(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3620942号
(P3620942)
(45)発行日　平成17年2月16日(2005.2.16)　(24)登録日　平成16年11月26日(2004.11.26)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 6/00　A61B 6/00 320Z
A61B 6/03　A61B 6/03 330B

請求項の数 5　(全 31 頁)

(21)出願番号　特願平9-4986
(22)出願日　平成9年1月14日(1997.1.14)
(65)公開番号　特開平10-192267
(43)公開日　平成10年7月28日(1998.7.28)
審査請求日　平成14年5月10日(2002.5.10)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
(74)代理人　100083552
弁理士　秋田　収喜
(72)発明者　馬場　理香
東京都国分寺市東恋ケ窪一丁目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
東京都国分寺市東恋ケ窪一丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内

審査官　小田倉　直人

最終頁に続く

(54)【発明の名称】Ｘ線装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

Ｘ線を被検体に照射し、該被検体のＸ線像を得るＸ線装置において、Ｘ線を前記被検体に照射するＸ線照射手段と、前記被検体のＸ線像を得る撮像手段と、前記Ｘ線照射手段と前記撮像手段とを前記被検体の周りに回転する回転手段と、複数の方向から撮影した前記Ｘ線像から前記被検体の３次元画像を再構成する再構成手段と、一連の回転撮影の各角度で撮影に用いられる照射Ｘ線量の総和が一定となる条件の下で、前記被検体の前記各角度でのＸ線透過率の平方根に反比例するＸ線量を前記各角度の撮影に分配する照射線量制御手段とを具備し、前記被検体の３次元画像のＸ線相対ノイズを最小値に近づけることを特徴とするＸ線装置。

【請求項２】

請求項１に記載のＸ線装置において、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度に基づいて、前記撮像手段内におけるディジタル化する前のアナログ信号が所定値以下となるように照射Ｘ線量あるいは／および信号の増幅率を制御する信号制御手段を具備し、該信号制御手段は、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最大値に基づいて求めたＸ線透過率の平方根に反比例するように照射Ｘ線量の配分を求め、前記Ｘ線相対ノイズ値を設定することを特徴とするＸ線装置。

【請求項３】

請求項１に記載のＸ線装置において、前記照射線量制御手段は、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最小値に基づいて求めたＸ線透過率の平方根に反比例するように照射Ｘ線量

の配分を求め、前記Ｘ線相対ノイズ値を設定することを特徴とするＸ線装置。
【請求項４】
請求項１に記載のＸ線装置において、前記Ｘ線像は、直前に撮像した１以上のＸ線像であることを特徴とするＸ線装置。
【請求項５】
請求項１に記載のＸ線装置において、前記Ｘ線相対ノイズ値は、予め撮像した前記被検体のＸ線像、あるいは、前記被検体の体厚および横幅に関する情報を直接計測した計測情報と過去に撮影したＸ線画像から求めたＸ線透過率に基づいて設定されることを特徴とするＸ線装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、Ｘ線装置に関し、特に、検者が最も関心を払っている部位（着目領域）の撮像において、被検体に照射するＸ線量を低く抑えると共に、高画質のＸ線像を得ることが可能なＸ線装置に関するものである。
【０００２】
【従来の技術】
従来のＸ線装置には、Ｘ線管と２次元Ｘ線検出器を対にして被検体に対して種々の方向から被検体の２次元Ｘ線像を透視したり連続的に撮影するＸ線透視撮影装置があった。また、Ｘ線管と２次元Ｘ線検出器を対にして被検体の周囲を回転しながら、被検体の２次元Ｘ線透過像を連続的に撮影するＸ線回転撮影装置があった。これらのＸ線装置では、撮影によって得られた画像を実時間で表示したり、撮影後に連続的に表示することが可能であった。
【０００３】
また、前述するＸ線回転撮影装置を計測系として有し、画像処理系として３次元画像再構成手段を有するコーンビームＣＴ装置があった。この装置は、撮影した一連の２次元Ｘ線透過像から被検体内部のＸ線吸収係数の３次元分布を画像化することが可能である。
【０００４】
このほかには、１次元Ｘ線検出器または複数台の１次元検出器からなる検出器配列を有し、一度に１枚または複数枚のＸ線断層像を計測するＸ線ＣＴ装置があった。しかしながら、このＸ線ＣＴ装置では、Ｘ線吸収係数の３次元分布を画像化するためには繰り返し計測が必要であった。これに対して、コーンビームＣＴ装置は、多数枚のＸ線断層像を再構成するための２次元Ｘ線透過像を一度に収集できるので、より短時間で３次元画像を撮影することができるという特徴がある。
【０００５】
このようなコーンビームＣＴ装置には、たとえば、ＪＡＭＩＴ　Ｆｒｏｎｔｉｅｒ　’９５’誌２３～２８頁に開示される、２次元Ｘ線検出器にＸ線イメージインテンシファイアと光学レンズ系とテレビカメラとから構成される検出器を用いたコーンビームＣＴ装置があった。また、ＢＭＥ誌第３３巻特別号（第３４回日本ＭＥ学会大会論文集）１０９頁に開示される、２次元Ｘ線検出器に蛍光板と光学レンズ系とテレビカメラとから構成される検出器を用いるコーンビームＣＴ装置があった。
【０００６】
しかしながら、２次元Ｘ線検出器は、Ｘ線ＣＴ装置に用いられる１次元Ｘ線検出器に比較してダイナミックレンジが小さいので、検出器に入射するＸ線量の微少な差が計測系で検出できない。このため、２次元Ｘ線検出器は、１次元Ｘ線検出器に比較して計測データの濃度分解能が低かった。このため、コーンビームＣＴ装置によって得られた３次元画像の濃度分解能は、１次元Ｘ線検出器を有するＣＴ装置を用いて撮影した場合に比較して劣るものとなっていた。その結果、従来のコーンビームＣＴ装置では、被検体によるＸ線の吸収量が多くＸ線透過率が小さい被検体条件では画像化できず、画像化可能な最大被検体厚さが小さくなるという短所があった。

【０００７】
一方、２次元Ｘ線検出器を用いて回転撮影を行う場合の撮影条件は、原理的には一般のＸ線ＣＴ装置の場合と同一とすることも可能であった。さらには、２次元検出器を用いる回転撮影において、Ｘ線透過率が小さい被検体に対する濃度分解能を向上し、画像化可能な最大被検体厚さを増大するための従来技術として、一般にＸ線透視においてＸ線量を制御するために用いられている自動露出制御手段の転用が考えられていた。すなわち、被検体によるＸ線吸収率が大きい場合には、自動的にＸ線量を増大し画像のレベルを増加することにより、検出器のダイナミックレンジの狭さを補償するという考え方である。
【０００８】
この自動露出手段を用いたＸ線装置は、たとえば、日本放射線技術学会誌第４５巻第８号１０１４頁に開示されている。このＸ線装置では、２次元Ｘ線検出器を構成する光学レンズ系の内部に光センサを設置し、該光センサによりＸ線イメージインテンシファイアの出力蛍光面のある着目領域における平均輝度を計測し、光センサの出力値が一定となるようにＸ線管電圧を制御していた。
【０００９】
この自動露出手段の考え方を回転撮影装置あるいはコーンビームＣＴ装置に適用すると、所定の回転角度において被検体の体厚が増大して着目領域におけるＸ線吸収率が増大すると、光センサの出力値が低下する。これを補償するために自動的にＸ線管電圧を増加する制御を行うことにより、Ｘ線管から放射させるＸ線量を増大することによって、画像のレベルを増加する。したがって、２次元Ｘ線検出器のダイナミックレンジの狭さを補償できる。
【００１０】
また、一般のＸ線ＣＴ装置において、被検体に照射するＸ線量を低減するため撮影角度毎にＸ線量を変更するＸ線ＣＴ装置が特開昭５３－１２６２９１号公報に記載されている。このＸ線ＣＴ装置では、まず、予備計測として被検体のＸ線撮像を行う。次に、このＸ線像に基づいて、予め被検体の断面の形状あるいはＸ線吸収に関する情報（Ｘ線吸収情報）を作成する。本計測においては、この断面形状あるいはＸ線吸収情報に基づいて、Ｘ線管に印加する電圧の印加時間を制御することによって、検出器に入射するＸ線量を一定に保っていた。
【００１１】
【発明が解決しようとする課題】
本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。
【００１２】
コーンビームＣＴ装置に用いる回転撮影の計測系において、同一のＸ線量総和に対して着目領域の３次元画像のＳ／Ｎを向上するためには、Ｘ線量の配分と画像レベルとを調整すべきである。ただし、Ｘ線量総和とは一連の回転撮影においてすべての角度における撮影に用いられるＸ線量の総和をさす。
【００１３】
しかしながら、自動露出手段を備える回転撮影装置およびコーンビームＣＴ装置、ならびに、特開昭５３－１２６２９１号公報に記載されるＸ線ＣＴ装置は、１枚のＸ線像を撮像する際に、できる限り画質の良いＸ線像を撮像することが目的とされていた。すなわち、前述する従来のＸ線装置では、着目領域の３次元画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して適切になるように、Ｘ線量の配分が調整されていなかったので、３次元再構成画像の濃度分解能をさらに向上することができないという問題があった。また、被検体に照射するＸ線量をさらに減少させることができないという問題があった。
【００１４】
また、透視や連続撮影においては、被検体の特性の時間変化に対応してＸ線量を増減する論理の自動露出では、Ｘ線管電圧が変化し、同一の被検体部位の画像コントラストが変化してしまうという問題があった。
【００１５】

