

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6755225号
(P6755225)

(45) 発行日 令和2年9月16日(2020.9.16)

(24) 登録日 令和2年8月27日(2020.8.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
A 6 1 B 6/00 3 5 0 Z

請求項の数 9 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-172318 (P2017-172318)
 (22) 出願日 平成29年9月7日 (2017.9.7)
 (65) 公開番号 特開2019-47837 (P2019-47837A)
 (43) 公開日 平成31年3月28日 (2019.3.28)
 審査請求日 令和1年8月12日 (2019.8.12)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001519
 特許業務法人太陽国際特許事務所
 (72) 発明者 森田 順也
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フィルム株式会社内

審査官 井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 乳腺含有率算出装置、方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

乳房をX線撮影して得られた乳房画像を取得する画像取得部と、
 前記X線撮影時における撮影条件に基づいて、前記乳房画像に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値を算出する第1の推定部と、
 前記乳房画像に含まれる前記直接X線領域の画素値に基づいて、前記直接到達線量の第2の推定値を算出する第2の推定部と、

前記第1の推定値および前記第2の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定する決定部と、

前記乳房画像に含まれる前記乳房の領域へのX線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された前記直接到達線量に基づいて、前記乳房の前記乳腺含有率を算出する算出部とを備えた乳腺含有率算出装置。

【請求項 2】

前記決定部は、前記乳房画像に含まれる前記直接X線領域の画素値の最大値が飽和しているか否かを判定し、該最大値が飽和していないと判定された場合、前記第1の推定値と前記第2の推定値との比率を、前記第1の推定値の補正係数として算出する請求項1に記載の乳腺含有率算出装置。

【請求項 3】

前記決定部は、前記第1の推定値を前記補正係数により補正し、補正された前記第1の推定値を前記乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定する請求項2に記載の乳腺

10

20

含有率算出装置。

【請求項 4】

前記補正係数を保存する保存部をさらに備え、

前記決定部は、前記保存部に保存されたあらかじめ定められた数の補正係数の代表値を算出し、前記第1の推定値を前記代表値により補正し、補正された前記第1の推定値を前記乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定する請求項2に記載の乳腺含有率算出装置。

【請求項 5】

前記決定部は、前記乳房画像に含まれる前記直接X線領域の画素値の最大値が飽和しているか否かを判定し、該最大値が飽和していると判定された場合、前記第1の推定値を前記乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定し、前記最大値が飽和していないと判定された場合、前記第2の推定値を前記乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定する請求項1に記載の乳腺含有率算出装置。10

【請求項 6】

前記第1の推定部は、前記撮影条件に基づいて、線量率および前記乳房画像を取得する放射線検出器の感度を取得し、前記X線撮影時におけるX線量、前記線量率および前記放射線検出器の感度を用いて前記第1の推定値を算出する請求項1から5のいずれか1項に記載の乳腺含有率算出装置。

【請求項 7】

前記第1の推定部は、前記X線撮影時に使用するX線源におけるターゲット／フィルタの種類および管電圧毎に、前記線量率および前記放射線検出器の感度の値が設定されたテーブルを参照して、前記線量率および前記放射線検出器の感度を取得する請求項6に記載の乳腺含有率算出装置。20

【請求項 8】

乳房をX線撮影して得られた乳房画像を取得し、

前記X線撮影時における撮影条件に基づいて、前記乳房画像に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値を算出し、

前記乳房画像に含まれる前記直接X線領域の画素値に基づいて、前記直接到達線量の第2の推定値を算出し、

前記第1の推定値および前記第2の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定し。30

前記乳房画像に含まれる前記乳房の領域へのX線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された前記直接到達線量に基づいて、前記乳房の前記乳腺含有率を算出する乳腺含有率算出方法。

【請求項 9】

乳房をX線撮影して得られた乳房画像を取得する手順と、

前記X線撮影時における撮影条件に基づいて、前記乳房画像に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値を算出する手順と、

前記乳房画像に含まれる前記直接X線領域の画素値に基づいて、前記直接到達線量の第2の推定値を算出する手順と、40

前記第1の推定値および前記第2の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定する手順と、

前記乳房画像に含まれる前記乳房の領域へのX線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された前記直接到達線量に基づいて、前記乳房の前記乳腺含有率を算出する手順とをコンピュータに実行させる乳腺含有率算出プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、乳房をX線撮影して得られた乳房画像を用いて、乳房の乳腺含有率を算出する乳腺含有率算出装置、方法およびプログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、乳がんの早期発見を促すため、乳房を撮影するための放射線画像撮影装置（マンモグラフィと呼ばれる）を用いた画像診断が注目されている。マンモグラフィにおいては、乳房は撮影台の上に置かれ、圧迫板により圧迫された状態で撮影が行われる。乳房は主に乳腺組織と脂肪組織とからなり、乳腺組織に隠れた病変を発見することが診断の上で重要となっている。このため、マンモグラフィで撮影された乳房の放射線画像（乳房画像）は、専用の操作端末等で画像処理された後、医師による診断に供される。医師は、乳房画像をディスプレイに表示して読影することにより、腫瘍および石灰化等の病変の有無を調べる。

