(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4033649号
(P4033649)
(45)発行日　平成20年1月16日(2008.1.16)　(24)登録日　平成19年11月2日(2007.11.2)

| (51)Int.Cl. | | | F I | | |
|---|---|---|---|---|---|
| A61B | 6/03 | (2006.01) | A61B | 6/03 | 360B |
| G01T | 1/00 | (2006.01) | G01T | 1/00 | B |
| G01T | 1/17 | (2006.01) | G01T | 1/17 | G |
| G01T | 7/00 | (2006.01) | G01T | 7/00 | C |
| G06T | 1/00 | (2006.01) | G06T | 1/00 | 290A |

請求項の数 2　(全 17 頁)　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2001-246399 (P2001-246399)
(22)出願日　平成13年8月15日 (2001.8.15)
(65)公開番号　特開2003-52687 (P2003-52687A)
(43)公開日　平成15年2月25日 (2003.2.25)
審査請求日　平成16年12月1日 (2004.12.1)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
(74)代理人　110000350
ポレール特許業務法人
(74)代理人　100068504
弁理士　小川　勝男
(74)代理人　100086656
弁理士　田中　恭助
(72)発明者　馬場　理香
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内
(72)発明者　植田　健
東京都千代田区内神田一丁目１番１４号
株式会社日立メディコ内
最終頁に続く

(54)【発明の名称】Ｘ線検査装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

検査対象に照射するＸ線を発生するＸ線発生装置、前記検査対象の透過Ｘ線画像を計測するＸ線検出装置と、前記Ｘ線検出装置の出力信号の演算処理を行ない前記検査対象の画像を求めるデータ処理装置とを具備し、前記データ処理装置は、（１）１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比（ｒ）を算出し、ｉ番目（ｉ：整数）に計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から（ｉ－１）番目に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算して、残像補正を実行する演算処理と、（２）前記Ｘ線発生装置および前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正するシステム感度補正量を算出して、前記（１）の演算処理の結果又は前記出力信号を、前記感度補正量で除算した結果を対数変換し、あるいは、対数変換した前記（１）の演算処理結果又は対数変換した前記出力信号から対数変換した感度補正量を減算して、システム感度の変化を補正する演算処理と、（３）Ｘ線が前記検査対象内を透過する距離に依存するＸ線のエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正量を算出し、対数変換した前記出力信号又は前記（２）の演算処理の結果に前記サイズ依存性補正量を乗算して、前記検査対象のサイズ依存性を補正する演算処理とを順に実行することを特徴とするＸ線検査装置。

【請求項２】

検査対象に照射するＸ線を発生するＸ線発生装置と、前記検査対象の透過Ｘ線画像を計測するＸ線検出装置と、前記Ｘ線検出装置の出力信号の演算処理を行ない前記検査対象の

画像を求めるデータ処理装置とを有し、前記データ処理装置は、（１）前記検査対象を置かずにＸ線を照射して計測されたエア画像、および前記透過Ｘ線画像から、それぞれ、Ｘ線を照射しないで計測されたオフセット画像を減算するオフセット補正を行なう演算処理と、（２）前記Ｘ線発生装置および前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正するシステム感度補正量を算出して、前記オフセット補正処理された前記透過Ｘ線画像の画素値と、前記オフセット補正処理された前記エア画像の画素値に前記感度補正量と係数ｓ（但し、０≦ｓ≦１）とを乗算した飽和判定値とを比較し、前記オフセット補正処理された前記透過Ｘ線画像の画素値が前記飽和判定値より大きい時に、前記オフセット補正処理された前記透過Ｘ線画像の画素値を前記エア画像の画素値に前記感度補正量を乗算した値に置換して、飽和値復元補正処理を行なう演算処理と、（３）前記飽和値復元補正処理がなされた前記出力信号を使用して、１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比（ｒ）を算出し、ｉ番目（ｉ：整数）に計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から（ｉ－１）番目に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算して残像補正する演算処理と、（４）前記（３）の演算処理の結果を前記感度補正量で除算した結果を対数変換する演算処理、もしくは対数変換した前記（３）の演算処理結果から対数変換した前記感度補正量を減算してシステム感度補正を行なう演算処理と、（５）前記（４）で得られた前記システム感度補正がなされた前記透過Ｘ線画像の画像から対数変換した前記エア画像を減算して不均一補正を行なう演算処理と、（６）Ｘ線が前記検査対象内を透過する距離に依存するＸ線のエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正量を算出し、前記（５）の演算処理の結果に前記サイズ依存性補正量を乗算してサイズ依存性補正を行なう演算処理とを順に実行することを特徴とするＸ線検査装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、透視装置、撮影装置、ＣＴ装置、マルチスライスＣＴ装置を含むコーンビームＣＴ装置、等のＸ線検査装置および検査方法に関する。

【０００２】

【従来の技術】

２次元Ｘ線検出器を用いてＸ線像の計測を行なう周知の装置として、透視装置、撮影装置、Ｘ線源と２次元Ｘ線検出器を被検体の周りに回転させながら回転撮影を行なう、マルチスライスＣＴ装置を含むコーンビームＣＴ装置がある。

【０００３】

これらの装置に使用される２次元Ｘ線検出器として、Ｘ線イメージインテンシファイア（以下、ＸＩＩと略記する）とテレビカメラを光学系を介して組み合わせたＸＩＩ－カメラ型Ｘ線検出器（例えば、「特開平１０－１９２２６７号公報」（従来技術１））、平面型Ｘ線検出器（例えば、「フラットパネル・ディテクタの動向」（稲邑清也、映像情報、ｖｏｌ．３１（４）、ｐｐ．１２５－１３０、１９９９年（従来技術２））、等がある。平面型Ｘ線検出器の例として、アモルファスシリコンフォトダイオード（ａＳｉＰＨＤ）とＴＦＴの対を正方マトリックス状に配置し、蛍光板を使用する例、アモルファスシリコン（ａＳｉ）ＴＦＴ上にアモルファスセレン（ａＳｅ）半導体を配置した例がある。螺旋スキャンを行なう１次元Ｘ線検出器を使用するＣＴ装置、及びコーンビームＣＴ装置も周知である。

【０００４】

ＣＴ装置及びコーンビームＣＴ装置では、複数の方向から得られた複数のデータのそれぞれに対して補正処理を施し、３次元再構成処理を実行し３次元像を得る３次元再構成アルゴリズムは周知である。コーンビームＣＴの再構成アルゴリズムは、「３次元イメージング」（斎藤恒雄、Medical Imaging Technology, vol.13(3), pp.183-188, 1995 （従来技術３））に記載されている。特に、フェルドカンプ法は、「Practical cone beam algorithm」（L. A. Feldkamp, Journal of Optical Society of America, vol.1(6), pp.612-6

19, 1984 （従来技術４））に記載されている。

【０００５】

ＣＴ装置及びコーンビームＣＴ装置では、３次元再構成像に対してボリュームレンダリング処理やサーフェスレンダリング処理を実行し、３次元情報が含まれた２次元像を作成し診断に用いる。（「ボリュームレンダリングの解剖学への応用」（鈴木雅隆、Medical Imaging Technology, vol.13(3), pp.195-201, 1995 （従来技術５））に記載されている。

【０００６】

透視装置、撮影装置により計測された画像、ＣＴ装置、コーンビームＣＴ装置により計測された再構成画像の画質を向上させるための種々の補正処理方法がある。従来技術１では、検出器のオフセットの補正処理、感度の不均一性の補正処理、幾何学的な歪の補正処理、飽和（ハレーション）の補正処理、拡散光成分の補正処理、散乱Ｘ線成分の補正処理、検出器の有効視野から被写体のはみ出しの補正処理等がなされている。また、従来技術１では、直前に計測された画像から次に計測されるであろう画像を推定し、推定された画像の値に従って次の計測条件を最適化する計測条件の制御がなされている。

