

(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2017-51395

(P2017-51395A)

(43) 公開日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 5 0 M 4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-177189 (P2015-177189) (22) 出願日 平成27年9月9日 (2015.9.9)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史 (74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛 (72) 発明者 瀧 伴子 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 AA26 CA04 CA06 FD08 FD11 FF03 FF06 FF08 FF09 FF22</p>
--	---

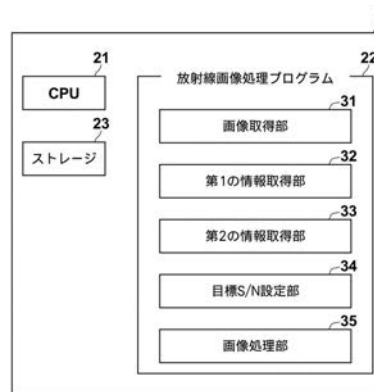
(54) 【発明の名称】放射線画像処理装置、方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】放射線画像処理装置、方法およびプログラムにおいて、被写体の体厚を考慮しつつ、適切なS/Nの放射線画像を取得する。

【解決手段】画像処理部31が被写体に放射線を照射することにより撮影された放射線画像を取得する。第1の情報取得部32が、被写体を撮影する際の撮影条件、被写体条件および放射線検出器の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得する。第2の情報取得部33が、被写体の体厚を表す体厚情報を取得する。目標S/N設定部34が、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの情報と体厚情報とに基づいて、放射線画像の目標S/Nを設定する。画像処理部35が、放射線画像に対してノイズ除去処理を行い、放射線画像を目標S/Nに補正する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に放射線を照射し、該被写体を透過した放射線を放射線検出器により検出することにより撮影された放射線画像を取得する画像取得手段と、

前記被写体を撮影する際の撮影条件、被写体条件および前記放射線検出器の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得する第1の情報取得手段と、

前記被写体の体厚を表す体厚情報を取得する第2の情報取得手段と、

前記撮影条件、前記被写体条件および前記検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに前記体厚情報に基づいて、前記放射線画像の目標 S / N を設定する目標 S / N 設定手段と

10

、
前記放射線画像に対してノイズを除去するノイズ除去処理を行って、該放射線画像の S / N を前記目標 S / N に補正する画像処理手段とを備えたことを特徴とする放射線画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像処理手段は、前記体厚が大きいほど、前記放射線画像に含まれるノイズ除去の程度を大きくする請求項 1 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像処理手段は、前記体厚が大きいほど、前記放射線画像のボケの程度を大きくして前記ノイズ除去の程度を大きくする請求項 2 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 4】

前記目標 S / N 設定手段は、前記体厚が大きいほど前記目標 S / N を低く設定する請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の放射線画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記画像処理手段は、前記放射線画像に対してコントラスト調整処理をさらに行う請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の放射線画像処理装置。

【請求項 6】

前記画像処理手段は、前記ノイズの除去の程度に応じて前記放射線画像のコントラストを調整する請求項 5 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 7】

前記画像処理手段は、前記放射線画像に含まれるノイズ成分を前記放射線画像から分離し、該分離したノイズ成分を抑制して前記ノイズ除去処理を行う請求項 1 から 6 のいずれか 1 項記載の放射線画像処理装置。

30

【請求項 8】

前記画像処理手段は、前記放射線画像を複数の周波数帯域に分解して複数の周波数帯域の帯域画像を生成し、前記ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像を抑制して前記ノイズ除去処理を行う請求項 1 から 6 のいずれか 1 項記載の放射線画像処理装置。

【請求項 9】

前記画像処理手段は、前記放射線画像に含まれるノイズ成分を前記放射線画像から分離し、該分離したノイズ成分を抑制して前記ノイズ除去処理を行い、該ノイズ成分が分離された前記放射線画像のコントラストを調整して前記コントラスト調整処理を行う請求項 5 または 6 記載の放射線画像処理装置。

40

【請求項 10】

前記画像処理手段は、前記放射線画像を複数の周波数帯域に分解して複数の周波数帯域の帯域画像を生成し、前記ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像を抑制して前記ノイズ除去処理を行い、前記放射線画像の濃度情報に対応する周波数帯域の帯域画像のコントラストを調整して前記コントラスト調整処理を行う請求項 5 または 6 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 11】

被写体に放射線を照射し、該被写体を透過した放射線を放射線検出器により検出することにより撮影された放射線画像を取得し、

50

前記被写体を撮影する際の撮影条件、被写体条件および前記放射線検出器の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得し、

前記被写体の体厚を表す体厚情報を取得し、

前記撮影条件、前記被写体条件および前記検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに前記体厚情報に基づいて、前記放射線画像の目標S/Nを設定し、

前記放射線画像に対してノイズを除去するノイズ除去処理を行って、該放射線画像のS/Nを前記目標S/Nに補正することを特徴とする放射線画像処理方法。

【請求項12】

被写体に放射線を照射し、該被写体を透過した放射線を放射線検出器により検出することにより撮影された放射線画像を取得する手順と、

前記被写体を撮影する際の撮影条件、被写体条件および前記放射線検出器の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得する手順と、

前記被写体の体厚を表す体厚情報を取得する手順と、

前記撮影条件、前記被写体条件および前記検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに前記体厚情報に基づいて、前記放射線画像の目標S/Nを設定する手順と、