10

【0003】

ここで、乳房内における乳腺の割合を乳腺含有率と呼ぶ。乳腺含有率は、乳房の性状を正確に知る上で非常に有用であり、医学的に必要不可欠な情報となっている。例えば、乳腺含有率と発癌のリスクとの間には相関関係があることが研究によって示唆されている。このため、乳腺含有率を求めるための各種手法が提案されている。例えば特許文献1においては、マンモグラフィにより取得される乳房画像から、乳腺含有率を算出する手法が提案されている。特許文献1に記載された手法においては、マンモグラフィにおいて、被写体である乳房を透過することなく放射線検出器に直接到達したX線量、乳房を透過して放射線検出器に到達したX線量、脂肪によるX線の減弱係数、乳腺によるX線の減弱係数、および乳房の厚さの関係に基づいて、乳腺含有率を算出している。

20

【0004】

なお、乳房を透過することなく放射線検出パネルに直接到達したX線量（以下直接到達線量とする）としては、乳房画像における、放射線検出器にX線が直接照射することにより得られる直接X線領域の画素値が用いられる。しかしながら、撮影線量が多い場合、直接X線領域において出力される信号が放射線検出器のダイナミックレンジを超てしまい、画素値が飽和してしまう場合がある。このように画素値が飽和してしまうと、乳腺含有率を精度よく算出することができない。このため、撮影条件から直接到達線量を推定することが考えられる。ここで、放射線検出パネルへの到達線量と取得される画素値とは比例関係にある。このため、例えば、撮影時のX線量（mA s値）、線量率（mR / mA s）および放射線検出器の感度であるパネル感度（QL / mR）に基づいて、直接X線領域の画素値から直接到達線量を算出することが考えられる。

30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献1】特開2010-253245号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

しかしながら、マンモグラフィにおいて使用されているX線管球は経時により劣化し、さらに放射線検出器の感度も経時により変化する。このように、X線管球の劣化および放射線検出器の感度の変化が生じると、撮影条件と直接到達線量との関係が変化する。したがって、撮影条件に基づいて算出された直接到達線量を用いても、乳腺含有率を精度よく算出できなくなってしまう。

40

【0007】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、乳房画像における画素値の飽和および乳房の撮影時における撮影条件に変化に拘わらず、乳腺含有率を精度よく算出できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

本発明による乳腺含有率算出装置は、乳房をX線撮影して得られた乳房画像を取得する

50

画像取得部と、

X線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値を算出する第1の推定部と、

乳房画像に含まれる直接X線領域の画素値に基づいて、直接到達線量の第2の推定値を算出する第2の推定部と、

第1の推定値および第2の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定する決定部と、

乳房画像に含まれる乳房の領域へのX線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された直接到達線量に基づいて、乳房の乳腺含有率を算出する算出部とを備える。

【0009】

10

なお、本発明による乳腺含有率算出装置においては、決定部は、乳房画像に含まれる直接X線領域の画素値の最大値が飽和しているか否かを判定し、最大値が飽和していないと判定された場合、第1の推定値と第2の推定値との比率を、第1の推定値の補正係数として算出するものであってもよい。ここで、画素値の最大値が飽和しているか否かの判定は、最大値が乳房画像の画素値が取りうる最大値となっているか否かを判定することにより行ってもよく、最大値があらかじめ定められたしきい値以上となっているか否かを判定することにより行ってもよい。

【0010】

20

また、本発明による乳腺含有率算出装置においては、決定部は、第1の推定値を補正係数により補正し、補正された第1の推定値を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定するものであってもよい。

【0011】

また、本発明による乳腺含有率算出装置においては、補正係数を保存する保存部をさらに備え、

決定部は、保存部に保存されたあらかじめ定められた数の補正係数の代表値を算出し、第1の推定値を代表値により補正し、補正された第1の推定値を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定するものであってもよい。

【0012】

30

「代表値」とは、あらかじめ定められた数の補正係数を代表する統計値であり、任意の値を採用することができる。例えば、あらかじめ定められた数の補正係数の平均値、中央値、最頻値、最大値または最小値等を代表値とすることができる。

【0013】

また、本発明による乳腺含有率算出装置においては、決定部は、乳房画像に含まれる直接X線領域の画素値の最大値が飽和しているか否かを判定し、最大値が飽和していると判定された場合、第1の推定値を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定し、最大値が飽和していないと判定された場合、第2の推定値を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定するものであってもよい。

【0014】

40

また、本発明による乳腺含有率算出装置においては、第1の推定部は、撮影条件に基づいて、線量率および乳房画像を取得するための放射線検出器の感度を取得し、X線撮影時におけるX線量、線量率および放射線検出器の感度を用いて第1の推定値を算出するものであってもよい。