Ｘ線装置の計測系においては、撮影角度毎にＸ線量を適切に設定し、設定されたＸ線量に対して検出器のダイナミックレンジを最大限に利用するために画像信号レベルが調整されるべきである。画像信号レベルを調整するためには光学系における光学絞りを調整して、カメラ入射光量レベルを調整することが望ましい。

【００１６】

このカメラ入射光レベルを調整する機構を有したディジタルＸ線撮影装置が特開平４－３３６０４５号公報に記載されている。このディジタルＸ線撮影装置では、Ｘ線の照射線量は前述する自動露出によって制御する。一方、テレビカメラの入射光量は、テレビカメラの前面に光学絞り機構を設け、該光学絞り機構を制御することによって行っていた。具体的な制御方法は、テレビカメラ出力であるビデオ信号の最大値と該ビデオ信号のピーク値との比に基づいて、光学絞りを調整するというものである。しかしながら、ディジタルＸ線撮影装置では、被検体に照射するＸ線量とテレビカメラに入射する線量との制御がそれぞれ別々に行われていたので、Ｘ線像をデジタル信号に変換するＡＤ変換器のダイナミックレンジを最大限に使用することはできるが、自動露出制御に関する問題を解決できないので、本願発明とは異なる発明である。

【００１７】

また、Ｘ線管電圧を変更すると、Ｘ線の線質、すなわちＸ線量子エネルギーの分布が変化する。Ｘ線管電圧が増大すると、Ｘ線量子エネルギーの平均値が増大してしまい、この結果、被検体の対象部位や背景部位のＸ線吸収係数は一般に低下し、対象部位と背景部位のＸ線吸収係数の比は変化してしまっていた。このため、３次元再構成により得られる吸収係数の値は不正確かつ、位置によって変化するものとなっていた。その結果、画像の分散は増大し、管電圧を一定のままＸ線量を制御する場合に比較して、濃度分解能が低下してしまうという問題があった。

【００１８】

本発明の目的は、被検体の着目領域の３次元画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して増大するようにＸ線量の配分を実現することが可能な技術を提供することにある。

【００１９】

本発明の他の目的は、被検体に照射するＸ線量を低減することが可能な技術を提供することにある。

【００２０】

本発明のその他の目的は、ダイナミックレンジが限定された２次元Ｘ線検出器をもつ計測系において、該検出器の限られたダイナミックレンジをそれぞれの角度ごとの撮影において最大限に利用する、Ｘ線量と画像レベルとの設定を両立して行うことが可能な技術を提供することにある。

【００２１】

本発明その他の目的は、Ｘ線像の濃度分解能を向上することが可能なＸ線装置を提供することにある。

【００２２】

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

【００２３】

【課題を解決するための手段】

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【００２４】

なお、以下の説明において、撮像手段はＸ線透過像を生成する手段である。

【００２５】

（１）Ｘ線を被検体に照射し、該被検体のＸ線像を得るＸ線装置において、Ｘ線を被検体に照射するＸ線照射手段と、該被検体のＸ線像を得る撮像手段と、該Ｘ線像の所定領域内の画像強度に基づいて、所定のＸ線相対ノイズ値のＸ線像が得られるように照射線量を制

御する照射線量制御手段とを具備する。
【００２６】
（２）Ｘ線を被検体に照射し、該被検体のＸ線像を得るＸ線装置において、Ｘ線を被検体に照射するＸ線照射手段と、該被検体のＸ線像を得る撮像手段と、該Ｘ線像の所定領域内の画像強度に基づいて、所定のＸ線相対ノイズ値のＸ線像が得られるように照射線量を制御する照射線量制御手段と、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度に基づいて、前記撮像手段内におけるディジタル化する前のアナログ信号が所定値以下となるように入射線量あるいは／および信号増幅率を制御する信号制御手段とを具備する。
【００２７】
（３）前述する（２）に記載のＸ線装置において、前記信号制御手段は、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最大値に基づいて、前記Ｘ線相対ノイズ値を設定する。
【００２８】
（４）前述する（１）ないし（３）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記照射線量制御手段は、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最小値に基づいて、前記Ｘ線相対ノイズ値を設定する。
【００２９】
（５）前述する（１）ないし（４）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記Ｘ線像は、直前に撮像した１以上のＸ線像である。
【００３０】
（６）前述する（３）ないし（５）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記Ｘ線像に基づいて、次に撮影される予測Ｘ線像を１次直線あるいは２次以上の曲線を用いて生成するＸ線像予測手段を具備し、前記照射線量制御手段は前記予測Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最小値を予め設定した基準条件に変換した第１の変換値と、前記Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最小値を前記基準条件に変換した第２の変換値との比率を計算し、該比率と前記基準条件におけるＸ線量との積演算から前記照射線量を算出する。
【００３１】
（７）前述する（３）ないし（５）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記照射線量制御手段は前記第２の変換値と、前記基準値との比率を計算し、該比率と前記基準条件におけるＸ線量との積演算から前記照射線量を算出するフィードバック制御である。
【００３２】
（８）前述する（１）あるいは（２）に記載のＸ線装置において、前記Ｘ線相対ノイズ値は、予め撮像した被検体のＸ線像に基づいて設定する。
【００３３】
（９）前述する（１）あるいは（２）に記載のＸ線装置において、前記Ｘ線相対ノイズ値は、Ｘ線撮像以外の計測によって得た被検体の情報と、過去に行ったＸ線撮像の照射線量とに基づいて設定する。
【００３４】
（１０）前述する（１）ないし（９）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、当該Ｘ線装置での設定可能範囲となる照射線量値および入射線量あるいは増幅率と、設定可能範囲を越えた場合の照射線量値および入射線量あるいは増幅率とを格納する設定可能範囲格納手段を具備し、計算された照射線量値および入射線量あるいは増幅率が前記設定可能範囲を越えた場合には、前記照射線量制御手段および前記出力値制御手段は前記設定可能範囲格納手段に格納される値を計算値とする。
【００３５】
（１１）前述する（１）ないし（１０）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記照射線量制御手段は、前記Ｘ線照射手段におけるＸ線管パルス幅を制御する。
【００３６】
（１２）前述する（１）ないし（１０）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記照射制御手段は、前記Ｘ線照射手段におけるＸ線管電圧値を制御する。
【００３７】

（１３）前述する（１）ないし（１２）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、前記Ｘ線照射手段と前記撮像手段とを被検体の周りに回転する回転手段と、前記Ｘ線像から被検体の断層像を再構成する再構成手段とを具備する。

【００３８】

（１４）前述する（２）ないし（１３）の内のいずれかに記載のＸ線装置において、信号制御手段が光学絞りあるいはアンプゲインである。

【００３９】

前述した（１）、（４）～（６）および（１０）の手段によれば、Ｘ線像予測手段が生成した次に撮影される予測Ｘ線像の所定領域内の画像強度に基づいて、照射線量制御手段が予測Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最小値を予め設定した基準条件に変換した第１の変換値と、直前に撮像した１以上のＸ線像の所定領域内の画像強度の最小値を前述の基準条件に変換した第２の変換値との比率を計算し、該比率と基準条件におけるＸ線量との積演算から照射線量を算出し、Ｘ線照射手段が該照射線量のＸ線を被検体に照射するので、被検体の着目領域の３次元画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して増大するようにＸ線量の配分を実現することができる。したがって、被検体に照射するＸ線量を低減できると共に、撮像したＸ線像の濃度分解能を向上することができる。

【００４０】

このとき、計算された照射線量値が当該Ｘ線装置での設定可能範囲となる照射線量値を越えた場合には、照射線量制御手段は、設定可能範囲格納手段に格納される値を照射線量値とするので、計算された照射線量値が当該Ｘ線装置での設定可能範囲外の値となった場合でも、Ｘ線像の濃度分解能の低下を最小限に抑えることができる。

【００４１】

一方、照射線量制御手段が前記第１の変換値と、前記基準値との比率を計算し、該比率と前記基準条件におけるＸ線量との積演算から前記照射線量を算出するフィードバック制御であっても、前述する効果とほぼ同じ効果が得られる。

