第一超声图像被超声成像，第二压缩压力与第一压缩压力不同，同时被保持。超声图像获取单元，用于获取包括乳房的第二超声图像的多个超声图像，以及使用由超声图像获取单元获取的多个超声图像的多个超声图像以及用于基于对应点的变化量获得指示乳房组织的硬度的信息的推导单元。 [选图]图6