【0015】

また、本発明による乳腺含有率算出装置においては、第1の推定部は、X線撮影時に使用するX線源におけるターゲット／フィルタの種類および管電圧毎に、線量率および放射線検出器の感度の値が設定されたテーブルを参照して、線量率および放射線検出器の感度を取得するものであってもよい。

【0016】

本発明による乳腺含有率算出方法は、乳房をX線撮影して得られた乳房画像を取得し、X線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像に含まれるX線が直接照射された直

50

接 X 線領域における直接到達線量の第 1 の推定値を算出し、

乳房画像に含まれる直接 X 線領域の画素値に基づいて、直接到達線量の第 2 の推定値を算出し、

第 1 の推定値および第 2 の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定し、

乳房画像に含まれる乳房の領域への X 線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された直接到達線量に基づいて、乳房の乳腺含有率を算出する。

【 0 0 1 7 】

なお、本発明による乳腺含有率算出方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

10

【 0 0 1 8 】

本発明による他の乳腺含有率算出装置は、コンピュータに実行させるための命令を記憶するメモリと、記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサとを備え、プロセッサが、

乳房を X 線撮影して得られた乳房画像を取得し、

X 線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像に含まれる X 線が直接照射された直接 X 線領域における直接到達線量の第 1 の推定値を算出し、

乳房画像に含まれる直接 X 線領域の画素値に基づいて、直接到達線量の第 2 の推定値を算出し、

第 1 の推定値および第 2 の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定し、

20

乳房画像に含まれる乳房の領域への X 線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された直接到達線量に基づいて、乳房の乳腺含有率を算出する処理を実行するように構成されている。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、X 線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像の直接 X 線領域における直接到達線量の第 1 の推定値が算出され、乳房画像の直接 X 線領域における画素値に基づいて、直接到達線量の第 2 の推定値が算出される。そして、第 1 の推定値および第 2 の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量が決定され、乳房画像に含まれる乳房の領域への到達線量である乳房領域到達線量、および決定された直接到達線量に基づいて、乳房の乳腺含有率が算出される。このため、乳房画像において画素値が飽和していた場合、および撮影時における撮影条件が変化した場合に応じて、使用する推定値を選択したり、推定値を補正したりする等して、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定することができる。したがって、乳房画像における画素値の飽和および乳房の撮影時における撮影条件に変化に拘わらず、乳腺含有率を精度よく算出できる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】本発明の実施形態による乳腺含有率算出装置を適用した放射線画像撮影装置の概略構成図

40

【 図 2 】放射線画像撮影装置を図 1 の矢印 A 方向から見た図

【 図 3 】本実施形態による乳腺含有率算出装置の概略構成を示す図

【 図 4 】線量率およびパネル感度のテーブルを示す図

【 図 5 】乳房画像の乳房領域と直接 X 線領域への分割を説明するための図

【 図 6 】本実施形態において行われる処理を示すフローチャート

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図 1 は本発明の第 1 の実施形態による乳腺含有率算出装置を適用した放射線画像撮影装置の概略構成図、図 2 は放射線画像撮影装置を図 1 の矢印 A 方向から見た図である。放射線画像撮影装置 1 は、被写体

50

である乳房Mの撮影を行うマンモグラフィ装置である。図1に示すように放射線画像撮影装置1は、撮影部10、撮影部10に接続されたコンピュータ2、並びにコンピュータ2に接続された表示部3および入力部4を備えている。

【0022】

撮影部10は、アーム部12を備えている。アーム部12の一方の端部には撮影台13が、その他方の端部には撮影台13と対向するように放射線照射部14が取り付けられている。

【0023】

撮影台13の内部には、フラットパネルディテクタ等の放射線検出器15が備えられている。また、撮影台13の内部には、放射線検出器15から読み出された電荷信号を電圧信号に変換するチャージアンプ、チャージアンプから出力された電圧信号をサンプリングする相関2重サンプリング回路、および電圧信号をデジタル信号に変換するA/D変換部等が設けられた回路基板等も設置されている。10

【0024】

放射線検出器15は、放射線画像の記録および読み出しを繰り返して行うことができるものであり、放射線の照射を直接受けて電荷を発生する、いわゆる直接型の放射線検出器を用いてもよいし、放射線を一旦可視光に変換し、その可視光を電荷信号に変換する、いわゆる間接型の放射線検出器を用いてもよい。また、放射線画像信号の読み出し方式としては、TFT(thin film transistor)スイッチをオンおよびオフすることによって放射線画像信号が読み出される、いわゆるTFT読み出し方式のものまたは読み取光を照射することによって放射線画像信号が読み出される、いわゆる光読み出し方式のものを用いることが望ましいが、これに限らずその他のものを用いるようにしてもよい。20

【0025】

また、本実施形態においては、放射線検出器15は照射されるX線に対して固有の感度(以下、パネル感度とする)を有する。パネル感度は、放射線検出器15への照射線量(mR)の単位量当たりに得られる画素値(QL)、すなわちQL/mRにより表される。

