

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7542636号
(P7542636)

(45)発行日 令和6年8月30日(2024.8.30)

(24)登録日 令和6年8月22日(2024.8.22)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B 6/00 (2024.01)	A 6 1 B	6/00	5 3 3	
A 6 1 B 6/50 (2024.01)	A 6 1 B	6/00	5 5 0 S	
	A 6 1 B	6/50	5 1 1 A	
	A 6 1 B	6/50	5 0 0 E	

請求項の数 12 (全21頁)

(21)出願番号	特願2022-552002(P2022-552002)	(73)特許権者	306037311
(86)(22)出願日	令和3年9月21日(2021.9.21)		富士フイルム株式会社
(86)国際出願番号	PCT/JP2021/034626		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(87)国際公開番号	WO2022/065318	(74)代理人	110001519
(87)国際公開日	令和4年3月31日(2022.3.31)		弁理士法人太陽国際特許事務所
審査請求日	令和5年3月13日(2023.3.13)	(72)発明者	福田 航
(31)優先権主張番号	特願2020-162700(P2020-162700)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(32)優先日	令和2年9月28日(2020.9.28)		富士フイルム株式会社内
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	審査官	松岡 智也
前置審査			

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも1つのプロセッサを備え、
前記プロセッサは、

造影剤が注入された状態の被写体に第1のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた低エネルギー画像と、前記造影剤の注入後の各々異なる複数の撮影タイミングで前記第1のエネルギーよりも高い第2のエネルギーの放射線を照射させて前記放射線画像撮影装置に撮影させた複数の高エネルギー画像とを取得し、

前記低エネルギー画像と前記複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成して関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去する、
画像処理装置。

【請求項2】

前記プロセッサは、

前記第2差分画像の画素値の総和が最も小さくなる除去係数を特定し、

前記複数の第1差分画像同士のうちの一方の第1差分画像に前記除去係数を乗算して得られた画像データを、他方の第1差分画像の画像データから対応する画素毎に減算することで前記第2差分画像を生成する、

請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記プロセッサは、

前記第 2 差分画像における関心領域外の画素値の総和が最も小さくなる除去係数を特定し、

前記複数の第 1 差分画像同士のうちの一方の第 1 差分画像に前記除去係数を乗算して得られた画像データを、他方の第 1 差分画像の画像データから対応する画素毎に減算することで前記第 2 差分画像を生成する、

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記プロセッサは、

前記複数の第 1 差分画像同士のコントラストを合わせてから前記第 2 差分画像を生成する請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

10

【請求項 5】

前記プロセッサは、

第 1 差分画像における乳腺構造及び関心領域以外の領域の少なくとも一方のコントラストを合わせる

請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記プロセッサは、

前記第 2 差分画像を、前記複数の撮影タイミング同士の間隔に基づいて正規化する、請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

20

【請求項 7】

前記プロセッサは、

前記第 2 差分画像に対し、関心領域を強調するための画像処理を行う

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記プロセッサは、

前記低エネルギー画像として、前記複数の高エネルギー画像各々の撮影タイミングで前記第 1 のエネルギーを照射させて前記放射線画像撮影装置に撮影させた複数の低エネルギー画像を取得し、

前記複数の低エネルギー画像の各々と前記複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す第 1 差分画像を前記撮影タイミング毎に生成する

請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

30

【請求項 9】

前記プロセッサは、

前記低エネルギー画像として、前記複数の高エネルギー画像各々の撮影タイミングで前記第 1 のエネルギーを照射させて前記放射線画像撮影装置に撮影させた複数の低エネルギー画像を取得し、

前記複数の高エネルギー画像同士の差分を示す第 3 差分画像と、前記複数の低エネルギー画像同士の差分を示す第 4 差分画像とを生成し、

前記第 3 差分画像と前記第 4 差分画像との差分を示す画像を生成することで前記第 2 差分画像を生成する

請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 10】

前記プロセッサは、

共通の前記低エネルギー画像を用いて前記複数の第 1 差分画像を生成する

請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

少なくとも 1 つのプロセッサを備える画像処理装置の作動方法であって、

前記プロセッサは、

放射線画像撮影装置から、造影剤が注入された状態の被写体に第 1 のエネルギーの放射線

50

を照射して前記放射線画像撮影装置が撮影した低エネルギー画像と、前記造影剤の注入後の各々異なる複数のタイミングで前記第1のエネルギーよりも高い第2のエネルギーの放射線を照射して前記放射線画像撮影装置が撮影した複数の高エネルギー画像とを取得し、

前記低エネルギー画像と前記複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像を生成し、

関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去するために前記複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成する

作動方法。

【請求項12】

造影剤が注入された状態の被写体に第1のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた低エネルギー画像と、前記造影剤の注入後の各々異なる複数のタイミングで前記第1のエネルギーよりも高い第2のエネルギーの放射線を照射させて前記放射線画像撮影装置に撮影させた複数の高エネルギー画像とを取得し、

10

前記低エネルギー画像と前記複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像を生成し、

関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去するために前記複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成する

処理をコンピュータに実行させるための画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本開示は、画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

造影剤を注入した被写体に対して、エネルギーが異なる放射線を各々放射させて低エネルギー画像と高エネルギー画像とを撮影する造影撮影を行い、高エネルギー画像と低エネルギー画像との差分を示す差分画像を生成する技術が知られている。例えば、国際公開2013/047193号には、血管造影法において、エネサブ動画撮影を行う技術が知られている。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、高エネルギー画像と低エネルギー画像との差分を示す差分画像は、造影剤が浸透した病変や関心領域以外の体組織が除去された、造影剤が明瞭に写った画像となる。しかしながら、病変等でない正常な体組織にも病変等に比べて比較的少量であるが造影剤が浸透する。例えば、乳房の腫瘍に対する造影撮影では、主に腫瘍に造影剤が浸透するが、正常な乳腺構造や脂肪組織にも比較的少量であるが造影剤が浸透する。そのため、高エネルギー画像と低エネルギー画像との差分画像において、関心領域が見難くなる場合があった。

【0004】

40

本開示は、上記事情を考慮して成されたものであり、放射線画像における造影剤が浸透した関心領域をより見易くすることができる画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本開示の第1の態様の画像処理装置は、少なくとも1つのプロセッサを備え、プロセッサは、造影剤が注入された状態の被写体に第1のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた低エネルギー画像と、造影剤の注入後の各々異なる複数の撮影タイミングで第1のエネルギーよりも高い第2のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた複数の高エネルギー画像とを取得し、低エネルギー画像と複数

50

の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成して関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去する。

【0006】

本開示の第2の態様の画像処理装置は、第1の態様の画像処理装置において、プロセッサは、第2差分画像の画素値の総和が最も小さくなる係数を特定し、複数の第1差分画像同士のうちの一方の第1差分画像に係数を乗算して得られた画像データを、他方の第1差分画像の画像データから対応する画素毎に減算することで第2差分画像を生成する。

【0007】

本開示の第3の態様の画像処理装置は、第1の態様の画像処理装置において、プロセッサは、第2差分画像における関心領域外の画素値の総和が最も小さくなる係数を特定し、複数の第1差分画像同士のうちの一方の第1差分画像に係数を乗算して得られた画像データを、他方の第1差分画像の画像データから対応する画素毎に減算することで第2差分画像を生成する。

10

【0008】

本開示の第4の態様の画像処理装置は、第1の態様から第3の態様のいずれか1態様の画像処理装置において、プロセッサは、複数の第1差分画像同士のコントラストを合わせてから第2差分画像を生成する。

【0009】

本開示の第5の態様の画像処理装置は、第4の態様の画像処理装置において、プロセッサは、第1差分画像における乳腺構造及び関心領域以外の領域の少なくとも一方のコントラストを合わせる。

