

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6105903号
(P6105903)

(45) 発行日 平成29年3月29日 (2017.3.29)

(24) 登録日 平成29年3月10日 (2017.3.10)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 0 0 M

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/12

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-247749 (P2012-247749)
 (22) 出願日 平成24年11月9日 (2012.11.9)
 (65) 公開番号 特開2014-94179 (P2014-94179A)
 (43) 公開日 平成26年5月22日 (2014.5.22)
 審査請求日 平成27年10月28日 (2015.10.28)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、放射線撮影システム及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検出手段で検出された画像を、異常の有無の判定対象となる複数の判定画像に分割する分割手段と、

隣り合う判定画像の特徴量が閾値範囲以内の場合、当該隣り合う判定画像を統合可能と判定する判定手段と、

前記統合可能と判定された前記隣り合う判定画像を統合する画像統合処理手段と、

前記統合された判定画像の画素値のばらつきの分布を示す基準情報と、前記判定画像の画素値のばらつきの分布を示す判定情報と、を取得する取得手段と、

前記基準情報と前記判定情報とを用いた比較処理により、前記判定画像に異常が含まれるか否かを判定する比較処理手段と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記比較処理手段は、画素値のばらつきの分布に対する微分処理から、前記基準情報の画素値のばらつきの分布の極大値の数と、前記判定情報の画素値のばらつきの分布の極大値の数とを取得し、

前記判定情報から取得した極大値の数が、前記基準情報から取得した極大値の数と一致する場合、前記判定画像を正常と判定し、

前記判定情報から取得した極大値の数が、前記基準情報から取得した極大値の数と異なる場合、前記比較処理手段は前記判定画像に異常が含まれると判定する

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記比較処理手段は、

前記判定情報において閾値以下の画素値を持つ画素数が、前記基準情報において前記閾値以下の画素値を持つ画素数以下の場合、前記判定画像を正常と判定し、

前記判定情報において閾値以下の画素値を持つ画素数が、前記基準情報において当該画素値の閾値以下の画素値を持つ画素数を超える場合、前記判定画像に異常が含まれると判定する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記比較処理手段は、前記基準情報における画素値のばらつきの分布と前記判定情報における画素値のばらつきの分布との相関を示す係数を取得し、

前記係数が閾値以上の場合に前記判定画像を正常と判定し、閾値未満の場合に前記判定画像に異常が含まれると判定する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記検出手段で検出された画像に対してシェーディング補正を行う補正手段を更に備え、

前記分割手段は、前記シェーディング補正された補正画像を、異常の有無の判定対象となる複数の判定画像に分割することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記検出手段で検出された画像に対してシェーディング補正を行う補正手段と、

前記シェーディング補正された画像の画素値の平均値に合わせるように、前記判定画像の画素値の平均値を補正する平均値シフト処理手段と、

前記画素値の平均値を補正した前記判定画像を一つの画像に統合する画像統合処理手段と、

を更に備えることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記取得手段は、前記基準情報から前記統合された判定画像について、画素値と頻度との関係を示す基準ヒストグラムと、前記判定情報から前記判定画像について画素値と頻度との関係を示す判定画像ヒストグラムと、を作成し、

前記比較処理手段は、前記基準ヒストグラムと前記判定画像ヒストグラムとを用いた前記比較処理により、前記判定画像に異常が含まれるか否かを判定することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記基準ヒストグラムと前記判定画像ヒストグラムとを並べて表示手段に表示する出力処理手段を更に備えることを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記出力処理手段は、前記比較処理手段の判定結果を前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記分割手段は、前記検出手段の検出精度に合わせて、分割する判定画像のサイズを変更することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

放射線を発生する放射線発生手段と、

前記放射線発生手段で発生した放射線を検出する検出手段と、

前記検出手段で検出された画像を処理する請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置と、

を有することを特徴とする放射線撮影システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

画像処理装置の画像処理方法であって、

前記画像処理装置の分割手段が、検出手段で検出された画像を、異常の有無の判定対象となる複数の判定画像に分割する分割工程と、

前記画像処理装置の判定手段が、隣り合う判定画像の特徴量が閾値範囲以内の場合、当該隣り合う判定画像を統合可能と判定する判定工程と、

前記画像処理装置の画像統合処理手段が、前記統合可能と判定された前記隣り合う判定画像を統合する画像統合処理工程と、

前記画像処理装置の取得手段が、前記統合された判定画像の画素値のばらつきの分布を示す基準情報と、前記判定画像の画素値のばらつきの分布を示す判定情報と、を取得する取得工程と、

前記画像処理装置の比較処理手段が、前記基準情報と前記判定情報とを用いた比較処理により、前記判定画像に異常が含まれるか否かを判定する比較処理工程と、

を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 3】

コンピュータを、請求項 1 乃至 1 0 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置の各手段として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、画像処理装置、画像処理方法、放射線撮影システム及びプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

対象物に対して放射線を照射し、対象物を透過した放射線の強度分布を検出することにより対象物の放射線画像を取得することができる。放射線画像の取得方法として最も一般的な方法は、先ず、放射線の照射により蛍光を発する、所謂“蛍光板”（又は、“増感紙”）と、銀塩フィルムとを組み合わせ、これに対して対象物を介して放射線を照射するものである。これにより、蛍光板では、放射線が可視光に変えられ、銀塩フィルム上には対象物の潜像が形成される。その後、対象物の潜像が形成された銀塩フィルムを化学処理することで、銀塩フィルムでの対象物の可視像（対象物の放射線画像）を得ることができる。このような放射線画像取得方法にて得られる放射線画像は、アナログ写真であり、画像診断や検査等に使用される。