【０００７】

Ｘ線画像を捕獲するフラットパネル・ディテクタ（ＦＰＤ）に特有の残像消去特性を撮影条件に応じて予め記憶しておき、その残像消去特性を用いて、残像レベルを画素単位で予測し、連続撮影による各画像から残像レベルの予測値を差し引きした画素値をメモリに記憶し、液晶ディプレイやレーザイメージャーに出力する方法が報告されている（「特開２０００－１７５８９２号公報」（従来技術６））。

【０００８】

Ｘ線間の左右の焦点から交互にＸ線を被検体にばく射して、被検体のステレオ透視を行なう画像処理方法及び装置が報告されている（「特開平０８－１３０７５２号公報」（従来技術７））。従来技術７では、右側の画像のデジタル信号Ｒ（又は左側の画像のデジタル信号Ｌ）に所定の係数Ｋを乗じて、Ｋ・Ｒ（又はＫ・Ｌ）を求め、１つ前の右側処理画像ＲＭ及び１つ前の左側処理画像ＬＭに所定の係数（１－Ｋ）を乗じて、ＲＭ（１－Ｋ）（又は、ＬＭ（１－Ｋ））を求め、加算信号Ｋ・Ｒ＋ＲＭ（１－Ｋ）（又は、Ｋ・Ｌ＋ＬＭ（１－Ｋ）を求め、１回前のばく射による同じ焦点側の画像と今回得られた画像とを重畳して、ノイズを低減している。従来技術７では、次に、加算信号Ｋ・Ｒ＋ＲＭ（１－Ｋ）（又は、Ｋ・Ｌ＋ＬＭ（１－Ｋ）から、１回前のばく射による画像信号ＲＭ（又はＬＭ）に、所定の係数ａを乗じた信号を減算し、Ｋ・Ｒ＋ＲＭ（１－Ｋ）－ａＬＭ（又は、Ｋ・Ｌ＋ＬＭ（１－Ｋ）－ａＲＭ）を求めて、１回前のばく射による画像に起因する残像を除去している。

【０００９】

固体撮像素子で発生する残像を信号処理で除去する残像除去方法が報告されている（「特開平０５－１５３５０３号公報」（従来技術８））。従来技術８では、現フィールドの信号を$S_{n-1}$フィールド前の信号を$S_{n-1}$、$S_{n-1}$に依存する残像係数をα（$S_{n-1}$）、入射光量に比例する信号を$X_n$とする時、残像が除去された信号$X_n$は、（式１）により与えられる。また、ホワイトバランス補正を行なった信号$S_n$’を（式２）により得ている。

$$X_n = S_n - \alpha(S_{n-1}) \cdot S_{n-1} \quad \cdots（式１）$$

$$S_n' = X_n + \alpha(S_n) \cdot S_n \quad \cdots（式２）$$

即ち、従来技術８では、１フィールド前の信号に信号の大きさに依存する残像係数を乗じた量を現フィールドの信号から差し引くことにより残像を除去した信号を得る。更に、ホワイトバランスをとるために現フィールドの信号に残像係数を乗じた値を加算している。

【００１０】

（式１）と同じ残像低減の処理を行なう画像表示装置が報告されている（「特許第０２７５２０８５号」（従来技術９））。従来技術９では、Ａ／Ｄ変換されたＸ線画像出力をフレーム毎に交互に記憶する第１、第２のフレームメモリを介したフレーム画像に対し残像除去係数を乗じたものを加算することにより、カメラによりフレーム毎に連続収集されたＸ線画像出力から、カメラの残像が除去される。

【００１１】
【発明が解決しようとする課題】
以下の説明では、透視装置、撮影装置により計測された画像、又は、ＣＴ装置、コーンビームＣＴ装置により計測された再構成画像を、単に画像という。
【００１２】
従来技術１では、画像の画質の向上のために画像の計測条件の制御がなされるため、画像の計測条件は画像毎に異なり、同じ検査対象の場合でも、画像の画素値が画像毎に異なるという問題があった。また、従来技術１では、画像の画質の向上のために、各種の補正処理が行われているが、画像の計測条件の制御による計測条件の変化が考慮されていないため、補正処理が正確になされないという問題があった。
【００１３】
従来技術８では、画像の画質の向上のために、前の画像から残像成分を推定し、現在の画像から減算して残像を補正しているが、残像補正処理により、信号に寄与するＸ線量子数が減少するために画像のＳ／Ｎが低下するという問題があった。
【００１４】
Ｘ線透視装置、撮影装置、ＣＴ装置、コーンビームＣＴ装置では、Ｘ線が検査対象を透過する際に検査対象により徐々に吸収され、Ｘ線のもつエネルギー分布は変化して行く。従来技術では、このエネルギー分布の変化を補正していないため、検査対象が同じ物質から構成される場合でも、Ｘ線が透過する距離、即ち、検査対象のサイズによって画像の画素値が異なるという問題があった。
【００１５】
従来技術では、上記のような問題の存在により同じ検査対象に対して画像毎の画素値が異なり、定量性が低下するという課題を有していた。この定量性の低下のために、同じ検査対象を計測する場合でも、画像毎に表示条件を調整する必要があるという課題を有していた。再構成画像の画素値はＸ線の吸収係数を示すＣＴ値であり、医師はＣＴ値に注目して診断を行なうので、再構成画像の定量性の低下により診断能が低下するという課題を有していた。
【００１６】
更に、再構成画像の定量性が低下することにより、再構成画像を用いるボリュームレンダリング処理やサーフェスレンダリング処理によるレンダリング画像を作成する際に、閾値の設定が困難となり、抽出対象以外の領域の重複、抽出対象の欠落が生じ、レンダリング画像の画質劣化を生じるという課題を有していた。
【００１７】
そこで、本発明の第１の目的は、定量性を向上させた画像が得られるＸ線検査装置及びＸ線検査方法を提供することにある。本発明の第２の目的は、画像の計測条件に依存するＸ線検査装置全体の感度（以下、システム感度という。）の変化、検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化、Ｘ線検出装置で生じる残像を考慮に入れて各種の補正処理を行ない、画像の定量性を向上させるＸ線検査装置及びＸ線検査方法を提供することにある。
【００１８】
【課題を解決するための手段】
本発明のＸ線検査装置は、検査対象に照射するＸ線を発生するＸ線発生装置、検査対象の透過Ｘ線画像を計測するＸ線検出装置と、Ｘ線検出装置の出力信号の演算処理を行ない検査対象の画像を求めるデータ処理装置とを有し、かつ、データ処理装置は、計測された出力信号に対して、Ｘ線検出装置で発生する透過Ｘ線画像の残像を補正する残像補正の演算処理と、画像の計測条件に依存するＸ線検査装置全体の感度の変化を補正するシステム感度補正の演算処理と、Ｘ線が検査対象内を透過する距離に依存するＸ線のエネルギー分布の変化を補正するサイズ依存性補正の演算処理とを実行する。
【００１９】
また、本発明のＸ線検査装置におけるデータ処理装置は、（１）１つの透過Ｘ線画像の計