【００４２】

なお、前述する効果の詳細は、後述する。

【００４３】

前述した（２）～（６）および（１０）の手段によれば、Ｘ線像予測手段が生成した次に撮影される予測Ｘ線像の所定領域内の画像強度に基づいて、照射線量制御手段が予測Ｘ線像の所定領域内の画像強度の最小値を予め設定した基準条件に変換した第１の変換値と、直前に撮像した１以上のＸ線像の所定領域内の画像強度の最小値を前述の基準条件に変換した第２の変換値との比率を計算し、該比率と基準条件におけるＸ線量との積演算から照射線量を算出し、Ｘ線照射手段が該照射線量のＸ線を被検体に照射するので、被検体の着目領域の３次元画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して増大するようにＸ線量の配分を実現することができる。

【００４４】

さらには、出力値制御手段がＸ線像の所定領域内の画像強度の最大値に基づいて、撮像手段内におけるディジタル化する前のアナログ信号が所定値以下となるように入射線量あるいは／および信号増幅率を制御するので、検出器の限られたダイナミックレンジをそれぞれの角度ごとの撮影において最大限に利用することができる。

【００４５】

したがって、Ｘ線量と画像レベルとの設定を両立して行うことができる。

【００４６】

一方、照射線量制御手段が前記第１の変換値と、前記基準値との比率を計算し、該比率と前記基準条件におけるＸ線量との積演算から前記照射線量を算出するフィードバック制御であっても、前述する効果とほぼ同じ効果が得られる。

【００４７】

前述した（１１）の手段によれば、照射線量の変化をＸ線照射手段に印加するパルス電圧のパルス幅で制御するので、Ｘ線の線質の変化に伴う濃度分解能の低下を防止できる。

【００４８】
前述した（１３）の手段によれば、前述する効果に加え、撮像したＸ線像の濃度分解能を向上することができるので、濃度分解能の高い３次元再構成像を得ることができる。
【００４９】
前述した（１４）の手段によれば、撮像手段内におけるディジタル化する前のアナログ信号を簡便に制御することができ、検出器のダイナミックレンジを最大限に利用することができる。
【００５０】
（原理）
以下に、Ｘ線装置の一形態である３次元画像再構成の演算過程を示し、演算過程及び最終画像において、撮影方向ごとの被検体のＸ線吸収特性および撮影方向毎のＸ線量と、データの分散との関係を説明し、本発明の有効性
（効果）を説明する。
【００５１】
Ｘ線回転撮影においては、Ｘ線吸収係数の３次元画像の値を求めるために種々の方向からＸ線吸収投影像を撮影する。撮影するＸ線吸収投影像の枚数をＮとする。ｉ方向からの撮影のモデルを図１に示す。図１は、簡単のため、紙面がＸ線管の回転軌道面を示し、３次元モデルの断面を２次元表示している。
【００５２】
図１において、２０１は被検体、２０２はＸ線源、２０３はＸ線検出器、２０４は回転中心Ｏ、２０５は回転中心から見たＸ線源方向、２０６は着目する画像再構成点Ｐ、２０７はＸ線源Ｓから点Ｐへ向かう着目Ｘ線ビームの方向、２０８は着目Ｘ線ビームが回転中心へ向かうＸ線ビームとなす角度α、２０９は着目Ｘ線ビームが被検体２０１内を通過する位置を示す弦、２１０はｉ方向からのＸ線ビームで１チャネル当たり検出されるＸ線量子数$n_i$（α）、２１１はｉ方向の投影生データ出力信号$I_i$（α）を示す。また、図１中の$L_i$（α）は弦２０９の長さ、μは被検体のＸ線吸収係数をあらわす。
【００５３】
投影生データ$I_i$（α）（ただし、ｉ＝１，・・・，Ｎの自然数）は、Ｘ線量子数$n_i$（α）を用いて、下記の式（１）に示すようにあらわせる。
【００５４】
【数１】
$$I_i(\alpha) = c_0 \cdot n_i(\alpha) + \varepsilon \quad \cdots\cdots (1)$$
ただし、$c_0$は光学絞りを制御する定数、εはＡ／Ｄ変換時のビット数の制限によるノイズを含む回路ノイズである。
【００５５】
図２にコーンビームＣＴにおける回転Ｘ線撮影から３次元画像の値の算出、および、３次元画像の表示に至るデータ処理の流れを説明するための図を示し、以下、図２に基づいて、データ処理の流れを説明する。
【００５６】
ただし、図２では、本発明が問題とする計測系の位置関係や検出器の固有の歪みの補正等の画像のＳ／Ｎに直接関係しない要素は、説明を簡単にするために省略する。
【００５７】
まず、Ｘ線源２０２と検出器２０３とを被検体２０１の周りに回転させながら、被検体２０１のＸ線像を撮像する（ステップ３０１）。
【００５８】
次に、ステップ３０２において、ノイズの平均値を別途計測しておき、生データ$I_i$（α）を計測したときと同一条件におけるノイズの期待値Ｅ（ε）を算出し、これを引き算により補正する。このときの補正は、下記の式（２）によって計算できる。
【００５９】
【数２】

$J_i(\alpha) = I_i(\alpha) - E(\varepsilon)$ ・・・・・（２）
ただし、式（２）によるノイズ補正では、Ａ／Ｄ変換時のビット数の制限によるノイズ成分の補正はできない。
【００６０】
回路ノイズ補正データ$J_i(\alpha)$は、Ｘ線量子数がポアソン分布に従うことを利用すると、その期待値$E\{J_i(\alpha)\}$と分散$V\{J_i(\alpha)\}$は、それぞれ下記の式（３）、式（４）となる。
【００６１】
【数３】

$$E\{J_i(\alpha)\} = J_i(\alpha) \quad \cdots\cdots(3)$$

$$V\{J_i(\alpha)\} \approx c_0 \cdot J_i(\alpha) + V(\varepsilon) \quad \cdots\cdots(4)$$

【００６２】
ただし、式（４）における$V(\varepsilon)$は、回路ノイズの分散である。
【００６３】
次に、対数変換を行う（ステップ３０３）。このときの変換は、下記の式（５）となる。
【００６４】
【数４】
$P_i(\alpha) = -c_1 \cdot \ln(J_i(\alpha))$ ・・・・・（５）
ただし、$P_i(\alpha)$は、対数変換後の投影像を示す。
【００６５】
次に、投影像$P_i(\alpha)$に対し、ビーム強度や検出器の感度の不均一性の補正を行う（ステップ３０４）。この補正は、本計測とは別に被検体を配置せずに撮影して得られた画像に対して、ノイズの補正を行って得られた画像を対数変換して得られた感度画像を前述の$P_i(\alpha)$から差し引くことにより行う。ただし、このときの不均一性補正データ$Q_i(\alpha)$が、下記の式（６）、式（７）となることが解析結果から得られている。
【００６６】
【数５】

$$E\{Q_i(\alpha)\} = c_1 \cdot \mu \cdot L_i(\alpha) \quad \cdots\cdots(6)$$

$$V\{Q_i(\alpha)\} \approx \frac{c_0 \cdot c_1^{\,2}}{J_i(\alpha)} + \left\{\frac{c_1}{J_i(\alpha)}\right\}^2 \cdot V(\varepsilon) \quad \cdots\cdots(7)$$

【００６７】
次に、コンボリューション演算を行う（ステップ３０５）。このコンボリューション演算は、下記の式（８）となる。
【００６８】
【数６】

$$R_i(k) = \sum_{k'=-\infty}^{\infty} Q_i(k') w(k' - k) \quad \cdots\cdots(8)$$

【００６９】
ただし、式（８）において、ｗ（ｋ）はコンボリューションフィルタ、ｋはサンプリング間隔ｔｓを単位とした距離を示す。この距離ｋは、典型的なコンボリューションフィルタとしてＳｈｅｐｐ＆Ｌｏｇａｎのフィルタを用いる場合は、下記の式（９）となる。
【００７０】

【数７】

$$w(k)=\frac{1}{1-4k^2} \quad \cdots\cdots(9)$$

【００７１】
また、コンボリューションの結果の期待値と分散とは、それぞれ下記の式（１０）、式（１１）となる。
【００７２】
【数８】

$$E\{R_i(k)\}=c_1\cdot\mu\cdot\sum_{k'=-\infty}^{\infty}L_i(k')w(k'-k) \quad \cdots\cdots(10)$$

$$V\{R_i(k)\}\approx\sum_{k'=-\infty}^{\infty}w^2(k')\cdot\left[\frac{c_0\cdot{c_1}^2}{J_i(k'+k)}+\left\{\frac{c_1}{J_i(k'+k)}\right\}^2\cdot V(\varepsilon)\right] \quad \cdots\cdots(11)$$