20

【0010】

本開示の第6の態様の画像処理装置は、第1の態様から第5の態様のいずれか1態様の画像処理装置において、プロセッサは、第2差分画像を、複数の撮影タイミング同士の間隔に基づいて正規化する。

【0011】

本開示の第7の態様の画像処理装置は、第1の態様から第6の態様のいずれか1態様の画像処理装置において、プロセッサは、第2差分画像に対し、関心領域を強調するための画像処理を行う。

【0012】

本開示の第8の態様の画像処理装置は、第1の態様から第7の態様のいずれか1態様の画像処理装置において、プロセッサは、低エネルギー画像として、複数の高エネルギー画像各々の撮影タイミングで第1のエネルギーを照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた複数の低エネルギー画像を取得し、複数の低エネルギー画像の各々と複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す第1差分画像を撮影タイミング毎に生成する。

30

【0013】

本開示の第9の態様の画像処理装置は、第1の態様から第7の態様のいずれか1態様の画像処理装置において、プロセッサは、低エネルギー画像として、複数の高エネルギー画像各々の撮影タイミングで第1のエネルギーを照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた複数の低エネルギー画像を取得し、複数の高エネルギー画像同士の差分を示す第3差分画像と、複数の低エネルギー画像同士の差分を示す第4差分画像とを生成し、第3差分画像と第4差分画像との差分を示す画像を生成することで第2差分画像を生成する。

40

【0014】

本開示の第10の態様の画像処理装置は、第1の態様から第7の態様のいずれか1態様の画像処理装置において、プロセッサは、共通の低エネルギー画像を用いて複数の第1差分画像を生成する。

【0015】

また、本開示の第11の態様の画像処理方法は、造影剤が注入された状態の被写体に第1のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた低エネルギー画像と、造影剤の注入後の各々異なる複数のタイミングで第1のエネルギーよりも高い第2の

50

エネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた複数の高エネルギー画像とを取得し、低エネルギー画像と複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像を生成し、関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去するために複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成する処理をコンピュータが実行するための方法である。

【0016】

また、本開示の第12の態様の画像処理プログラムは、造影剤が注入された状態の被写体に第1のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた低エネルギー画像と、造影剤の注入後の各々異なる複数のタイミングで第1のエネルギーよりも高い第2のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像撮影装置に撮影させた複数の高エネルギー画像とを取得し、低エネルギー画像と複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像を生成し、関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去するために複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成する処理をコンピュータに実行させるためのものである。

10

【発明の効果】

【0017】

本開示によれば、放射線画像における造影剤が浸透した関心領域をより見やすくすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

20

【図1】実施形態の放射線画像撮影システムにおける全体の構成の一例を概略的に表した構成図である。

【図2】実施形態のマンモグラフィ装置の外観の一例を表す側面図である。

【図3】実施形態のコンソールの構成の一例を表したブロック図である。

【図4】実施形態のコンソールの機能の一例を表す機能ブロック図である。

【図5】第1差分画像及び第2差分画像の生成方法の一例について説明するための図である。

【図6】第2差分画像の生成の一例について説明するための図である。

【図7】実施形態の放射線画像撮影システムによる造影撮影の流れの一例を表したフローチャートである。

30

【図8】造影撮影において実行される照射制御処理の流れの一例を表したフローチャートである。

【図9】造影撮影において実行される差分画像生成表示処理の流れの一例を表したフローチャートである。

【図10】第2差分画像を表示部に表示させた状態の一例を示す図である。

【図11】第2差分画像の生成方法の他の例について説明するための図である。

【図12】第1差分画像及び第2差分画像の生成方法の他の例について説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

40

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。

【0020】

まず、本実施形態の放射線画像撮影システムにおける、全体の構成の一例について説明する。図1には、本実施形態の放射線画像撮影システム1における、全体の構成の一例を表す構成図が示されている。図1に示すように、本実施形態の放射線画像撮影システム1は、マンモグラフィ装置10及びコンソール12を備える。本実施形態のマンモグラフィ装置10が、本開示の放射線画像撮影装置の一例である。また、本実施形態のコンソール12が、本開示の画像処理装置の一例である。

【0021】

50

まず、本実施形態のマンモグラフィ装置 10 について説明する。図 2 には、本実施形態のマンモグラフィ装置 10 の外観の一例を表す側面図が示されている。なお、図 2 は、被検者の右側からマンモグラフィ装置 10 を見た場合の外観の一例を示している。

【0022】

本実施形態のマンモグラフィ装置 10 は、被検者の乳房を被写体として、乳房に放射線 R (例えば、X線) を照射して乳房の放射線画像を撮影する装置である。なお、マンモグラフィ装置 10 は、被検者が起立している状態 (立位状態) のみならず、被検者が椅子 (車椅子を含む) 等に座った状態 (座位状態) において、被検者の乳房を撮影する装置であってもよい。

【0023】

また、本実施形態のマンモグラフィ装置 10 は、被検者の乳房に造影剤を注入した状態で撮影を行ういわゆる造影撮影と、一般撮影と、2種類の撮影を行う機能を有している。なお、本実施形態では、被検者の乳房に造影剤を注入した状態で行う撮影を「造影撮影」といい、造影撮影ではない撮影を「一般撮影」という。

【0024】

図 2 に示すように、本実施形態のマンモグラフィ装置 10 は、撮影台 30 内部に制御部 20、記憶部 22、及び I/F (Interface)部 24 を備える。制御部 20 は、コンソール 12 の制御に応じて、マンモグラフィ装置 10 の全体の動作を制御する。制御部 20 は、いずれも図示を省略した、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、及び RAM (Random Access Memory) を備える。ROM には、CPU で実行される、放射線画像の撮影に関する制御を行うための撮影処理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 は、各種データを一時的に記憶する。

【0025】

記憶部 22 には、放射線検出器 28 により撮影された放射線画像の画像データや、その他の各種情報等が記憶される。記憶部 22 の具体例としては、HDD (Hard Disk Drive) や SSD (Solid State Drive) 等が挙げられる。I/F 部 24 は、無線通信または有線通信により、コンソール 12 との間で各種情報の通信を行う。マンモグラフィ装置 10 で放射線検出器 28 により撮影された放射線画像の画像データは、I/F 部 24 を介してコンソール 12 に無線通信または有線通信によって送信される。

【0026】

また、操作部 26 は、例えば、マンモグラフィ装置 10 の撮影台 30 等に複数のスイッチとして設けられている。なお、操作部 26 は、タッチパネル式のスイッチとして設けられていてもよいし、医師及び技師等のユーザが手で操作するフットスイッチとして設けられていてもよい。

【0027】

放射線検出器 28 は、被写体である乳房を通過した放射線 R を検出する。図 2 に示すように、放射線検出器 28 は、撮影台 30 の内部に配置されている。本実施形態のマンモグラフィ装置 10 では、撮影を行う場合、撮影台 30 の撮影面 30A 上には、被検者の乳房がユーザによってポジショニングされる。

【0028】

放射線検出器 28 は、被検者の乳房及び撮影台 30 を透過した放射線 R を検出し、検出した放射線 R に基づいて放射線画像を生成し、生成した放射線画像を表す画像データを出力する。本実施形態の放射線検出器 28 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。

【0029】

放射線照射部 37 は、放射線源 37R を備えている。図 2 に示すように放射線照射部 37 は、撮影台 30 及び圧迫ユニット 36 と共にアーム部 32 に設けられている。図 2 に示すように、放射線照射部 37 の下方にあたるアーム部 32 の被検者に近い位置には、フェイスガード 38 は着脱可能である。フェイスガード 38 は、放射線源 37R から出射され