前記放射線画像に対してノイズを除去するノイズ除去処理を行って、該放射線画像のS/Nを前記目標S/Nに補正する手順とをコンピュータに実行させることを特徴とする放射線画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線画像に対してノイズ除去処理を行う放射線画像処理装置、方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、被写体の放射線画像を用いて診断を行うに際しては、撮影により取得された放射線画像に対して各種画像処理を施して診断に適する画像とした後に、液晶モニタ等の表示装置に表示させたり、フィルムにハードコピーとして出力することが行われている。ここで、放射線画像は、放射線量が少なく濃度が低い部分において、放射線の量子ノイズ等のノイズが目立ってしまうという問題がある。このため、放射線画像に対する画像処理として、放射線画像中に含まれるノイズを抑制あるいは除去するノイズ除去処理を施す方法が種々提案されている。また、放射線画像のコントラストを変更することにより、放射線画像の画質を向上させるための方法も種々提案されている。

【0003】

ところで、放射線画像に含まれるノイズおよび放射線画像のコントラストは、撮影条件、被写体条件および被写体を透過した放射線を検出する検出器の特性である検出器特性に応じて変化する。このため、放射線画像に対する画像処理は、撮影条件、被写体条件および検出器特性に応じて行われる。これにより、撮影条件、被写体条件および検出器特性に応じて、適切にノイズが除去され、かつコントラストが調整された、高画質の放射線画像を取得することができる。

【0004】

一方、被写体の放射線画像を撮影する際、とくに被写体の厚さが大きいと、被写体内で散乱されずに透過して放射線検出器に検出される放射線である一次線が少なくなる。また、被写体を透過した放射線のエネルギーが相対的に高くなる。このため、散乱線の割合が大きくなり、信号値よりもノイズが目立ち易くなる。また、被写体の厚さが大きいと、被写体内において放射線が散乱する散乱放射線（以下散乱線とする）が多くなり、取得される放射線画像のコントラストが低下する。このため、被写体の厚さに応じて、画像処理の程度を変更する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、被写体の厚さである体厚が小さい場合には、コントラストおよび周波数強調処理のパラメータを小さくし、体厚が大きい場合には、これらのパラメータを大きくする手法が提案されている。ま

10

20

30

40

50

た、特許文献2には、体厚に応じたノイズ除去処理およびコントラスト強調処理を行う手法が提案されている。また、特許文献3には、体厚が大きいほど放射線画像に含まれる骨部が強調されるように画像処理を行う手法が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-284713号公報

【特許文献2】特開2011-239804号公報

【特許文献3】特開2011-005252号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記特許文献1～3に記載された手法を用いることにより、体厚に応じて放射線画像に含まれるノイズを除去することができる。しかしながら、撮影条件、被写体条件および検出器特性に応じて、放射線画像に含まれる信号値およびノイズが変化し、放射線画像の信号雑音比、すなわちS/Nが異なるものとなる。このため、体厚のみを考慮して放射線画像からノイズを除去したのでは、適切なS/Nの放射線画像を得ることができない。

【0007】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、被写体の体厚を考慮しつつ、撮影条件等に応じた適切なS/Nの放射線画像を取得することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明による放射線画像処理装置は、被写体に放射線を照射し、被写体を透過した放射線を放射線検出器により検出することにより撮影された放射線画像を取得する画像取得手段と、

被写体を撮影する際の撮影条件、被写体条件および放射線検出器の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得する第1の情報取得手段と、

被写体の体厚を表す体厚情報を取得する第2の情報取得手段と、

撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに体厚情報に基づいて、放射線画像の目標S/Nを設定する目標S/N設定手段と、

30

放射線画像に対してノイズを除去するノイズ除去処理を行って、放射線画像のS/Nを目標S/Nに補正する画像処理手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0009】

「体厚」とは、照射された放射線の経路上における空気領域を除いた被写体領域の厚さの総計を意味する。

【0010】

なお、本発明による放射線画像処理装置においては、画像処理手段を、体厚が大きいほど、放射線画像に含まれるノイズ除去の程度を大きくするものとしてもよい。

【0011】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、画像処理手段を、体厚が大きいほど、放射線画像のボケの程度を大きくしてノイズ除去の程度を大きくするものとしてもよい。

40

【0012】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、目標S/N設定手段を、体厚が大きいほど目標S/Nを低く設定するものとしてもよい。

【0013】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、画像処理手段を、放射線画像に対してコントラスト調整処理をさらに行うものとしてもよい。

【0014】

この場合、ノイズの除去の程度に応じて放射線画像のコントラストを調整するものとし

50

てもよい。

【0015】

「コントラスト」とは、被写体に含まれる放射線吸収率が異なる組織についての、放射線画像上における濃淡差を意味する。例えば、被写体が乳房である場合、乳房には乳腺および脂肪が含まれ、それぞれ放射線吸収率が異なる。また、乳腺を構成する組織によっても放射線吸収率が異なる。このため、被写体が乳房の場合、コントラストとは、放射線画像における乳腺と脂肪との濃淡差、さらには乳腺を構成する異なる組織間の濃淡差を意味する。

【0016】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、画像処理手段を、放射線画像に含まれるノイズ成分を放射線画像から分離し、分離したノイズ成分を抑制してノイズ除去処理を行うものとしてもよい。さらにコントラスト調整処理を行う場合には、ノイズ成分が分離された放射線画像のコントラストを調整してコントラスト調整処理を行うものとしてもよい。

10

【0017】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、画像処理手段を、放射線画像を複数の周波数帯域に分解して複数の周波数帯域の帯域画像を生成し、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像を抑制してノイズ除去処理を行うものとしてもよい。さらにコントラスト調整処理を行う場合には、放射線画像の濃度情報に対応する周波数帯域の帯域画像のコントラストを調整してコントラスト調整処理を行うものとしてもよい。