【0 0 0 3】

一方、蛍光体として輝尽性蛍光体を塗布したイメージングプレート（以下、「IP」と言う）を使用したコンピューテッドラジオグラフィ装置（以下、「CR装置」と言う）も使用され始めている。このCR装置では、放射線の照射によって一次励起されたIPに対して赤色レーザ等の可視光によって二次励起を行なうと輝尽性蛍光と呼ばれる発光が生じる。当該発光を光電子増倍管等の光センサで検出することで、画像データ（放射線画像データ）を取得し、当該画像データに基づいて、写真感光材料やCRT等に可視像を出力させることができる。CR装置は、デジタル撮影装置ではあるものの、二次励起による読み出し、という画像形成プロセスを必要とするため、間接撮影装置と言える。ここで「間接」と呼んだ理由は、上述した放射線画像をアナログ写真として取得する技術（以下、「アナログ写真技術」と言う）と同様に、取得した撮影画像（放射線画像）を即時に表示することができないためである。

【0 0 0 4】

また、近年においては、微小な光電変換素子やスイッチング素子等からなる画素を格子状に配列した光電変換手段（CCD等の撮像素子）を受像手段として使用して、デジタル的な放射線画像を取得する装置が開発されている。このような装置は、特許文献3～特許文献7等に、CCD又はアモルファスシリコン2次元撮像素子上に蛍光体を積層した放射

10

20

30

40

50

線撮影装置として開示されている。この装置は、取得した放射線画像を即時に表示することが可能であるため、直接デジタル撮影装置と言える。

【0005】

ここで、間接、或いは直接デジタル撮影装置のアナログ写真技術に対する利点としては、フィルムレス化、画像処理による取得情報の拡大、及びデータベース化等が挙げられる。また、直接デジタル撮影装置の間接デジタル撮影装置に対する利点としては、即時性等が挙げられる。特に、即時性という利点は、放射線撮影して得られた放射線画像を、その場で瞬時に表示等することができ、例えば、急を要する医療現場においては有効である。

【0006】

上述したようなCCD等の撮像素子を受像手段として使用した直接デジタル撮影装置では、撮像素子を構成する各画素のゲインが一定ではない。このため、撮像素子への入力像に対して均一な出力像を生成するためには、各画素単位のゲイン補正が必要となる。ゲイン補正用の撮影は、キャリブレーションと呼ばれ、ある一定の間隔でユーザが行なうのが一般的である。具体的には、まず、撮像素子での各画素のゲインのばらつきは、その使用環境条件等の影響を受けて経時的に変化する。したがって、良好な画質の出力画像を取得するためには、例えば、撮影装置の起動毎に、そのときの状況に対して適切なキャリブレーションを行なうことが望ましい。

【0007】

キャリブレーションでは、先ず、放射線検出器に均一な放射線量を放射し難くなるような物体（以下、「異物」と言う）を除外した状態で、撮像素子での有効撮影領域全面を放射線で照射する。このときに得られた画像（以下、「ゲイン画像」と言う）を記憶しておく。そして、被写体を設置して、実際の放射線撮影（臨床撮影）を行なう。これにより得られた画像（臨床画像）での各画素のゲインのばらつきを、先に記憶しておいたゲイン画像を用いて補正（以下、「ゲイン補正」と言う）する。ゲイン補正において、ゲイン画像を撮影する際、放射線量が適切で無い場合や、異物が入った状態で撮影されている場合、そのゲイン画像でゲイン補正された撮影画像は、適切に補正されない場合が生じ得る。

【0008】

特許文献1、2には、ゲイン画像が適正かどうかを判断する技術として適切に撮影された過去のゲイン画像と比較することで、ゲイン画像が適正かどうかを判断する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2001-351091号公報

【特許文献2】特開2010-12105号公報

【特許文献3】米国特許第5,418,377号明細書

【特許文献4】米国特許第5,396,072号明細書

【特許文献5】米国特許第5,381,014号明細書

【特許文献6】米国特許第5,132,539号明細書

【特許文献7】米国特許第4,810,881号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、撮影の際に混入した異物が低い放射線減衰体である場合には、従来技術ではノイズに埋もれてしまい、異物が入った状態で撮影されているか否かを適切に判別することが難しかった。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、上記の課題に鑑み、画像データに含まれるノイズに近い異常を検知することができる画像処理技術の提供を目的とする。

【 0 0 1 2 】

上記の目的を達成する本発明の一つの側面に係る画像処理装置は、検出手段で検出された画像を、異常の有無の判定対象となる複数の判定画像に分割する分割手段と、

隣り合う判定画像の特徴量が閾値範囲以内の場合、当該隣り合う判定画像を統合可能と判定する判定手段と、

前記統合可能と判定された前記隣り合う判定画像を統合する画像統合処理手段と、

前記統合された判定画像の画素値のばらつきの分布を示す基準情報と、前記判定画像の画素値のばらつきの分布を示す判定情報と、を取得する取得手段と、

前記基準情報と前記判定情報とを用いた比較処理により、前記判定画像に異常が含まれるか否かを判定する比較処理手段と、を備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、画像データに含まれるノイズに近い異常を検知することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1 A】第 1 実施形態にかかる画像処理装置の構成を説明する図。

