

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6006193号
(P6006193)

(45) 発行日 平成28年10月12日 (2016. 10. 12)

(24) 登録日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-229940 (P2013-229940)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成25年11月6日 (2013. 11. 6)	(74) 代理人	100073184 弁理士 柳田 征史
(65) 公開番号	特開2014-207958 (P2014-207958A)	(74) 代理人	100090468 弁理士 佐久間 剛
(43) 公開日	平成26年11月6日 (2014. 11. 6)	(72) 発明者	今井 睦朗 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
審査請求日	平成27年5月26日 (2015. 5. 26)	審査官	福田 裕司
(31) 優先権主張番号	特願2013-67794 (P2013-67794)		
(32) 優先日	平成25年3月28日 (2013. 3. 28)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線画像処理装置および方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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に対して、前記被写体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去する処理を行う放射線画像処理装置において、

前記放射線画像の撮影時に、前記散乱線を除去するために使用が想定されるグリッドの種類に応じた仮想グリッド特性を取得する特性取得手段と、

前記仮想グリッド特性に基づいて、前記放射線画像の散乱線除去処理を行う散乱線除去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】

前記放射線画像に含まれる放射線の散乱成分を表す散乱成分情報を取得する散乱情報取得手段をさらに備え、

前記散乱線除去手段は、前記散乱成分情報にも基づいて前記散乱線除去処理を行う手段であることを特徴とする請求項 1 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 3】

前記散乱成分情報は、前記放射線画像を撮影する際の撮影条件と対応づけられていることを特徴とする請求項 2 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 4】

前記散乱成分情報は、前記放射線画像内の散乱線含有率分布であることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の放射線画像処理装置。

【請求項 5】

10

20

前記情報取得手段は、前記放射線画像から前記散乱線含有率分布を取得する手段であることを特徴とする請求項4記載の放射線画像処理装置。

【請求項6】

前記情報取得手段は、前記放射線画像内の照射野の情報、前記被写体についての情報、および前記放射線画像の取得時の撮影条件の少なくとも1つに基づいて、前記散乱線含有率分布を取得する手段であることを特徴とする請求項5記載の放射線画像処理装置。

【請求項7】

前記特性取得手段は、前記散乱線に対する透過率および前記被写体を透過した放射線に含まれる一次線に対する透過率の少なくとも一方を、前記仮想グリッド特性として取得する手段であることを特徴とする請求項1から6のいずれか1項記載の放射線画像処理装置。

10

【請求項8】

前記特性取得手段は、前記仮想グリッド特性の指定を受け付けることにより、該仮想グリッド特性を取得する手段であることを特徴とする請求項7記載の放射線画像処理装置。

【請求項9】

前記特性取得手段は、グリッドの種類を表すグリッド情報、前記被写体についての情報、および前記放射線画像の取得時の撮影条件の少なくとも1つにより、前記仮想グリッド特性の指定を受け付ける手段であることを特徴とする請求項8記載の放射線画像処理装置。

【請求項10】

20

前記散乱線除去手段は、前記放射線画像に含まれる複数の周波数成分のうちの少なくとも1つの周波数成分に対して、前記散乱線除去処理を行う手段であることを特徴とする請求項1から9のいずれか1項記載の放射線画像処理装置。

【請求項11】

前記散乱線除去手段は、前記放射線画像を周波数分解して複数の周波数帯域毎の周波数成分を取得し、前記複数の周波数成分のうちの少なくとも1つの周波数成分に対して前記散乱線除去処理を行い、前記散乱線除去処理後の周波数成分およびこれ以外の周波数成分を合成して、処理済みの放射線画像を取得する手段であることを特徴とする請求項10記載の放射線画像処理装置。

【請求項12】

30

前記散乱線除去手段は、前記放射線画像から少なくとも1つの周波数帯域の周波数成分を抽出し、該抽出された周波数成分に対して前記散乱線除去処理を行い、処理後の周波数成分を前記放射線画像に加減算することにより、処理済みの放射線画像を取得する手段であることを特徴とする請求項10記載の放射線画像処理装置。

【請求項13】

前記特性取得手段は、前記抽出された周波数成分毎に前記仮想グリッド特性を取得する手段であることを特徴とする請求項11または12記載の放射線画像処理装置。

【請求項14】

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に対して、前記被写体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去する処理を行う放射線画像処理方法において、

40

前記放射線画像の撮影時に、前記散乱線を除去するために使用が想定されるグリッドの種類に応じた仮想グリッド特性を取得し、

前記仮想グリッド特性に基づいて、前記放射線画像の散乱線除去処理を行うことを特徴とする放射線画像処理方法。

【請求項15】

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に対して、前記被写体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去する処理を行う放射線画像処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラムにおいて、

前記放射線画像の撮影時に、前記散乱線を除去するために使用が想定されるグリッドの種類に応じた仮想グリッド特性を取得する手順と、

50

前記仮想グリッド特性に基づいて、前記放射線画像の散乱線除去処理を行う手順とを有す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、散乱線除去グリッドを使用せずに取得した放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理装置および方法並びに放射線画像処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

10

従来、被写体を透過した放射線により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、被写体内において放射線が散乱し、この散乱放射線（以下散乱線とする）により、取得される放射線画像のコントラストが低下するという問題がある。このため、放射線画像の撮影時には、放射線を検出して放射線画像を取得するための放射線検出器に散乱線が照射されないように、被写体と放射線検出器との間に散乱線除去グリッド（以下単にグリッドとする）を配置して撮影を行うことがある。グリッドを用いて撮影を行うと被写体により散乱された放射線が放射線検出器に照射されにくくなるため、放射線画像のコントラストを向上させることができる。

【0003】

一方、グリッドを用いた撮影を行うと、被写体像とともにグリッドに対応した細かな縞模様（モアレ）が放射線画像に含まれてしまうため、画像が見難いものになってしまう。このため、グリッドに起因する縞模様を放射線画像から除去する処理が知られている。

20

【0004】

グリッドは、放射線を透過しない鉛等と、放射線を透過しやすいアルミニウムやファイバー等のインタースペース素材とが、例えば4.0本/mm程度の細かな格子密度で交互に配置されて構成されていることから、重量があるものとなっている。このため、病室等において行うポータブル撮影では、寝ている患者と放射線検出器との間にグリッドを配置する必要がある、その結果、配置の作業の負担、および撮影時の患者の負担が大きいものとなる。また、収束型のグリッドの場合、放射線の斜入により放射線画像に濃度ムラが発生するおそれがある。また、放射線画像には被写体像とともにグリッドのピッチに対応した細かな縞模様（モアレ）が記録されてしまい、放射線画像が見難いものになってしまうおそれもある。