測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回（ｉ番目に）計測された出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の出力信号の計測の１回前に（（ｉ－１）番目に）計測された出力信号をｒ倍した値を減算して残像処理を実行する演算処理と、（２）Ｘ線発生装置の動作条件及びＸ線検出装置の動作条件により定まる、透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正するシステム感度補正項（量）を算出して、（２ａ）上記（１）の演算処理の結果又は上記出力信号を、感度補正項で除算した結果を対数変換し、あるいは、（２ｂ）対数変換した上記（１）の演算処理結果又は対数変換した上記出力信号から対数変換した感度補正項を減算し、システム感度を補正する演算処理と、（３）Ｘ線が検査対象内を透過する距離（サイズ）に依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項（量）を算出し、対数変換した上記出力信号又は上記（２）の演算処理の結果にサイズ依存性補正項を乗算して検査対象のサイズ依存性を補正する演算処理とのうちの、１つ、又は、２つ、又は、３つの演算処理を実行する。上記（１）、（２）、（３）から選択された、１つ、又は、２つ、又は、３つの補正項目は、補正設定手段に設定される。また、検査対象の画像を計測する計測モードは、透視計測、撮影計測、ＣＴ計測、マルチスライスＣＴ計測、コーンビームＣＴ計測、螺旋スキャンＣＴ計測を含み、検査対象の画像を計測する際に選択された計測モードは、計測モード設定手段に設定される。更に、データ処理装置は、上記（１）の演算処理の結果に、今回の出力信号の計測の次に計測された出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。この時、係数ｗは、$w = r^2$、又は、$w = \{r^2/(1-r^2)\}$とする。

【００２０】

また、本発明のＸ線検査装置におけるデータ処理装置は、（１）検査対象を置かずにＸ線を照射して計測されたエア画像、及び上記透過Ｘ線画像からそれぞれ、Ｘ線を照射しないで計測されたオフセット画像を減算するオフセット補正処理を行なう演算処理と、（２）Ｘ線発生装置の動作条件及びＸ線検出装置の動作条件により定まる、上記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正する感度補正項を算出して、オフセット補正処理された上記透過Ｘ線画像の画素値と、オフセット補正処理されたエア画像の画素値にシステム感度補正項と係数ｓ（但し、$0 \leqq s \leqq 1$）とを乗算した飽和判定値とを比較し、オフセット補正処理された上記透過Ｘ線画像の画素値が飽和判定値より大きい時に、オフセット補正処理された上記透過Ｘ線画像の画素値をエア画像の画素値にシステム感度補正項を乗算した値に置換して、飽和値復元補正処理を行なう演算処理と、（３）飽和値復元補正処理がなされた出力信号を使用して、１つの透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の出力信号の計測の１回前に計測された出力信号をｒ倍した値を減算して残像補正する演算処理と、（４）上記（３）の演算処理の結果を感度補正項で除算した結果を対数変換する演算処理、又は、対数変換した上記（３）の演算処理結果から対数変換した感度補正項を減算してシステム感度補正を行なう演算処理と、（５）上記（４）で得られたシステム感度補正がなされた上記透過Ｘ線画像の画像から対数変換したエア画像を減算して不均一補正を行なう演算処理と、（６）検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、上記（５）の演算処理の結果にサイズ依存性補正項を乗算してサイズ依存性補正を行なう演算処理とを実行する。更に、データ処理装置は、上記（３）の演算処理の結果に、今回の出力信号の計測の次に計測された出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する演算を行ない、係数ｗは、$w = r^2$、又は、$w = \{r^2/(1-r^2)\}$である。

【００２１】

【発明の実施の形態】

図１は、本発明の実施例のＸ線検査装置に適用される補正処理の一例を示すフローチャートである。計測された検査対象の画像１０１に対して、（１）残像補正処理１０４、（２）対数変換処理１０７、（３）システム感度補正処理１０８、（４）サイズ依存性補正処理１１１がこの順に補正が実行され、検査対象の補正処理された画像１１３が得られる。画像１１３は３次元再構成処理に使用される。なお、画像１０１に対して、（１）残像補

正処理１０４、（２）システム感度補正処理１０８、（３）対数変換処理１０７、（４）サイズ依存性補正処理１１１の順に補正を行なっても良い。

【００２２】

補正処理に必要な補正パラメータは、画像の計測条件を記憶する計測条件ファイル、調整する画像の計測条件の各々と画像の画素値との関係を示す関係ファイルに記憶される各データ、１つの透過Ｘ線画像の計測時間当たりの、Ｘ線検出装置で発生する残像の減衰比ｒ、検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を表わすサイズ依存性テーブル等である。検査装置の構成要素及び幾何学的配置が変化しなければ、計測条件ファイルに記憶される各データ以外の補正パラメータは固定化される。即ち、装置の設置時に一度、計測及び算出すれば良い。

【００２３】

調整する画像の計測条件の各々と画像の画素値との関係は、数式化、又は、テーブル化して保存される。上記の関係を数式化することにより演算が容易となり、ファイルサイズを小さくでき、その結果、演算処理が高速化できる。上記の関係をテーブル化することにより複雑な関係に対応できる。

【００２４】

計測条件ファイルは、画像の計測時に作成される。計測条件ファイルには、角度毎に計測される画像の計測条件が記憶される。画像の計測条件は、Ｘ線発生装置を動作させる条件（Ｘ線パルス幅、Ｘ線管電流、Ｘ線管電圧等）、Ｘ線検出装置を動作させる条件（ゲイン、光学系のパラメータ等）、幾何学的条件（Ｘ線管の焦点、検査対象、Ｘ線検出装置のＸ線入射面の相対位置関係）、散乱Ｘ線遮蔽用グリッドの構成条件等である。計測条件ファイルと関係ファイルを用いて、画像の計測条件に依存するＸ線検査装置全体の感度の補正項（システム感度補正項）を算出する。

【００２５】

（残像補正処理の説明）

まず、計測された検査対象の画像１０１に対して、残像補正処理１０４を行なう。Ｘ線検出装置で生じる残像は時間と共に指数関数的に減少する。ｉフレーム（ｉ：整数）でＸ線を照射してＸ線検出装置で計測された画像データを$d_i$、次に、（ｉ＋１）フレームでＸ線を照射しないでＸ線検出装置で計測された画像データを$d_{i+1}$とする時、１フレーム（１つの透過Ｘ線画像）の計測時間当りの残像の減衰比ｒは、（式３）により各画素毎に算出される。

$$r = d_{i+1} / d_i \quad \cdots（式３）$$

前述の従来技術８および９では、前の画像データから残像成分を推定し、現在の画像データから減算している。即ち、従来技術８および９では、ｉ番目（今回）による計測による画像データを$d_i$とすると、残像補正処理されたｉ番目に計測された画像データ$f_i$は、（式１）と同じく（式４）で示される。

$$f_i = d_i - r \cdot d_{i-1} \quad \cdots（式４）$$

これに対し、本発明の実施例での残像補正処理は以下のように行われる。（式５）に示すように、（ｉ－１）番目（今回の画像データの計測の１回前）に計測された画像データをｒ倍して残像成分（$r \cdot d_{i-1}$）を推定し、ｉ番目（今回）の計測による画像データを（１＋ｒ）倍した値から残像成分を減算する。

$$f_i = (1 + r) \cdot d_i - r \cdot d_{i-1} \quad \cdots（式５）$$

（式４）と（式５）を比較すると、（式５）では、（式４）の右辺に$r \cdot d_i$の信号が付加されている。（式５）の右辺の、$r \cdot d_i$の信号は、$d_i \quad d_{i-1}$と仮定する時、（ｉ－１）番目の計測による残像により、ｉ番目（今回）計測で損失した信号の推定補正成分に相当する。その結果、（式５）では、残像補正処理前と同等の信号レベルを維持でき、残像補正処理によるＳ／Ｎの低下を防止できる。また、（式５）では、今回の画像データの計測の１回前に計測された画像データ、今回計測された画像データを用いて平滑化しているので、Ｓ／Ｎを向上できる。