【図 1 B】第 1 実施形態にかかる画像処理装置の機能構成を説明する図。

【図 2】第 1 実施形態に係る画像処理の流れを説明する図。

【図 3 A】第 2 実施形態に係る画像処理の流れを説明する図。

20

【図 3 B】第 2 実施形態にかかる画像処理装置の機能構成を説明する図。

【図 4】比較処理 1 を説明する図。

【図 5】比較処理 2 を説明する図。

【図 6】平均値シフト処理機能の説明図。

【図 7】シェーディング補正の説明図。

【図 8】画像統合処理の説明図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を例示的に詳しく説明する。ただし、この実施形態に記載されている構成要素はあくまで例示であり、本発明の技術的範囲は、特許請求の範囲によって確定されるのであって、以下の個別の実施形態によって限定されるわけではない。

30

【 0 0 1 6 】

(第 1 実施形態)

図 1 は、本発明の実施形態にかかる画像処理装置 30 の構成を説明する図である。放射線発生部 10 は放射線を発生し、放射線検出器 20 は放射線発生部 10 で発生した放射線を検出し、画像データを生成する。放射線撮影システムは、放射線発生部 10、放射線検出器 20 および画像処理装置 30 を有する。放射線検出器 20 は放射線検出器 20 を構成する放射線検出素子で受けた放射線をアナログ電気信号に変換し、このアナログ電気信号をデジタル信号に変換することにより画像データを生成する。そして、放射線検出器 20 は生成した画像データを接続されている画像処理装置 30 に送信する。放射線検出器 20 と画像処理装置 30 とは、例えば、有線あるいは無線によるネットワークを介して接続されており、画像処理装置 30 はネットワークを介して放射線検出器 20 から画像データを取得することが可能である。

40

【 0 0 1 7 】

画像処理装置 30 は、内部にデータの送受信等を行う通信部 60 (I/O 部)、画像処理装置 30 の全体的な動作を制御する CPU 70 (制御部) を有する。また、画像処理装置 30 は、CPU 70 が演算処理で使用するプログラムやデータ等を読み書きするメモリ 80、画像データ等を記憶、保存する記憶媒体 90 を有する。また、画像処理装置 30 には、画像データや画像データの処理結果等を表示する表示部 40 や、ユーザからの操作を

50

受け付けるための操作部 50 が接続されている。操作部 50 からの操作入力に応じで、表示部 40 のユーザーインタフェース (UI) の表示が切り替えられ、ユーザの操作入力や CPU 70 (制御部) からの制御情報は通信部 60 (I/O 部) を介して放射線発生部 10 および放射線検出器 20 に送信される。

【0018】

キャリブレーションを行う際の画像処理装置 30 の動作を次に説明する。操作者が操作部 50 を用いてキャリブレーションを開始するための操作を入力する。この操作入力に応じて表示部 40 はゲイン画像を撮影するための UI の表示モードに切り替え、CPU 70 (制御部) は、放射線の照射タイミングを示す制御情報を生成し、通信部 60 は CPU 70 (制御部) で生成された制御情報を放射線発生部 10 に送信する。放射線発生部 10 は受信した制御情報の照射タイミングに従い、放射線検出器 20 の全ての放射線検出素子 (放射線検出画素) に放射線が照射されるように、放射線を発生させる。放射線を受けた放射線検出器 20 は、各放射線検出素子 (放射線検出画素) で受けた放射線をアナログ電気信号に変換し、アナログ電気信号をデジタル信号に変換した後、画像データとして画像処理装置 30 に送信する。画像処理装置 30 は放射線検出器 20 から受信した画像データについて、後に説明する異物検知処理 (図 2) を行い、処理結果を表示部 40 に送信する。表示部 40 は画像処理装置 30 から受信した処理結果を表示する。

【0019】

(異物検知処理)

本発明の第 1 実施形態に係る画像処理 (異物検知処理) の流れを図 2 により説明する。図 1 B は、異物検知処理を実行する画像処理装置 30 の機能構成を示す図である。ステップ S 201 で、画素値補正処理部 110 は放射線発生部 10 の放射線源から放射線検出器 20 の各放射線検出素子 (放射線検出画素) までの距離差によるシェーディング補正を図 7 に示すように行う。画素値補正処理部 110 は、補正方法として、2 変数 2 次多項式 (式 1) を最小二乗法により近似式を求める。そして、画素値補正処理部 110 は、各放射線検出画素と近似式の画素値の差分に補正前の画像の画素値の平均値を加算することで補正を行う (式 2)。以降、ステップ S 201 によって求めた画像を補正画像と呼ぶ。

【0020】

【数 1】

$$V_{\text{fit}}(x, y) = a_1 x^2 + a_2 x + a_3 x \cdot y + a_3 y^2 + a_4 y + a_5 \quad \dots (式 1)$$

【0021】

ここで、 x, y はそれぞれ画像の x 軸と y 軸の座標を示す。 $V_{\text{fit}}(x, y)$ は x, y 座標における画素値、 a_1, a_2, \dots, a_5 は最小二乗法により求めた各項の係数を示す。

【0022】

【数 2】

$$V_c(x, y) = V_0(x, y) - V_{\text{fit}}(x, y) + \bar{V}_0 \quad \dots (式 2)$$

【0023】

ここで、 $V_c(x, y)$ は x, y 座標における補正後の画素値を示す。 $V_0(x, y)$ は x, y 座標における補正前の画素値、 \bar{V}_0 は補正前の画像の画素値の平均値を示す。ここで、「 \bar{V}_0 」の表記は、 V の上に $\bar{}$ の記号を意味するものとする。