10

20

30

40

50

た放射線 R から被検者を保護するための保護部材である。

【 0 0 3 0 】

なお、図 2 に示すように本実施形態のマンモグラフィ装置 1 0 は、アーム部 3 2 と、基台 3 4 と、軸部 3 5 と、を備えている。アーム部 3 2 は、基台 3 4 によって、上下方向（Z 軸方向）に移動可能に保持される。軸部 3 5 は、アーム部 3 2 を基台 3 4 に連結する。またアーム部 3 2 は、軸部 3 5 を回転軸として、基台 3 4 に対して相対的に回転可能となっている。

【 0 0 3 1 】

アーム部 3 2 と撮影台 3 0 及び圧迫ユニット 3 6 は、軸部 3 5 を回転軸として、別々に、基台 3 4 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、基台 3 4、アーム部 3 2、撮影台 3 0、及び圧迫ユニット 3 6 にそれぞれ係合部（図示省略）が設けられ、この係合部の状態を切替えることにより、アーム部 3 2、撮影台 3 0、及び圧迫ユニット 3 6 の各々が基台 3 4 に連結される。軸部 3 5 に連結されたアーム部 3 2、撮影台 3 0、及び圧迫ユニット 3 6 の一方または両方が、軸部 3 5 を中心に一体に回転する。

【 0 0 3 2 】

圧迫ユニット 3 6 には、圧迫板 4 0 を上下方向（Z 軸方向）に移動する圧迫板駆動部（図示省略）が設けられている。本実施形態の圧迫板 4 0 は、被検者の乳房を圧迫する機能を有する。圧迫板 4 0 の支持部 4 6 は、圧迫板駆動部に着脱可能に取り付けられ、圧迫板駆動部により上下方向（Z 軸方向）に移動し、撮影台 3 0 との間で被検者の乳房を圧迫する。

【 0 0 3 3 】

一方、本実施形態のコンソール 1 2 は、無線通信 LAN（Local Area Network）等を介して R I S（Radiology Information System）2 等から取得した撮影オーダ及び各種情報と、操作部 5 6 等によりユーザにより行われた指示等とを用いて、マンモグラフィ装置 1 0 の制御を行う機能を有している。

【 0 0 3 4 】

本実施形態のコンソール 1 2 は、一例として、サーバーコンピュータである。図 3 に示すように、コンソール 1 2 は、制御部 5 0、記憶部 5 2、I / F 部 5 4、操作部 5 6、及び表示部 5 8 を備えている。制御部 5 0、記憶部 5 2、I / F 部 5 4、操作部 5 6、及び表示部 5 8 はシステムバスやコントロールバス等のバス 5 9 を介して相互に各種情報の授受が可能に接続されている。

【 0 0 3 5 】

本実施形態の制御部 5 0 は、コンソール 1 2 の全体の動作を制御する。制御部 5 0 は、CPU 5 0 A、ROM 5 0 B、及び RAM 5 0 C を備える。ROM 5 0 B には、CPU 5 0 A で実行される、後述する照射制御処理プログラム 5 1 A 及び画像処理プログラム 5 1 B を含む各種のプログラム等が予め記憶されている。RAM 5 0 C は、各種データを一時的に記憶する。本実施形態の CPU 5 0 A が、本開示のプロセッサの一例である。本実施形態の画像処理プログラム 5 1 B が、本開示の画像処理プログラムの一例である。

【 0 0 3 6 】

記憶部 5 2 には、マンモグラフィ装置 1 0 で撮影された放射線画像の画像データや、その他の各種情報等が記憶される。記憶部 5 2 の具体例としては、HDD や SSD 等が挙げられる。

【 0 0 3 7 】

操作部 5 6 は、放射線 R の照射指示を含む放射線画像の撮影等に関する指示や各種情報等をユーザが入力するために用いられる。操作部 5 6 は特に限定されるものではなく、例えば、各種スイッチ、タッチパネル、タッチペン、及びマウス等が挙げられる。表示部 5 8 は、各種情報を表示する。なお、操作部 5 6 と表示部 5 8 とを一体化してタッチパネルディスプレイとしてもよい。

【 0 0 3 8 】

I / F 部 5 4 は、無線通信または有線通信により、マンモグラフィ装置 1 0 及び R I S

10

20

30

40

50

2 との間で各種情報の通信を行う。本実施形態のコンソール 1 2 は、マンモグラフィ装置 1 0 で撮影された放射線画像の画像データを、I / F 部 5 4 を介して無線通信または有線通信によりマンモグラフィ装置 1 0 から受信する。

【 0 0 3 9 】

さらに、図 4 には、本実施形態のコンソール 1 2 の構成の一例の機能ブロック図を示す。図 4 に示すようにコンソール 1 2 は、制御部 6 0 を備える。一例として本実施形態のコンソール 1 2 は、制御部 5 0 の CPU 5 0 A が ROM 5 0 B に記憶されている照射制御処理プログラム 5 1 A を実行することにより、CPU 5 0 A が制御部 6 0 として機能する。

【 0 0 4 0 】

制御部 6 0 は、造影撮影において、マンモグラフィ装置 1 0 における放射線 R の照射に関する制御を行う機能を有する。本実施形態では、造影撮影を行う場合、造影剤が注入された状態の乳房に放射線源 3 7 R から第 1 のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像の撮影を行う。また、造影剤が注入された状態の乳房に放射線源 3 7 R から第 1 のエネルギーよりも高い第 2 のエネルギーの放射線を照射させて放射線画像の撮影を行う。なお、本実施形態では、第 1 のエネルギーの放射線 R を照射させて撮影された放射線画像を「低エネルギー画像」といい、第 2 のエネルギーの放射線 R を照射させて撮影された放射線画像を「高エネルギー画像」という。また、低エネルギー画像及び高エネルギー画像等の種類を区別せずに、マンモグラフィ装置 1 0 により撮影された画像を総称する場合、単に「放射線画像」という。

10

【 0 0 4 1 】

例えば、造影撮影に用いられる造影剤として、k 吸収端が 3 2 k e V のヨード造影剤が一般的に用いられる。この場合の造影撮影では、ヨード造影剤の k 吸収端よりも低い第 1 のエネルギーの放射線 R を照射させて低エネルギー画像の撮影を行う。また、ヨード造影剤の k 吸収端よりも高い第 2 のエネルギーの放射線 R を照射させて高エネルギー画像の撮影を行う。

20

【 0 0 4 2 】

そのため本実施形態の制御部 6 0 は、造影撮影において、放射線源 3 7 R から第 1 のエネルギーの放射線 R を照射させる制御、及び第 2 のエネルギーの放射線 R を照射させる制御を行う。換言すると、制御部 6 0 は、マンモグラフィ装置 1 0 に低エネルギー画像を撮影させる制御、及び高エネルギー画像を撮影させる制御を行う。

30

【 0 0 4 3 】

乳腺等の体組織と造影剤とでは、放射線の吸収特性が異なっている。そのため、上記のようにして撮影された高エネルギー画像には、造影剤が明瞭に写っている。また、低エネルギー画像には、造影剤がほとんど写っておらず、乳腺等の体組織が明瞭に写っている。従って、低エネルギー画像と高エネルギー画像との差分を示す差分画像は、乳腺構造が除去され造影剤が明瞭に写った画像とすることができる。造影剤による造影量は、差分画像の画素値に表れる。