【００７３】
次に、逆投影演算を行う（ステップ３０６）。一般に、画像再構成に用いる投影枚数をＮ、ＸＹＺ空間上の点（ｘ，ｙ，ｚ）の再構成画像をＹ（ｘ，ｙ，ｚ）とし、対応するコンボリューションデータを便宜上$c_1\cdot\mu\cdot S_i$（ｘ，ｙ，ｚ）と記述すると、再構成画像Ｙ（ｘ，ｙ，ｚ）は下記の式（１２）となり、Ｘ線量の配分の仕方には依存しない値となる。
【００７４】
【数９】

$$Y(x,y,z)=\frac{c_1\cdot\mu}{N}\cdot\sum_{i=1}^{N}S_i(x,y,z) \quad \cdots\cdots(12)$$

【００７５】
一方、再構成画像の分散Ｖ｛Ｙ（ｘ，ｙ，ｚ）｝は、下記の式（１３）となる。
【００７６】
【数１０】

$$V\{Y(x,y,z)\}\approx\frac{{c_1}^2}{N^2}\cdot\sum_{i=1}^{N}\left[\frac{1}{\frac{J_i(x,y,z)}{c_0}}+\frac{1}{\left\{\frac{J_i(x,y,z)}{c_0}\right\}^2\cdot\frac{{c_0}^2}{V(\varepsilon)}}\right] \quad \cdots\cdots(13)$$

【００７７】
ただし、式（１３）の第１項は回路ノイズに関係しない項、第２項は回路ノイズの影響の項である。
【００７８】
一方、画像の相対ノイズは、下記の式（１４）の左辺で定義され、その内容は右辺となる。
【００７９】
【数１１】

$$\frac{\sigma\{Y(x,y,z)\}}{Y(x,y,z)} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{N}\left[\frac{1}{n_i(x,y,z)} + \frac{1}{\left\{n_i(x,y,z)\cdot\frac{c_0}{\sigma(\varepsilon)}\right\}^2}\right]}}{\mu\cdot\sum_{i=1}^{N}S_i(x,y,z)} \quad \cdots\cdots(14)$$

【００８０】
ここで、この式（１４）の分母は、被検体のＸ線吸収特性とコンボリューションフィルタのみに依存する項であり、計測方法には無関係である。一方、式（１４）の分子は、各方向からの撮影により計測されるＸ線量子数$n_i$（ｘ，ｙ，ｚ）（ただし、ｉ＝１，・・・，Ｎの自然数）と、回路ノイズ標準偏差$\sigma_i$（ε）および回路ゲイン等に依存する定数$c_0$とに依存する。ただし、$n_i$（ｘ，ｙ，ｚ）は、下記の式（１５）となる。
【００８１】
【数１２】

$$n_i(x,y,z) = n_{0i}\cdot\exp\{-\mu\cdot L_i(x,y,z)\} \quad \cdots\cdots(15)$$

【００８２】
ただし、式（１５）において、$n_{0\,i}$はｉ方向からの撮影において被検体の厚さがゼロの位置のＸ線量子数であり、ｉ方向からの撮影に用いられるＸ線量に比例する。
【００８３】
一方、従来のコーンビームＸ線ＣＴ装置では、$n_{0\,i}$は変化させていないので、均等分配でｉによらず一定であり、下記の式（１６）となる。
【００８４】
【数１３】

$$n_{0i} = n_0 = \frac{n_T}{N} \quad \cdots\cdots(16)$$

【００８５】
ただし、$n_T$は、Ｘ線量総和である。
【００８６】
これに対して、本願発明では、被検体に応じて撮影線量の配分を行い、下記の式（１７）の条件のもとで、式（１４）をより小さくする$n_{0\,i}$を与える。
【００８７】
【数１４】

$$n_T = \sum_{i=1}^{N} n_{0i} \quad \cdots\cdots(17)$$

【００８８】
ここで、式（１４）の分子のルート内の第２項が第１項に比較して無視できる場合、すなわち、回路ノイズの標準偏差σ（ε）が$c_0$に比較して、無視できる程度に小さい場合には、式（１４）を最小にする$n_{0\,i}$は、シュワルツの不等式から解析的に、下記の式（１８）となる。

【００８９】
【数１５】

$$n_{0i} = \frac{n_T \cdot \dfrac{1}{\sqrt{\exp\{-\mu \cdot L_i(x,y,z)\}}}}{\displaystyle\sum_{i=1}^{N} \frac{1}{\sqrt{\exp\{-\mu \cdot L_i(x,y,z)\}}}} \quad \cdots\cdots(18)$$

【００９０】
この式から明らかなように、ある着目点のＳ／Ｎを最適化するためには、式（１６）の代わりに、この式（１８）によりＸ線透過率の平方根に反比例するＸ線量を配分すればよい。ただし、このときの最小値は、下記の式（１９）となる。
【００９１】
【数１６】

$$\min \sigma\{Y(x,y,z)\} = \frac{c_1}{N \cdot \sqrt{n_T}} \cdot \sum_{i=1}^{N} \frac{1}{\sqrt{\exp\{-\mu \cdot L_i(x,y,z)\}}} \quad \cdots\cdots(19)$$

【００９２】
したがって、式（１９）の最小値と従来法による値$\sigma_c$との比は、下記の式（２０）となる。
【００９３】
【数１７】

$$\frac{\min \sigma\{Y(x,y,z)\}}{\sigma_c\{Y(x,y,z)\}} = \frac{\displaystyle\sum_{i=1}^{N} \frac{1}{\sqrt{\exp\{-\mu \cdot L_i(x,y,z)\}}}}{\sqrt{N} \cdot \sqrt{\dfrac{1}{\displaystyle\sum_{i=1}^{N} \exp\{-\mu \cdot L_i(x,y,z)\}}}} \quad \cdots\cdots(20)$$

【００９４】
以上の説明から明らかなように、Ｘ線透過率の平方根に反比例するＸ線強度を各撮影に分配することにより、式（１４）で示す相対ノイズを減少し、画像ノイズを理想的な最小値に近づけることができる。ただし、着目位置のＸ線透過率の情報は、被検体を配置して撮影（計測）した計測画像と、被検体を配置しないで同一のＸ線条件で撮影したブランク画像との比から求めることができる。
【００９５】
一方、第２項が無視できない場合について、シミュレーションによって、その効果を確認した。
【００９６】
図３はシミュレーションの方法を説明するための図であり、図３（ａ）および図３（ｂ）は、胸部を模擬した形状の被検体について、２種類の着目位置を通るＸ線ビームを示している。
【００９７】
図３に示す模擬被検体の断面形状は、楕円形の外形４０１を持ち、内部に肺野を模擬した吸収の無い２個の円形領域４０２，４０３、および、背骨を模擬した円形領域４０４を持つ。ただし、被検体の形状は縦軸に関して対称と仮定する。着目位置は図３（ａ）では回

転中心４０５、図３（ｂ）では１つの肺野の中心位置とした。図３（ａ）における直線４１１～４２０は着目領域４０５を通るＸ線ビームの位置を、Ｘ線源の回転角が０度から９０度迄の１０度間隔で示したものである。一方、図３（ｂ）における直線４２１～４３０は、着目領域４０６を通るＸ線ビームの位置を、Ｘ線源の回転角が０度から９０度迄の１０度間隔で示したものである。また、Ｘ線源の回転半径は、７２ｃｍである。

【００９８】

図４（ａ）の折れ線５０１は、図３の被写体に対し、図３に示した１０度毎の回転Ｘ線源によって撮影を模擬し、Ｘ線透過率の平方根に反比例するＸ線量で撮影する場合のＸ線量の分配結果を求め、Ｘ線量の平均値を１に規格化して表示したものである。この平面内のデータで視野中心から両側に６．８５度の範囲を着目領域とし、Ｘ線透過率は着目領域内での最小値を用いた。回路ノイズの標準偏差は１、画像のフルスケールは１０２３とし、１画素当たりのＸ線量子数をパラメータとした。シミュレーション結果は、Ｘ線強度は０度付近の急峻なピークと６０～１２０度に渡る幅広いピークを持つ。被検体の対称性により、データは９０度の倍数の角度でほぼ対称形となる。

【００９９】

また、図４（ａ）の折れ線５０２は、光学絞り（アイリス）の効率の設定値の例を示したものである。前述の着目領域内での最大値が計測系の飽和レベルを越えないよう、一定値となるように設定した結果を相対値で示してある。折れ線５０１と５０２の増減が独立であることが読み取れる。これは、Ｘ線量の増減と光学絞りの効率はそれぞれ独立に最適値を決定することができることを示している。

【０１００】

図４（ｂ）および（ｃ）は、前述の方法で得られた画像ノイズと従来法のノイズとの比をそれぞれ視野中央部の着目点４０５及び肺野部の着目点４０６について、求めたものである。