20

【0018】

本発明による放射線画像処理方法は、被写体に放射線を照射し、被写体を透過した放射線を放射線検出器により検出することにより撮影された放射線画像を取得し、

被写体を撮影する際の撮影条件、被写体条件および放射線検出器の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得し、

被写体の体厚を表す体厚情報を取得し、

撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに体厚情報に基づいて、放射線画像の目標S/Nを設定し、

放射線画像に対してノイズを除去するノイズ除去処理を行って、放射線画像のS/Nを目標S/Nに補正することを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに体厚情報に基づいて、放射線画像の目標S/Nが設定され、放射線画像に対してノイズ除去処理が行われて、放射線画像のS/Nが目標S/Nに補正される。このため、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの、並びに体厚に応じた適切なS/Nを有する高画質の放射線画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の実施形態による放射線画像処理装置を適用した放射線画像撮影システムの構成を示す概略ブロック図

40

【図2】コンピュータに放射線画像処理プログラムをインストールすることにより実現された放射線画像処理装置の概略構成を示す図

【図3】線量に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図

【図4】X線エネルギーに応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図

【図5】グリッド比に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図

【図6】グリッドを構成する中間物質の種類に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図

【図7】被写体の濃度に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図

【図8】被写体に含まれる構造物の量に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテ

50

ブルを示す図

【図 9】放射線検出器の画素サイズに応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図

【図 10】放射線検出器のシンチレータの膜厚に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図

【図 11】放射線検出器の X 線吸収特性に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図

【図 12】放射線検出器のシンチレータの種類に関して、X 線エネルギーに応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図

【図 13】放射線検出器の発光特性に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図

【図 14】線量に応じた体厚と信号値との関係を規定したテーブルを示す図

【図 15】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】

【0021】

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 は本発明の実施形態による放射線画像処理装置を適用した放射線画像撮影システムの構成を示す概略ブロック図である。図 1 に示すように、本実施形態による放射線画像撮影システムは、被写体 M の放射線画像を撮影し、放射線画像に対して、放射線画像に含まれる量子ノイズ（以下単にノイズとする）を抑制または除去するノイズ除去処理を含む各種画像処理を行うためのものであり、撮影装置 1 と、本実施形態による放射線画像処理装置を内包するコンピュータ 2 とを備える。

【0022】

撮影装置 1 は被写体 M に放射線である X 線を照射する X 線源 3 と、被写体 M を透過した X 線を検出して被写体 M の放射線画像 G 0 を取得する放射線検出器 5 とを備える。

【0023】

放射線検出器 5 は、放射線画像の記録と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るようにしてもよい。また、放射線画像信号の読出方式としては、TFT (thin film transistor) スイッチをオン・オフさせ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 読出方式のものや、読取り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、いわゆる光読出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。

【0024】

コンピュータ 2 には表示部 6 および入力部 8 が接続されている。表示部 6 は、CRT (Cathode Ray Tube) あるいは液晶ディスプレイ等からなり、撮影により取得された放射線画像およびコンピュータ 2 において行われる処理に必要な各種入力の補助を行う。入力部 8 は、キーボード、マウスあるいはタッチパネル等からなる。

【0025】

コンピュータ 2 には、本実施形態の放射線画像処理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。放射線画像処理プログラムは、DVD (Digital Versatile Disc)、CD-ROM (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。

【0026】

10

20

30

40

50

図2はコンピュータ2に放射線画像処理プログラムをインストールすることにより実現された放射線画像処理装置の概略構成を示す図である。図2に示すように、放射線画像処理装置は、標準的なコンピュータの構成として、CPU(Central Processing Unit)21、メモリ22およびストレージ23を備えている。

【0027】

ストレージ23は、ハードディスクまたはSSD(Solid State Drive)等のストレージデバイスからなり、撮影装置1の各部を駆動するためのプログラムおよび放射線画像処理プログラムを含む各種情報が記憶されている。また、撮影により取得された放射線画像も記憶される。また、ストレージ23には、後述する各種テーブルも記憶される。

【0028】

メモリ22には、各種処理をCPU21に実行させるために、ストレージ23に記憶されたプログラム等が一時的に記憶される。放射線画像処理プログラムは、CPU21に実行させる処理として、撮影装置1に撮影を行わせて被写体Mの放射線画像G0を取得する画像取得処理、被写体Mを撮影する際の撮影条件、被写体条件および放射線検出器5の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得する第1の情報取得処理、被写体Mの体厚を表す体厚情報を取得する第2の情報取得処理、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの情報と体厚情報とに基づいて、放射線画像G0の目標S/Nを設定する目標S/N設定処理、並びに放射線画像G0に対してノイズ除去処理を行って、放射線画像G0のS/Nを目標S/Nに補正する画像処理を規定している。

【0029】

そして、CPU21が放射線画像処理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31、第1の情報取得部32、第2の情報取得部33、目標S/N設定部34および画像処理部35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の情報取得処理、第2の情報取得処理および画像処理をそれぞれ行うプロセッサを備えるものであってもよい。

【0030】

画像取得部31は、被写体Mを撮影して被写体Mの放射線画像を取得する。すなわちX線源3を駆動して被写体MにX線を照射し、被写体Mを透過したX線を放射線検出器5により検出して、被写体Mの放射線画像G0を取得する。なお、放射線画像処理プログラムとは別個のプログラムにより放射線画像G0を取得してストレージ23に保存するようにしてもよい。この場合、画像取得部31は、ストレージ23に保存された放射線画像G0を画像処理のためにストレージ23から読み出すものとなる。