【００２６】

本発明の実施例の別の残像補正処理は以下のように行われる。（式５）の右辺に、更に、（ｉ＋１）番目に計測された画像データをｗ倍した値を加算する。（式６）では、今回の画像データの計測の１回前に計測された画像データ、今回計測された画像データ、今回の画像データの計測の次に計測された画像データを用いて平滑化しているので、（式５）による残像補正処理よりも、残像補正処理の精度を低下させずに信号を増大させてＳ／Ｎを向上できる。（式６）の右辺の第１項、$w \cdot d_{i+1}$は、（ｉ＋１）番目（今回の画像データの計測の次）の計測による画像データに含まれる、ｉ番目（今回）の計測による画像データの残像成分の推定補正成分に相当する。係式ｗは（式７）、又は（式８）により与えられる。なお、（式５）、（式６）による残像補正処理は画像の全ての画素について行なう。

$$f_i = w \cdot d_{i+1} + (1 + r) \cdot d_i - r \cdot d_{i-1} \quad \cdots（式６）$$

$$w = r^2 \quad \cdots（式７）$$

$$w = \{ r^2 / (1 - r^2) \} \quad \cdots（式８）$$

（対数変換処理の説明）

残像補正処理された画像の全ての画素値を対数変換する（１０７）。

【００２７】

（システム感度補正処理の説明）

対数変換後の画像に対してシステム感度補正処理（１０８）を行なう場合には、対数変換後の画像の各画素値からシステム感度補正項（量）を減算する。対数変換後の画像の画素値から対数変換したシステム感度補正項を減算するので補正処理が容易であり、高速化が可能である。対数変換前の画像に対してシステム感度補正処理を行なう場合には、システム感度補正処理前の画像の各画素値をシステム感度補正項で除算する。以下、システム感度補正項の算出について説明する。

【００２８】

Ｘ線発生装置を動作させる条件（Ｘ線管電流、Ｘ線管電圧、Ｘ線パルス幅）と、透過Ｘ線を計測する条件（Ｘ線検出装置に於ける感度（ゲイン）、光学系のパラメータ）を用いて、システム感度補正項を算出する。画像の計測条件によってＸ線検査装置全体の感度（システム感度）が変化する。例えば、同じ検査対象の画像を計測する場合、システム感度が２倍である時、画像の画素値も２倍になる。

【００２９】

エア画像（検査対象を置かないで得た空気の透過Ｘ線画像）の計測時の感度をシステム感度の基準とする。即ち、エア画像の計測条件を基準計測条件として、エア画像の計測時の感度を基準感度とする。基準感度に対するシステム感度をシステム感度補正項と定義する。計測される画像毎に最適化される画像の計測条件が、各々線形特性をもつ、Ｘ線パルス幅、光学絞り、Ｘ線管電流である場合、計測される画像ｒに於けるシステム感度補正項（量）Ｓｒは（式９）で示される。なお、検査対象の画像の計測時の、Ｘ線パルス幅をｐｒ、光学絞り効率をｑｒ、Ｘ線管電流をｂｒとし、エア画像の計測時の、Ｘ線パルス幅をｐａ、光学絞り効率をｑａ、Ｘ線管電流をｂａとする。

$$Sr = (pr / pa)(qr / qa)(br / ba) \quad \cdots（式９）$$

システム感度補正項は、検査対象の画像を計測する各角度に於ける、基準計測条件の値に対する検査対象の画像の計測条件の値の比である。この比は、画像の画素値に換算される。即ち、基準計測条件で計測した画像の画素値の推定値を、実際に計測された画像の画素値で除算した結果である。基準計測条件として、エア画像の計測条件、又は、最初に計測する検査対象の画像の計測条件を用いる。

【００３０】

基準計測条件として、エア画像の計測条件を用いると、後述する飽和値復元補正処理の際に、エア画像を基準計測条件での画像へ変換する必要がなくなり演算処理が高速化できる。

【００３１】

基準計測条件として、最初に計測された検査対象の画像の計測条件を用いると、システム

感度補正項を算出する際にエア画像の計測条件を参照する必要がなくなり演算処理が簡素化できる。以下、エア画像の計測条件を基準計測条件としたシステム感度補正項を用いる。

【００３２】

（サイズ依存性補正処理の説明）

システム感度補正処理が実行された画像の画素値に対してサイズ依存性補正処理（１１１）を行なう。対数変換データＰ（ｘ）は（式１０）で示される。（式１０）に於いて、検査対象のサイズ（Ｘ線が検査対象内を透過する距離）ｘ、Ｘ線吸収係数の平均値μａｖｅ、ベーリンググレア補正処理及び散乱Ｘ線補正処理の誤差ｅ（ｘ）である。

Ｐ（ｘ）＝μａｖｅ・ｘ＋ｅ（ｘ）　　…（式１０）

検査対象の組成が均一であってもサイズｘが増大するとＸ線の平均エネルギーが増大するため、μａｖｅはｘが増大すると減少する。従って、ｘが増大すると、Ｐ（ｘ）はｘとの比例関係からはずれ、Ｐ（ｘ）は原点を通る直線から下に離れる。また、対数変換された画像に於けるベーリンググレア及び散乱線の影響は、ｘが増大するに従って増大する。従って、ベーリンググレア補正処理及び散乱線補正処理が不足である場合には、上記の比例関係からの乖離はより大きくなる。これらの結果、組成が均一な検査対象であっても、検査対象のサイズｘに依存してＸ線吸収係数μａｖｅが変化する。サイズ依存性補正処理は、以下のように行なう。

【００３３】

種々の値の直径ｘをもつ円柱状ファントムの円柱の対象軸に垂直な断面の画像を計測し、計測された画像に対して各種の補正処理を実行し、対数変換後の画像の画素の最大値を求める。直径ｘと画像の画素の最大値との関係式Ｐ（ｘ）を多項式フィッティングにより求める。関係式Ｐ（ｘ）の１次の項のみを抽出した式を求め、検査対象サイズｘに理想的に比例する対数変換データＰｃ（ｘ）とする。

【００３４】

図２は、本発明の実施例において計測された、アクリル製の枠内に水を詰めた円柱状ファントムを用いた場合の直径ｘと画像の画素の最大値との関係を示す図である。ｘが増大するに従って、計測される画像の画素の最大値は比例関係にある理想値Ｐｃ（ｘ）から乖離して行く。（式１１）に示すように、Ｐｃ（ｘ）と実際の対数変換データＰ（ｘ）との比をサイズ依存性補正項（量）Ｑ｛Ｐ（ｘ）｝と定義する。

Ｑ｛Ｐ（ｘ）｝＝Ｐｃ（ｘ）／Ｐ（ｘ）　　…（式１１）

サイズ依存性補正処理では、対数変換データＰ（ｘ）にサイズ依存性補正項Ｑを乗算する。Ｑをｘではなく Ｐ（ｘ）の関数として求めることにより、サイズ依存性補正処理は、入力Ｐ、出力Ｑのテーブル参照処理とすることができ、補正処理が簡略化、高速化できる。計測された画像の各画素値にサイズ依存性補正項を乗算する。

【００３５】

以上の演算処理により、計測された画像に対して、残像補正処理１０４、対数変換処理１０７、システム感度補正処理１０８、サイズ依存性補正処理１１１がなされた、補正処理された画像１１３が得られる。補正処理された画像１１３は、後述する図５に示す３次元再構成処理３１５に用いられる。