30

【0005】

このため、グリッドを使用することなく放射線画像の撮影を行い、グリッドによる散乱線の除去による画質改善の効果を、画像処理により放射線画像に対して付与する処理が提案されている（特許文献1および非特許文献1参照）。特許文献1および非特許文献1の手法は、放射線画像を複数の周波数成分に周波数分解し、散乱線の成分と見なせる低周波成分に対して、コントラストまたはラチチュードを制御する散乱線除去処理を行い、処理後の周波数成分を合成することにより、散乱線の成分が除去された放射線画像を取得するものである。なお、上記特許文献1に記載された手法は、低周波成分の階層および低周波成分の画素値に応じたゲインを低周波成分に乗算することにより、散乱線除去処理を行っている。ここで、ゲインは1未満の値であり、低周波帯域ほど、また明るい画素値ほど小さな値となっている。また、非特許文献1に記載された手法では、低周波成分をその画素値に応じて変換するテーブルを用いて、低周波帯域ほど等比数列的に大きく抑制されるようにしている。

40

【0006】

特許文献1および非特許文献1の手法によれば、撮影時にグリッドが不要となるため、撮影時の患者の負担を軽減することができ、かつ濃度ムラおよびモアレによる画質の低下を防止することができる。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第8064676号明細書

【非特許文献1】C Fivez et al, Multi-resolution contrast amplification in digital radiography with compensation for scattered radiation, 1996 IEEE, pp339-342.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、グリッドは、被写体を透過して放射線検出器に直接照射される一次線よりも、散乱線を多く除去または吸収するように構成されている。グリッドには様々な種類があり、グリッドを構成する鉛、アルミニウム等の材質、断面における縦横比である格子比、および格子密度等に応じて散乱線の除去の性能が異なるものとなっている。このため、画像処理によりグリッドによる散乱線の除去の効果を得ようとする場合、使用が想定される仮想的なグリッド（以下仮想グリッドと称する）の散乱線除去性能を反映させた散乱線除去処理を行う必要がある。

10

【0009】

しかしながら、特許文献1および非特許文献1に記載された手法は、放射線画像の低周波成分の画素値に応じて散乱線除去処理を行っているため、処理により取得される放射線画像は、仮想グリッドの散乱線除去性能を反映したものとはならない。

【0010】

20

また、グリッドを使用して放射線画像の撮影を行う場合、散乱線が多い箇所では比較的多くの放射線が除去され、散乱線が少ない箇所ではそれほど多くの放射線は除去されない。したがって、被写体を透過した放射線における散乱線の分布に応じて、グリッドを使用して撮影を行うことにより取得した放射線画像の画質が異なるものとなる。

【0011】

しかしながら、特許文献1および非特許文献1に記載された手法では、散乱線の分布を考慮することなく、放射線画像の低周波成分の画素値に応じて放射線画像の全体において一律に散乱成分を除去しているため、実際に仮想グリッドを用いて撮影を行うことにより取得した放射線画像と、画像処理により取得した放射線画像とで画質が異なってしまうこととなる。

30

【0012】

このため、グリッドを使用して撮影を行うことにより取得した放射線画像と、グリッドを使用せずに、特許文献1および非特許文献1の手法を用いて画像処理により散乱成分を除去した放射線画像が混在する場合、観察者である医師は、画質が異なる放射線画像が混在した状態で診断を行う必要がある。しかしながら、画質が異なる放射線画像が混在すると、医師は正確に診断を行うことができなくなるおそれがある。

【0013】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、実際にグリッドを使用して撮影を行った場合と同様の散乱線を除去する効果が得られるように、放射線画像に対して画像処理を施すことができるようにすることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0014】

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することにより撮影された放射線画像に対して、被写体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去する処理を行う放射線画像処理装置において、

放射線画像の撮影時に、散乱線を除去するために使用が想定される、仮想的なグリッドの特性である仮想グリッド特性を取得する特性取得手段と、

仮想グリッド特性に基づいて、放射線画像の散乱線除去処理を行う散乱線除去手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0015】

50

なお、本発明による放射線画像処理装置においては、放射線画像に含まれる放射線の散乱成分を表す散乱成分情報を取得する散乱情報取得手段をさらに備えるものとし、

散乱線除去手段を、散乱成分情報にも基づいて散乱線除去処理を行う手段としてもよい。

【0016】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、散乱線除去手段を、放射線画像に含まれる複数の周波数成分のうちの少なくとも1つの周波数成分に対して、散乱線除去処理を行う手段としてもよい。

【0017】

「少なくとも1つの周波数成分」とは、放射線画像に含まれる散乱成分の対応する周波数帯域の周波数成分を意味する。

10

【0018】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、特性取得手段を、散乱線に対する透過率および被写体を透過した放射線に含まれる一次線に対する透過率の少なくとも一方を、仮想グリッド特性として取得する手段としてもよい。

【0019】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、特性取得手段を、仮想グリッド特性の指定を受け付けることにより、仮想グリッド特性を取得する手段としてもよい。

【0020】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、特性取得手段を、グリッドの種類を表すグリッド情報、被写体についての情報、および放射線画像の取得時の撮影条件の少なくとも1つにより、仮想グリッド特性の指定を受け付ける手段としてもよい。

20

【0021】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、散乱成分情報を、放射線画像内の散乱線含有率分布としてもよい。

【0022】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、情報取得手段を、放射線画像から散乱線含有率分布を取得する手段としてもよい。

【0023】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、情報取得手段を、放射線画像内の照射野の情報、被写体についての情報、および放射線画像の取得時の撮影条件の少なくとも1つに基づいて、散乱線含有率分布を取得する手段としてもよい。

30

【0024】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、散乱線除去手段を、放射線画像を周波数分解して複数の周波数帯域毎の周波数成分を取得し、複数の周波数成分のうちの少なくとも1つの周波数成分に対して散乱線除去処理を行い、散乱線除去処理後の周波数成分およびこれ以外の周波数成分を合成して、処理済みの放射線画像を取得する手段としてもよい。

【0025】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、散乱線除去手段を、放射線画像から少なくとも1つの周波数帯域の周波数成分を抽出し、抽出された周波数成分に対して散乱線除去処理を行い、処理後の周波数成分を放射線画像に加減算することにより、処理済みの放射線画像を取得する手段としてもよい。

40

【0026】

また、本発明による放射線画像処理装置においては、特性取得手段を、複数の周波数成分毎に仮想グリッド特性を取得する手段としてもよい。

【0027】

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することにより撮影された放射線画像に対して、被写体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去する処理を行う放射線画像処理方法において、

50

放射線画像の撮影時に、散乱線を除去するために使用が想定される、仮想的なグリッドの特性である仮想グリッド特性を取得し、

仮想グリッド特性に基づいて、放射線画像の散乱線除去処理を行うことを特徴とするものである。

【0028】

なお、本発明による放射線画像処理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。

【発明の効果】

【0029】

本発明によれば、放射線画像の撮影時に散乱線を除去するために使用が想定される仮想的なグリッドの特性である仮想グリッド特性が取得され、仮想グリッド特性に基づいて、放射線画像の散乱線除去処理が行われる。このため、実際に使用する散乱線除去グリッドと同様の散乱線除去の効果を放射線画像に付与することができる。また、放射線画像の画質を、様々な種類の散乱線除去グリッドを使用して撮影を行うことにより取得した放射線画像の画質に近づけることができる。