【0026】

放射線照射部14の内部には、放射線源であるX線源16が収納されている。X線源16から放射線であるX線を照射するタイミングおよびX線源16におけるX線発生条件、すなわち管電圧および照射時間等の撮影条件は、コンピュータ2により制御される。30

【0027】

X線源16は、電子線を出力するフィラメント、電子線が衝突することでX線を発生させるターゲット、およびX線のエネルギースペクトルを調整するフィルタを備える。ターゲットは、複数の異なる陽極物質、例えば、Mo(モリブデン)、Rh(ロジウム)およびW(タンゲステン)を有し、これらが選択可能に配置されている。フィルタは、複数の異なる物質、例えば、Mo、Rh、WおよびAl(アルミニウム)を有し、これらが選択可能に配置されている。

【0028】

撮影条件は、乳房Mに照射するX線のエネルギースペクトル(線質)を調整して適切な放射線画像を得るために条件であり、例えば、X線源16を構成するターゲットおよびフィルタの組合せ、管電圧(kV)、およびmA s値(管電流×放射線照射時間)を含む。40

【0029】

また、本実施形態においては、放射線画像撮影装置1は固有の線量率を有する。線量率は、X線源16が出射するX線量(mA s値)の単位量当たりに得られる照射線量(mR)、すなわちmR/mA sにより表される。

【0030】

また、アーム部12には、撮影台13の上方に配置されて乳房Mを押さえつけて圧迫する圧迫板17、圧迫板17を支持する支持部18、および支持部18を図1および図2の上下方向に移動させる移動機構19が設けられている。なお、圧迫板17と撮影台13との間隔、すなわち圧迫板17の高さの情報はコンピュータ2に入力される。50

【0031】

表示部3は、C R T (Cathod Ray Tube)または液晶モニタ等の表示装置であり、後述するように取得された乳房MのX線画像である乳房画像の他、操作に必要なメッセージ等を表示する。なお、表示部3は音声を出力するスピーカを内蔵するものであってもよい。

【0032】

入力部4はキーボード、マウスまたはタッチパネル方式の入力装置からなり、操作者による放射線画像撮影装置1の操作を受け付ける。また、撮影を行うために必要な、撮影条件等の各種情報の入力および情報の修正の指示も受け付ける。本実施形態においては、操作者が入力部4から入力した情報に従って、放射線画像撮影装置1の各部が動作する。

【0033】

コンピュータ2には、乳腺含有率算出プログラムがインストールされている。本実施形態においては、コンピュータは、操作者が直接操作するワークステーションあるいはパソコンでもよいし、それらとネットワークを介して接続されたサーバコンピュータでもよい。エネルギーサブトラクション処理プログラムは、D V D (Digital Versatile Disc)、C D - R O M (Compact Disc Read Only Memory) 等の記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体からコンピュータにインストールされる。もしくは、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置、あるいはネットワークストレージに、外部からアクセス可能な状態で記憶され、要求に応じてコンピュータにダウンロードされ、インストールされる。

【0034】

図3はコンピュータ2に乳腺含有率算出プログラムをインストールすることにより実現された乳腺含有率算出装置の概略構成を示す図である。図3に示すように、乳腺含有率算出装置は、標準的なコンピュータの構成として、C P U (Central Processing Unit) 2 1、メモリ2 2およびストレージ2 3を備えている。

【0035】

ストレージ2 3は、ハードディスクまたはS S D (Solid State Drive) 等のストレージデバイスからなり、放射線画像撮影装置1の各部を駆動するためのプログラムおよび乳腺含有率算出プログラムを含む、処理に必要な各種情報が記憶されている。また、撮影により取得された乳房画像も記憶される。また、ストレージ2 3には、後述する各種テーブルも記憶される。なお、ストレージ2 3が保存部に対応する。

【0036】

メモリ2 2には、各種処理をC P U 2 1に実行させるために、ストレージ2 3に記憶されたプログラム等が一時的に記憶される。乳腺含有率算出プログラムは、C P U 2 1に実行させる処理として、放射線画像撮影装置1にX線撮影を行わせて、乳房画像を取得する画像取得処理、X線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値を算出する第1の推定処理、乳房画像に含まれる直接X線領域の画素値に基づいて、直接到達線量の第2の推定値を算出する第2の推定処理、第1の推定値および第2の推定値に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量を決定する決定処理、並びに乳房画像に含まれる乳房の領域へのX線の到達線量である乳房領域到達線量、および決定された直接到達線量に基づいて、乳房Mの乳腺含有率を算出する算出処理を規定している。

【0037】

そして、C P U 2 1が乳腺含有率算出プログラムに従いこれらの処理を実行することで、コンピュータ2は、画像取得部3 1、第1の推定部3 2、第2の推定部3 3、決定部3 4および算出部3 5として機能する。なお、コンピュータ2は、画像取得処理、第1の推定処理、第2の推定処理、決定処理および算出処理をそれぞれ行うプロセッサまたは処理回路を備えるものであってもよい。