【0031】

第1の情報取得部32は、被写体Mを撮影する際の撮影条件、被写体条件および放射線検出器5の特性である検出器特性の少なくとも1つの情報を取得する。ここで、撮影条件および被写体条件は、撮影時において、操作者による入力部8からの入力により設定され、ストレージ23に記憶される。このため、第1の情報取得部32は、ストレージ23から撮影条件および被写体条件の情報を取得する。なお、撮影条件は、撮影装置1から入力されてストレージ23に記憶されてもよい。また、不図示の解析装置により、撮影により取得した放射線画像G0を解析することにより被写体条件を生成し、生成された被写体条件をストレージ23に記憶してもよい。

【0032】

また、検出器特性は使用する放射線検出器5の種類に応じて定められている。本実施形態においては、放射線検出器5の種類に応じた検出器特性を表すテーブルがストレージ23に記憶されている。第1の情報取得部32は、使用する放射線検出器5の種類、例えば放射線検出器5のID等の入力部8からの操作者による入力を受け付け、放射線検出器5の種類に応じた検出器特性を表すテーブルを参照して、使用する放射線検出器5の種類に応じた検出器特性を取得する。

【0033】

第2の情報取得部33は、被写体Mの体厚を表す体厚情報を取得する。本実施形態にお

10

20

30

40

50

いては、操作者が被写体 M の体厚を計測する。そして、第 2 の情報取得部 3 3 は、操作者による体厚の計測結果の入力部 8 からのコンピュータ 2 への入力を受け付けることにより、体厚情報を取得する。なお、超音波距離計等の距離計測装置を撮影装置 1 に設け、距離計測装置から X 線源 3 と放射線検出器 5 の検出面との距離 L 1 および X 線源 3 と被写体 M の表面との距離 L 2 を計測して計測結果をコンピュータ 2 に入力し、第 2 の情報取得部 3 3 において、距離 L 1 と距離 L 2 との差を算出することにより体厚情報を取得してもよい。

【 0 0 3 4 】

また、放射線画像を解析して被写体 M の体厚情報を取得してもよい。この場合、第 2 の情報取得部 3 3 は、初期体厚分布（所定の体厚分布）を有する被写体 M の仮想モデルに基づいて、仮想モデルの X 線撮影により得られる一次線画像を推定した推定一次線画像と、仮想モデルの X 線撮影により得られる散乱線画像を推定した推定散乱線画像とを合成した画像を、被写体 M の X 線撮影により得られる放射線画像を推定した推定画像として生成する。そして、推定画像と放射線画像 G 0 とに基づいて、推定画像と放射線画像 G 0 との違いが小さくなるように仮想モデルの初期体厚分布を修正して、被写体 M の体厚を取得する。この場合、体厚は放射線画像 G 0 に含まれる被写体 M 上の各画素位置において取得される。このため、各画素位置において取得された体厚を平均する等して、体厚情報を取得する。

【 0 0 3 5 】

目標 S / N 設定部 3 4 は、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つの情報と体厚情報とに基づいて、放射線画像 G 0 の目標 S / N を設定する。ここで、撮影条件、被写体条件および検出器特性が変化すると、放射線画像 G 0 の S / N が変化する。また、被写体 M の体厚が変化しても、放射線画像 G 0 の S / N が変化する、例えば、体厚が大きいほど、被写体 M を透過した一次線の割合が小さくなり、かつ散乱線の割合が大きくなるため、放射線画像 G 0 にノイズが目立ち易くなり S / N が小さくなる。

【 0 0 3 6 】

本実施形態においては、各種撮影条件に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブル、各種被写体条件に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブル、および各種検出器特性に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルがストレージ 2 3 に記憶されている。以下、撮影条件、被写体条件および検出器特性のそれぞれに応じた体厚と目標 S / N との関係について説明する。

【 0 0 3 7 】

撮影条件には、線量、線質、散乱線を除去するためのグリッドの有無、およびグリッドの種類等が撮影条件を構成する要素として含まれる。線量に関して、線量が少ないほどノイズが目立つようになり、放射線画像の信号対ノイズ比である S / N が低くなる。図 3 は線量に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図である。図 3 および以下に説明する図 4 から図 1 3 においては、テーブル L U T 1 ~ L U T 1 1 は横軸に体厚、縦軸に目標 S / N が規定され、さらに各要素に応じた体厚と目標 S / N との関係が規定されている。図 3 に示すテーブル L U T 1 においては、線量が小さくかつ体厚が大きいほど目標 S / N が小さくなっている。なお、図 3 から図 1 3 においては、図 6 を除いて各要素の最大値および最小値における体厚と目標 S / N との関係を示している。このため、要素の値が最大値と最小値との間の場合、各テーブルに示されている最大値と最小値との間の値を参照して目標 S / N を設定する。

【 0 0 3 8 】

線質に関して、X 線源 3 の管電圧並びにターゲットおよびフィルタの種類に応じて X 線のエネルギーが変化する。ここで、X 線のエネルギーが高いほど、被写体 M を透過する X 線量が大きくなるため、S / N が高くなる。図 4 は線質に応じた体厚と目標 S / N との関係を規定したテーブルを示す図である。図 4 に示すテーブル L U T 2 においては、線質が低エネルギーでありかつ体厚が大きいほど目標 S / N が小さくなっている。