【0030】

また、散乱成分情報を取得し、散乱成分にも基づいて散乱線成分処理を行うことにより、実際に使用する散乱線除去グリッドと同様の散乱線除去の効果を放射線画像に付与することができる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明の第1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

【図2】胸部の放射線画像における散乱線含有率分布を示す図

【図3】図2に示す散乱線含有率分布を示す場合において算出した変換係数を示す図

【図4】第1の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

【図5】第2の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】

【0032】

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、撮影装置10と、システムを制御する制御装置20と、放射線画像処理装置30とを備える。

【0033】

撮影装置10は被写体MにX線xを照射するX線源12と、被写体Mを透過したX線を検出して被写体Mの放射線画像を取得する放射線検出器14とを備える。なお、本実施形態においては、被写体Mと放射線検出器14との間には、被写体Mを透過したX線xのうち、被写体Mにより散乱した散乱線を除去するための散乱線除去グリッドは配置されない。

【0034】

制御装置20は、設定された撮影条件に従ってX線源12を駆動制御する線源駆動制御部22と、放射線検出器14を制御し、放射線画像を取得する検出器制御部24とを備える。

【0035】

放射線画像処理装置30は、放射線画像の撮影時に、散乱線を除去するために使用が想定される、仮想的なグリッドの特性である仮想グリッド特性を取得する特性取得部32と、放射線画像に含まれるX線の散乱成分を表す散乱成分情報を取得する散乱情報取得部34と、特性取得部32が取得した仮想グリッド特性および散乱情報取得部34が取得した散乱成分情報に基づいて、放射線検出器14により取得された放射線画像の散乱線除去処理を行う散乱線除去部36と、入力部38と、表示部40と、各種情報を記憶する記憶部

10

20

30

40

50

42とを備える。なお、入力部38は、後述する仮想グリッドの特性の指定を受け付ける等、画像処理装置30に対する操作者の各種入力を受け付ける。具体的には入力部38は、キーボード、マウス、タッチパネル等からなる。表示部40は、CRT、液晶ディスプレイ等からなり、撮影装置10により取得された放射線画像および後述する散乱線除去処理に必要な各種入力の補助を行う。

【0036】

以上述べた特性取得部32、散乱情報取得部34、散乱線除去部36、入力部38、表示部40および記憶部42は、例えば一般的なパーソナルコンピュータ等のコンピュータシステムから構成することができる。

【0037】

本実施形態においては、放射線画像処理装置30は、グリッドを使用することなく撮影を行うことにより取得された放射線画像に対して、実際にグリッドを使用して撮影を行った場合と同様の散乱線を除去する効果を付与するように、放射線画像に対して画像処理を施すものであるが、上記特許文献1および非特許文献1に記載された手法とは異なり、仮想グリッド特性に基づいて散乱線除去処理を行うものである。このため、特性取得部32は、操作者による入力部38からの入力により仮想グリッド特性を取得する。本実施形態においては、仮想グリッド特性は、仮想グリッドについての散乱線透過率 T_s 、および被写体Mを透過して直接放射線検出器14に照射される一次線の透過率（一次線透過率） T_p とする。なお、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p は0～1の間の値をとる。

【0038】

特性取得部32は、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p の値の入力を直接受け付けることにより仮想グリッド特性を取得してもよいが、本実施形態においては、グリッドの種類を表すグリッド情報、被写体についての情報（被写体情報）、および放射線画像の取得時の撮影条件の少なくとも1つの指定を受け付けることにより、仮想グリッド特性、すなわち散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p を取得する。

【0039】

ここで、グリッド情報とは、グリッド比、グリッド密度、収束型か平行型か、収束型の場合の集束距離、インタースペース素材（アルミニウム、ファイバー、ベークライト等）等の、グリッドの種類を特定する情報の少なくとも1つを含む。散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p はグリッドの種類に応じて異なるものとなる。このため、グリッド情報に関して、各種グリッド情報の少なくとも1つと仮想グリッド特性とを対応づけたテーブルが記憶部42に記憶されている。

【0040】

被写体情報は、胸部、腹部および頭部等の被写体の種類を含む。ここで、放射線画像の撮影時には、一般的に撮影部位に応じて使用するグリッドの種類が決められており、グリッドの種類に応じて散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p が異なるものとなる。このため、被写体情報に関して、各種被写体情報と仮想グリッド特性とを対応づけたテーブルが記憶部42に記憶されている。

【0041】

撮影条件は、撮影時の撮影距離（SID）、撮影線量、管電圧、線源のターゲットおよびフィルタの材質、並びに撮影に使用される放射線検出器の種類等のうちの少なくとも1つを含む。ここで、放射線画像の撮影時には、一般的に撮影条件に応じて使用するグリッドの種類が決められており、グリッドの種類に応じて散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p が異なるものとなる。このため、撮影条件に関して、各種撮影条件と仮想グリッド特性とを対応づけたテーブルが記憶部42に記憶されている。なお、各種撮影条件は、放射線画像撮影システムが設置される施設に応じて決まっていることが多い。このため、実際の撮影時の撮影条件が不明である場合は、施設に応じた撮影条件を使用すればよい。

【0042】

特性取得部32は、記憶部42に記憶されたテーブルを参照して、入力部38から入力されたグリッド情報、被写体情報および撮影条件の少なくとも1つに基づいて、仮想グリ

10

20

30

40

50

ッド特性を取得する。なお、グリッド情報、被写体情報および撮影条件は、入力部 38 の直接の入力を受け付ければよいが、各種グリッド情報、各種被写体情報および各種撮影条件のリストを表示部 40 に表示し、リストからのグリッド情報、被写体情報および撮影条件の少なくとも 1 つの選択を受け付けることにより、グリッド情報、被写体情報および撮影条件の入力を行うようにしてもよい。また、撮影条件については、線源駆動制御部 22 から取得するようにしてもよい。

【0043】

なお、撮影条件が撮影線量である場合、厚さが既知の亚克力モデルを被写体とともに撮影し、取得された放射線画像における亚克力モデルの部分の濃度に基づいて、撮影線量を取得するようにしてもよい。この場合、亚克力モデルの濃度と撮影線量とを対応づけたテーブルを記憶部 42 に記憶しておき、亚克力モデルの濃度に基づいてこのテーブルを参照して撮影線量を取得すればよい。また、放射線検出器 14 に直接 X 線が照射することにより得られる素抜け領域が放射線画像に含まれる場合、素抜け領域の濃度に基づいて、撮影線量を取得するようにしてもよい。この場合、素抜け領域の濃度と撮影線量とを対応づけたテーブルを記憶部 42 に記憶しておき、素抜け領域の濃度に基づいてこのテーブルを参照して撮影線量を取得すればよい。また、線量計を用いて撮影線量を測定し、測定した撮影線量を撮影条件として用いてもよい。