【 0 0 4 4 】

また、造影撮影では、低エネルギー画像及び高エネルギー画像の撮影を 1 組の差分画像の撮影として、異なる複数の撮影タイミングで差分画像の撮影を行う。図 5 に示した例では、第 1 撮影タイミングで、低エネルギー画像 7 0 L (図 5 、 7 0 L ₁ 参照) 及び高エネルギー画像 7 0 H (図 5 、 7 0 H ₁ 参照) を撮影する。また、第 1 撮影タイミングから所定の時間経過後の第 2 撮影タイミングで、低エネルギー画像 7 0 L (図 5 、 7 0 L ₂ 参照) 及び高エネルギー画像 7 0 H (図 5 、 7 0 H ₂ 参照) を撮影する。

40

【 0 0 4 5 】

なお、第 1 撮影タイミングから第 2 撮影タイミングまでの所定の時間は、限定されるものではない。例えば、所定の時間を、造影具合に応じて、例えば関心物の種類等を考慮して定められた時間としてもよいし、被写体である乳房の厚みや組成等に応じて定められた時間としてもよい。

【 0 0 4 6 】

50

また、本実施形態のコンソール 12 は、取得部 62、生成部 63、及び表示制御部 68 を備える。一例として本実施形態のコンソール 12 は、制御部 50 の CPU 50A が ROM 50B に記憶されている画像処理プログラム 51B を実行することにより、CPU 50A が、取得部 62、生成部 63、及び表示制御部 68 として機能する。

【0047】

取得部 62 は、マンモグラフィ装置 10 によって撮影された低エネルギー画像及び高エネルギー画像を取得する機能を有する。具体的には、マンモグラフィ装置 10 の放射線検出器 28 により撮影された低エネルギー画像を表す画像データ及び高エネルギー画像を表す画像データを、I/F 部 24 及び I/F 部 54 を介して取得する。取得部 62 は、取得した低エネルギー画像及び高エネルギー画像を生成部 63 に出力する。

10

【0048】

生成部 63 は、低エネルギー画像と複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の差分画像同士の差分を示す第 2 差分画像を生成して関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去する機能を有する。図 4 に示すように本実施形態の生成部 63 は、第 1 生成部 64 及び第 2 生成部 66 を含む。

【0049】

第 1 生成部 64 は、各撮影タイミングで撮影された低エネルギー画像と複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の差分画像を生成する機能を有する。なお、以下では高エネルギー画像と低エネルギー画像との差分を示す差分画像を第 1 差分画像という。本実施形態の第 1 生成部 64 が生成する差分画像が第 1 差分画像であり、本開示の第 1 差分画像の一例である。第 1 生成部 64 は、生成した複数の第 1 差分画像を第 2 生成部 66 に出力する。

20

【0050】

一例として本実施形態では、低エネルギー画像と、各高エネルギー画像との差分を導出することにより、第 1 差分画像を生成する。図 5 に示した例では、第 1 生成部 64 は、第 1 撮影タイミングで撮影された低エネルギー画像 70L₁ と高エネルギー画像 70H₁ との第 1 差分画像 72₁ を生成する。具体的には、第 1 生成部 64 は、低エネルギー画像 70L₁ に所定の係数を乗算して得られた画像データを、高エネルギー画像 70H₁ に所定の係数を乗算して得られた画像データから対応する画素毎に減算することにより、乳腺組織を除去し、造影剤を強調した第 1 差分画像を表す画像データを生成する。同様に、第 1 生成部 64 は、第 2 撮影タイミングで撮影された低エネルギー画像 70L₂ と高エネルギー画像 70H₂ との第 1 差分画像 72₂ を生成する。

30

【0051】

第 2 生成部 66 は、第 1 生成部 64 が生成した複数の第 1 差分画像同士の差分を示す差分画像を生成する機能を有する。なお、以下では第 1 差分画像同士の差分を示す差分画像を第 2 差分画像という。本実施形態の第 2 生成部 66 が生成する差分画像が第 2 差分画像であり、本開示の第 2 差分画像の一例である。第 2 生成部 66 は、生成した第 2 差分画像を表示制御部 68 に出力する。

【0052】

一例として本実施形態では、第 2 撮影タイミングで撮影された高エネルギー画像と低エネルギー画像との第 1 差分画像と、第 1 撮影タイミングで撮影された高エネルギー画像と低エネルギー画像との第 1 差分画像と、の差分を示す第 2 差分画像を生成する。図 5 に示した例では、第 2 生成部 66 は、第 2 撮影タイミングに応じて生成された第 1 差分画像 72₂ と、第 1 撮影タイミングに応じて生成された第 1 差分画像 72₁ との差分を示す第 2 差分画像 74 を生成する。

40

【0053】

図 6 を参照して、第 2 生成部 66 が生成する第 2 差分画像（図 5 では第 2 差分画像 74）について説明する。換言すると生成部 63 が生成して表示制御部 68 に出力する第 2 差分画像について説明する。

【0054】

50

図 6 の時間と造影量との対応関係を表すグラフ 8 0 に示すように、腫瘍等の病変は正常な乳腺（グラフ 8 0 の「正常」参照）よりも造影剤が浸透し易く、また、病変が悪性（グラフ 8 0 の「悪性」参照）であるほど、良性（グラフ 8 0 の「良性」参照）である場合に比べて造影剤が早く浸透し、かつ造影剤がウオッシュアウトするのも早い傾向がある。また、グラフ 8 0 に示すように、脂肪（グラフ 8 0 の「脂肪」参照）においても病変や乳腺に比べて僅かであるものの、造影剤が浸透する。

【 0 0 5 5 】

そのため、高エネルギー画像と低エネルギー画像との差分を示す第 1 差分画像が、脂肪や乳腺構造に浸透した造影剤が写った画像となる場合がある。図 6 に示した例では、第 1 撮影タイミングにより得られた第 1 差分画像 7 2₁ には、乳房 9 0₁ のうちの正常な乳腺 10
に対応する正常領域 9 2₁ と関心領域 9 4₁ との両方に造影剤が写っている。また、第 2 撮影タイミングにより得られた第 1 差分画像 7 2₂ には、乳房 9 0₂ のうちの正常な乳腺に対応する正常領域 9 2₂ と関心領域 9 4₂ との両方に造影剤が写っている。

【 0 0 5 6 】

図 6 のグラフ 8 0 からわかるように、第 1 差分画像 7 2₂ における正常領域 9 2₂ の造影量の方が、第 1 差分画像 7 2₁ における正常領域 9 2₁ の造影量よりも多い。また、第 1 差分画像 7 2₂ における関心領域 9 4₂ の造影量の方が、第 1 差分画像 7 2₁ における関心領域 9 4₁ の造影量よりも多い。また、関心領域 9 4₁ の造影量から関心領域 9 4₂ の造影量への変化量は、正常領域 9 2₁ の造影量から正常領域 9 2₂ の造影量への変化量に比べて多い。 20

【 0 0 5 7 】

そのため、第 2 撮影タイミングにより得られた第 1 差分画像 7 2₂ と第 1 撮影タイミングにより得られた第 1 差分画像 7 2₁ との差分を示す第 2 差分画像 7 4 を生成することにより、第 2 差分画像 7 4 を関心物領域外の正常な乳腺構造等に浸透した造影剤が写っていない画像とすることができる。図 6 に示した例では、第 1 差分画像 7 2₁ の正常領域 9 2₁ の画素値を「 3 0 」、関心領域 9 4₁ の画素値を「 3 2 」とし、また、第 1 差分画像 7 2₂ の正常領域 9 2₂ の画素値を「 6 0 」、関心領域 9 4₂ の画素値を「 6 8 」としている。この場合、第 1 差分画像 7 2₁ に所定の除去係数として「 2 」を乗算して得られた画像データを、第 1 差分画像 7 2₂ の画像データから対応する画素毎に減算することにより生成された第 2 差分画像 7 4 では、正常領域 9 2₃ の画素値が「 0 」に、関心領域 9 4₃ の画素値が「 4 」となる。このように、図 6 に示した例では、第 2 差分画像 7 4 を、正常領域 9 2₃ における造影量が写っていない画像とすることができる。 30