【0024】

ステップ S 202 で、画像分割処理部 120 は先のステップ S 201 の画素値補正処理で求めた補正画像を異常の有無を判定するための複数の領域の画像 (判定画像) に分割する。ここで、画像分割処理部 120 は固定サイズの領域で補正画像を分割してもよいし、放射線検出器 20 の機械的・電氣的な特性に基づく検出精度に応じて分割する判定画

10

20

30

40

50

像のサイズを変更して補正画像を分割することも可能である。例えば、検出精度の高い高分解能の放射線検出器 20 の場合、画像分割処理部 120 は補正画像を小さい画像サイズ（第 1 の画像サイズ）の判定画像に分割する。検出精度の低い低分解能の放射線検出器 20 の場合、画像分割処理部 120 は補正画像を第 1 の画像サイズよりも大きい画像サイズ（第 2 の画像サイズ）の判定画像に分割する。検出精度の低い放射線検出器 20 を用いる場合であっても、分割する領域のサイズを大きくすることで、比較処理に用いる判定画像内のサンプル数（画素数）を増やすことができ、より安定した統計処理を行うことが可能になる。

【0025】

画像分割処理部 120 により分割された複数の領域の画像を判定画像群と呼び、判定画像群の中の 1 つの領域の画像を、異常の有無の判定対象となる判定画像と呼ぶ。

10

【0026】

画像分割処理部 120 により判定画像に含まれる画素数が少ない場合、後の処理（ステップ S205、S206）で求めるヒストグラムの精度がノイズの影響を強く受ける可能性がある。このため、ステップ S203（画像統合可否判定処理）により統合可能な判定画像を判定し、ステップ S204（画像統合処理）によりステップ S203 で統合可能と判定された領域を統合する。

【0027】

まず、ステップ S203 で、判定処理部 130 は、図 8 に示すように隣り合う判定画像において、それぞれの判定画像の特徴量を求め、特徴量が閾値範囲以内の場合、隣り合う判定画像を統合可能と判定する。一方、特徴量が閾値範囲を超える場合、判定処理部 130 は統合不可能と判定する。例えば、この判定処理は、隣り合う判定画像同士において、一方の判定画像の画素値の平均値を特徴量とし、他方の判定画像の画素値の平均値 ± 標準偏差を閾値範囲とする。このとき、判定処理部 130 は、閾値範囲以内に一方の判定画像の特徴量が入るか否かにより、隣り合う判定画像同士が統合可能か否かを判定する。

20

【0028】

ステップ S204 で、画像統合処理部 140 は、先のステップ S203 の判定処理で求めた判定結果に従い、統合可能と判断された判定画像同士を統合する。画像統合処理部 140 により統合された画像群を、以降、判定画像群と呼ぶ。複数の判定画像により構成される判定画像群は基準ヒストグラムを作成するための基準となる領域（基準領域）であり、基準領域の画像の画素サンプル数を増やすことで、精度のよい基準ヒストグラムの作成が可能になる。

30

【0029】

次に、判定画像群それぞれに対し、基準とするヒストグラム（以降、基準ヒストグラムと呼ぶ）と判定画像のヒストグラム（以降、判定画像ヒストグラムと呼ぶ）の作成と比較を行う。

【0030】

ステップ S205 で、ヒストグラム作成処理部 150（取得部）は、基準となる領域（判定画像群）それぞれについて、画素値のばらつきを示す情報（基準情報）を取得する。そして、ヒストグラム作成処理部 150（取得部）は、取得した画素値のばらつきを示す情報（基準情報）を用いて、画素値と頻度との関係を示す、基準となるヒストグラム（以降、基準ヒストグラムと呼ぶ）を作成する。ヒストグラム作成処理部 150（取得部）は判定画像の画素値の平均値と標準偏差から正規分布の確立分布に画素数を積算（式 3）することによって基準ヒストグラムを作成する。尚、正規分布の代わりにポアソン分布を用いてもよい。

40

【0031】

【数 3】

$$H_s(v) = \frac{N}{\sqrt{2\pi}\sigma^2} \exp\left(-\frac{(v-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \quad \dots (式 3)$$

【0032】

ここで、 v は画素値、 $H_s(v)$ は画素値 v のヒストグラムの頻度、 N は判定画像の画素数、 σ は判定画像の画素値の標準偏差、 μ は判定画像の画素値の平均値を示す。

【0033】

ステップS206で、ヒストグラム作成処理部150は、異常の有無の判定対象となる判定画像の画素値のばらつきを示す情報（判定情報）を取得する。そして、ヒストグラム作成処理部150は取得した画素値のばらつきを示す情報（判定情報）と上記の(式3)を用いて、画素値と頻度との関係を示す、判定画像のヒストグラム（以降、判定画像ヒストグラムと呼ぶ）を作成する。

10

【0034】

比較処理部160は、基準情報と判定情報とを用いた比較処理により、判定画像に異常が含まれるか否かを判定する。比較処理において、比較処理部160は基準ヒストグラムと判定画像ヒストグラムの比較を行い、判定画像に異常があるか否かを判定する。比較処理部160は、以下に例示する3つの比較処理1、2、3をステップS207、S209、S211の処理として実行する。以下の説明では、比較処理1をステップS207の処理とし、比較処理2をステップS209の処理とし、比較処理3をステップS211の処理として説明するが、比較処理の実行順は、この例に限定されるものではない。比較処理1、2、3は順不同でよい。

20

【0035】

（比較処理1）

ステップS207で、比較処理部160は、基準ヒストグラムの極大値の数と判定画像ヒストグラムの極大値の数とを比較する。極大値の数が異なっている場合に異常と判定し、極大値の数が同じ場合に正常と判定する。