【００３６】

図３は、本発明の実施例における、ＸＩＩ－カメラ型Ｘ線検出器を用いたＸ線検査装置での補正処理の一例を示すフローチャートである。計測された画像１０１に対して、オフセット補正処理１０２、飽和値復元補正処理１０３、残像補正処理１０４、ベーリンググレア補正処理１０５、散乱Ｘ線補正処理１０６、対数変換処理１０７、システム感度補正処理１０８、不均一補正処理１０９、幾何学的歪補正処理１１０、サイズ依存性補正処理１１１、はみ出し補正処理１１２を行なう。これら補正処理により補正処理された画像１１３が、後述する図５に示す３次元再構成処理３１５に用いられる。

【００３７】

補正処理に必要な補正パラメータ、計測条件ファイル、関係ファイル、残像の減衰比ｒ、

サイズ依存性テーブル等の説明は前述の通りである。

【００３８】

（オフセット補正処理の説明）

まず、計測された画像１０１に対して、オフセット補正処理１０２を行なう。Ｘ線を照射せずに単数又は複数のオフセット画像を計測する。検査対象を置かずにＸ線を照射して単数又は複数のエア画像（空気の透過Ｘ線画像）を計測する。複数のオフセット画像の平均画像及び複数のエア画像の平均画像を用いることにより、補正処理の際にノイズの増加を抑止できる。オフセット画像及びエア画像の時間的変動が大きい場合には、オフセット画像及びエア画像を、検査対象の画像の計測時点に近い時点で計測するほど、補正処理の精度を向上できる。従って、検査対象の画像の計測の直前又は直後に計測することが望ましい。

【００３９】

検査対象の画像を計測する角度毎に、オフセット画像及びエア画像の変動、後述する歪テーブルの変動が大きい場合には、検査対象の画像を計測する角度毎に、オフセット画像及びエア画像の計測、歪テーブルの作成により、補正処理の精度を向上できる。

【００４０】

また、検査対象の画像を計測する幾つかの角度毎での、オフセット画像及びエア画像の計測、歪テーブルの作成を行なう。それ以外の角度では、最も近い角度に於けるオフセット画像及びエア画像、歪テーブルを用いる、又は、既に得られているオフセット画像及びエア画像、歪テーブルから推定して用いる。この結果、オフセット画像及びエア画像、歪テーブルの記憶に要するメモリを節約でき、補正処理の精度を向上できる。勿論、他の補正処理のパラメータについても変動が大きい場合にも、上記と同様にして同様の効果が得られる。

【００４１】

計測された画像に対するオフセット補正処理１０２では、計測された画像の各画素値からオフセット画像の画素値を減算してオフセット補正処理された計測された画像と、エア画像の各画素値からオフセット画像の画素値を減算してオフセット補正処理されたエア画像とが求められる。

【００４２】

以下の説明では、エア画像計測条件を基準計測条件としたシステム感度補正項（量）を用いる。

【００４３】

（飽和値復元補正処理の説明）

オフセット補正処理された計測された画像に対して飽和値復元補正処理１０３を行なう。各画素に於いて以下の処理を行なう。オフセット補正処理された計測された画像の画素値と、オフセット補正処理されたエア画像の画素値にシステム感度補正項と係数ｓ（但し、０≦ｓ≦１）とを乗算した飽和判定値とを比較する。オフセット補正処理された計測された画像の画素値が飽和判定値より大きければ、その画素は飽和していると判断して、オフセット補正処理された計測された画像の画素値を、エア画像の画素値にシステム感度補正項を乗算した値に置換する。

【００４４】

画像の計測に於ける統計的な変動を考慮すると、係数ｓを約０．８とする。係数ｓを１．０に近づけると、飽和領域の判定の精度を向上できる。係数ｓを０に近づけると、ノイズ等の変動の影響を受けにくくなり、安定した飽和領域の判定をできる。上記の置換により生じる画素値の不連続性を補正すると、再構成画像に於けるストリークアーチファクトを低減できる。上記の置換により生じる画素値の不連続性を補正しない場合、アーチファクトが発生しない領域で定量性の精度が向上できる。

【００４５】

（残像補正処理の説明）

飽和値復元補正処理された計測された画像に対して先述の残像補正処理１０４を行なう。

ここでは、（式８）に従って、各画素において、今回（ｉ番目に）計測された画像の画素値を（１＋ｒ）倍した値から、今回の画像の計測の１回前に（（ｉ－１）番目に）計測された画像の画素値をｒ倍した値を減算して、今回の画像の計測の次に（（ｉ＋１）番目に）計測された画像の画素値を｛$r^2$／（１－$r^2$）｝倍した値を加算する。同様にして、オフセット補正処理されたエア画像に対しても残像補正処理を行なう。

【００４６】

（拡散光（ベーリンググレア）補正処理の説明）

残像補正処理された計測された画像に対して拡散光補正処理１０５を行なう。残像補正処理が実行された計測された画像に拡散光点像分布関数をコンボリューションし、さらに拡散光強度比を乗算して拡散光成分像を求める。残像補正処理が実行された計測された画像から拡散光成分像を減算して、拡散光補正処理された計測された画像を求める。同様にして、残像補正処理されたエア画像に対しても拡散光補正処理を行なう。

【００４７】

（散乱Ｘ線補正処理の説明）

拡散光補正処理された計測された画像に対して散乱Ｘ線補正処理１０６を行なう。拡散光補正処理された計測された画像に散乱Ｘ線点像分布関数をコンボリューションし、更に散乱Ｘ線強度比を乗算して散乱Ｘ線成分像を求める。拡散光補正処理された計測された画像から散乱Ｘ線成分像を減算して、散乱Ｘ線補正処理された計測された画像を求める。

【００４８】

（対数変換処理の説明）

散乱Ｘ線補正処理された計測された画像、及び拡散光補正処理されたエア画像に対して対数変換処理１０７を行なう。

【００４９】

（システム感度補正処理の説明）

対数変換後の計測された画像に対して先述のシステム感度補正処理１０８を行なう。各画素に於いて、対数変換後の計測された画像の画素値からシステム感度補正項を減算する。

【００５０】

（不均一補正処理の説明）

システム感度補正処理された計測された画像に対して不均一補正処理１０９を行なう。各画素に於いて、システム感度補正処理された画像の画素値から対数変換後のエア画像を減算する。

【００５１】

（幾何学的歪補正処理の説明）

不均一補正処理された計測された画像に対して幾何学的歪補正処理１１０を行なう。歪テーブルは、各画素に於いて、歪が無い場合と有る場合の関係を示すテーブルである。例えば、歪テーブルは、歪が無い場合の任意の画素が歪がある場合にはどの画素に移動するかを記しており、任意の画素に歪テーブルに記された画素の値を設定する。

【００５２】

（サイズ依存性補正処理の説明）

歪補正処理された計測された画像に対して先述のサイズ依存性補正処理１１１を行なう。各画素に於いて、歪補正処理された画像の画素値にサイズ依存性補正項を乗算する。

【００５３】

（はみ出し補正処理の説明）

サイズ依存性補正処理された計測された画像に対してはみ出し補正処理１１２を行なう。

【００５４】

以上説明した種々の補正処理から、必要な補正処理を取捨選択できる。例えば、平面型Ｘ線検出器では、ベーリンググレア補正処理及び幾何学的歪補正処理は省略できる。不要な補正処理を省略して高速化できる。また、以上説明した種々の補正処理は順序を変更できる。