【 0 0 3 9 】

10

20

30

40

50

被写体 M を透過した散乱線を除去するためのグリッドに関して、グリッド比が小さくなると、被写体 M を透過する X 線量が大きくなるため、 S/N が高くなる。図 5 はグリッド比に応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルを示す図である。なお、図 5 にはグリッドがない場合の体厚に対する目標 S/N も示されている。図 5 に示すテーブル LUT 3 においては、グリッド比が高くかつ体厚が大きいほど目標 S/N が小さくなっている。

【0040】

ここで、グリッドは X 線を遮断する鉛と X 線を透過する中間物質とが交互に配置されて構成されている。グリッドの種類に関しては、グリッドを構成する中間物質の種類が挙げられる。グリッドを構成するグリッドを構成する中間物質に関して、中間物質がアルミニウムよりファイバの方が一次線透過率が増加する一方で、中間物質によって散乱線透過率は変化しないため、 S/N は高くなる。図 6 はグリッドを構成する中間物質の種類に応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルを示す図である。なお、図 6 には中間物質としてアルミニウムおよびファイバについての体厚と目標 S/N との関係が示されている。図 6 に示すテーブル LUT 4 においては、中間物質がアルミニウムおよびファイバのいずれの場合であっても、体厚が大きいほど目標 S/N が小さくなっている。また、中間物質がアルミニウムの方が目標 S/N が小さくなっている。

10

【0041】

被写体条件には、被写体 M の組成に応じた濃度および組成に応じた構造物の量が被写体条件を構成する要素として含まれる。被写体 M の組成に応じた濃度に関して、骨および乳腺領域等の低濃度領域はノイズが目立ち易いため、 S/N は低くなる。図 7 は被写体の濃度に応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルを示す図である。図 7 に示すテーブル LUT 5 においては、被写体が低濃度でありかつ体厚が大きいほど目標 S/N が小さくなっている。

20

【0042】

組成に応じた構造物の量に関して、脂肪領域は構造物が少なく、一定の濃度となる領域が多いことから、構造物を多く含む領域よりも S/N は低くなる。図 8 は被写体に含まれる構造物の量に応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルを示す図である。図 8 に示すテーブル LUT 6 においては、構造物が少なくかつ体厚が大きいほど目標 S/N が小さくなっている。

30

【0043】

検出器特性には、放射線検出器 5 の鮮鋭度、X 線吸収特性、発光特性、および X 線を可視光に変換するためのシンチレータの膜厚が検出器特性を構成する要素として含まれる。鮮鋭度に関して、高周波の鮮鋭度が高いとノイズが増えるため S/N が低くなる。鮮鋭度に影響を与える要素として、放射線検出器 5 の画素サイズ、照射される X 線エネルギーの高低および膜厚が挙げられる。画素サイズに関して、画素サイズが大きくなるほど鮮鋭度が低くなるため、 S/N が高くなる。図 9 は放射線検出器 5 の画素サイズに応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルを示す図である。図 9 に示すテーブル LUT 7 においては、画素サイズが小さくかつ体厚が大きいほど目標 S/N が小さくなっている。

40

【0044】

X 線エネルギーの高低に関して、被写体 M に照射される X 線エネルギーが高いほど鮮鋭度は低くなるため、 S/N が高くなる。この場合において、X 線エネルギーに応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルは、図 4 に示すテーブル LUT 2 と同一となる。

【0045】

放射線検出器 5 の膜厚に関して、膜厚が大きいほど鮮鋭度が低くなるため、 S/N が高くなる。図 10 は放射線検出器 5 の膜厚に応じた体厚と目標 S/N との関係を規定したテーブルを示す図である。図 10 に示すテーブル LUT 8 においては、膜厚が小さくかつ体厚が大きいほど目標 S/N が小さくなっている。

【0046】

50

X線吸収特性に関して、X線吸収特性が大きいほど信号値が大きくなり、S/Nが高くなる。図11はX線吸収特性に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図である。図11に示すテーブルLUT9においては、X線吸収特性が小さくかつ体厚が大きいほど目標S/Nが小さくなっている。また、放射線検出器5に使用されているシンチレータの種類に応じて吸収されるX線のエネルギーが異なる。例えば、シンチレータがCsI（ヨウ化セシウム）、GOS（ガドリニウムオキサイドサルファ）およびa-Se（アモルファスセレン）の場合は、一般的な撮影の管電圧領域（60kV以上）では、X線が低エネルギーになるほど吸収量が増えるため、S/Nが高くなる。図12はシンチレータの種類に関して、X線エネルギーに応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図である。図12に示すテーブルLUT10においては、X線エネルギーが高かつ体厚が大きいほど目標S/Nが小さくなっている。

10

【0047】

発光特性に関して、発光量が大きいほど得られる信号値が大きくなり、S/Nが高くなる。図13は発光特性に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示す図である。図13に示すテーブルLUT11においては、発光特性が小さくかつ体厚が大きいほど目標S/Nが小さくなっている。

【0048】

放射線検出器5の膜厚に関して、膜厚が大きいほど発光量が大きくなり、信号値が大きくなって、S/Nが高くなる。この場合において、膜厚に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルは、図10に示すテーブルLUT8と同一となる。

20

【0049】

目標S/N設定部34は、第1の情報取得部32が取得した撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも1つの情報、並びに第2の情報取得部33が取得した体厚情報に基づいて、ストレージ23に記憶されたテーブルLUT1～LUT11を参照して放射線画像G0の目標S/Nを設定する。