10

【0044】

また、本実施形態においては、散乱線除去処理は、後述するように放射線画像を周波数分解することにより行われる。本実施形態においては、仮想グリッド特性は、周波数分解による得られる放射線画像の複数の周波数帯域のそれぞれについて取得される。このため、上記テーブルにおける仮想グリッド特性は、複数の周波数帯域のそれぞれに対応づけられたものとなっている。

20

【0045】

また、グリッド情報、被写体情報および撮影条件のすべてと仮想グリッド特性とを対応づけたテーブルを記憶部 42 に記憶しておき、グリッド情報、被写体情報および撮影条件のすべてに基づいて仮想グリッド特性を取得するようにしてもよい。この場合、テーブルは、各種グリッド情報、各種被写体情報および各種撮影条件と、仮想グリッド特性とを対応づけた少なくとも 4 次元のテーブルとなる。

【0046】

なお、グリッドを使用することによって増加する照射線量の増加率である露出倍数、グリッドを使用した場合と使用しない場合とのコントラストの比率であるコントラスト改善係数、および一次 X 線透過率の散乱 X 線透過率に対する比率である選択度は、グリッドの特性を表す特性値であり、これらの特性値から散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p を算出することができる。このため、特性取得部 32 において、露出倍数、コントラスト改善係数および選択度の少なくとも 1 つの指定を受け付けることにより、仮想グリッド特性、すなわち散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p を算出して取得するようにしてもよい。

30

【0047】

また、本実施形態において画像処理装置 30 は、仮想グリッド特性のみならず、散乱成分情報にも基づいて散乱線除去処理を行う。このため、散乱情報取得部 34 は散乱成分情報を取得する。本実施形態においては、散乱成分情報は、例えば被写体 M が胸部であれば、縦隔が存在する放射線画像の中央部分ほど散乱線が多く、肺野が存在する周辺部ほど散乱線が散乱線が少ないという、放射線画像における散乱線含有率分布とする。

40

【0048】

散乱情報取得部 34 は、撮影により取得された放射線画像を解析することにより、散乱成分情報すなわち散乱線含有率分布を取得する。放射線画像の解析は、放射線画像の撮影時における照射野情報、被写体情報および撮影条件に基づいて行う。

【0049】

照射野情報とは、照射野絞りをを用いて撮影を行った場合における、放射線画像に含まれ

50

る照射野の位置および大きさに関する照射野分布を表す情報である。被写体情報とは、上述した胸部、腹部および頭部等の被写体の種類に加えて、被写体の放射線画像上での位置、被写体の組成の分布、被写体の大きさおよび被写体の厚さ等に関する情報である。撮影条件とは、撮影時の照射線量（管電流×照射時間）、管電圧、撮影距離（X線源から被写体までの距離と被写体から放射線検出器までの距離との合計）、エアギャップ量（被写体から放射線検出器までの距離）、および放射線検出器の特性等に関する情報である。これらの照射野情報、被写体情報および撮影条件は、放射線画像に含まれる散乱線の分布を決める要因となっている。例えば、散乱線の大小は照射野の大きさにより左右され、被写体の厚さが大きいほど散乱線は多くなり、被写体と放射線検出器との間に空気が存在すると散乱線が減少する。したがって、これらの情報を用いることにより、より正確に散乱線含有率分布を取得することができる。

10

【0050】

散乱情報取得部34は、撮影により取得した放射線画像内の被写体厚の分布 $T(x, y)$ から、下記の式(1)、(2)にしたがって一次線像および散乱線像を算出し、算出した一次線像および散乱線像から式(3)に基づいて、散乱線含有率分布 $S(x, y)$ を算出する。なお、散乱線含有率分布 $S(x, y)$ は0～1の間の値をとる。

【0051】

$$I_p(x, y) = I_o(x, y) \times \exp(-\mu \times T(x, y)) \quad \cdots (1)$$

$$I_s(x, y) = I_o(x, y) * S\sigma(T(x, y)) \quad \cdots (2)$$

$$S(x, y) = I_s(x, y) / (I_s(x, y) + I_p(x, y)) \quad \cdots (3)$$

20

ここで、 (x, y) は放射線画像の画素位置の座標、 $I_p(x, y)$ は画素位置 (x, y) における一次線像、 $I_s(x, y)$ は画素位置 (x, y) における散乱線像、 $I_o(x, y)$ は画素位置 (x, y) における被写体表面への入射線量、 μ は被写体の線減弱係数、 $S\sigma(T(x, y))$ は画素位置 (x, y) における被写体厚に応じた散乱の特性を表す畳みこみカーネルである。式(1)は公知の指数減弱則に基づく式であり、式(2)は「J M Boon et al, An analytical model of the scattered radiation distribution in diagnostic radiology, Med. Phys. 15(5), Sep/Oct 1988」（参考文献1）に記載された手法に基づく式である。なお、被写体表面への入射線量 $I_o(x, y)$ は、どのような値を定義しても $S(x, y)$ を算出する際に除算によってキャンセルされるため、例えば値を1とする等、任意の値とすればよい。

30

【0052】

また、被写体厚の分布 $T(x, y)$ は、放射線画像における輝度分布が被写体の厚さの分布と略一致するものと仮定し、放射線画像の画素値を線減弱係数値により厚さに変換することにより算出すればよい。これに代えて、センサ等を用いて被写体の厚さを計測してもよく、立方体あるいは楕円柱等のモデルで近似してもよい。

【0053】

ここで、式(2)における $*$ は畳みこみ演算を表す演算子である。カーネルの性質は、被写体の厚さの他に、照射野の分布、被写体の組成の分布、撮影時の照射線量、管電圧、撮影距離、エアギャップ量、および放射線検出器の特性等によっても変化する。参考文献1に記載された手法によれば散乱線は一次線に対する位置拡張関数(point spread function、式(2)における $S\sigma(T(x, y))$)の畳みこみにより近似することができる。なお、 $S\sigma(T(x, y))$ は、照射野情報、被写体情報および撮影条件等に応じて実験的に求めることができる。

40

【0054】

本実施形態においては、撮影時の照射野情報、被写体情報および撮影条件に基づいて $S\sigma(T(x, y))$ を算出してもよいが、各種照射野情報、各種被写体情報および各種撮影条件と $S\sigma(T(x, y))$ とを対応づけたテーブルを記憶部42に記憶しておき、撮影時の照射野情報、被写体情報および撮影条件に基づいて、このテーブルを参照して $S\sigma(T(x, y))$ を求めるようにしてもよい。なお、 $S\sigma(T(x, y))$ を $T(x, y)$ にて近似するようにしてもよい。