【 0 0 5 8 】

このように本実施形態では、第 2 生成部 6 6 が、第 1 差分画像 7 2₂ と第 1 差分画像 7 2₁ との差分を示す第 2 差分画像 7 4 を生成することにより、第 2 差分画像 7 4 を関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値が除去された画像とすることができる。なお、造影剤に応じた画像の除去とは、完全に除去する場合に限定されず、例えば、僅かながら残留する場合も含む。

【 0 0 5 9 】

表示制御部 6 8 は、生成部 6 3 により生成された第 2 差分画像を表示部 5 8 に表示させる機能を有する。 40

【 0 0 6 0 】

次に、本実施形態の放射線画像撮影システム 1 による造影撮影におけるコンソール 1 2 の作用について図面を参照して説明する。

図 7 には、本実施形の放射線画像撮影システム 1 による造影撮影の流れの一例を表したフローチャートが示されている。造影撮影を行う場合、まず、図 7 のステップ S 1 0 に示すようにユーザは、被写体となる乳房に造影剤を注入する。次にステップ S 1 2 に示すようにユーザは、マンモグラフィ装置 1 0 の撮影台 3 0 に被検者の乳房をポジショニングし、圧迫板 4 0 により乳房を圧迫する。

【 0 0 6 1 】

次にステップS14で、放射線画像、具体的には低エネルギー画像及び高エネルギー画像の撮影がマンモグラフィ装置10により行われる。本実施形態では、上述したようにコンソール12の制御部60が、マンモグラフィ装置10における放射線Rの照射に関する制御を行う。本実施形態のコンソール12は、一例として、制御部50のCPU50Aが、ROM50Bに記憶されている照射制御処理プログラム51Aを実行することにより、図8に一例を示した照射制御処理を実行する。図8には、本実施形態のコンソール12において実行される照射制御処理の流れの一例を表したフローチャートが示されている。

【0062】

図8のステップS100で制御部60は、放射線Rの照射指示を受け付けたか否かを判定する。照射指示を受け付けるまでステップS100の判定が否定判定となる。一方、照射指示を受け付けるとステップS100の判定が肯定判定となり、ステップS102へ移行する。

10

【0063】

ステップS102で制御部60は、第1のエネルギーの放射線Rを照射させるための指示を、マンモグラフィ装置10に出力する。マンモグラフィ装置10では、コンソール12から入力された指示に基づいて制御部20が、放射線源37Rから第1のエネルギーの放射線Rを乳房に向けて照射させ、放射線検出器28により低エネルギー画像が撮影される。図5に示した例では、低エネルギー画像70L₁が撮影される。

【0064】

次のステップS104で制御部60は、第2のエネルギーの放射線Rを照射させるための指示を、マンモグラフィ装置10に出力する。マンモグラフィ装置10では、コンソール12から入力された指示に基づいて制御部20が、放射線源37Rから第2のエネルギーの放射線Rを乳房に向けて照射させ、放射線検出器28により高エネルギー画像が撮影される。図5に示した例では、高エネルギー画像70H₁が撮影される。

20

【0065】

次のステップS106で制御部60は、第2撮影タイミングに至ったか否かを判定する。第2撮影タイミングに至るまでステップS106の判定が否定判定となる。一方、第2撮影タイミングに至るとステップS106の判定が肯定判定となり、ステップS108へ移行する。

【0066】

ステップS108で制御部60は、上記ステップS102と同様に第1のエネルギーの放射線Rを照射させるための指示を、マンモグラフィ装置10に出力する。マンモグラフィ装置10では、コンソール12から入力された指示に応じて低エネルギー画像が撮影される。図5に示した例では、低エネルギー画像70L₂が撮影される。

30

【0067】

次のステップS110で制御部60は、上記ステップS104と同様に第2のエネルギーの放射線Rを照射させるための指示を、マンモグラフィ装置10に出力する。マンモグラフィ装置10では、コンソール12から入力された指示に応じて高エネルギー画像が撮影される。図5に示した例では、高エネルギー画像70H₂が撮影される。ステップS110の処理が終了すると、図8に示した照射制御処理が終了する。

40

【0068】

このようにして図8に示した照射制御処理が終了すると、造影撮影が終了し、図7に示したステップS14の処理が終了する。なお、制御部60は、造影撮影が終了したことをユーザに報知してもよい。

【0069】

そのため、次のステップS18で乳房の圧迫を解除する。具体的には、制御部60は、マンモグラフィ装置10に対して、圧迫板40を撮影台30から離れる方向に移動させる指示を出力する。マンモグラフィ装置10は、入力された指示に基づいて制御部50が、圧迫板40を撮影台30から離れる方向に移動させる。これにより、乳房の圧迫が解除される。なお、乳房の圧迫の解除は、ユーザの指示に応じて行ってもよいし、造影撮影の終

50

了に応じて自動的に行ってよい。

【0070】

次にステップS18でコンソール12により、図9に示した差分画像生成表示処理が行われる。本実施形態のコンソール12は、一例として、制御部50のCPU50Aが、ROM50Bに記憶されている画像処理プログラム51Bを実行することにより、図9に一例を示した差分画像生成表示処理を実行する。図9には、本実施形態のコンソール12において実行される差分画像生成表示処理の流れの一例を表したフローチャートが示されている。

【0071】

ステップS200で取得部62は、上述したように、マンモグラフィ装置10から、造影撮影により撮影された低エネルギー画像及び高エネルギー画像を取得する。なお、取得部62が低エネルギー画像及び高エネルギー画像を取得するタイミングは限定されない。例えば、低エネルギー画像及び高エネルギー画像の各々が撮影される毎に、マンモグラフィ装置10から低エネルギー画像及び高エネルギー画像を取得してもよい。また例えば、全ての低エネルギー画像及び高エネルギー画像の撮影が終了した後、マンモグラフィ装置10の記憶部22に記憶されている低エネルギー画像及び高エネルギー画像を取得してもよい。また、低エネルギー画像及び高エネルギー画像を取得する順序も限定されるものではない。図5に示した例では、第1取得部62は、低エネルギー画像70L₁、70L₂、及び高エネルギー画像70H₁、70H₂を取得する。

【0072】

次のステップS202で生成部63の第1生成部64は、上述したように、上記ステップS200で取得した低エネルギー画像及び高エネルギー画像から撮影タイミング毎の第1差分画像を生成する。図5に示した例では、第1生成部64は、高エネルギー画像70H₁と低エネルギー画像70L₁との差分を示す第1差分画像72₁を生成する。また、第1生成部64は、高エネルギー画像70H₂と低エネルギー画像70L₂との差分を示す第1差分画像72₂を生成する。

【0073】

次のステップS204で生成部63の第2生成部66は、上記ステップS202で生成した第1差分画像から関心領域を特定する。図5に示した例では、第2生成部66は、第1差分画像72₁、及び第1差分画像72₂の各々から関心領域を特定する。なお、第2生成部66が第1差分画像から関心領域を特定する方法は特に限定されない。例えば、ユーザによって入力された関心領域に関する情報を受け付けることにより、第1差分画像から関心領域を特定してもよい。具体的には、表示部58に第1差分画像、低エネルギー画像、及び高エネルギー画像のうち少なくとも1つの画像を表示させ、表示させた画像に対してユーザが操作部56を操作することによって指定した領域に関心領域に関する情報として受け付けてもよい。また例えば、第2生成部66は、第1差分画像に対してCAD (Computer Aided Diagnosis) を適用することで関心領域を特定してもよい。