【0050】

なお、図3から図13においては、撮影条件、被写体条件および検出器特性に含まれる各要素に応じた体厚と目標S/Nとの関係を規定したテーブルを示している。目標S/N設定部34は、実際には、第1の情報取得部32が取得した撮影条件、被写体条件および検出器特性に含まれる要素のそれぞれについてテーブルLUT1～LUT11を参照して設定される目標S/Nを統合して、最終的な目標S/Nを設定する。このため、ある1つの要素について上記テーブルを参照して設定される目標S/Nが、他の要素についてのテーブルを参照して設定される目標S/Nと統合されることにより、変更される場合がある。例えば、線量に応じてテーブルLUT1が参照されて設定された目標S/Nが、発光特性に応じてテーブルLUT11が参照されて設定された目標S/Nと統合されることにより、変更される場合がある。

30

【0051】

画像処理部35は、放射線画像G0に対してノイズ除去処理を行って、放射線画像G0のS/Nを目標S/Nに補正する。ノイズ除去処理に際し、画像処理部35は、まず放射線画像G0からノイズ成分を分離する。例えば、画像処理部35は、放射線画像G0をローパスフィルタによりぼかし、ぼかした放射線画像Gusを放射線画像G0から減算することにより、放射線画像G0のノイズ成分Gnを分離する。そして、画像処理部35は、ノイズ成分Gnに対して1より小さい係数を乗算してノイズ成分Gnを抑制し、抑制したノイズ成分Gnをぼかした放射線画像Gusに加算することにより、処理済みの放射線画像G1を生成する。なお、画像処理部35は、ノイズ成分Gnに対して乗算する係数を目標S/Nに応じて設定することによりノイズ除去の程度を変更し、放射線画像G0のS/Nを目標S/Nに補正する。この際、体厚が大きいほど、係数を小さくすることによりノイズ除去の程度を大きくして、放射線画像G0のS/Nを目標S/Nに補正する。

40

【0052】

なお、放射線画像G0をローパスフィルタによりぼかすことによって、放射線画像G0

50

のノイズ成分を除去してもよい。この際、画像処理部 35 は、ローパスフィルタのサイズを目標 S/N に応じて設定することによりノイズ除去の程度を変更し、放射線画像 G0 の S/N を目標 S/N に補正する。この際、体厚が大きいほどぼかす程度を大きくして、放射線画像 G0 の S/N を目標 S/N に補正する、

また、画像処理部 35 は、放射線画像 G0 を周波数分解して、複数の周波数帯域毎の周波数成分を表す帯域画像を生成し、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像に対して、1 より小さい係数を乗算して、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像を抑制することによりノイズ除去処理を行うものとしてもよい。この場合、係数を乗算した帯域画像および他の周波数帯域の帯域画像を周波数合成することにより、処理済みの放射線画像 G1 を取得する。なお、画像処理部 35 は、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像に対して乗算する係数を目標 S/N に応じて設定することにより、ノイズ除去の程度を変更する。

10

【0053】

なお、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像を抑制する処理は、平滑化処理であってもよい。この場合、特開 2002-133410 号公報に記載されたように、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像における処理の対象となる注目画素のエッジ方向を検出し、エッジ方向に沿って平滑化処理を行うことにより、放射線画像 G0 におけるエッジ成分を劣化させることなく、放射線画像 G0 に含まれるノイズを除去してもよい。

【0054】

さらに、画像処理部 35 は放射線画像 G0 に対してコントラスト調整処理を行う。本実施形態においては、ノイズ除去の程度に応じてコントラスト調整処理を行う。具体的には、ノイズ除去の程度が大きいほど、コントラストを高くするようにコントラスト調整処理を行う。

20

【0055】

ここで、上述したように放射線画像 G0 からノイズ成分を分離した場合、画像処理部 35 は、ぼかした放射線画像 G_{us} に対してコントラストを調整処理を行う。この場合、抑制したノイズ成分 G_n をコントラスト調整処理が行われた放射線画像 G_{us} に加算することにより、処理済みの放射線画像 G1 を取得する。また、放射線画像 G0 をぼかすことによってノイズ除去処理を行った場合には、ノイズ除去処理が行われた放射線画像 G0 に対してコントラスト調整処理を行えばよい。また、放射線画像 G0 を周波数分解した場合には、放射線画像 G0 の濃度情報を含む低周波数帯域の帯域画像に対してコントラスト調整処理を行い、コントラスト調整処理済みの帯域画像およびノイズ除去処理済みの帯域画像を含む帯域画像を周波数合成して、処理済みの放射線画像 G1 を取得すればよい。

30

【0056】

なお、放射線画像 G0 のコントラストは、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つ、並びに体厚に応じても変化する。例えば、X 線のエネルギーが高いほど、被写体 M を透過した X 線のうち、被写体 M により散乱される散乱線の割合が、被写体 M 内で散乱されずに透過する一次線よりも高くなり、放射線画像 G0 のコントラストが低下する。また、グリッドに関し、グリッドを使用しないと、一次線に対する散乱線の割合が多くなりコントラストが低下する。また、グリッドを構成する物質について、中間物質がアルミニウムよりファイバの方が一次線透過率が増加するためコントラストが高くなる。また、腹部、手および足等の構造物が少ない部位、並びに手および足等の厚みが薄い部位は、コントラストが低い。また、乳房は、乳腺と脂肪との X 線の吸収差が小さいため、コントラストが低い。また、放射線検出器 5 の鮮鋭度に関して、低周波の鮮鋭度が高いとコントラストが大きくなる。このため、画像処理部 35 は、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つ、並びに体厚に応じて、コントラストの調整量を設定してもよい。