【0036】

極大値の数を算出する方法として、比較処理部160は、例えば、ヒストグラムを移動平均やガウシアンフィルタ等で平滑化し、1次微分で正の値から負の値が切り替わる回数を極大値の数として求めることができる。図4(a)は、異物のある判定画像ヒストグラムと、正規分布で近似した基準ヒストグラムとを例示し、図4(b)はヒストグラムの微分した結果を例示している。図4(a)のように、判定画像ヒストグラムは、異物によって画素値が低下し、異物の無い領域と異物の有る領域とについて極大値が2つ存在する。これに対して基準ヒストグラムは判定画像の平均値と標準偏差をもつ場合の正常なヒストグラムを示すため、一つの極大値しか持たない。判定画像ヒストグラムと基準ヒストグラムに対し、微分処理を行うと図4(b)のようなグラフが得られる。このグラフの正値から負値に変化する回数をカウントすることで極大値の数を取得できる。図4(b)の場合、判定画像ヒストグラムには2つの極大値 P_{o1} 、 P_{o2} がある。基準ヒストグラムには1つの極大値 P_{s1} しか無く、極大値の数が異なるため、判定画像に異物があることが分かる。比較処理部160は判定ヒストグラム（判定情報）から取得した極大値の数が、基準ヒストグラム（基準情報）から取得した極大値の数と一致する場合、判定画像を正常と判定する。一方、基準ヒストグラム（基準情報）から取得した極大値の数と異なる場合、比較処理部160は判定画像に異常が含まれると判定する。

30

40

【0037】

比較処理1のステップS207において、異常と判定された場合、処理はステップS208に進められる。出力処理部170は、比較処理1の異常判定結果を出力する（異常出力処理1）。出力処理部170は異常出力処理1として、例えば、図4(a)の基準ヒストグラム及び判定画像ヒストグラム、図4(b)ヒストグラムの微分結果、極大値の数の

50

比較結果を表示するように表示部 40 を制御することができる (S 2 1 4)。また、出力処理部 170 は、異常出力処理 1 として、操作者に異常の判定を通知するためのメッセージを表示するように表示部 40 を制御することも可能である (S 2 1 4)。

【 0 0 3 8 】

比較処理 1 のステップ S 2 0 7 において、正常と判定された場合、処理はステップ S 2 0 9 の比較処理 2 に進められる。

【 0 0 3 9 】

(比較処理 2)

ステップ 2 0 9 で、比較処理部 160 は、判定画像ヒストグラム of 画素値の閾値以下の画素値を持つ画素数が、画素値の閾値以下の画素値を持つ基準ヒストグラムの画素数の総和を超えた場合に判定画像は異常と判定する。また、比較処理部 160 は判定画像ヒストグラムの画素値の閾値以下の画素値を持つ画素数が画素数の閾値以下の場合に正常とする。

10

【 0 0 4 0 】

例えば、比較処理部 160 は画素値の閾値を判定画像から、画素値の平均値と標準偏差を取得し、取得した平均値と標準偏差から (式 4) の計算で画素値の閾値を取得する。

【 0 0 4 1 】

【 数 4 】

$$B_v = \mu - A_v \cdot \sigma \quad \cdots (式 4)$$

20

【 0 0 4 2 】

ここで、 B_v は画素値の閾値、 μ は判定画像の画素値の平均値、 σ は判定画像の画素値の標準偏差、 A_v は係数を示す。尚、係数 A_v は任意の数値でよいが、基準ヒストグラムが正規分布で近似された場合は 2 から 4 程度が望ましい。

【 0 0 4 3 】

次に、比較処理部 160 は、基準ヒストグラムにおいて、画素値の閾値 B_v 以下である画素数の総和 (画素数の閾値) を (式 5) を用いて取得する。

【 0 0 4 4 】

【 数 5 】

$$B_{pix} = A_{pix} \cdot P_s \quad \cdots (式 5)$$

30

【 0 0 4 5 】

ここで、 B_{pix} は画素数の閾値を示し、 P_s は画素値の閾値 B_v 以下の画素値の基準ヒストグラムの総和 (画素数)、 A_{pix} は係数を示す。係数 A_{pix} として、例えば、1 . 0 以上の値を使用することができる。また、係数 A_{pix} は実装するシステムまたは装置において、異物の無い場合に取りうる値を統計的に求めて設定することができる。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示したように、異物のある判定画像ヒストグラムと、基準ヒストグラムとでは、画素値の閾値 B_v 以下の判定画像ヒストグラムの画素数は、基準ヒストグラムの画素数 (画素数の閾値) を超えている。画素数の閾値を求める係数 A_{pix} の適切な設定により、判定画像が異常であるか正常であるかの判別を正確に行うことができる。

40

【 0 0 4 7 】

比較処理部 160 は判定ヒストグラム (判定情報) において閾値以下の画素値を持つ画素数が、基準ヒストグラム (基準情報) において画素値の閾値以下の画素値を持つ画素数以下の場合、比較処理部 160 は判定画像を正常と判定する。一方、判定ヒストグラムにおいて閾値以下の画素値を持つ画素数が、基準ヒストグラムにおいて画素値の閾値以下の画素値を持つ画素数を超えた場合、比較処理部 160 は判定画像に異常が含まれると判定する。