【0038】

画像取得部3 1は、あらかじめ定められた撮影条件により放射線照射部1 4を制御して、乳房画像G 0を取得する。具体的には、あらかじめ定められた撮影条件にしたがって、

10

20

30

40

50

X線源16のターゲットおよびフィルタを設定し、かつ管電圧およびmA s値を設定する。そして、設定した撮影条件によりX線源16を駆動して乳房MにX線を照射し、乳房Mを透過したX線を放射線検出器15により検出して、乳房画像G0を取得する。

【0039】

第1の推定部32は、X線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像G0に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値I1を算出する。具体的には、撮影条件に基づいて、X線撮影時における線量率および放射線検出器15のパネル感度を取得し、撮影条件に含まれるX線量、線量率およびパネル感度を用いて第1の推定値を算出する。ここで、本実施形態においては、X線源16における各種ターゲット/フィルタの種類と管電圧とに応じて線量率(mR/mA s)を設定したテーブルLUT1、およびX線源16における各種ターゲット/フィルタの種類と管電圧とに応じてパネル感度(QL/mR)を設定したテーブルLUT2がストレージ23に記憶されている。10

【0040】

なお、テーブルLUT1は、個々の装置毎にキャリブレーションを行うことにより作成される。具体的には、放射線検出器15に線量計を取り付け、ターゲット/フィルタおよび管電圧を種々変更しつつ、あらかじめ定められた撮影線量のX線を放射線検出器15に照射し、線量計により放射線検出器15への照射線量を検出する。そして、検出した照射線量を撮影線量によって除算することにより線量率を算出する。そして算出した線量率をターゲット/フィルタおよび管電圧と対応づけて記憶することにより、テーブルLUT120が作成される。

【0041】

なお、テーブルLUT2は、ターゲット/フィルタおよび管電圧を種々変更しつつ、あらかじめ定められた撮影線量のX線を放射線検出器15に照射し、線量計により照射線量を検出し、さらに放射線検出器15から出力される信号値(QL)を検出する。そして、検出した信号値を照射線量より除算することによりパネル感度を算出する。そして算出したパネル感度をターゲット/フィルタおよび管電圧と対応づけて記憶することにより、テーブルLUT2が作成される。

【0042】

図4はテーブルLUT1, LUT2の例を示す図である。図4に示すようにテーブルLUT1には、ターゲット/フィルタの種類に応じて、各種管電圧と線量率とが対応づけられている。また、テーブルLUT2には、ターゲット/フィルタの種類に応じて、各種管電圧とパネル感度とが対応づけられている。図4に示すテーブルLUT1, LUT2を参照することにより、ターゲット/フィルタがW/Rhの場合において、管電圧が28kVの場合には、3.98mR/mA sの線量率および86.7QL/mRのパネル感度が取得される。なお、図4には説明のために、ターゲット/フィルタがW/Rhの場合の値のみしか示していないが、テーブルLUT1, LUT2には、各種ターゲット/フィルタの種類についての線量率およびパネル感度がそれぞれ設定されている。30

【0043】

第1の推定部32は、撮影条件に含まれるターゲット/フィルタの種類および管電圧に基づいて、テーブルLUT1を参照して線量率を取得し、テーブルLUT2を参照してパネル感度を取得する。そして、第1の推定部32は、下記の式(1)により、第1の推定値I1を算出する。40

【0044】

$$I_1 = X\text{線量}(mA s) \times \text{線量率}(mR/mA s) \times \text{パネル感度}(QL/mR) \quad (1)$$

【0045】

第2の推定部33は、乳房画像G0に含まれる直接X線領域の画素値に基づいて、直接到達線量の第2の推定値I2を算出する。このために、第2の推定部33は、乳房画像G0を乳房領域と直接X線領域とに分割する。図5は乳房画像の乳房領域と直接X線領域への分割を説明するための図である。直接X線領域は、乳房画像G0上で特に高濃度を呈し50

ているため、画像全体の濃度ヒストグラムにおいて高濃度側に現れるピークが直接X線領域に相当する。第2の推定部33は、乳房画像G0の濃度ヒストグラムを算出し、濃度ヒストグラムの高濃度側のピーク値から一定値引いた値をしきい値として2値化処理を行つて、乳房画像G0を乳房領域A1と直接X線領域A2に分割する。あるいは、濃度ヒストグラムにおいて高濃度側から探索を行い、最初に既定値以下となる点をしきい値として2値化処理を行うようにしてもよい。

【0046】

さらに第2の推定部33は、図5に示すように、乳房画像G0の直接X線領域A2において、放射線検出器15の中心付近に相当する領域を、第2の推定値I2を算出するための解析領域A3に設定する。このように、放射線検出器15の中心付近に相当する領域を解析領域A3に設定することにより、放射線検出器15の検出面内における画素値のバラツキが、後述する補正係数の算出に与える影響を低減することができる。10