40

【0057】

ここで、体厚が大きい場合、放射線検出器 5 に到達する X 線量が小さくなるため、放射線画像 G0 における各画素の信号値が小さくなる。この場合、コントラストを高くしても放射線画像が見易くならず、逆にノイズが目立つようになるため、放射線画像の画質が低

50

下してしまう。例えば、図 14 に示すように、線量に応じた体厚および信号値（画素値） S の関係を規定したテーブル $LUT12$ において、画素値がしきい値 $Th1$ 以下となると、コントラストを高くしても放射線画像の画質が低下する。この場合、逆にコントラストを低くする方が放射線画像の画質が向上する。このため、画像処理部 35 は、例えば放射線画像 $G0$ の画素値の平均値を放射線画像 $G0$ の信号値として算出し、図 14 に示す $LUT12$ を参照して、信号値がしきい値 $Th1$ 以下の場合、コントラストを弱めるようにコントラスト調整処理を行ってもよい。

【0058】

なお、画像処理部 35 は、ノイズ除去処理およびコントラスト調整処理に加えて、放射線画像 $G0$ に対して鮮鋭度強調処理および濃度調整処理等の他の画像処理を行うものとしてもよい。本実施形態においては、画像処理部 35 はこれらの処理を行って、処理済みの放射線画像 $G1$ を取得するものとする。

10

【0059】

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 15 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。被写体 M の撮影が行われてコンピュータ 2 の画像取得部 31 が放射線画像を取得し（ステップ $ST1$ ）、第 1 の情報取得部 32 が、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つの情報を取得する（撮影条件等の情報取得：ステップ $ST2$ ）。また、第 2 の情報取得部 33 が、被写体 M の体厚情報を取得する（ステップ $ST3$ ）。そして、目標 S/N 設定部 34 が、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つの情報と体厚情報とに基づいて、放射線画像の目標 S/N を設定する（ステップ $ST4$ ）。さらに、画像処理部 35 が、放射線画像 $G0$ を目標 S/N とするためのノイズ除去処理およびコントラスト調整処理を含む画像処理を放射線画像 $G0$ に対して行って処理済み放射線画像 $G1$ を生成し（ステップ $ST5$ ）、処理を終了する。処理済みの放射線画像 $G1$ は表示部 6 に表示され、診断に供される。

20

【0060】

このように、本実施形態においては、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つの情報、並びに体厚情報に基づいて、放射線画像 $G0$ の目標 S/N を設定し、放射線画像 $G0$ に含まれるノイズを除去するノイズ除去処理を行って、放射線画像 $G0$ の S/N を目標 S/N に補正するようにしたものである。このため、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つ、並びに体厚に応じた適切な S/N を有する高画質の処理済みの放射線画像 $G1$ を取得することができる。

30

【0061】

また、放射線画像 $G0$ のコントラストを補正するコントラスト補正処理をさらに行うことにより、適切なコントラストを有する、より高画質の処理済みの放射線画像 $G1$ を取得することができる。

【0062】

なお、上記実施形態においては、第 1 の情報取得部 32 が、撮影条件、被写体条件および検出器特性の少なくとも 1 つの情報を取得しているが、撮影条件、被写体条件および検出器特性のいずれかの情報を取得してもよい。この場合、撮影条件を構成する 1 つの要素、被写体条件を構成する 1 つの要素、および検出器特性を構成する 1 つの要素のみの情報を取得してもよい。撮影条件、被写体条件および検出器特性のいずれかについて複数の要素の情報を取得した場合は、目標 S/N 設定部 34 は、要素のそれぞれについてテーブル LUT を参照して設定される目標 S/N を統合して、最終的な目標 S/N を設定する。撮影条件を構成する 1 つの要素、被写体条件を構成する 1 つの要素、および検出器特性を構成する 1 つの要素のいずれかの情報を取得した場合は、目標 S/N 設定部 34 は、取得した要素についてのテーブル LUT を参照して、目標 S/N を設定する。

40

【0063】

以下、本実施形態の作用効果について説明する。

【0064】

放射線画像に対してコントラスト調整処理をさらに行うことにより、適切なコントラ

50

トを有するより高画質の放射線画像を取得することができる。

【 0 0 6 5 】

放射線画像からノイズ成分を分離し、分離したノイズ成分を抑制してノイズ除去処理を行うことにより、効率よくノイズ除去処理を行うことができる。さらに、ノイズ成分が分離された放射線画像のコントラストを調整してコントラスト調整処理を行うことにより、効率よくコントラスト調整処理を行うことができる。

【 0 0 6 6 】

放射線画像を複数の周波数帯域に分解して複数の周波数帯域の帯域画像を生成し、ノイズに対応する周波数帯域の帯域画像を抑制してノイズ除去処理を行うことにより、効率よくノイズ除去処理を行うことができる。さらに、放射線画像の濃度情報に対応する周波数帯域の帯域画像のコントラストを調整してコントラスト調整処理を行うことにより、効率よくコントラスト調整処理を行うことができる。