【0074】

次のステップS206で第2生成部66は、上述した除去係数を特定する。上述したように、第2生成部66は、第2撮影タイミングにより得られた第1差分画像に所定の除去係数を乗算して得られた画像データを、第1撮影タイミングにより得られた第1差分画像の画像データから対応する画素毎に減算することで第2差分画像を生成する。

【0075】

本実施形態の第2生成部66は、上記除去係数を上記ステップS202で生成された第1差分画像に基づいて特定する。第2生成部66が、除去係数を特定する方法は限定されるものではないが、乳腺構造や正常領域に浸透した造影剤がより除去できる除去係数を特定することが好ましい。図6に示した例では、上述したように第2生成部66は、除去係数として「2」を特定する。

【0076】

除去係数を特定する方法としては、例えば、関心領域の種類や乳房の乳腺量等に応じて

10

20

30

40

50

除去係数が予め定められている場合、第2生成部66は、関心領域の種類や乳房の乳腺量等に応じて予め定められている除去係数を特定すればよい。

【0077】

また例えば、第2生成部66は、生成される第2差分画像の画素値の総和が最も小さくなる除去係数を特定してもよい。また例えば、第2生成部66は、生成される第2差分画像における関心領域外の画素値の総和が最も小さくなる除去係数を特定してもよい。

【0078】

次のステップS208で第2生成部66は、上述したように、上記ステップ206で特定した除去係数を用いて、上記ステップS202で生成した第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成する。図5に示した例では、第2生成部66は、第1差分画像72₁と第1差分画像72₂との差分を示す第2差分画像74を生成する。

10

【0079】

なお、第2生成部66は、本実施形態と異なり上記のように除去係数を特定するのに代えて、第1差分画像同士のコントラスト、特に第1差分画像における乳腺構造及び関心領域以外の領域の少なくとも一方のコントラストを合わせてから第2差分画像を生成する形態としてもよい。

【0080】

また、ノイズは高周波成分として画像に表れる傾向があるため、第2生成部66は、第1差分画像に対してローパスフィルタ等を適用して高周波成分を除去した後、低周波成分とした第1差分画像から第2差分画像を生成してもよい。

20

【0081】

また、第1撮影タイミングと第2撮影タイミングとの間隔が開くと、第1差分画像同士の差分が大きくなる。そのため、第2生成部66は、第1撮影タイミングと第2撮影タイミングとの間隔の影響を除去するため、第2差分画像を、第1撮影タイミングと第2撮影タイミングとの間隔で正規化してもよい。

【0082】

次のステップS210で第2生成部66は、上記ステップS208で生成した第2差分画像における関心領域を強調する強調処理を行う。図6を参照して上述したように、第1差分画像同士の第2差分画像では、第2撮影タイミングにより得られた第1差分画像よりも関心領域の造影量(画素値)が小さくなる。図6に示した例では、第2撮影タイミングにより得られた第1差分画像72₂における関心領域94₂の画素値は「68」であるが、第2差分画像74における関心領域94₃の画素値は「6」である。このように関心領域の画素値が小さくなるため、第2生成部66は、関心領域を見易くするために、関心領域を強調する強調処理を行う。一例として本実施形態の第2生成部66は、生成した第2差分画像に対して階調強調処理及び周波数強調処理を行う。

30

【0083】

次のステップS212で表示制御部68は、第2差分画像を表示部58に表示させる制御を行う。図10には、強調処理後の第2差分画像74を表示部58に表示させた状態の一例を示す。図10に示した例では、強調処理後の第2差分画像74に、第1撮影タイミングで得られた第1差分画像72₁、及び第2撮影タイミングで得られた第1差分画像72₂を並べて表示部58に表示させた形態を示している。なお、このように第2差分画像74を含む複数の放射線画像を表示部58に表示させる場合、表示形態は、図10に示したように並べて表示する形態に限定されない。例えば、ユーザの指示または自動的に切り替えて表示する表示形態、または重ねて表示する表示形態等であってもよい。また、低エネルギー画像や高エネルギー画像等についても表示させてもよい。

40

【0084】

また、図10に示した例では、第1差分画像72₁、及び第1差分画像72₂の各々に対応する撮影タイミングを表す撮影タイミング情報82をさらに表示させた形態を示している。このように表示制御部68は、上記ステップS210で強調処理を行った第2差分画像を少なくとも表示させればよく、その他の放射線画像、撮影タイミング等の造影撮影

50

に関する情報、及び造影量に関する情報の少なくとも1つ等をさらに表示させてもよい。

【0085】

このようにしてステップS212の処理が終了すると、図9に示した差分画像生成表示処理が終了して、図7に示したステップS18の差分画像生成表示処理が終了する。これにより、本実施形態の放射線画像撮影システム1における造影撮影に係わる一連の処理が終了する。なお、本実施形態のマンモグラフィ装置10により撮影された低エネルギー画像及び複数の高エネルギー画像、コンソール12により生成された複数の第1差分画像及び第2差分画像等は、コンソール12の記憶部52や、PACS (Picture Archiving and Communication Systems) 等に記憶させておく形態としてもよい。

【0086】

また、上記形態では、図7のS14の処理である造影撮影が終了した後、一連の処理として差分画像生成表示処理を行う形態を示したが、差分画像生成表示処理を行うタイミング、すなわち、第1差分画像及び第2差分画像を生成したり、第2差分画像を表示したりするタイミングは本形態に限定されない。例えば、第1差分画像及び第2差分画像の生成、及び第2差分画像の表示各々のタイミングは、造影撮影後のユーザの所望に応じたタイミングで行う形態であってもよい。

【0087】

以上説明したように、上記各形態のコンソール12は、少なくとも1つのプロセッサとしてCPU50Aを備える。CPU50Aは、造影剤が注入された状態の乳房に第1のエネルギーの放射線Rを照射させてマンモグラフィ装置10に撮影させた低エネルギー画像と、造影剤の注入後の各々異なる複数の撮影タイミングで第1のエネルギーよりも高い第2のエネルギーの放射線Rを照射させてマンモグラフィ装置10に撮影させた複数の高エネルギー画像とを取得する。また、CPU50Aは、低エネルギー画像と複数の高エネルギー画像の各々との差分を示す複数の第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成して関心領域以外に浸透した造影剤に対応する画素値を除去する。

【0088】

このように本実施形態のコンソール12は、高エネルギー画像と低エネルギー画像との差分を示す第1差分画像同士の差分を示す第2差分画像を生成する。そのため、コンソール12は、第2差分画像を、関心物以外の乳腺構造等に浸透した造影剤に応じた画像が含まれていない画像、または関心物以外に浸透した造影剤に応じた画像が含まれている場合でもその造影量を減少させた画像とすることができる。従って、本実施形態のコンソール12によれば、造影剤が浸透した関心領域をより見易くした放射線画像(第2差分画像)を得ることができる。

【0089】

なお、生成部63が第1差分画像及び第2差分画像を生成する方法は、上述した形態に限定されない。例えば、各撮影タイミングの低エネルギー画像同士の差分を示す差分画像を生成し、また高エネルギー画像同士の差分を示す差分画像を生成した後、両差分画像の差分を示す差分画像を生成してもよい。この場合も、最終的に生成された差分画像は第2差分画像に相当する。図11に示した例では、生成部63は、高エネルギー画像70H₂と高エネルギー画像70H₁との差分を示す第3差分画像76を生成する。また、生成部63は、低エネルギー画像70L₂と低エネルギー画像70L₁との差分を示す第4差分画像78を生成する。さらに生成部63は、第4差分画像78と第3差分画像76との差分を示す第2差分画像74を生成する。なお、本形態における第3差分画像76が本開示の第3差分画像の一例であり、第4差分画像78が本開示の第4差分画像の一例である。