【０１０１】

本方法によれば、典型的なＸ線量における撮影では、視野中央部では従来法との差がほとんどないが、肺野部では従来法に比較してノイズが顕著に減少する。

【０１０２】

このように、回路ノイズすなわち式（１３）の第２項が無視できない場合においても、前述の方式によるＸ線分配の効果は非常に大きいことが分かる。

【０１０３】

次に、使用する画像の枚数と、そのときの特徴について以下に述べる。

【０１０４】

直前の画像のみを用いる場合は、画像データは１枚となるので、制御回路が実現されやすい。また、回転撮影における角度ピッチが小さい場合には、十分な精度の予測画像として機能する。

【０１０５】

直前の画像と１枚前の画像の合計２枚の画像を利用する場合は、まず、現在における平均変化率情報を用いて予測画像を生成する。次に、その特徴量を予測することにより、直前の画像だけを用いる場合に比較して、次の画像の予測の精度が向上し、画像の濃度分解能が向上する。

【０１０６】

直前の画像と、１枚前の画像と、２枚前の画像の合計３枚の画像を利用する場合は、今後の変化率の変化を推定して予測画像を生成し、その特徴量を予測する。この場合は、２枚の画像のみを用いる場合に比較して、予測の精度がさらに向上するので、画像の濃度分解能がさらに向上できる。また、回転撮影における角度ピッチが大きい場合にも十分な精度の予測画像として機能する。

【０１０７】

【発明の実施の形態】

以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明

する。
【０１０８】
なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。
【０１０９】
（実施の形態１）
図５は本発明の実施の形態１のＸ線装置である回転撮影装置の概略構成を説明するための図であり、特に、図５（ａ）は回転撮影装置の概略構成を示す図であり、図５（ｂ）はＸ線画像計測系の概略構成を説明するための図である。
【０１１０】
図５（ａ）および図５（ｂ）において、６０１はＸ線発生装置系（Ｘ線照射手段）、６０２はＸ線画像計測装置系（撮像手段）、６０３は画像データ収集・高速撮影制御回路系（照射線量制御手段）、６０４は回転ガントリー（回転手段）、６０５は被検体保持用ベッド、６１１はＸ線制御装置、６１２はＸ線管、６２１は散乱線遮蔽グリッド、６２２はＸ線イメージインテンシファイア（以下、Ｘ線Ｉ．Ｉ．と記す）、６２３は光学系、６２４はテレビカメラ、６３１ａは第１の１次レンズ、６３１ｂは第２の１次レンズ、６３２は信号制御手段の一例である光学絞り、６３３はミラー、６３４は２次レンズを示す。
【０１１１】
図５（ａ）において、Ｘ線発生装置系６０１は、Ｘ線制御装置６１１とＸ線管６１２とから構成されている。このＸ線制御装置６１１は、画像データ収集・高速撮影制御回路系６０３およびＸ線管６１２に接続されており、画像データ収集・高速撮影制御回路系６０３からの制御信号に基づいて、Ｘ線管６１２にＸ線管供給電圧を供給する。また、Ｘ線管６１２は、回転ガントリー６０４に固定されている。
【０１１２】
Ｘ線画像計測装置系６０２は、散乱線遮蔽グリッド６２１、Ｘ線イメージインテンシファイア６２２、光学系６２３およびテレビカメラ６２４から構成される。また、このＸ線画像計測装置系６０２は、Ｘ線管６１２と対向して回転ガントリー６０４に固定されている。
【０１１３】
画像データ収集・高速撮影制御回路系６０３は、テレビカメラ６２４と接続されており、テレビカメラ６２４でデジタル信号（デジタル情報）に変換されたＸ線像を収集する。また、画像データ収集・高速撮影制御回路系６０３は、撮影条件演算と、回転ガントリー、光学系絞り、テレビカメラおよびＸ線発生装置の制御とを行う。画像データ収集・高速撮影制御回路系６０３は、本発明に固有の構成と機能を持つものである。なお、詳細については後述する。
【０１１４】
回転ガントリ６０４は、図示しない回転駆動装置の動力により、被検体保持ベッド６０５の周りにＸ線管６１２およびＸ線画像計測系６０２を回転させる。
【０１１５】
図５（ｂ）において、散乱線遮蔽グリッド６２１は周知の放射線遮蔽グリッドであり、Ｘ線Ｉ．Ｉ．６２２の入力面に配置される。
【０１１６】
Ｘ線Ｉ．Ｉ．６２２は、周知のＸ線Ｉ．Ｉ．であり、入力面から入射した放射線の像を光学像に変換し出力面より出力する。
【０１１７】
光学系６２３は、タンデムレンズ系を構成する第１の１次レンズ６３１ａと第２の１次レンズ６３１ｂ、２次レンズ６３２、ミラー６３３および光学絞り６３４から構成される。本光学系では、第１の１次レンズ６３１ａは、Ｘ線Ｉ．Ｉ．６２２の出力面の側に配置されており、該出力面から出射される光学像が入射する。なお、光学系６２３は、周知の光学系である。

【０１１８】
テレビカメラ６２４は、撮像素子にＣＣＤ画像センサ素子を用いる周知のテレビカメラであり、光学系６２３の２次レンズ６３２側に配置される。
【０１１９】
なお、本実施の形態１の回転撮影装置での撮影動作は、画像データ収集・高速撮影制御装置系６０３の制御信号に基づいて行われると言う点においては、周知の回転撮影装置の撮影動作と同じとなるので、省略する。
【０１２０】
図６は、本実施の形態１の画像データ収集・高速撮影制御回路系の概略構成を説明するためのブロック図であり、１０１は制御用パソコン、１０２はカメラ同期信号制御回路、１０３はカメラインターフェース、１０４は画像データ蓄積用フレームメモリ、１０５は画像間演算部（Ｘ線像予測手段）、１０６は演算領域指定レジスタ、１０７は撮影条件用制限条件設定レジスタ（設定可能範囲格納手段）、１０８はディジタル信号演算器演算部（ＤＳＰ演算部）、１０９は演算結果レジスタ、１１０は外部機器制御部、１１５はパソコンインターフェースを示す。
【０１２１】
図６において、制御用パソコン１０１は周知の情報処理装置であり、テレビカメラ６２４、Ｘ線制御装置６１１および回転ガントリ６０４の図示しない回転駆動装置等の制御、ならびに、撮像画像および３次元再構成像等の表示を行う。
【０１２２】
テレビカメラ同期信号制御回路１０２は、周知のテレビカメラ同期信号制御回路であり、カメラインターフェース１０３を介して、テレビカメラ６２４の撮影モードおよび光学絞り等を制御する。ただし、本実施の形態においては、テレビカメラ６２４の動作モードは１２ビット，４０ＭＨｚ，５１２×５１２画素とする。
【０１２３】
カメラインターフェース１０３は、画像データ収集・高速撮影制御系６０３の信号形式をテレビカメラ６２４の信号形式に変換する周知のテレビカメラ用のインターフェース回路である。したがって、カメラインターフェース１０３は、パソコンインターフェース１１５、画像データ蓄積用フレームメモリ１０４、演算部１０５、テレビカメラ同期信号制御回路１０２およびテレビカメラ６２４とそれぞれ接続される。
【０１２４】
画像データ蓄積用フレームメモリ１０４は、たとえば、周知の半導体メモリを用いるフレームメモリであり、本実施の形態においては、５１２×５１２画素、１２ビットの画像を２８８枚以上連続的に収集可能な容量を有する。
【０１２５】
画像間演算部１０５は、撮影条件演算用フレームメモリと、該演算用フレームメモリに格納した画像に対して演算を行うための画像間重み付加減算手段とからなり、次の予測画像を求める。したがって、画像間演算部１０５は、カメラインターフェース１０３、画像データ蓄積用フレームメモリ１０４、演算領域指定レジスタ１０６およびＤＳＰ演算部１０８に接続される。
【０１２６】
演算領域指定レジスタ１０６は、たとえば、検者が制御用パソコン１０１から入力した演算領域を格納する周知のレジスタであり、画像間演算部１０５およびパソコンインターフェースに接続する。
【０１２７】
撮影条件用制限条件設定レジスタ１０７は、Ｘ線パルス幅に関する初期値、現在値、上限値および下限値、ならびに、光学絞りに関する初期値、現在値、上限値および下限値を格納するレジスタであり、たとえば、周知の半導体メモリを使用する。したがって、撮影条件用制限条件設定レジスタ１０７は、パソコンインターフェース１１５およびＤＳＰ演算部１０８に接続される。