【００５５】

図４は、本発明の実施例のＸ線検査装置の構成例を示す図である。図４に示すＸ線検査装置は、Ｃアームを用いたコーンビームＣＴ計測装置の例である。検査対象２０３に照射するＸ線を発生させるＸ線発生装置のＸ線管２０１と、検査対象２０３を透過したＸ線による透過Ｘ線画像を計測するＸ線検出装置２０４と、Ｃアーム２０２によりＸ線管２０１及びＸ線検出装置２０４を対として固定し、Ｘ線管２０１及びＸ線検出装置２０４を検査対象２０３の周りで回転させる回転駆動装置２０８と、Ｘ線管２０１と回転駆動装置２０８とＸ線検出装置２０４とを制御して、Ｘ線検出装置２０４の出力を画像データとして収集するデータ収集装置２０５と、画像データの演算処理を行なうデータ処理装置２０６と、画像データ又は／及び演算処理された結果を表示する表示装置２０７とから構成される。

【００５６】

図４に示す装置構成に加えて、Ｘ線検出装置２０４の前面に散乱Ｘ線遮蔽用グリッドを配置しても良い。また、Ｘ線検出装置２０４の内部に作り込まれている散乱Ｘ線遮蔽用グリッドを使用しても良い。

【００５７】

複数方向からの検査対象の画像の計測を実行しない場合には、回転駆動装置２０８により特定の角度に設定された後は、回転駆動装置２０８を駆動させない。データ収集装置２０５、データ処理装置２０６、表示装置２０７等が一体化されたディスプレイを有する処理装置を使用しても良い。また、データ処理装置に、本発明の補正処理を実行するためのボード、チップ等が内蔵されていても良い。

【００５８】

図４に示す例では、Ｘ線検出装置２０４として、検出素子が２次元に配列した面状の平面型２次元Ｘ線検出器を使用している。例えば、蛍光板、ａＳｉＰＨＤ、ＴＦＴにより構成される周知の平面型２次元Ｘ線検出器、ａＳｉＴＦＴ上にａＳｅ半導体から構成される周知の平面型２次元Ｘ線検出器を使用できる。なお、平面型２次元検出器の代りに、１次元に検出素子を配列した１次元検出器を複数列並べたマルチロー検出器も使用できる。更に、Ｘ線検出装置として、ＸＩＩ、光学系、ＴＶから構成されるＸＩＩ－ＴＶカメラ型Ｘ線検出器、ＸＩＩ、光学系、ＣＣＤカメラから構成されるＸＩＩ－ＣＣＤカメラ型Ｘ線検出器も使用できる。

【００５９】

本発明の補正処理は、データ処理装置２０６で実行される。何れの補正処理を実行するかの情報は、補正設定手段（例えば、データ処理装置に配置されるスイッチ、ボタン、タッチパネル、あるいは、データ処理装置の表示画面に表示される画面のウインドウ）に設定される。本発明の実施例の代表的な補正処理である、（１）残像補正、（２）システム感度補正、（３）サイズ依存性補正処理の補正項目のちの選択された、１つ、又は、２つ、又は、３つの補正項目が補正設定手段に設定される。

【００６０】

図４に示すＸ線検査装置の構成例では、検査対象の画像を計測する計測モードとして、透視計測、撮影計測、ＣＴ計測、マルチスライスＣＴ計測、コーンビームＣＴ計測、螺旋スキャンＣＴ計測等の計測モードが可能である。検査対象の画像を計測する際に選択された計測モードは計測モード設定手段（例えば、データ処理装置に配置されるスイッチ、ボタン、タッチパネル、あるいは、データ処理装置の表示画面に表示される画面のウインドウ）に設定される。以下、代表的な画像計測モードとして、コーンビームＣＴ計測モードを例にとって説明する。

【００６１】

Ｘ線管２０１とＸ線検出装置２０４を回転駆動装置２０８により検査対象２０３の周囲で回転させてコーンビームＣＴ計測を行なう。または、Ｘ線管２０１とＸ線検出装置２０４を固定し、回転駆動装置２０８により検査対象２０３を回転させてコーンビームＣＴ計測を行なう。

【００６２】

図４に示す各装置は、データ収集装置２０５により制御され、検査対象２０３の画像の計

測を実行され画像データが取得される。データ収集装置２０５は、各装置の状態の検出、端末等の外部入力手段を用いた計測条件の入手、計測された画像を用いた計測条件の算出、各装置に対する条件の設定、画像の計測条件を記述した計測条件ファイルの作成等を行なう。

【００６３】

図５は、本発明の実施例において、コーンビームＣＴ計測を行なうＸ線検査装置における補正処理を含む処理の例を示すフローチャートである。Ｃアーム２０２を回転開始角度に移動させる（３０１）。Ｘ線発生装置、Ｘ線検出装置、回転駆動装置等のスタンバイ情報を確認する（３０２）。Ｃアームの回転を開始させる（３０３）。Ｃアームが画像計測を開始する角度に到達したことを検出し（３０４）、検査対象の画像１０１の計測を開始する。Ｃアームが画像を計測する角度に達したことを検出し（３０５）、Ｘ線管からＸ線を検査対象に照射し（３０６）、Ｘ線検出装置により検査対象の透過Ｘ線画像を計測し（３０７）、Ｘ線検出装置の出力信号を画像データとしてデータ収集し（３０８）、計測された画像データ及び計測条件を用いて、次の検査対象の計測条件を算出し（３０９）、求められた計測条件に従って、検査対象に照射するＸ線のパルス幅を調整して（３１０）、Ｘ線検出装置に於けるゲインを調整する（３１１）。Ｃアームが画像計測を終了する角度に到達したことを検出する（３１２）まで、３０５から３１１を繰り返す。Ｃアームが画像計測を終了する角度に到達したことを検出した時点で、Ｃアームの回転を終了する（３１３）。

【００６４】

データ処理装置２０６は、計測された画像データに対して、図１又は図３に示される補正処理３１４を実行し、補正処理された画像データ１１３を用いて３次元再構成処理３１５を実行し、３次元再構成画像に対してレンダリング処理３１６を実行してレンダリング画像を得る。表示装置２０７にレンダリング画像を表示する（３１７）。

【００６５】

図５に示す実施例では、角度毎に画像の計測条件に従って、Ｘ線パルス幅、Ｘ線検出装置に於けるゲインを調整する場合を示したが、Ｘ線パルス幅、Ｘ線検出装置に於けるゲインの何れか一方を調整しても良いし、又は、Ｘ線パルス幅、Ｘ線検出装置に於けるゲインの双方を一定としても良い。更に、Ｘ線管電圧、Ｘ線管電流、Ｘ線減弱フィルタの厚さ等を変更しても良い。図５に示す実施例では、パルスＸ線による画像の計測について説明したが、連続Ｘ線により画像の計測を行える。

【００６６】

Ｘ線検出装置２０４のゲイン調整法は、構成によって異なる。例えば、Ｘ線検出装置２０４が、ＸＩＩ、光学系、ＣＣＤカメラから構成される場合、光学系の内部に設置された光学絞りの開口面積によってゲイン調整が可能である。光学絞りは、ＣＣＤカメラに入射する光量を調節する。例えば、Ｘ線検出装置２０４が平面型２次元Ｘ線検出器の場合、検出素子の出力強度を調整するアンプによってゲイン調整が可能である。ゲイン調整はＡ／Ｄ変換器の入出力特性によっても可能である。