【0047】

そして、第2の推定部33は、解析領域A3における画素値の平均値を第2の推定値I2として算出する。また、第2の推定部33は、解析領域A3における画素値の最大値Imaxを算出する。

【0048】

決定部34は、第1の推定値I1および第2の推定値I2に基づいて、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量Idを決定する。このため、決定部34は、第2の推定部33が算出した解析領域A3の画素値の最大値Imaxが飽和しているか否かを判定する。最大値Imaxが飽和しているか否かの判定は、最大値Imaxが乳房画像G0を取りうる画素値の最大値となっているか否かを判定することにより行う。なお、最大値Imaxが飽和しているか否かの判定は、最大値Imaxがあらかじめ定められたしきい値Th1以上の値となっているか否かを判定することにより行ってもよい。20

【0049】

最大値Imaxが飽和していないと判定された場合、決定部34は、第1の推定値I1と第2の推定値I2との比率(I2/I1)を、第1の推定値I1の補正係数H0として算出する。そして、算出した補正係数H0をストレージ23に保存する。

【0050】

ここで、本実施形態においては、乳房Mを撮影する毎に、決定部34において、最大値Imaxが飽和しているか否かを判定し、最大値Imaxが飽和していないと判定された場合において補正係数H0を算出し、算出した補正係数H0を、ストレージ23に保存する。30

【0051】

一方、最大値Imaxが飽和していると判定された場合、決定部34は、ストレージ23に保存された補正係数を参照して、あらかじめ定められた数の補正係数の代表値C0を算出する。ここで、本実施形態においては、あらかじめ定められた数としては、最新の補正係数を基準として過去1000例分の補正係数を用いるべく1000とするが、これに限定されるものではない。なお、代表値C0としては、あらかじめ定められた数の補正係数の平均値、中央値、最頻値、最大値または最小値等の統計値を用いることができる。40

【0052】

さらに、決定部34は、第1の推定値I1を算出した補正係数の代表値C0により補正する。具体的には第1の推定値I1に代表値C0を乗算する。そして、決定部34は、補正された第1の推定値I1+C0を、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量Idに決定する。

【0053】

算出部35は、乳房画像G0に含まれる乳房領域A1へのX線の到達線量である乳房領域到達線量Im、および決定部34が決定した直接到達線量Idに基づいて、乳房Mの乳腺含有率Rを算出する。以下、乳腺含有率の算出について説明する。なお、本実施形態においては、乳房画像G0における乳房領域A1の各画素の画素値を乳房領域到達線量Im50

と見なして、乳腺含有率を算出する。

【0054】

ここで、乳房画像G0のある画素位置に対応する乳房Mの厚さをT、その厚さTに対する乳腺の割合、すなわち乳腺含有率をRとしたとき、乳房領域到達線量Imは、直接到達線量Idを用いて下記の式(2)により表される。

【0055】

$$\log Im = \log Id - \mu_f \cdot (1 - R) \cdot T - \mu_m \cdot R \cdot T \quad (2)$$

【0056】

なお、式(2)において、乳房Mの厚さTは圧迫板17の高さを使用する。また、乳房Mにおける圧迫板17と接触していないスキンライン付近については、乳房Mの厚さ方向の断面における輪郭を円弧と見なして、圧迫板17の高さから算出すればよい。また、 μ_f は脂肪によるX線の減弱係数、 μ_m は乳腺によるX線の減弱係数である。減弱係数 μ_f 、 μ_m の値は既知であり、本実施形態においてはストレージ23に記憶されている。したがって、式(2)を変形することにより、乳腺含有率Rは下記の式(3)より算出される。

【0057】

【数1】

$$R = \frac{\log Id - \log Im - \mu_f \cdot T}{(\mu_m - \mu_f) \cdot T} \quad (3)$$

【0058】

次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図6は本実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。まず、画像取得部31が乳房画像G0を取得し(ステップST1)、第1の推定部32が、X線撮影時における撮影条件に基づいて、乳房画像G0に含まれるX線が直接照射された直接X線領域における直接到達線量の第1の推定値I1を算出する(ステップST2)。さらに、第2の推定部33が、乳房画像G0に含まれる直接X線領域A2の画素値に基づいて、直接到達線量の第2の推定値I2を算出する(ステップST3)。

【0059】

そして、決定部34が、第2の推定部33が算出した解析領域A3の画素値の最大値Imaxが飽和しているか否かを判定する(ステップST4)。最大値Imaxが飽和していないと判定された場合(ステップST4: NO)、決定部34は、第1の推定値I1と第2の推定値I2との比率(I2/I1)を、第1の推定値I1の補正係数H0として算出する(ステップST5)。そして、決定部34は、補正係数H0をストレージ23に保存する(ステップST6)。