50

【0055】

散乱線除去部36は、仮想グリッド特性および散乱成分情報に基づいて、放射線画像における散乱線と見なせる周波数帯域の周波数成分を低減させることにより、散乱線除去処理を行う。このため、散乱線除去部36は、放射線画像を周波数分解して複数の周波数帯域毎の周波数成分を取得し、少なくとも1つの周波数成分のゲインを低減する処理を行い、処理済みの周波数成分およびこれ以外の周波数成分を合成して、散乱線除去処理済みの放射線画像を取得する。なお、周波数分解の手法としては、放射線画像を多重解像度変換する手法の他、ウェーブレット変換、フーリエ変換等、公知の任意の手法を用いることができる。

【0056】

10

散乱線除去部36は、仮想グリッド特性である散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p 、並びに散乱線含有率分布 $S(x, y)$ から、周波数成分を変換する変換係数 $R(x, y)$ を下記の式(4)により算出する。

【0057】

$$R(x, y) = S(x, y) \times T_s + (1 - S(x, y)) \times T_p \quad \cdots (4)$$

散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p 、並びに散乱線含有率分布 $S(x, y)$ は0～1の間の値となるため、変換係数 $R(x, y)$ も0～1の間の値となる。散乱線除去部36は、変換係数 $R(x, y)$ を複数の周波数帯域のそれぞれについて算出する。

【0058】

なお、以降の説明において、放射線画像の画素値を $I(x, y)$ 、周波数分解により得られる周波数成分画像を $I(x, y, r)$ 、周波数合成を $I(x, y) = \sum_r I(x, y, r)$ 、周波数帯域毎の変換係数を $R(x, y, r)$ 、周波数帯域毎の散乱線透過率および一次線透過率を $T_s(r)$ 、 $T_p(r)$ で表すものとする。なお、 r は周波数帯域の階層を表し、 r が大きいほど低周波であることを表すものとする。したがって、 $I(x, y, r)$ は、ある周波数帯域の周波数成分画像となる。散乱線含有率分布 $S(x, y)$ は放射線画像についてのものをそのまま用いればよいが、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p と同様に周波数帯域のそれぞれについて取得するようにしてもよい。

20

【0059】

本実施形態においては、周波数成分毎に変換係数 $R(x, y, r)$ を算出し、周波数成分画像 $I(x, y, r)$ に対して対応する周波数帯域の変換係数 $R(x, y, r)$ を乗算して、周波数成分画像 $I(x, y, r)$ の画素値を変換し、変換係数 $R(x, y, r)$ が乗算された周波数成分画像 $I(x, y, r)$ （すなわち、 $I(x, y, r) \times R(x, y, r)$ ）を周波数合成して処理済みの放射線画像 $I'(x, y)$ を取得する。したがって、散乱線除去部36において行われる処理は、下記の式(5)により表される。なお、変換係数 $R(x, y, r)$ は0～1の間の値となるため、周波数成分 (x, y, r) に対して対応する周波数帯域の変換係数 $R(x, y, r)$ を乗算することにより、その周波数成分の画素位置 (x, y) における画素値すなわちゲインが低減されることとなる。

30

【0060】

$$\begin{aligned} I'(x, y) &= \sum_r \{ I(x, y, r) \times R(x, y, r) \} \\ &= \sum_r \{ I(x, y, r) \times (S(x, y) \times T_s(r) + (1 - S(x, y)) \times T_p(r)) \} \quad \cdots (5) \end{aligned}$$

40

ここで、本実施形態においては、放射線画像を6つの周波数帯域に周波数分解するものとし、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p は6つの周波数帯域について取得されるものとする。この場合、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p は、例えば下記式(6)に示す値となる。なお、式(6)では右側ほど低周波数帯域の値を表すものとする。

【0061】

$$\begin{aligned} T_s &= \{0.7, 0.7, 0.7, 0.7, 0.3, 0.2\} \\ T_p &= \{0.7, 0.7, 0.7, 0.7, 0.7, 0.7\} \quad \cdots (6) \end{aligned}$$

式(6)に示すように、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p は、高周波数帯域($r = 1 \sim 4$)では同一の値であるが、低周波数帯域($r = 5 \sim 6$)においては、散乱線透過率 T_s の方が低い値となる。これはグリッドは散乱線の周波数成分が支配的である低周

50

波帯域ほどその除去率が高いが、一次線については除去率の周波数依存性が小さいからである。

【0062】

図2は胸部の放射線画像における散乱線含有率分布 $S(x, y)$ を示す図である。図2においては、散乱線含有率分布 $S(x, y)$ が高いほど各画素位置における輝度が高くなっている。図2より胸部の画像においては縦隔部および肺野の周囲において散乱線の含有率が高いことが分かる。このような散乱線含有率分布 $S(x, y)$ を示す場合において、式(4)、(6)に基づいて算出した変換係数を図3に示す。図3において、輝度が低いほど値が小さく、より大きく画素値が低減されることとなる。図2および図3を比較すると、散乱線の含有率が高い縦隔部および肺野の周囲において、変換係数の値が小さくなっていることが分かる。したがって、このように算出した変換係数を用いて式(5)に示す処理を行うことにより取得された処理済みの放射線画像においては、使用が想定されるグリッドの種類に応じて散乱線成分が除去されたものとなる。

10

【0063】

なお、散乱線除去部36においては、下記のようにして放射線画像の散乱線を除去するようにしてもよい。まず、上記と同様に周波数合成を $I(x, y) = \sum_r I(x, y, r)$ で表すとする、散乱線除去部36は、周波数成分画像 $I(x, y, r)$ を、下記の式(7)により、散乱線含有率分布 $S(x, y)$ を用いて、散乱線成分 $I_s(x, y, r)$ と一次線成分 $I_p(x, y, r)$ とに分解する。

20

【0064】

$$I_s(x, y, r) = S(x, y) \times I(x, y, r)$$

$$I_p(x, y, r) = (1 - S(x, y)) \times I(x, y, r) \quad \cdots (7)$$

さらに散乱線除去部36は、下記の式(8)により、散乱線成分 $I_s(x, y, r)$ および一次線成分 $I_p(x, y, r)$ のそれぞれに対して、仮想グリッド特性である散乱線透過率 $T_s(r)$ および一次線透過率 $T_p(r)$ を適用して画像変換し、変換された散乱線成分 $I'_s(x, y, r)$ および一次線成分 $I'_p(x, y, r)$ を算出する。

【0065】

$$I'_s(x, y, r) = I_s(x, y, r) \times T_s(r) = S(x, y) \times I(x, y, r) \times T_s(r)$$

$$I'_p(x, y, r) = I_p(x, y, r) \times T_p(r) = (1 - S(x, y)) \times I(x, y, r) \times T_p(r) \quad \cdots (8)$$

そして下記の式(9)により、 $I'_s(x, y, r)$ および一次線成分 $I'_p(x, y, r)$ を周波数合成して、処理済みの放射線画像 $I'(x, y)$ を算出する。