【０１２８】
ＤＳＰ演算部１０８は、周知のディジタルシグナルプロセッサからなる演算器であり、現在の画像および画像間演算部で求めた画像に対し、演算領域内における画像強度を示す画素値の最大値と最小値とを算出する。したがって、ＤＳＰ演算部１０８は、画像間演算部１０５、撮影条件用制限条件設定レジスタ１０７および演算結果レジスタ１０９に接続される。なお、ＤＳＰ演算部１０８の詳細は、後述する。
【０１２９】
演算結果レジスタ１０９は、たとえば、周知の半導体メモリからなり、ＤＳＰ演算部１０８で決定された次画像撮影用のＸ線パルス幅と次画像撮影用の光学絞りとを格納する。
【０１３０】
外部機器制御部１１０は、Ｘ線制御装置６１１および回転ガントリー６０４の駆動装置の回転制御装置等を制御する。したがって、該外部機器制御部１１０に含まれるＸ線発生装置制御部は、Ｘ線パルス幅と同一のパルス幅を持つＴＴＬレベルパルスを出力する。出力のタイミングは、図示しないＣＰＵで制御する。また、連続計測の場合のパルス幅は、０．３ｍｓ～５ｍｓである。このほか、単発計測も可能である。さらには、該外部機器制御部１１０に含まれる光学絞り装置制御部は、光学絞り装置に対して、絞り値に対応する直流電圧を出力する。このときの制御電圧範囲は、５．０Ｖ～１０．０Ｖである。ただし、５．５Ｖ以下で開放（φ７８以上）となり、１０．０Ｖでφ１０以下に絞られる。
【０１３１】
次に、図７に本実施の形態１の画像データ収集・高速撮影制御回路系の動作を説明するためのフローを示し、以下、図７に基づいて、図６に示す本実施の形態１の画像データ収集・高速撮影制御回路系の動作を説明する。
【０１３２】
まず、計測開始前に、画像データ収集・高速撮影条件制御装置系の外部機器制御部１１０により、回転ガントリーの回転制御動作を行う。すなわち、静止状態にある回転ガントリーに回転動作を開始させ、所定の時間に所定の位置を通過する状態から回転撮影を開始する。典型的な計測では、２８８枚の５１２×５１２画素、１２ビット，４０ＭＨｚＣＣＤカメラのディジタル信号画像（$A_k$（ただし、ｋ＝０，・・・，２７７））を毎秒６０フレームの速度で連続的に収集する。
【０１３３】
このとき、演算用フレームメモリ１０４は、現在の画像すなわち直前に撮像した画像、１フレーム前の画像および２フレーム前の画像の３枚を常に上書きして保持する。また、演算用フレームメモリ１０４は、前述の画像間演算によって求められた画像すなわち予測画像を常に保持する。
【０１３４】
一方、演算領域指定レジスタ１０６は、後述する演算を実行するための演算領域を４個の変数により指定する。このときの演算領域に関するパラメータを説明するための図を図８に示す。
【０１３５】
次に、画像データ収集・高速撮影制御回路系による画像処理になるが、この処理は、ｉ番目の画像$A_i$の計測がなされた時に実時間で、次画像の撮影条件すなわちＸ線パルス幅$\alpha_{i+1}$と光学絞り（面積）$\beta_{i+1}$を決定する場合の演算例である。
【０１３６】
（１）第１ステップ：演算部１０５の撮影条件演算用フレームメモリに、現在の画像$A_i$および１フレーム前の画像$A_{i-1}$の２枚を保持する（８０１）。この２枚の画像を用いて次の画像を予測するためである。
【０１３７】
（２）第２ステップ：演算領域指定レジスタ１０６から図８に示す４個の座標パラメータｈ，ｖ，ｘ，ｙで指定される演算領域Ｅ（ｍ，ｎ）を決定する（８０２）。この演算領域の代表例は、画像中央部の３８４画素（横）×２５６画素（縦）である。ただし、この演

算領域は、よい画質にしたい撮影部位を含み、たとえば、ハレーションが生じている部分のような、周辺部は含まないように設定する。

【０１３８】

（３）第３ステップ：撮影条件演算用フレームメモリの画像$A_i$に対し、演算領域内の最大値$maxA_i$と最小値$minA_i$とを求める（８０３）。

【０１３９】

（４）第４ステップ：画像$A_i$と画像$A_{i-1}$を用いて、次に撮影することになる画像すなわち予測画像（予測Ｘ線像）$B_{i+1}^*$を求める（８０４）。

【０１４０】

この予測画像$B_{i+1}^*$の計算方法は、まず、初期条件（基準条件）での撮影を仮定したときの画像を求めるための変換係数$f_i$を求める。この計算方法は、下記の式（２１）となる。

【０１４１】

【数１８】

$$f_i = \frac{\alpha_0 \cdot \beta_0}{\alpha_i \cdot \beta_i} \quad \cdots\cdots(21)$$

【０１４２】

ただし、$\alpha_0$はＸ線パルス幅の初期値、$\beta_0$は光学絞りの初期値、$\alpha_i$は現在のＸ線パルス幅、$\beta_i$は現在の光学絞りを示す。なお、$f_{i-1}$は、下記の式（２２）の演算によって、先に求められているものとする。

【０１４３】

【数１９】

$$f_{i-1} = \frac{\alpha_0 \cdot \beta_0}{\alpha_{i-1} \cdot \beta_{i-1}} \quad \cdots\cdots(22)$$

【０１４４】

ただし、$\alpha_{i-1}$は１フレーム前のＸ線パルス幅、$\beta_{i-1}$は１フレーム前の光学絞りを示す。

【０１４５】

次に、式（２３）により、直前に撮影した画像と該画像の１枚前に撮影した画像との２枚の画像を用いて、これから撮影する画像すなわち次の画像を直線外挿により予測する。このときの計算式は、下記の式となる。

【０１４６】

【数２０】

$$B_{i+1}^* = 2 \times f_i \cdot A_i - f_{i-1} \cdot A_{i-1} \quad \cdots\cdots(23)$$

【０１４７】

したがって、前述する予測画像$B_{i+1}^*$が計算できる。

【０１４８】

（５）第５ステップ：演算領域内の予測画像$B_{i+1}^*$の最大値$maxB_{i+1}^*$および最小値$minB_{i+1}^*$を求める（８０５）。

【０１４９】

（６）第６ステップ：ＤＳＰ演算部１０８において、下記の式（２４）により、初期Ｘ線パルス幅に対する補正係数$g_i$を求める。また、下記の式（２５）により、次の撮影のＸ線パルス幅候補$\alpha_{i+1}^*$を求める。この後、下記の式（２６）により光学絞り候補$\beta_{i+1}^*$を引き続いて求める。ただし、式（２４）は、第１の変換値と第２の変換値との比

率の計算を示すものである。

【０１５０】

【数２１】

$$g_i = \sqrt{\frac{\min A_i \cdot f_i}{\min B_{i+1}^*}} \quad \cdots\cdots(24)$$

$$\alpha_{i+1}^* = g_i \cdot \alpha_0 \quad \cdots\cdots(25)$$

$$\beta_{i+1}^* = \frac{\max A_i \cdot f_i}{\max B_{i+1}^* \cdot g_i} \cdot \beta_0 \quad \cdots\cdots(26)$$

【０１５１】

前述する式（２６）は、被検体のＸ線透過率とＸ線量とが変化した場合であっても、画像の最大値が変化しないように光学絞りを設定することを意味する。

【０１５２】

（７）第７ステップ：ＤＳＰ演算部１０８において、$\alpha_{i+1}^*$と撮影条件用制御条件設定レジスタ１０７に記憶されているＸ線パルス幅に関する上限値ｍａｘαおよび下限値ｍｉｎαとの大小関係、ならびに、$\beta_{i+1}^*$と光学絞りに関する上限値ｍａｘβ、下限値ｍｉｎβおよび１フレーム時間での変化可能な最大変化量βｖとの大小関係を判別する。このときの具体的な判別条件は、以下に示す（ａ）～（ｈ）であり、この結果に基づいて、実現可能な次撮影のＸ線パルス幅$\alpha_{i+1}$と光学絞り$\beta_{i+1}$とを決定する。このときの判別の様子を図９に示す。なお、以下に示す（ａ）から（ｈ）と図９中の領域（ａ）から（ｈ）は対応している。

【０１５３】

【数２２】

$$\beta_{u,i+1} = \min\left[\max\beta, \beta_i + \beta_v\right] \quad \cdots\cdots(27)$$

$$\beta_{\ell,i+1} = \max\left[\min\beta, \beta_i - \beta_v\right] \quad \cdots\cdots(28)$$

$$\gamma_{i+1}^* = \alpha_{i+1}^* \cdot \beta_{i+1}^* \quad \cdots\cdots(29)$$

【０１５４】

（ａ）$\gamma_{i+1}^* \geqq \max\alpha \cdot \beta_{u,i+1}$のとき

【０１５５】

【数２３】

$$\beta_{i+1} = \beta_{u,i+1} \quad \cdots\cdots(30)$$

$$\alpha_{i+1} = \max\alpha \quad \cdots\cdots(31)$$

【０１５６】

（ｂ）$\gamma_{i+1}^* \leqq \min\alpha \cdot \beta_{l,i+1}$のとき

【０１５７】

【数２４】

$$\beta_{i+1} = \beta_{l,i+1} \quad \cdots\cdots(32)$$

$$\alpha_{i+1} = \min\alpha \quad \cdots\cdots(33)$$

【０１５８】

（ｃ）ｍｉｎα≦$\alpha_{i+1}^{*}$≦ｍａｘαかつ$\beta_{l,i+1}$≦$\beta_{i+1}^{*}$≦$\beta_{u,i+1}$のとき