【００６７】

以上の説明では、ＸＩＩ－カメラ型Ｘ線検出器を用いたＸ線検査装置、Ｃアームを用いたコーンビームＣＴ計測装置を具体例にとって説明したが、本発明はこれらの実施例に限定されるものではない。本発明のＸ線検査装置は、透視計測、撮影計測、ＣＴ計測、マルチスライスＣＴ計測、コーンビームＣＴ計測、螺旋スキャンＣＴ計測の何れか計測モードで実行することが可能である。

【００６８】

以下、本発明のＸ線検査方法の構成例について説明する。本発明のＸ線検査方法は、Ｘ線発生装置から発生するＸ線を検査対象に照射して、前記検査対象の透過Ｘ線画像をＸ線検出装置により計測する工程と、前記Ｘ線検出装置の出力信号の演算処理を行ない前記検査対象の画像を求める工程とを有する。

【００６９】

本発明の第１のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、（１）１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の前記出力信号の計測の１回前に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算する演算処理と、（２）前記Ｘ線発生装置の動作条件及び前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正するシステム感度補正項を算出して、（１）の演算処理の結果を前記感度補正項で除算した結果を対数変換する演算処理、又は、対数変換した（１）の演算処理結果から対数変換した前記感度補正項を減算する演算処理と、（３）前記検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、（２）の演算処理の結果に前記サイズ依存性補正項を乗算する演算処理とを含む。更に、（１）の演算処理の結果に、今回の前記出力信号の計測の次に計測された前記出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。係数ｗとして、$w=r^2$、又は、$w=\{r^2/(1-r^2)\}$を使用する。

【００７０】

本発明の第２のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の前記出力信号の計測の１回前に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算する演算処理を含む。更に、この演算処理の結果に、今回の前記出力信号の計測の次に計測された前記出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。係数ｗとして、$w=r^2$、又は、$w=\{r^2/(1-r^2)\}$を使用する。

【００７１】

本発明の第３のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、前記Ｘ線発生装置の動作条件及び前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正するシステム感度補正項を算出して、前記出力信号を前記感度補正項で除算した結果を対数変換する演算処理、又は、対数変換した前記出力信号から対数変換した前記感度補正項を減算する演算処理を含む。

【００７２】

本発明の第４のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、対数変換した前記出力信号に前記サイズ依存性補正項を乗算する演算処理を含む。

【００７３】

本発明の第５のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、（１）１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の前記出力信号の計測の１回前に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算する演算処理と、（２）前記Ｘ線発生装置の動作条件及び前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正する感度補正項を算出して、（１）の演算処理の結果を前記感度補正項で除算した結果を対数変換する演算処理、又は、対数変換した（１）の演算処理結果から対数変換した前記感度補正項を減算する演算処理とを含む。更に、（１）の演算処理の結果に、今回の前記出力信号の計測の次に計測された前記出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。係数ｗとして、$w=r^2$、又は、$w=\{r^2/(1-r^2)\}$を使用する。

【００７４】

本発明の第６のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、（１）前記Ｘ線発生装置の動作条件及び前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正する感度補正項を算出して、前記出力信号を前記感度補正項で除算した結果を対数変換する演算処理、又は、対数変換した前記出力信号から対数変換した前記感度補正項を減算する演算処理と、（２）前記検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、（１）の演算処理の結果に前記サイズ依存性補正項を乗算する演算処理とを含む。

【００７５】

本発明の第７のＸ線検査方法における前記演算処理を行なう工程は、（１）１つの前記透

過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の前記出力信号の計測の１回前に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算する演算処理と、（２）前記検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、対数変換した（１）の演算処理結果に前記サイズ依存性補正項を乗算する演算処理とを含む。更に、（１）の演算処理の結果に、今回の前記出力信号の計測の次に計測された前記出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。係数ｗとして、$w=r^2$、又は、$w=\{r^2/(1-r^2)\}$ を使用する。

【００７６】

本発明の第８のＸ線検査方法は、Ｘ線発生装置から発生するＸ線を検査対象に照射して、前記検査対象の透過Ｘ線画像をＸ線検出装置により計測する工程と、前記検査対象の画像を求めるために、前記Ｘ線検出装置の出力信号の演算処理を行なう工程とを有し、前記演算処理を行なう工程は、（１）前記検査対象を置かずにＸ線を照射して計測されたエア画像、及び前記透過Ｘ線画像からそれぞれ、Ｘ線を照射しないで計測されたオフセット画像を減算するオフセット補正処理を行なう演算処理と、（２）前記Ｘ線発生装置の動作条件及び前記Ｘ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正する感度補正項を算出して、前記オフセット補正処理された前記透過Ｘ線画像の画素値と、前記オフセット補正処理された前記エア画像の画素値に前記システム感度補正項と係数とを乗算した飽和判定値とを比較し、前記オフセット補正処理された前記透過Ｘ線画像の画素値が前記飽和判定値より大きい時に、前記オフセット補正処理された前記透過Ｘ線画像の画素値を前記エア画像の画素値に前記システム感度補正項を乗算した値に置換して、飽和値復元補正処理を行なう演算処理と、（３）前記飽和値復元補正処理がなされた前記出力信号を使用して、１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の前記出力信号の計測の１回前に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算して残像補正する演算処理と、（４）前記（３）の演算処理の結果を前記感度補正項で除算した結果を対数変換する演算処理、又は、対数変換した（３）の演算処理結果から対数変換した前記感度補正項を減算してシステム感度補正を行なう演算処理と、（５）（４）で得られた前記システム感度補正がなされた前記透過Ｘ線画像の画像から対数変換した前記エア画像を減算して不均一補正を行なう演算処理と、（６）前記検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、（５）の演算処理の結果に前記サイズ依存性補正項を乗算してサイズ依存性補正を行なう演算処理とを含む。更に、（３）の演算処理の結果に、今回の前記出力信号の計測の次に計測された前記出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。係数ｗとして、$w=r^2$、又は、$w=\{r^2/(1-r^2)\}$ を使用する。

【００７７】

本発明の第９のＸ線検査方法は、Ｘ線発生装置から発生するＸ線を検査対象に照射して、前記検査対象の透過Ｘ線画像をＸ線検出装置により計測する工程と、前記検査対象の画像を求めるために、前記Ｘ線検出装置の出力信号の演算処理を行なう工程とを有し、前記演算処理を行なう工程は、（１）１つの前記透過Ｘ線画像の計測時間当たりの残像の減衰比ｒを算出し、今回計測された前記出力信号を（１＋ｒ）倍した値から今回の前記出力信号の計測の１回前に計測された前記出力信号をｒ倍した値を減算して残像処理を実行する工程と、（２）前記Ｘ線発生装置の動作条件及びＸ線検出装置の動作条件により定まる、前記透過Ｘ線画像の計測条件を用いて、Ｘ線検査装置全体の感度を補正する感度補正項を算出して、（２ａ）（１）の演算処理の結果又は前記出力信号を、前記感度補正項で除算した結果を対数変換し、あるいは、（２ｂ）対数変換した（１）の演算処理結果又は対数変換した前記出力信号から対数変換した前記感度補正項を減算し、システム感度を補正する工程と、（３）前記検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化を示すサイズ依存性補正項を算出し、対数変換した前記出力信号又は（２）の演算処理の結果に前記サイズ依存性補正項を乗算して検査対象のサイズ依存性を補正する工程とのうちの、１つの工程、又は、２つの工程、又は、３つの工程を実行する。前記（１）、（２）、（３）の工程