【0090】

また、上記形態では、各撮影タイミングにおいて低エネルギー画像と高エネルギー画像との両方を撮影する形態について説明したが、低エネルギー画像を撮影するタイミングは本形態に限定されない。上述したように低エネルギー画像は、低エネルギー画像には、造影剤がほとんど写っておらず、乳腺等の体組織が明瞭に写った画像である。そのため、体動を考慮しなければ、撮影タイミングに係わらず、低エネルギー画像は同様の画像となる

10

20

30

40

50

。そのため、低エネルギー画像の撮影タイミングは限定されない。また、低エネルギー画像を撮影する撮影回数も、高エネルギー画像を撮影する回数と同じでなくてもよい。一例として、図12には、第1撮影タイミング及び第2撮影タイミングのうち、低エネルギー画像は、第1撮影タイミングのみで撮影する形態を示している。この場合、生成部63は、高エネルギー画像70H1と低エネルギー画像70L1との差分を示す第1差分画像721を生成する。また、生成部63は、高エネルギー画像70H2と低エネルギー画像70L1との差分を示す第1差分画像722を生成する。さらに生成部63は、第1差分画像722と第1差分画像721との差分を示す第2差分画像74を生成する。

【0091】

また、上記形態では、撮影タイミングが2回である形態について説明したが、撮影タイミングは2回以上であればよい。撮影タイミングを3回以上とした場合、例えば、複数の第2差分画像74を生成することができる。

10

【0092】

また、上記形態では、造影撮影において低エネルギー画像を先に撮影する形態について説明したが、本形態に限定されず、高エネルギー画像を先に撮影する形態であってもよい。

【0093】

また、上記形態では、本開示の被写体の一例として乳房を適用し、本開示の放射線画像撮影装置の一例として、マンモグラフィ装置10を適用した形態について説明したが、被写体は乳房に限定されず、また放射線画像撮影装置はマンモグラフィ装置に限定されない。例えば、被写体は胸部や腹部等であってもよいし、放射線画像撮影装置はマンモグラフィ装置以外の放射線画像撮影装置を適用する形態であってもよい。

20

【0094】

また、上記形態では、コンソール12が本開示の画像処理装置の一例である形態について説明したが、コンソール12以外の装置が本開示の画像処理装置の機能を備えていてもよい。換言すると、制御部60、取得部62、生成部63、及び表示制御部68の機能の一部または全部をコンソール12以外の、例えばマンモグラフィ装置10や、外部の装置等が備えていてもよい。

【0095】

また、上記形態において、例えば、制御部60、取得部62、生成部63、及び表示制御部68といった各種の処理を実行する処理部（processing unit）のハードウェア的な構造としては、次に示す各種のプロセッサ（processor）を用いることができる。上記各種のプロセッサには、前述したように、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPUに加えて、FPGA（Field Programmable Gate Array）等の製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device：PLD）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等が含まれる。

30

【0096】

1つの処理部は、これらの各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種又は異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のFPGAの組み合わせや、CPUとFPGAとの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。

40

【0097】

複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、クライアント及びサーバ等のコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ（System On Chip：SoC）等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのIC（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサの1つ以上を用いて構成される。

50

【 0 0 9 8 】

更に、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造としては、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた電気回路 (circuitry) を用いることができる。

【 0 0 9 9 】

また、上記各実施形態では、照射制御処理プログラム 5 1 A 及び画像処理プログラム 5 1 B が R O M 5 0 B に予め記憶 (インストール) されている態様を説明したが、これに限定されない。照射制御処理プログラム 5 1 A 及び画像処理プログラム 5 1 B の各々は、C D - R O M (Compact Disc Read Only Memory)、D V D - R O M (Digital Versatile Disc Read Only Memory)、及び U S B (Universal Serial Bus) メモリ等の記録媒体に記録された形態で提供されてもよい。また、照射制御処理プログラム 5 1 A 及び画像処理プログラム 5 1 B の各々は、ネットワークを介して外部装置からダウンロードされる形態としてもよい。

10

【 0 1 0 0 】

2 0 2 0 年 9 月 2 8 日出願の日本国特許出願 2 0 2 0 - 1 6 2 7 0 0 号の開示は、その全体が参照により本明細書に取り込まれる。

【 0 1 0 1 】

本明細書に記載された全ての文献、特許出願、及び技術規格は、個々の文献、特許出願、及び技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