50

【 0 0 4 8 】

比較処理 2 のステップ S 2 0 9 において、異常と判定された場合、処理はステップ S 2 1 0 に進められる。出力処理部 1 7 0 は、比較処理 2 の異常判定結果を出力する（異常出力処理 2）。出力処理部 1 7 0 は、例えば、図 5 のヒストグラム、基準ヒストグラムにおける画素数の閾値 B_{pix} 、判定画像ヒストグラムの画素数の比較結果を表示するように表示部 4 0 を制御することができる（S 2 1 4）。また、出力処理部 1 7 0 は、異常出力処理 2 として、操作者に異常の判定を通知するためのメッセージを表示するように表示部 4 0 を制御することも可能である（S 2 1 4）。

【 0 0 4 9 】

比較処理 2 のステップ S 2 0 9 において、正常と判定された場合、処理はステップ S 2 1 1 の比較処理 3 に進められる。

10

【 0 0 5 0 】

（比較処理 3）

ステップ S 2 1 1 で、比較処理部 1 6 0 は、基準ヒストグラムと判定画像ヒストグラムとの相関を示す係数（相関係数）を（式 6）により取得する。比較処理部 1 6 0 は（式 6）で取得した相関係数が閾値以上の場合に判定画像を正常と判定し、閾値未満の場合に判定画像を異常と判定する。閾値は実装するシステムまたは装置において、異物の無い場合に取りうる値を統計的に求めて設定することができる。

【 0 0 5 1 】

【数 6】

20

$$C = \frac{\sum_{i=V_{\min}}^{V_{\max}} (H_s(i) - \mu)(H_o(i) - \mu)}{\sqrt{\sum_{i=V_{\min}}^{V_{\max}} (H_s(i) - \mu)^2} \sqrt{\sum_{i=V_{\min}}^{V_{\max}} (H_o(i) - \mu)^2}} \cdots (\text{式 6})$$

【 0 0 5 2 】

ここで、C は相関係数、Vmax, Vmin はそれぞれ判定画像の画素値の最大値と最小値、 $H_s(i)$ は画素値 i の基準ヒストグラムの頻度、 $H_o(i)$ は画素値 i の判定画像ヒストグラムの頻度、 μ は判定画像の画素値の平均値を示す。（式 6）は共分散をそれぞれの標準偏差で割ったものである。

30

【 0 0 5 3 】

比較処理 3 のステップ S 2 1 1 において、異常と判定された場合、処理はステップ S 2 1 2 に進められる。出力処理部 1 7 0 は、比較処理 3 の異常判定結果を出力する（異常出力処理 1）。出力処理部 1 7 0 は、異常出力処理 3 として、例えば、相関係数の比較結果を表示するように表示部 4 0 を制御することができる（S 2 1 4）。また、出力処理部 1 7 0 は、異常出力処理 3 として、操作者に異常の判定を通知するためのメッセージを表示するように表示部 4 0 を制御することも可能である（S 2 1 4）。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 2 0 7、S 2 0 9、S 2 1 1 の比較処理結果 1、2、3 の実行順は順不同であり先の説明の実行順に限定されるものでなはない。比較処理結果 1、2、3 の実行順が変わった場合、その比較処理結果に対する異常出力処理 1、2、3 の実行順も比較処理結果 1、2、3 の実行順に合わせて変更される。

40

【 0 0 5 5 】

ステップ S 2 0 7、S 2 0 9、S 2 1 1 における比較処理 1、2、3 の全てで正常と判定された場合、処理はステップ S 2 1 3 に進められる。出力処理部 1 7 0 は、比較処理 1、2、3 の正常判定の結果を出力する（正常出力処理）。出力処理部 1 7 0 は正常出力処理として、比較処理 1、2、3 の処理結果として、操作者に正常の判定を通知するためのメッセージを表示するように表示部 4 0 を制御することが可能である。また、通知に対する操作者の確認の煩雑さを軽減するために、異常があった場合のみ異常出力処理 1、2、3 で通知するようにして、正常と判定された場合は操作者にメッセージを出さないように

50

することも可能である。ステップS 2 1 4で、出力処理部 1 7 0は表示部 4 0を制御して、比較処理 1、2、3の比較処理の結果を表示する。本実施形態によれば、画像データに含まれるノイズに近い画素値を示す異常（異物）を検知することが可能になる。放射線減衰の低い異物を混入してゲイン画像を撮影してしまっても、適切に異物を検知することができる。

【 0 0 5 6 】

（第2実施形態）

本発明の第2実施形態に係る画像処理（異物検知処理）の流れを図3Aにより説明する。図2の処理と同様の処理については同一のステップ番号を付し、説明を省略する。また、図3Bは本実施形態の画像処理装置33の機能構成を示す図であり、第1実施形態の判定処理部130（図1B）に代わり、平均値シフト処理部135を有する点で相違する。ステップS 2 0 1で、画素値補正処理部110は第1実施形態と同様に（式1）、（式2）を用いて画素値の補正を行う。そして、ステップS 2 0 2で、画像分割処理部 1 2 0は先のステップS 2 0 1で求めた補正画像を複数の領域に分割する。

10

【 0 0 5 7 】

ステップS 3 0 1で、平均値シフト処理部135は、（式7）を用いて、図6に示すように分割前の補正画像の画素値の平均値に合わせるように、それぞれの判定画像の画素値の平均値を補正（シフト）する。

【 0 0 5 8 】

【数7】

20

$$V'_{cc}(x,y) = V_{cc}(x,y) - \mu_{cc} + \mu_c \quad \cdots \quad (\text{式7})$$

【 0 0 5 9 】

ここで、 x, y はそれぞれ画像のX軸とY軸の座標、 $V'_{cc}(x, y)$ は x, y 座標の平均値シフト後の判定画像の画素値を示す。 $V_{cc}(x, y)$ は x, y 座標の判定画像の画素値、 μ_{cc} は判定画像の平均画素値、 μ_c は補正画像の平均画素値を示す。