【０１５９】

【数２５】

$$\beta_{i+1}=\beta_{i+1}^{*} \quad \cdots\cdots(34)$$

$$\alpha_{i+1}=\alpha_{i+1}^{*} \quad \cdots\cdots(35)$$

【０１６０】

（ｄ）前述以外の場合であり、かつ、$\beta_{i+1}^{*}$≧$\beta_{u,i+1}$のとき

【０１６１】

【数２６】

$$\beta_{i+1}=\beta_{u,i+1} \quad \cdots\cdots(36)$$

$$\alpha_{i+1}=\frac{\gamma_{i+1}^{*}}{\beta_{u,i+1}} \quad \cdots\cdots(37)$$

【０１６２】

（ｈ）前述の（ｄ）の場合の内で、$\alpha_{i+1}^{*}$＜ｍｉｎαのとき

【０１６３】

【数２７】

$$\alpha_{i+1}=\min\alpha \quad \cdots\cdots(38)$$

$$\beta_{i+1}=\frac{\gamma_{i+1}^{*}}{\min\alpha} \quad \cdots\cdots(39)$$

【０１６４】

（ｆ）前述以外の場合、すなわち、$\beta_{i+1}^{*}$≦$\beta_{l,i+1}$のとき

【０１６５】

【数２８】

$$\beta_{i+1}=\beta_{l,i+1} \quad \cdots\cdots(40)$$

$$\alpha_{i+1}=\frac{\gamma_{i+1}^{*}}{\beta_{l,i+1}} \quad \cdots\cdots(41)$$

【０１６６】

（ｇ）前述する（ｆ）の場合の内で、$\alpha_{i+1}^{*}$＞ｍａｘαのとき

【０１６７】

【数２９】

$$\alpha_{i+1}=\max\alpha \quad \cdots\cdots(42)$$

$$\beta_{i+1}=\frac{\gamma_{i+1}^{*}}{\max\alpha} \quad \cdots\cdots(43)$$

【０１６８】

一方、式（２３）による直線外挿を、下記の式（４４）に変更することにより２次曲線による外挿とすることができる。

【０１６９】

【数３０】

$$B_{i+1}^{*} = 3 \times \left( f_i \cdot A_i - f_{i-1} \cdot A_{i-1} \right) + f_{i-2} \cdot A_{i-2} \quad \cdots\cdots (44)$$

【０１７０】
このとき、Ｘ線量および光学絞りが装置の限界値を越えて計算された場合の設定値、たとえば、（ａ）および（ｂ）をＸ線量と光学絞りとの積が一定の線上に設定したのは、他の設定値に設定する場合に対して、画像の質の低下を最小限に抑えることができるからである。
【０１７１】
次に、図１０および図１１に本実施の形態１の回転撮影装置におけるタイムシーケンスの一例を示す図を示し、以下、図１０および図１１に基づいて、本実施の形態１の回転撮影装置の撮影動作を説明する。
【０１７２】
図１０（ａ）は、超高速撮影時のタイミングシーケンスを示す図である。この場合には、外部同期信号は、１６．６７ｍｓ（図１０（ａ）中では、１６．７ｍｓと記す）毎にカメラ同期信号制御回路１０２により、テレビカメラ６２４に与えられる（ｔ０）。Ｘ線照射パルス（図中に示すＸ線照射）は、外部同期信号に同期して外部機器制御部２１０から与えられる（ｔ０）。同時に、外部同期信号により、テレビカメラ６２４はＣＣＤにおける画像蓄積を行う（ｔ０）。この画像蓄積時間は、制御用パソコン１０１からの指示に基づいて、本計測における最大Ｘ線パルス幅以上に設定する。ＣＣＤ蓄積動作を終了すると（ｔ２）、ＣＣＤからの画像読み出しを開始する（ｔ２）。ＣＣＤ読み出しは、たとえば、画面の上から下の方向へ行う。ただし、図中の斜線領域は、画像入力と同時に行われる画像演算（図７のステップ８０１～８０５）を示す（ｔ３～ｔ４）。撮影条件演算は、ＤＳＰ演算部１０８による演算（図７のステップ８０６～８０７）を示す（ｔ４～ｔ５）。光学絞りの移動は、撮影条件演算が終了すると実行され（ｔ５）、次のフレームの外部同期信号の時間迄に移動を終了する（ｔ６）。
【０１７３】
以上に説明した図１０（ａ）のシーケンスによれば、ｔ４～ｔ６間での期間に次のフレーム（ｔ６～ｔ７）における撮影用のＸ線パルス幅および光学絞りを制御することができるので、超高速の制御が可能となる。
【０１７４】
図１０（ｂ）は、図１０（ａ）のシーケンスを２フレーム時間に分割して実行する場合のシーケンスの一例である。このシーケンスでは、撮影条件演算の終了後（ｔ１）、次のＸ線照射の終了を待ち（ｔ３）、このＸ線照射が終了してから新しい光学絞り条件を実現するための光学絞りの移動を行い（ｔ４）、移動はその次のＸ線照射迄に終了する（ｔ５）。
【０１７５】
以上説明したように、このシーケンスでは、１フレーム時間の遅れを持って制御を行うものである。したがって、図１０（ａ）のシーケンスに比較して、画像蓄積時間と光学絞り移動時間とをそれぞれ約２倍に長くとることができる。この場合は、ＤＳＰ演算部１０８での画像予測演算としては、次の次のフレームすなわち２フレーム先のフレームの予測を行うのが適切である。このためには、前述の１次外挿の式（２３）は、下記の式（４５）または式（４６）に変更する。
【０１７６】
【数３１】

$$B_{i+2}^{*} = 3 \times f_i \cdot A_i - 2 \times f_{i-1} \cdot A_{i-1} \quad \cdots\cdots (45)$$

$$B_{i+2}^{*} = 2 \times f_i \cdot A_i - f_{i-2} \cdot A_{i-2} \quad \cdots\cdots (46)$$

【０１７７】

２次外挿の式（４４）は、下記の式（４７）に変更する。

【０１７８】

【数３２】

$$B_{i+2}^{*} = 6 \times f_i \cdot A_i - 8 \times f_{i-1} \cdot A_{i-1} + 3 \times f_{i-2} \cdot A_{i-2} \quad \cdots\cdots (47)$$

【０１７９】

次の図１１（ａ）は、制御を２フレーム時間に分割し、１フレーム時間の遅れで該制御を実行するシーケンスの別の例である。この図１１（ａ）に示す制御では、画像読み出しおよび画像演算は、次のフレームのＸ線照射と同時に進行する（ｔ６～ｔ７）。

【０１８０】

したがって、このシーケンスでは図１０（ｂ）のような待ち時間がなく、その分をさらに画像蓄積または演算領域の画像読み出しおよび演算時間に用いることができるので、Ｘ線照射量範囲の増大、または、着目領域を拡大することにより、より高画質な画像を得ることができるという効果がある。

【０１８１】

図１１（ｂ）に示すシーケンスでは、制御を２フレーム時間に分割し、１フレーム時間の遅れで該制御を実行するシーケンスのその他の例である。本シーケンスでは、奇数フレームまたは偶数フレームのどちらかの一群のみを制御し、引き続くフレームは直前のフレームと同一の撮影条件で撮影する。たとえば、第１のＸ線照射（ｔ０～ｔ１）のデータを用い、次の第２のＸ線照射（ｔ３～ｔ４）は１フレーム前の第１のＸ線照射（ｔ０～ｔ１）と同一条件とし、その次の第３のＸ線照射（ｔ５～ｔ６）の条件を制御する。一方、光学的絞り移動は、Ｘ線照射の間にも行うことが可能である。したがって、光学絞りの応答時間が１フレーム時間より長い場合にも、本発明を適用したＸ線装置を提供することができる。

【０１８２】

ただし、この場合には１次外挿の式（２３）は、前述の式（４６）となる。

【０１８３】

以上説明したように、本実施の形態１の回転撮影装置では、ＤＳＰ演算部１０８が、まず、直前に撮影した画像$A_i$上に検者が予め設定した演算領域Ｅにおける最大値$maxA_i$と最小値$minA_i$とを決定する。次に、ＤＳＰ演算部１０８が直前に撮影した、たとえば、２枚の画像$A_i$，$A_{i-1}$とから、次に撮影した場合に得られることになる予測画像$B_{i+1}^{*}$を求める。次に、ＤＳＰ演算部１０８は、予測画像$B_{i+1}^{*}$の演算領域における最大値$maxB_{i+1}^{*}$と最小値$minB_{i+1}^{*}$とを求め、該最大値$maxB_{i+1}^{*}$および最小値$minB_{i+1}^{*}$、ならびに、前述の最大値$maxA_i$および最小値$minA_i$とからＸ線パルス幅候補$\alpha_{i+1}^{*}$および光学絞り候補$\beta_{i+1}^{*}$を求める。次に、このＸ線パルス幅候補$\alpha_{i+1}^{*}$および光学絞り候補$\beta_{i+1}^{*}$と条件設定レジスタに格納する条件とから、実現可能なＸ線パルス幅$\alpha_{i+1}$および光学絞り$\beta_{i+1}$を求める。次に、外部機器制御部１１０が、この値に基づいて、Ｘ線管６１２の照射Ｘ線量および光学絞り６３４を制御して、実際に次のＸ線画像を撮影することにより、被検体の着目領域である演算領域の画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して増大するようにＸ線量の配分を実現することができる。