【0060】

一方、最大値Imaxが飽和していると判定された場合(ステップST4: YES)、決定部34は、ストレージ23に保存された補正係数を参照して、あらかじめ定められた数の補正係数の代表値C0を算出する(ステップST7)。さらに、決定部34は、第1の推定値I1を補正係数の代表値C0により補正し(ステップST8)、補正された第1の推定値I1・C0を、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量Idに決定する。次いで、算出部35が、決定部34が決定した直接到達線量Idを用いて乳腺含有率Rを算出し(ステップST9)、処理を終了する。

【0061】

このように、本実施形態によれば、第1の推定値I1および第2の推定値I2に基づいて直接到達線量Idを決定し、乳房画像G0に含まれる乳房領域A1への到達線量である乳房領域到達線量Imおよび直接到達線量Idに基づいて、乳房Mの乳腺含有率Rを算出するようにした。このため、乳房画像G0において画素値が飽和していた場合、および撮

10

20

30

40

50

影時における撮影条件が変化した場合に応じて、第1の推定値 I_1 を補正して、直接到達線量 I_d を決定することができる。したがって、乳房画像 G_0 における画素値の飽和および乳房の撮影時における撮影条件に変化に拘わらず、乳腺含有率 R を精度よく算出できる。

【0062】

なお、上記実施形態においては、決定部34が、補正係数の代表値 C_0 を用いて第1の推定値 I_1 を補正して、直接到達線量 I_d を決定している。しかしながら、最大値 I_{max} が飽和していると判定された場合、決定部34は、第1の推定値 I_1 を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量 I_d に決定してもよい。また、最大値 I_{max} が飽和していないと判定された場合、決定部34は、第2の推定値 I_2 を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量 I_d に決定してもよい。10

【0063】

また、上記実施形態においては、最大値 I_{max} が飽和していないと判定された場合において、第1の推定値 I_1 に補正係数 H_0 を乗算することにより第1の推定値 I_1 を補正し、補正された第1の推定値 $I_1 \cdot H_0$ を、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量 I_d に決定してもよい。この場合、補正係数 $H_0 = I_2 / I_1$ であるため、実質的には、補正された第1の推定値 $I_1 \cdot H_0$ は、第2の推定値 I_2 と一致する。

【0064】

なお、算出した補正係数 H_0 により第1の推定値 I_1 を補正することは、テーブル LUT_1, LUT_2 を補正係数 H_0 により補正することと等価である。したがって、最大値 I_{max} が飽和していないと判定された場合において、決定部34は、補正係数 H_0 によりテーブル LUT_1, LUT_2 を補正してもよい。この場合、第1の推定部32が改めて補正されたテーブル LUT_1, LUT_2 を参照して第1の推定値 I_1 を算出する。そして、決定部34は、補正されたテーブル LUT_1, LUT_2 を参照して算出された第1の推定値 I_1 を、乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量 I_d に決定する。20

【0065】

以下、本実施形態の作用効果について説明する。

【0066】

乳房画像に含まれる直接X線領域の画素値の最大値が飽和しているか否かを判定し、最大値が飽和していないと判定された場合、第1の推定値と第2の推定値との比率を、第1の推定値の補正係数として算出し、第1の推定値を補正係数により補正し、補正された第1の推定値を直接到達線量に決定することにより、撮影条件の変化により第1の推定値が変化しても、第1の推定値と第2の推定値との関係を用いて、第1の推定値を適切に補正して直接到達線量を決定することができる。したがって、乳房画像における画素値の飽和および乳房の撮影時における撮影条件の変化に拘わらず、乳腺含有率をより精度よく算出できる。30

【0067】

補正係数を保存するようにし、保存されたあらかじめ定められた数の補正係数の代表値を算出し、第1の推定値を代表値により補正し、補正された第1の推定値を直接到達線量に決定することにより、均質化された補正係数を用いて第1の推定値を補正することができる。40

【0068】

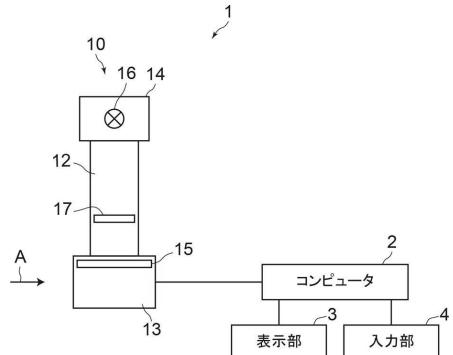
乳房画像に含まれる直接X線領域の画素値の最大値が飽和しているか否かを判定し、最大値が飽和していると判定された場合、第1の推定値を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定し、最大値が飽和していないと判定された場合、第2の推定値を乳腺含有率の算出に使用する直接到達線量に決定することにより、乳房画像において画素値が飽和していた場合、および撮影時における撮影条件が変化した場合に応じて、使用する推定値を選択して直接到達線量を決定することができる。したがって、乳房画像における画素値の飽和に拘わらず、乳腺含有率を精度よく算出できる。