30

【0066】

$$I'(x, y) = \sum_r \{I'_s(x, y, r) + I'_p(x, y, r)\}$$

$$= \sum_r \{S(x, y) \times I(x, y, r) \times T_s(r) + (1 - S(x, y)) \times I(x, y, r) \times T_p(r)\}$$

$$= \sum_r \{I(x, y, r) \times (S(x, y) \times T_s(r) + (1 - S(x, y)) \times T_p(r))\} \quad \cdots (9)$$

次いで、第1の実施形態において行われる処理について説明する。図4は第1の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。撮影装置10において取得された放射線画像が画像処理装置30に入力されると(ステップST1)、特性取得部32がグリッド情報、被写体情報および撮影条件の少なくとも1つの入力部38からの入力を受け付け(グリッド情報等入力、ステップST2)、仮想グリッド特性、すなわち散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p を取得する(ステップST3)。

40

【0067】

また、散乱情報取得部34が放射線画像を解析し(ステップST4)、散乱線成分情報、すなわち散乱線含有率分布 $S(x, y)$ を取得する(ステップST5)。一方、散乱線除去部36は、放射線画像を周波数分解する(ステップST6)。なお、ステップST2、ST3の処理、ステップST4、ST5の処理およびステップST6の処理は並列に行ってもよく、ステップST4、ST5の処理を先に行ってもよく、ステップST6の処理を先に行ってもよい。

【0068】

そして、散乱線除去部36は、上記式(4)により周波数帯域毎の変換係数 $R(x, y)$

50

、 r)を算出し(ステップST7)、変換係数 $R(x, y, r)$ により周波数成分画像 $I(x, y, r)$ を変換する(ステップST8)。そして変換された周波数成分画像 $I'(x, y, r)$ を周波数合成して、処理済みの放射線画像を取得し(ステップST8)、処理を終了する。なお、処理済みの放射線画像は表示部40に表示されて診断に供されるか、外部の画像サーバに送信されて保存される。

【0069】

このように、第1の実施形態においては、放射線画像の撮影時に散乱線を除去するために使用が想定されるグリッドの特性である仮想グリッド特性を取得し、さらに散乱性成分情報を取得し、仮想グリッド特性および散乱線成分情報に基づいて、放射線画像の散乱線除去処理を行うようにしたものである。このため、実際に使用する散乱線除去グリッドと
10
同様の散乱線除去の効果を放射線画像に付与することができる。また、放射線画像の画質を、様々な種類の散乱線除去グリッドを使用して撮影を行うことにより取得した放射線画像の画質に近づけることができる。

【0070】

また、収束型のグリッドを使用した場合、放射線の斜入により放射線画像に濃度ムラが発生するおそれがあるが、第1の実施形態においては、放射線の斜入による濃度ムラが発生しなくなるため、より高画質の放射線画像を取得することができる。

【0071】

次いで、本発明の第2の実施形態について説明する。なお、第2の実施形態においては、画像処理装置の構成は第1の実施形態と同様であり、行われる処理のみが異なるため、
20
ここでは装置についての詳細な説明は省略する。上記第1の実施形態においては、放射線画像を周波数分解し、変換後の周波数成分画像を周波数合成して処理済みの放射線画像を取得しているが、第2の実施形態においては、放射線画像から除去すべき周波数帯域の周波数成分を抽出し、抽出された周波数成分に対して散乱線除去処理を行い、処理後の周波数成分を放射線画像に加減算することにより、処理済みの放射線画像を取得するようにした点が第1の実施形態と異なる。

【0072】

第2の実施形態においては、散乱線除去部36は、以下のように処理を行う。まず、第1の実施形態と同様に、放射線画像を周波数分解して周波数成分画像 $I(x, y, r)$ を取得し、下記の式(10)により、除去のための変換係数 $R'(x, y, r)$ を周波数帯
30
域毎に算出する。

【0073】

$$R'(x, y) = S(x, y) \times (1 - Ts(r)) + (1 - S(x, y)) \times (1 - Tp(r)) \quad \cdots (10)$$

そして、下記の式(11)により、周波数帯域毎の除去成分 $\Delta I(x, y, r)$ を算出する。

【0074】

$$\begin{aligned} \Delta I(x, y, r) &= I(x, y, r) \times R'(x, y, r) \\ &= I(x, y, r) \times \{S(x, y) \times (1 - Ts(r)) + (1 - S(x, y)) \times (1 - Tp(r))\} \quad \cdots (11) \end{aligned}$$

そして、除去成分 $\Delta I(x, y, r)$ を周波数合成し、放射線画像 $I(x, y)$ から周波数合成した除去成分 $\sum r \Delta I(x, y, r)$ を減算して、処理済みの放射線画像 $I'(x, y)$ を取得する。
40

【0075】

$$\begin{aligned} I'(x, y) &= I(x, y) - \sum r \Delta I(x, y, r) \\ &= I(x, y) - \sum r \{I(x, y, r) \times [S(x, y) \times (1 - Ts(r)) + (1 - S(x, y)) \times (1 - Tp(r))]\} \\ &\quad \cdots (12) \end{aligned}$$

次いで、第2の実施形態において行われる処理について説明する。図5は第2の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。なお、ステップST11～ステップST16までの処理は第1の実施形態におけるステップST1～ステップST6の処理と同一であるため、ここでは詳細な説明は省略する。

【0076】

10

20

30

40

50

ステップ S T 1 6 に続き、散乱線除去部 3 6 は、上記の式 (1 0) により除去のための変換係数 $R' (x, y, r)$ を周波数帯域毎に算出し (ステップ S T 1 7)、上記の式 (1 1) により周波数帯域毎の除去成分 $\Delta I (x, y, r)$ を算出する (ステップ S T 1 8)。そして、除去成分 $\Delta I (x, y, r)$ を周波数合成し (ステップ S T 1 9)、周波数合成した除去成分 $\Sigma r \Delta I (x, y, r)$ を放射線画像から減算して、処理済みの放射線画像を取得し (ステップ S T 2 0)、処理を終了する。なお、処理済みの放射線画像は表示部 4 0 に表示されて診断に供されるか、外部の画像サーバに送信されて保存される。

【 0 0 7 7 】

なお、上記第 2 の実施形態において、散乱線除去部 3 6 は下記のようにして放射線画像の散乱線を除去するようにしてもよい。まず、上記と同様に周波数分解を $I (x, y) = \Sigma r I (x, y, r)$ で表すとする、周波数成分画像 $I (x, y, r)$ を、上記の式 (7) により、散乱線含有率分布 $S (x, y)$ を用いて、散乱線成分 $I_s (x, y, r)$ と一次線成分 $I_p (x, y, r)$ とに分解する。さらに、下記の式 (1 3) により、散乱線成分 $I_s (x, y, r)$ および一次線成分 $I_p (x, y, r)$ のそれぞれに対して、仮想グリッド性能としての散乱線透過率 $T_s (r)$ 、一次線透過率 $T_p (r)$ を適用して画像変換し、散乱線除去成分 $\Delta I_s (x, y, r)$ および一次線除去成分 $\Delta I_p (x, y, r)$ を算出する。