【 0 0 6 0 】

ステップS 3 0 2で、画像統合処理部140は、先のステップS 3 0 1の平均値シフト後の判定画像の全てを統合し、一つの画像とする。統計処理として、ヒストグラムの度数分布や標準偏差等の値を取得する場合、基準となる領域のサンプル数（画素数）は多いほうが、より安定した統計値を取得することができる。ステップS 3 0 2の処理により、判定画像の平均値をシフトさせ、判定画像同士の特徴量（画素値の平均値）を等しくして一つの画像とすることで、基準となる領域のサンプル数（画素数）を増やすことができ、より安定した統計処理を行うことが可能になる。

30

【 0 0 6 1 】

ステップS 3 0 2で統合された一つの画像は第1実施形態の判定画像群に対応し、統合された一つの画像を構成する判定画像は第1実施形態の判定画像に対応する。以降の基準ヒストグラム作成処理（ステップS 2 0 5）から検知結果表示処理（ステップS 2 1 4）までは、第1実施形態と同様である。

40

【 0 0 6 2 】

本実施形態によれば、画像データに含まれるノイズに近い画素値を示す異常（異物）を検知することが可能になる。放射線減衰の低い異物を混入してゲイン画像を撮影してしまっても、適切に異物を検知することができる。

【 0 0 6 3 】

（第3実施形態）

上記の各実施形態では、比較処理1、2、3を順不同に実行する構成を説明した。比較処理部160の処理の高速化を図るため、比較処理1、2、3のうちのいずれか1つの処理、または2つの比較処理の組合せ（例えば、比較処理1、2、比較処理1、3、または比較処理2、3）で比較処理を行うことも可能である。尚、2つの比較処理を組合せて実

50

行する場合でも、処理順は順不同である。

【 0 0 6 4 】

キャリブレーションを行う際、操作部 5 0 からの操作入力に応じで、表示部 4 0 のユーザーインタフェース（UI）の表示が切り替えられる。表示部 4 0 のUIには、比較処理 1、2、3 のうちのいずれか 1 つの処理、または 2 つの比較処理の組合せ、第 1 および第 2 実施形態における 3 つの比較処理 1、2、3 の組合せのいずれかにより比較処理を実行するかを選択するためのメニュー画面が表示される。操作者は、操作部 5 0 からの操作により、メニュー画面からいずれかの処理を選択することができる。本実施形態によれば、処理の高速化を図りつつ、画像データに含まれるノイズに近い画素値を示す異常（異物）を検知することが可能になる。

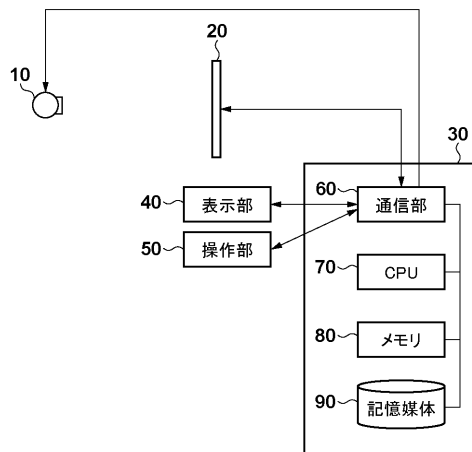
10

【 0 0 6 5 】

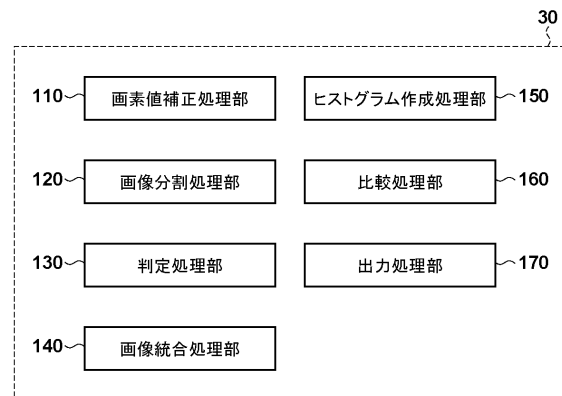
（その他の実施形態）

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（または CPU や MPU 等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