【符号の説明】

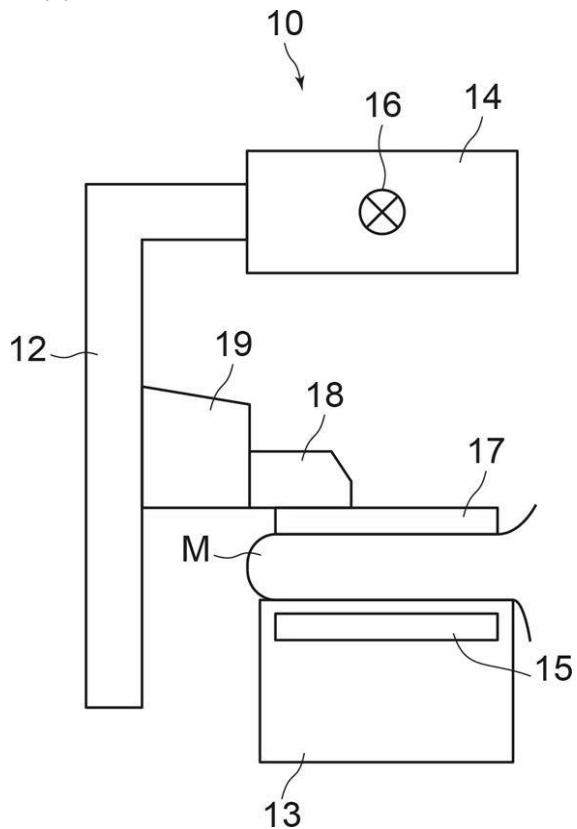
【0069】

1	放射線画像撮影装置	
2	コンピュータ	
3	表示部	
4	入力部	
1 0	撮影部	
1 2	アーム部	
1 3	撮影台	
1 4	放射線照射部	10
1 5	放射線検出器	
1 6	X線源	
1 7	圧迫板	
1 8	支持部	
1 9	移動機構	
2 1	CPU	
2 2	メモリ	
2 3	ストレージ	
3 1	画像取得部	
3 2	第1の推定部	
3 3	第2の推定部	20
3 4	決定部	
3 5	算出部	
A 1	乳房領域	
A 2	直接X線領域	
A 3	解析領域	
G 0	乳房画像	
M	乳房	
L U T 1、L U T 2	テーブル	

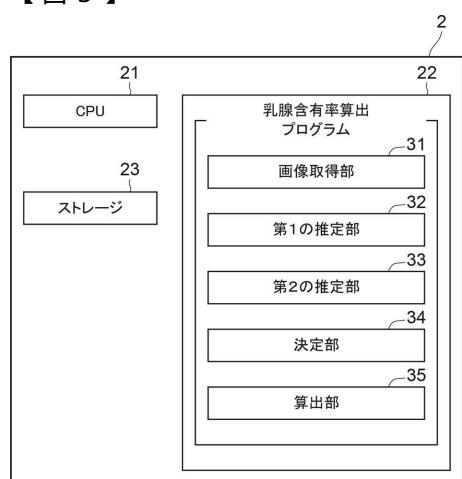
【図1】



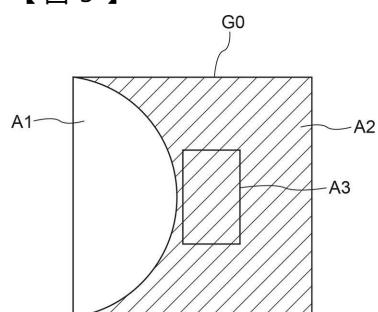
【図2】



【図3】



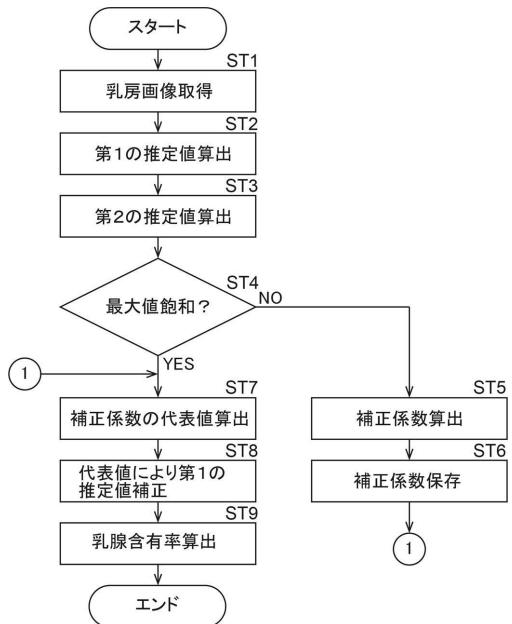
【図5】



【図4】

LUT1		LUT2	
W/Rh		W/Rh	
22kV	1.58	22kV	59.0
⋮		⋮	
28kV	3.98	28kV	86.7
⋮		⋮	
35kV	6.68	35kV	109.5
⋮		⋮	

【図6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-253245(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0246924(US,A1)
特開2009-254660(JP,A)
国際公開第2012/127819(WO,A1)
特開2016-190012(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)