【 符号の説明 】

20

【 0 1 0 2 】

1 放射線画像撮影システム

2 R I S

1 0 マンモグラフィ装置

1 2 コンソール

2 0、5 0 制御部

2 2、5 2 記憶部

2 4、5 4 I / F 部

2 6、5 6 操作部

2 8 放射線検出器

30

3 0 撮影台、3 0 A 撮影面

3 2 アーム部

3 4 基台

3 5 軸部

3 6 圧迫ユニット

3 7 放射線照射部、3 7 R 放射線源

3 8 フェイスガード

4 0 圧迫板

4 6 支持部

5 0 A C P U、5 0 B R O M、5 0 C R A M

40

5 1 A 照射制御処理プログラム、5 1 B 画像処理プログラム

5 8 表示部

5 9 バス

6 0 制御部

6 2 取得部

6 3 生成部

6 4 第 1 生成部

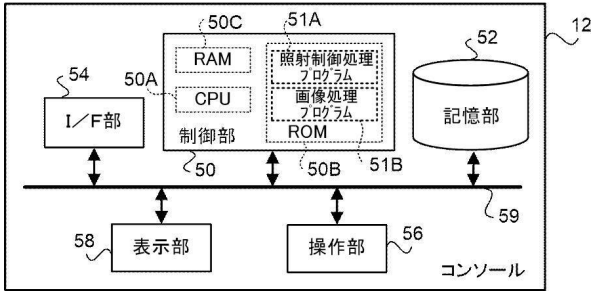
6 6 第 2 生成部

6 8 表示制御部

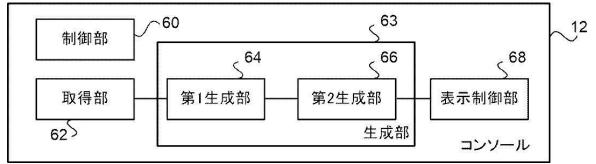
7 0 L 1、7 0 L 2 低エネルギー画像

50

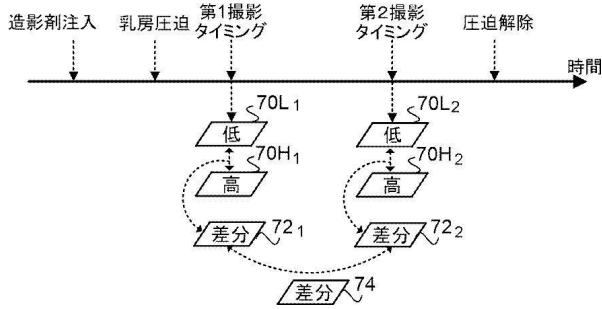
【図3】



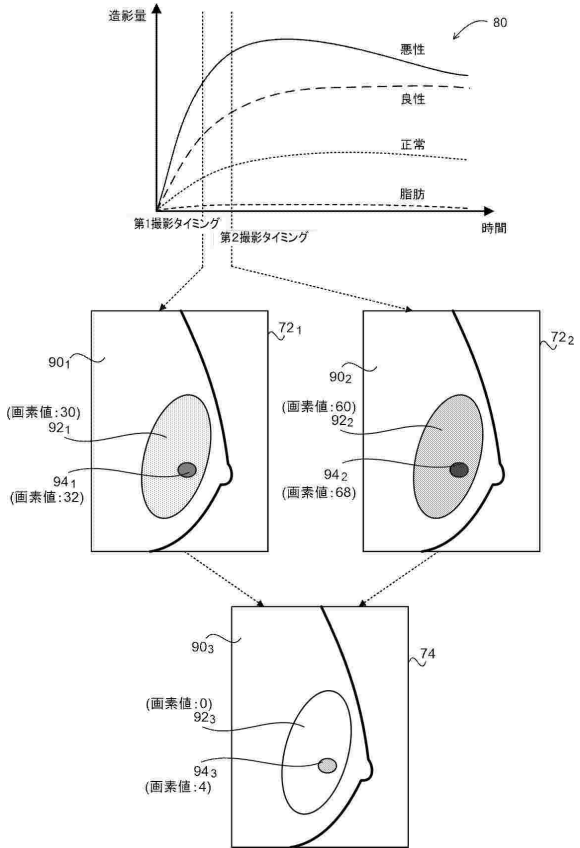
【図4】



【図5】



【図6】



10

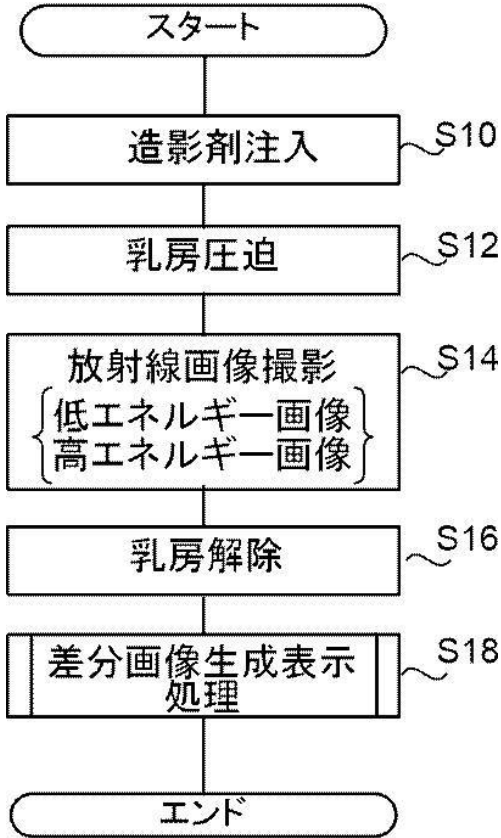
20

30

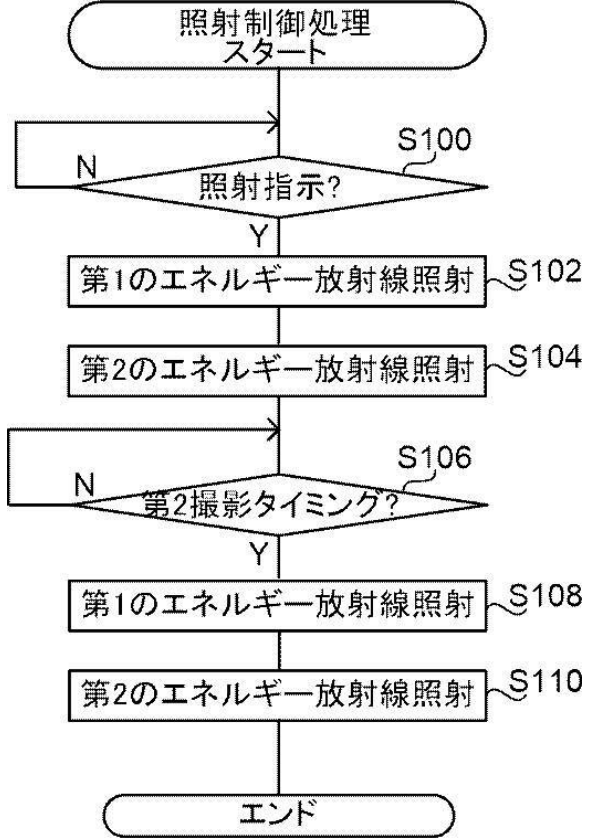
40

50

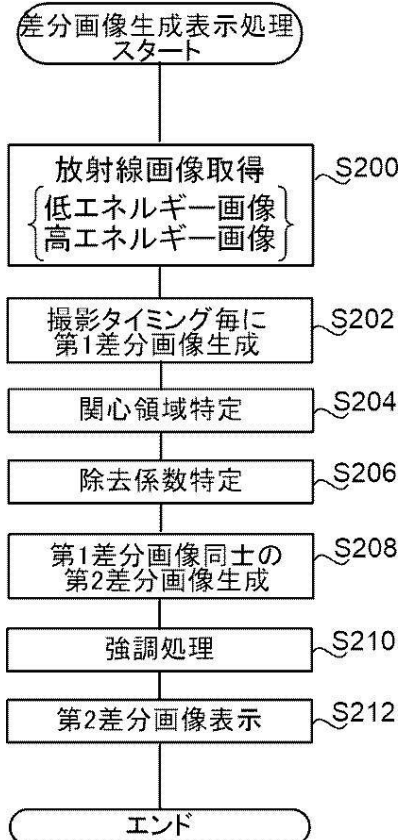
【図7】



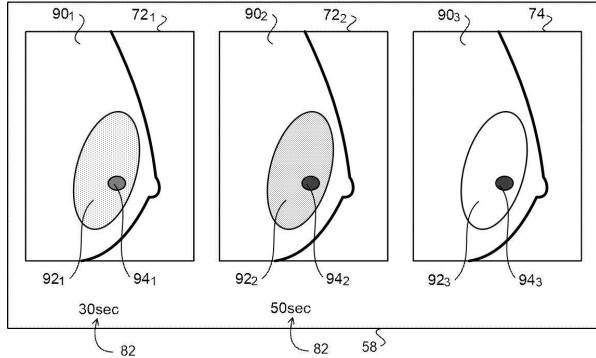
【図8】



【図9】



【図10】



10

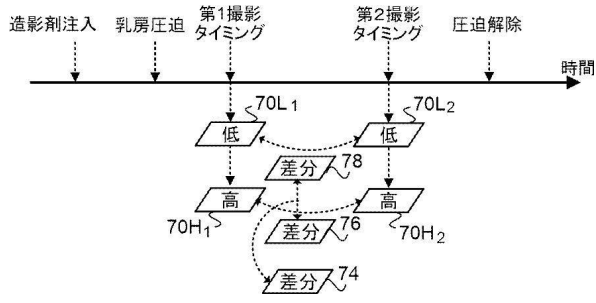
20

30

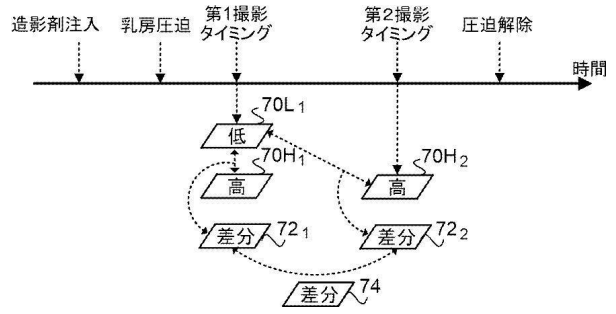
40

50

【図 1 1】



【図 1 2】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-201157(JP,A)
特表2017-538481(JP,A)
米国特許出願公開第2013/0046176(US,A1)
米国特許第04551800(US,A)
国際公開第2007/086369(WO,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/58
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)
医中誌WEB