【 0 0 7 8 】

$$\Delta I_s(x,y,r)=I_s(x,y) \times (1-T_s(r))=S(x,y) \times I(x,y) \times (1-T_s(r))$$

$$\Delta I_p(x,y,r)=I_p(x,y) \times (1-T_p(r))=(1-S(x,y)) \times I(x,y) \times (1-T_p(r)) \quad \cdots (13)$$

そして下記の式 (1 4) により、散乱線除去成分 $\Delta I_s (x, y, r)$ および一次線除去成分 $\Delta I_p (x, y, r)$ を周波数合成し、周波数合成した散乱線除去成分 $\Sigma r \Delta I_s (x, y, r)$ および一次線除去成分 $\Sigma r \Delta I_p (x, y, r)$ を放射線画像から減算して、処理済みの放射線画像 $I' (x, y)$ を算出する。

【 0 0 7 9 】

$$I' (x,y)=I(x,y) - \Sigma r (\Delta I_s(x,y,r)+\Delta I_p(x,y,r)) \quad \cdots (14)$$

なお、上記第 1 および第 2 の実施形態において、放射線画像が放射線検出器への入射線量に比例した画素値を持つ、放射線量に対してリニアな空間において散乱線除去処理を行い、その後に対数変換を行って、人間の視覚と比例する対数リニアな空間に変換することが好ましい。

【 0 0 8 0 】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態においては、特性取得部 3 2 において、仮想グリッド特性として、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p を取得しているが、散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p の一方のみを取得するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態においては、グリッドを使用せずに撮影を行うことにより取得した放射線画像に対して散乱線除去処理を行っているが、グリッドを使用して撮影を行うことにより取得した放射線画像を処理の対象としてもよい。この場合、放射線画像に対して、グリッドに起因する縞模様を除去する処理を施し、その後、散乱線除去処理を行う。また、かかる散乱線除去処理においては、所望のグリッドである第 1 のグリッドが使用されて撮影された放射線画像 (第 1 グリッド使用画像) を取得し、所望の仮想的なグリッドに対応する仮想グリッド特性を取得し、取得された第 1 グリッド使用画像中の散乱線成分と一次線成分を、取得した仮想グリッド特性に対応するグリッド (取得した仮想グリッド特性の散乱線透過率と一次線透過率を有するグリッド) に対応する散乱線成分と一次線成分とになるように変換すればよい。また、第 1 のグリッドと仮想グリッド特性に対応するグリッドとは、どちらの散乱線除去効果が大きくてもよく、目的や事情に応じて任意に選択されてよい。なお、グリッドに起因する縞模様を除去する処理としては、例えば特開 2 0 1 2 - 2 0 3 5 0 4 号公報に記載された手法を用いることができる。

【 0 0 8 2 】

また、グリッド無しで撮影された放射線画像に 1 つの仮想グリッド特性 (第 1 の仮想グ

10

20

30

40

50

リッド特性)を適用して散乱線除去処理を行った処理済みの放射線画像を本実施形態における散乱線除去処理の対象としてもよい。この場合、第1の仮想グリッド特性と第1の仮想グリッド特性が適用された処理済みの放射線画像である第1処理済み放射線画像とを取得し、第1の仮想グリッド特性とは異なる所望の仮想的なグリッドに対応する第2仮想グリッド特性を取得する。そして、第2の仮想グリッド特性に基づいて、第1処理済み放射線画像中の散乱線成分と一次線成分とを、第2の仮想グリッド特性に対応する散乱線成分と一次線成分とになるように変換すればよい。また、第1の仮想グリッド特性および第2の仮想グリッド特性は、どちらの散乱線除去効果が大きくてもよく、目的や事情に応じて任意に選択されてよい。

【0083】

このような処理を行うことにより、例えば、グリッド比が3:1であるグリッドを用いて撮影した放射線画像(またはグリッド無しで撮影された放射線画像に第1の仮想グリッド特性に基づいて散乱線除去処理を行った第1処理済み放射線画像)に基づいて、使用したグリッドとは異なる、10:1のグリッド比をもつグリッドを用いて撮影したかのような処理済みの放射線画像を仮想的に取得することが可能となる。また、逆に、グリッド比が10:1であるグリッドを用いて撮影した放射線画像(またはグリッド無しで撮影された放射線画像に第1の仮想グリッド特性に基づいて散乱線除去処理を行った第1処理済み放射線画像)に基づいて、使用したグリッドとは異なる、3:1のグリッド比をもつグリッドを用いて撮影したかのような処理済み放射線画像を仮想的に取得することが可能となる。これらの場合には、被写体の撮影を繰り返さなくても、容易にグリッド比を変換した放射線画像を取得することができるため、意図しないグリッド比で撮影された放射線画像や上記の第1処理済み放射線画像から、所望のグリッド比のグリッドを使用して散乱線除去処理を行った処理済み放射線画像を得ることができる。このため、被写体の再撮影無しに、異なる度合いで散乱線除去処理を行った処理済み放射線画像を観察したいという要望に応えることができる。

【0084】

具体的な方法としては、例えば第1の実施形態において、変換前のグリッドに対応する変換前グリッド情報と、変換後のグリッドに対応する変換後グリッド情報の組合せごとに、式(2)における散乱の特性を表す $S\sigma$ とを対応付けたテーブルを記憶部42に記憶しておく。なお、かかるテーブルにおける $S\sigma$ は、変換前のグリッドによる散乱の特性を変換後のグリッドによる散乱の特性に相対的に変換できるように、あらかじめ実験等により求めたものとする。そして、散乱線情報取得部34は、実際に使用された使用グリッド(または仮想的なグリッド)に対応する第1グリッド情報を変換前グリッド情報として取得し、所望の仮想的なグリッドに対応する第2グリッド情報を変換後グリッド情報として取得し、上記テーブルに基づいて第1グリッド情報および第2グリッド情報に対応する $S\sigma$ を取得する。そして、式(1)および式(2)を用いて、 $I_0(x, y)$ を例えば1とし、取得した $S\sigma$ を用いて一次線像 $I_p(x, y)$ と、散乱線像 $I_s(x, y)$ とをそれぞれ算出する。そして、算出された一次線像 $I_p(x, y)$ と、散乱線像 $I_s(x, y)$ とに基づいて、式(3)により散乱線含有率分布 $S(x, y)$ を算出すればよい。