から選択された、１つの工程、又は、２つの工程、又は、３つの工程を、補正設定手段に設定する工程を有する。また、前記検査対象の画像を計測する計測モードは、透視計測、撮影計測、ＣＴ計測、マルチスライスＣＴ計測、コーンビームＣＴ計測、螺旋スキャンＣＴ計測を含み、前記検査対象の画像を計測する際に選択された前記計測モードを、計測モード設定手段に設定する工程を有する。更に、前記演算処理を行なう工程は、（１）の工程の演算処理の結果に、今回の前記出力信号の計測の次に計測された前記出力信号に係数ｗを乗算した値を加算する。この時、係数ｗは、$w = r^2$、又は、$w = \{r^2 / (1 - r^2)\}$とする。

【００７８】

本発明によるＸ線検査方法は、透視計測、撮影計測、ＣＴ計測、マルチスライスＣＴ計測、コーンビームＣＴ計測、螺旋スキャンＣＴ計測の何れかの計測モードを実行するＸ線検査装置に適用可能である。

【００７９】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、定量性を向上させた画像が得られるＸ線検査装置及びＸ線検査方法を提供できる。また、本発明によれば、画像の計測条件に依存するＸ線検査装置全体の感度（システム感度）の変化、検査対象のサイズに依存するエネルギー分布の変化、Ｘ線検出装置で発生する残像を、補正処理し、更に、必要に応じて他の各種の補正処理を行ない、画像の定量性を向上させるＸ線検査装置及びＸ線検査方法を提供できる。更に、３次元再構成画像の定量性を向上できるので、レンダリング画像の画質向上が図れる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の実施例のＸ線検査装置に適用される補正処理の一例を示すフローチャート。

【図２】本発明の実施例において計測された、円柱状ファントムを用いた場合の直径ｘと画像の画素の最大値との関係を示す図。

【図３】本発明の実施例における、ＸＩＩ－カメラ型Ｘ線検出器を用いたＸ線検査装置での補正処理の一例を示すフローチャート。

【図４】本発明の実施例のＸ線検査装置の一構成例を示す図。

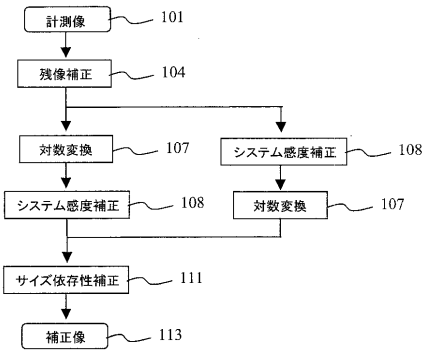
【図５】本発明の実施例における、コーンビームＣＴ計測を行なうＸ線検査装置に於ける補正処理を含む処理の例を示すフローチャート。

【符号の説明】

１０１…計測された画像、１０２…オフセット補正処理、１０３…飽和値復元補正処理、１０４…残像補正処理、１０５…ベーリンググレア補正処理、１０６…散乱Ｘ線補正処理、１０７…対数変換処理、１０８…システム感度補正処理、１０９…不均一補正処理、１１０…幾何学的歪補正処理、１１１…サイズ依存性補正処理、１１２…はみ出し補正処理、１０３…補正処理された画像、２０１…Ｘ線管、２０２…Ｃアーム、２０３…検査対象、２０４…Ｘ線検出装置、２０５…データ収集装置、２０６…データ処理装置、２０７…表示装置、２０８…回転駆動装置、３０１…回転開始角度移動、３０２…スタンバイ情報確認、３０３…回転開始、３０４…画像計測開始角度検出、３０５…画像計測角度検出、３０６…Ｘ線照射、３０７…透過Ｘ線画像の計測、３０８…データ収集、３０９…計測条件算出、３１０…パルス幅調整、３１１…ゲイン調整、３１２…画像計測終了角度検出、３１３…回転終了、３１４…補正処理、３１５…再構成処理、３１６…レンダリング処理、３１７…表示。

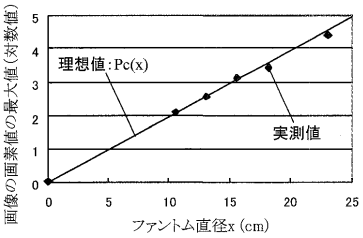
【図１】

図1



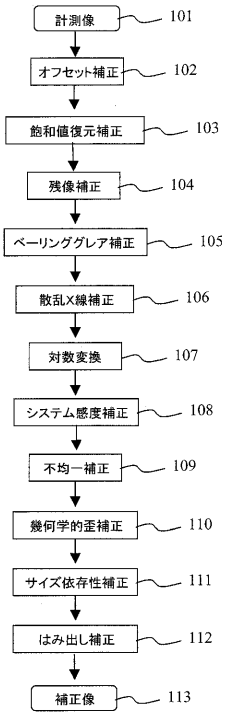

【図２】

図2



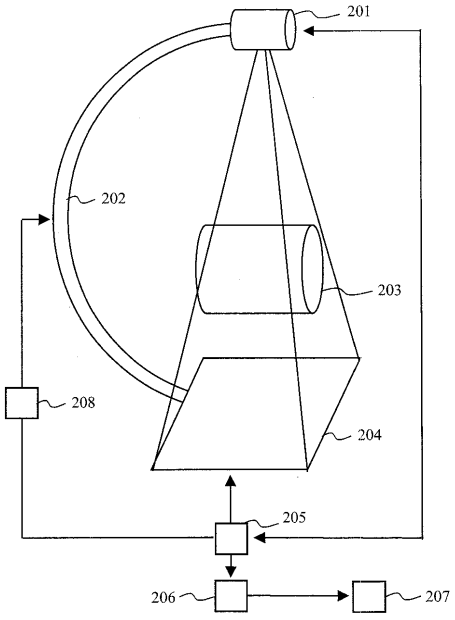

【図３】

図3



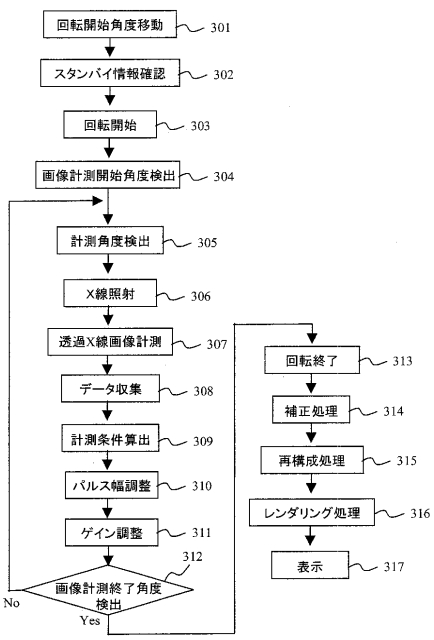

【図４】

図4




【図５】

図5



フロントページの続き

| (51)Int.Cl. | | | FI | | |
|---|---|---|---|---|---|
| ***G06T*** | ***5/00*** | ***(2006.01)*** | G06T | 1/00 | 460A |
| ***H04N*** | ***1/407*** | ***(2006.01)*** | G06T | 5/00 | 100 |
| ***H04N*** | ***7/18*** | ***(2006.01)*** | H04N | 1/40 | 101E |
| | | | H04N | 1/40 | 101B |
| | | | H04N | 7/18 | L |

審査官　安田　明央

(56)参考文献　特開平05－309086（JP，A）
特開昭61－098242（JP，A）
特開平10－043171（JP，A）
特開平09－248301（JP，A）
特開平06－142094（JP，A）
特開平07－124150（JP，A）
特開平07－039544（JP，A）

(58)調査した分野(Int.Cl.，DB名)

A61B　6/00-6/14
G01T　1/00
G01T　1/17
G01T　7/00
G06T　1/00
G06T　5/00
H04N　1/407
H04N　7/18