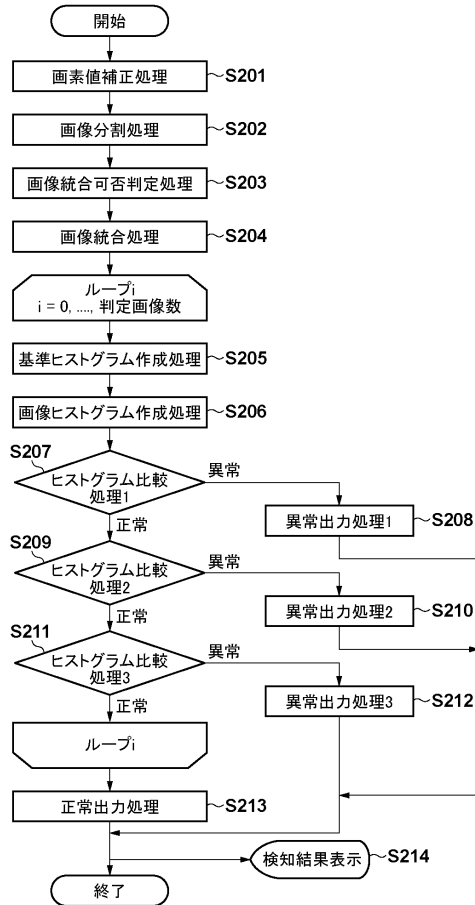
【 図 1 A 】



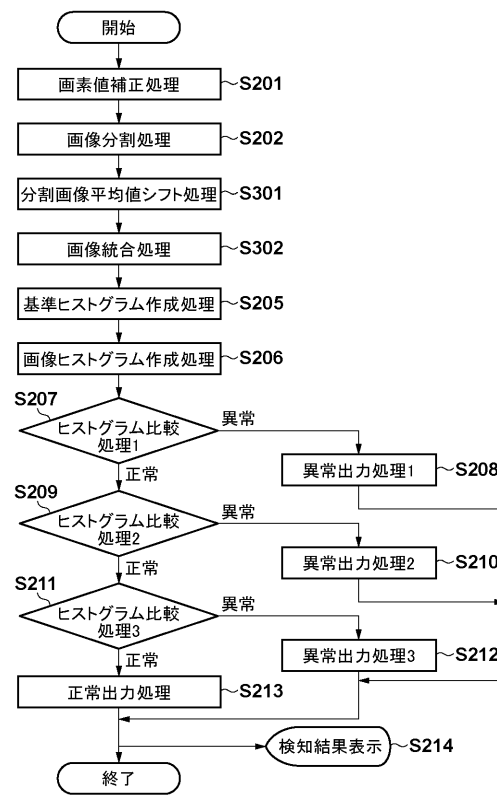
【 図 1 B 】



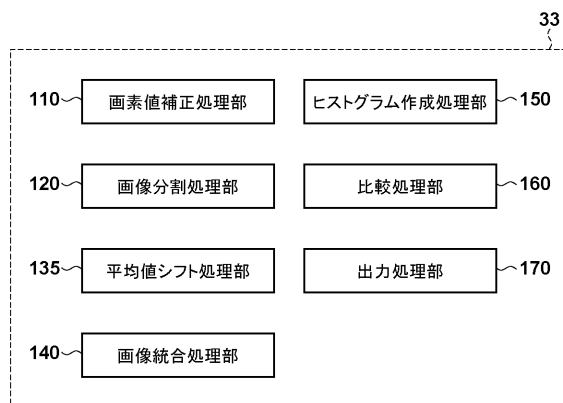
【図 2】



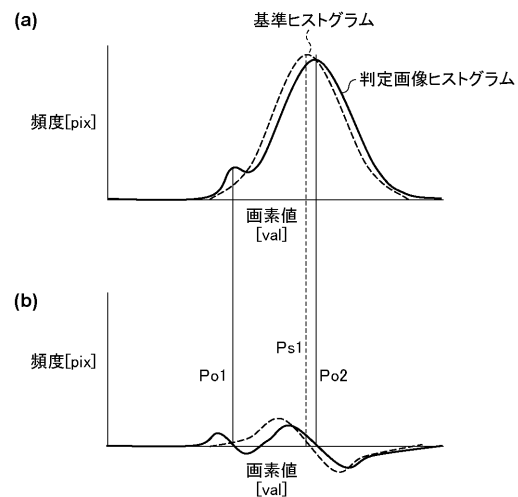
【図 3 A】



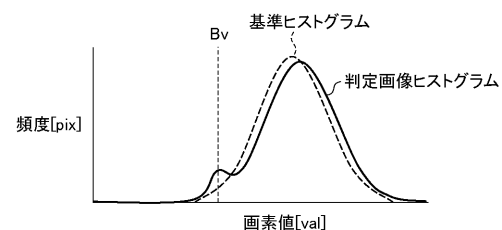
【図 3 B】



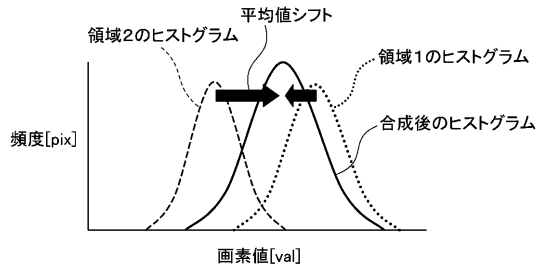
【図 4】



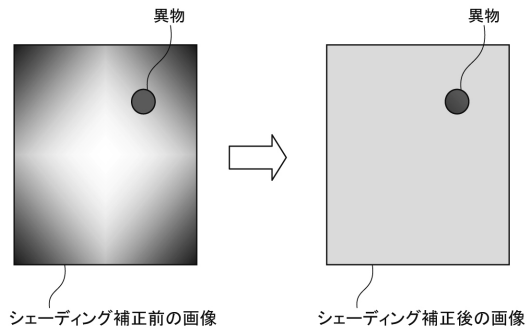
【図 5】



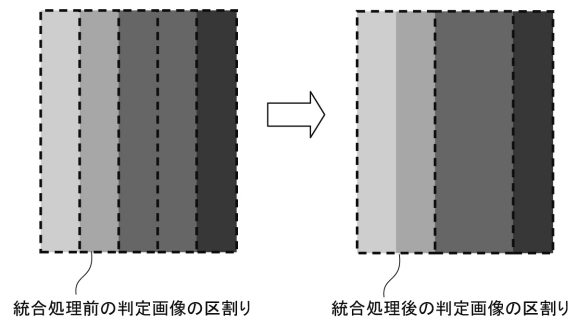
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 勝間田 真弥
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開2001-351091(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00

A61B 6/12