10

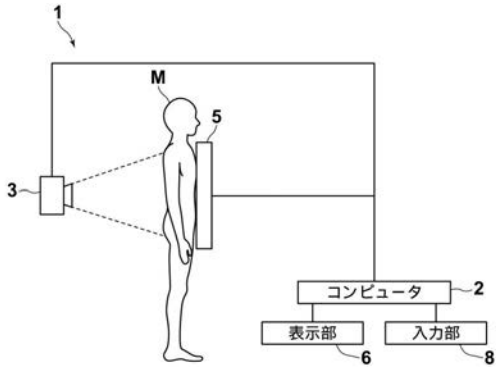
【符号の説明】

【 0 0 6 7 】

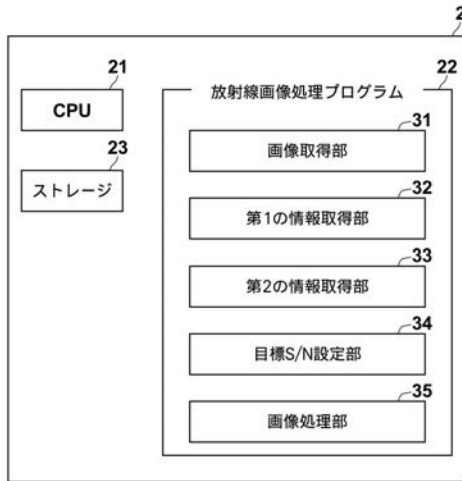
- 1 放射線画像撮影装置
- 2 コンピュータ
- 3 X線源
- 5 放射線検出器
- 6 表示部
- 8 入力部
- 2 1 CPU
- 2 2 メモリ
- 2 3 ストレージ
- 3 1 画像取得部
- 3 2 第1の情報取得部
- 3 3 第2の情報取得部
- 3 4 目標S/N設定部
- 3 5 画像処理部

20

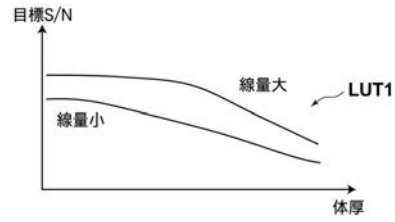
【図1】



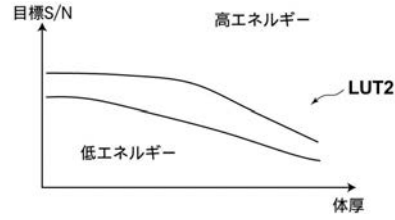
【図2】



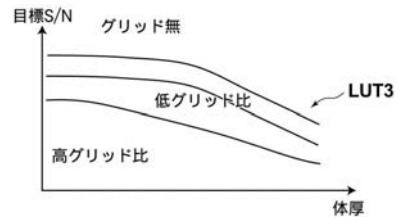
【図3】



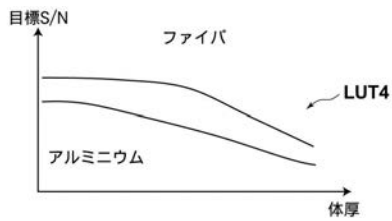
【図4】



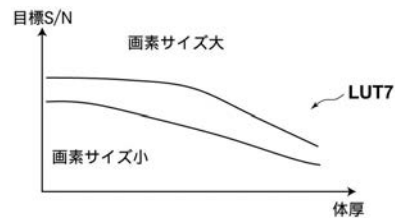
【図5】



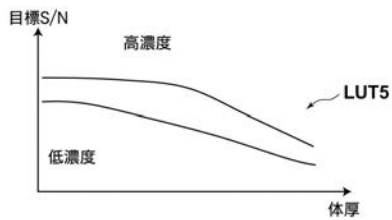
【図6】



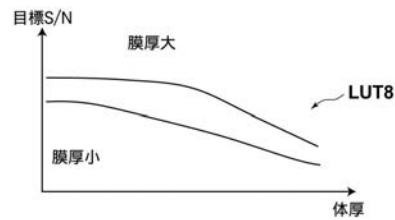
【図9】



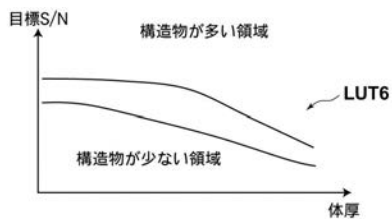
【図7】



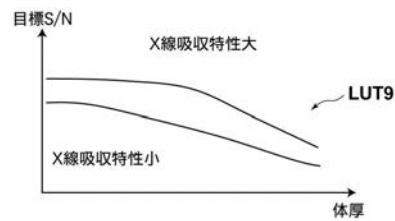
【図10】



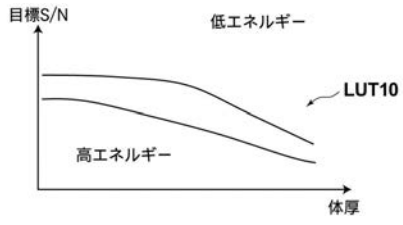
【図8】



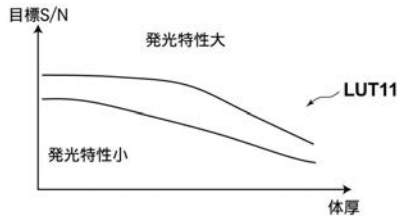
【図11】



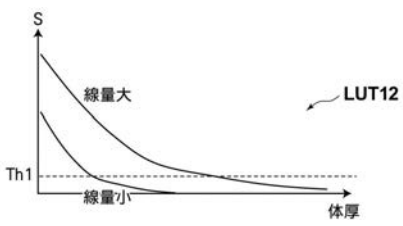
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】