【0085】

また、散乱線除去部36は、式(6)に示す周波数帯域毎の散乱線透過率 T_s および一次線透過率 T_p について、実際に使用された使用グリッド(または仮想的なグリッド)に対応する第1のグリッド特性(一次線透過率 T_{p1} 、散乱線透過率 T_{s1})と、所望の仮想的なグリッドに対応する第2の仮想グリッド特性(一次線透過率 T_{p2} 、散乱線透過率 T_{s2})を取得し、変換前の第1のグリッドによる散乱の特性を変換後の第2のグリッドによる散乱の特性に相対的に変換するために、 T_{p2}/T_{p1} を式(6)における一次線透過率 T_p として取得し、 T_{s2}/T_{s1} を式(6)における散乱線透過率 T_s として取得する。そして、散乱線除去部36は、取得した散乱線透過率 $T_s(=T_{s2}/T_{s1})$ と一次線透過率 $T_p(=T_{p2}/T_{p1})$ とを式(4)に適用して変換係数 R を求めて、この変換係数 R を用いて第1の実施形態と同様に散乱線除去処理を行えばよい。なお、上

10

20

30

40

50

記式（４）において、変換係数 $R(x, y)$ は、第１のグリッド特性の散乱線透過率 T_{s1} に対して第２のグリッド特性の散乱線透過率 T_{s2} が大きい場合には、１より大きい値となる場合がある。

【００８６】

また、第１のグリッド特性および第２のグリッド特性は、任意の方法で取得されてよい。例えば、グリッド情報ごとに予め実験等により求めたグリッド特性（一次線透過率 T_p 、散乱線透過率 T_s ）を対応付けたテーブルを用意して記憶部４２に記憶しておく。そして、散乱線除去部３６が、第１および第２のグリッド情報を取得し、このテーブルに基づいて、第１および第２のグリッド情報に対応する第１のグリッド特性および第２のグリッド特性を取得するようにしてもよい。また、第１および第２のグリッド特性を入力部３８からのユーザ入力に基づいて取得するようにしてもよい。なお、グリッド情報は、入力部３８からの入力により取得してもよく、例えば特開２００３－２６００５３号公報に記載されたように、グリッドの種類に応じた突起をグリッドに形成しておき、その突起を検出することによりグリッド情報を取得するようにしてもよい。

10

【００８７】

一方、撮影部位によっては、散乱線除去グリッドを使用しないで撮影を行う場合がある。このような部位を撮影することにより取得した放射線画像に対して、上記第１および第２の実施形態の散乱線除去処理を行うことは好ましくない。このため、撮影部位に応じて、本実施形態の散乱線除去処理のオン／オフを撮影部位に応じて切り替えるようにすることが好ましい。なお、撮影部位の情報は、操作者が入力することにより取得してもよく、撮影フローの制御を行う周知のコンソールＰＣ（不図示）に入力される撮影依頼から自動的に取得してもよく、撮影後にシステムが放射線画像に付帯して保存する情報を利用してよい。また、このような情報が取得できない場合には、放射線画像に対して部位認識処理を行うことにより取得してもよい。この場合、部位に応じて処理のオン／オフを対応付けたテーブルを記憶部４２に記憶しておき、このテーブルを参照して処理のオン／オフを切り替えるようにすればよい。

20

【００８８】

また、上記第１および第２の実施形態において、処理済みの放射線画像および処理前の放射線画像の双方を表示し、いずれの放射線画像を診断に使用するかを選択できるようにしてもよい。

30

【００８９】

また、病気の治癒状況あるいは進行状況の診断を行うために、過去の放射線画像を用いて経時比較観察を行う場合がある。このような場合において、散乱線除去グリッドを使用せずに撮影を行うことにより取得した放射線画像（第１の放射線画像とする）と、散乱線除去グリッドを使用して撮影を行うことにより取得した放射線画像（第２の放射線画像とする）とを比較する場合には、第１の放射線画像に対してグリッドに起因する縞模様を除去する処理を施した際の処理条件に応じて、本実施形態の散乱線除去処理の条件を修正し、第１および第２の放射線画像の画質を一致させるようにすることが好ましい。

【００９０】

また、上記実施形態においては、放射線検出器１４を用いて被写体の放射線画像を撮影する撮影装置１０において取得した放射線画像を用いて散乱線除去処理を行っているが、特開平８－２６６５２９号公報、特開平９－２４０３９号公報等に表示される放射線検出体としての蓄積性蛍光体シートに被写体の放射線画像情報を蓄積記録し、蓄積性蛍光体シートから光電的に読み取ることにより取得した放射線画像を用いた場合においても、本発明を適用できることはもちろんである。

40

【符号の説明】

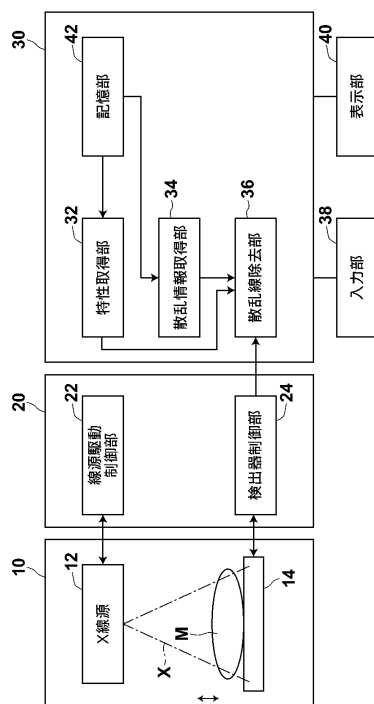
【００９１】

- １０ 撮影装置
- １２ X線源
- １４ 放射線検出器

50

- 20 制御装置
- 22 線源駆動制御部
- 24 検出器制御部
- 30 放射線画像処理装置
- 32 特性取得部
- 34 散乱情報取得部
- 36 散乱線除去部
- 38 入力部
- 40 表示部
- 42 記憶部

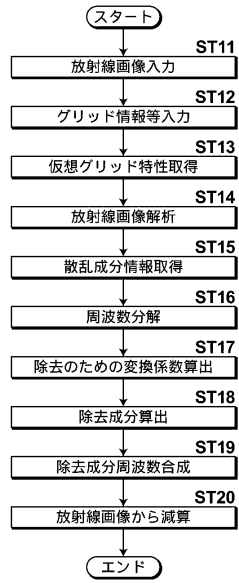
【図 1】



【図 4】



【図 5】



【図 3】



【図 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0046822 (US, A1)

高橋港一 他, 医用X線画像診断に関するグリッド型散乱フィルタ特性のFDTD法による並列計算解析, 電気学会論文誌. C, 電子・情報・システム部門誌, 2007年12月 1日, Vol.127, No.12, pp.1973-1981

Dimitrios Lazos et al., "Monte Carlo evaluation of scatter mitigation strategies in cone-beam CT", Medical Physics, 2010年10月, Vol.37, No.10, pp.5456-5470

Jonathan S.Maltz et al., "Algorithm for X-ray Scatter, Beam-Hardening, and Beam Profile Correction in Diagnostic(Kilovoltage) and Treatment(Megavoltage) Cone Beam CT", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 2008年12月, Vol.27, No.12

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00