【０１８４】

また、ダイナミックレンジが限定された２次元Ｘ線検出器をもつ計測系において、該検出器の限られたダイナミックレンジをそれぞれの角度ごとの撮影においてＸ線量と画像レベルとの設定を両立して行うことができる。

【０１８５】

したがって、Ｘ線像の濃度分解能を向上することできる。

【０１８６】

また、本実施の形態においては、Ｘ線パルス幅を制御することによって、Ｘ線量を制御す

ることとしたが、これに限定されることはなく、たとえば、Ｘ線管６に印加するＸ線管電圧値を制御してＸ線量を制御する構成にしてもよいことはいうまでもない。

【０１８７】

（実施の形態２）

図１２は本発明の実施の形態２のＸ線装置である回転撮影装置の画像データ収集・高速撮影制御回路系の概略構成を説明するためのブロック図であり、１１０１は制御用パソコン、１１０２はカメラ同期信号制御回路、１１０３はカメラインターフェース１１０４は画像データ蓄積用フレームメモリ、１１１０は外部機器制御部を示す。

【０１８８】

ただし、以下の説明においては、実施の形態１の回転撮影装置と異なる部分についてのみ説明する。

【０１８９】

図１２において、テレビカメラ１１１１の動作モードの代表例は、実施の形態１と同様に１２ビット、４０ＭＨｚ、５１２×５１２画素である。

【０１９０】

制御用パソコン１１０１とカメラ同期信号制御回路１１０２との機能により、カメラインターフェース１１０３を通じてカメラ１１１１を制御し、カメラから出力されるディジタル画像を蓄積用フレームメモリ１１０４に連続的に収集する。蓄積用フレームメモリ１１０４は５１２×５１２画素、１２ビットの画像を２８８枚以上連続的に収集することが可能である。

【０１９１】

本実施の形態においては、あらかじめ設定されたＸ線相対ノイズの値に対し、本計測によって得られるＸ線透過像における着目領域のＸ線相対ノイズの値がほぼ同等になるように設定するため、あらかじめ複数の方向からのＸ線透過像を予備撮影として少ないＸ線量で撮影を行う。ただし、Ｘ線相対ノイズとは、Ｘ線像の信号成分中に占めるノイズ成分の比を示す。

【０１９２】

予備撮影を行った条件では、予備撮影の画像からあらかじめ設定されたＸ線相対ノイズの条件を満足するＸ線量を算出して用いる。また、予備撮影を行わなかった条件にたいしては、予備撮影から得られた条件から補間により求める。求めた計測条件を用い、たとえば、制御用パソコン１１０１に設定したプログラム制御により一連の撮影を行う。

【０１９３】

次に、図１２に基づいて、実施の形態２の画像データ収集・高速撮影条件制御装置系の動作を説明する。

【０１９４】

実施の形態２の画像データ収集・高速撮影条件制御装置系では、予備撮影、本撮影ともに、計測開始前に、画像データ収集・高速撮影条件制御装置系の外部機器制御部１１１０により回転ガントリーの回転制御動作を行う。すなわち、静止状態にある回転ガントリーに回転動作を開始させ、所定の時間に所定の位置を通過する状態から回転撮影を開始する。本撮影における典型的な例では、２８８枚の５１２×５１２画素、１２ビット，４０ＭＨｚＣＣＤカメラのディジタル信号画像（$A_k$（ただし、ｋ＝０，・・・，２７７））を毎秒６０フレームの速度で連続的に収集する。

【０１９５】

予備撮影の前または後に、本撮影における着目画素領域におけるＸ線ノイズ相対値、Ｘ線パルス幅に関する上限値および下限値、ならびに、光学絞りに関する上限値および下限値を設定する。ただし、予備撮影は、一定のＸ線量、光学絞り、およびアンプゲインの条件で複数の方向からの撮影を行う。

【０１９６】

制御用パソコン１１０１において、予備撮影で得られた画像に対し、着目演算領域内における最大値と最小値の両方を算出する。次に、これらの値と撮影Ｘ線量と着目領域におけ

るＸ線相対ノイズの仕様から、予備撮影と同一の被検体条件（撮影角度）における本撮影のＸ線条件および光学絞りの条件とを、演算により求める。次に、予備撮影を行わなかった条件にたいしては、予備撮影から得られた条件に基づいて、補間により求める。

【０１９７】

次に、本計測を行う全ての撮影角度条件について、Ｘ線パルス幅に関する上限値および下限値、ならびに、光学絞りに関する上限値および下限値の制限から実現可能な値を、本計測のＸ線パルス幅および光学絞りとして決定する。

【０１９８】

前述の手順で求めた計測条件を用い、たとえば、プログラム制御により一連の撮影を行う。このときの計測条件は、パソコンのインターフェースを通して、外部機器制御部１１１０へ送られ、Ｘ線制御装置６１１と光学絞り６３４を制御する。

【０１９９】

次に、図１３に本実施の形態２の画像データ収集・高速撮影制御回路系の動作を説明するためのフローを示し、以下、図１３に基づいて、図１２に示す本実施の形態２の画像データ収集・高速撮影制御回路系の詳細な動作を説明する。

【０２００】

ただし、図１３は、ｉ番目の予備計測画像$D_{0i}$の計測がＸ線パルス幅を$\alpha_0$、光学絞りを$\beta_0$の条件で行われた場合における本画像の撮影条件すなわちＸ線パルス幅$\alpha_i$と光学絞り（面積）$\beta_i$を決定するアルゴリズムの演算例を示すものである。

【０２０１】

本計測画像の着目領域内のＸ線相対ノイズの目標仕様を$R_i$とする。この相対ノイズを実現する条件については予め実験により求めておく。この相対ノイズを実現する計測条件の１例を、Ｘ線パルス幅$\alpha_r$、光学絞り$\beta_r$、この条件でＸ線相対ノイズが$R_r$となるときの画像レベルを$D_r$とする。

【０２０２】

（１）第１ステップ：４個の座標パラメータｈ，ｖ，ｘ，ｙにより指定される演算領域Ｅ（ｍ，ｎ）を決定する（１２０１）。

【０２０３】

（２）第２ステップ：予備計測画像$D_{0i}$に対し、演算領域内の最大値$maxD_{0i}$と最小値$minD_{0i}$を求める（１２０２）。

【０２０４】

（３）第３ステップ：下記の式（４８）によりＸ線パルス幅候補$\alpha_i^*$を、下記の式（４９）により光学絞り候補$\beta_i^*$を求める（１２０３）。

【０２０５】

【数３３】

$$\alpha_i^* = \alpha_0 \cdot \frac{D_r}{\min D_{0i}} \cdot \frac{\beta_0}{\beta_r} \quad \cdots\cdots (48)$$

$$\beta_i^* = \beta_0 \cdot \frac{h}{\max D_{0i}} \cdot \frac{\alpha_0}{\alpha_i} \quad \cdots\cdots (49)$$

【０２０６】

ただし、ｈはディジタル画像の最大値である。

【０２０７】

（４）第４ステップ：予備撮影を行わなかった条件にたいして、予備撮影から得られた条件から補間により求める。

【０２０８】

すべての予測画像に対し、前述する第２から第４ステップを繰り返す。

【０２０９】

（５）第５ステップ：すべてのα$_i$とＸ線パルス幅とに関する上限値ｍａｘαおよび下限値ｍｉｎαとの大小関係、ならびに、すべての光学絞りβ$_i$と該光学絞りに関する上限値ｍａｘβ、下限値ｍｉｎβおよび１フレーム時間において変化可能な最大変化量β$_v$との大小関係を判別し、実現可能な次撮影のＸ線パルス幅α$_i$と光学絞りβ$_i$とを決定する。この決定方法は、前述する実施の形と同じである。

【０２１０】

次に、外部機器制御部１１１０が、Ｘ線管６１２のＸ線パルス幅がα$_i$となるように制御すると共に、光学絞り６３４がβ$_i$となるように制御するので、被検体の着目領域である演算領域の画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して増大するようにＸ線量の配分を実現することができる。

【０２１１】

また、ダイナミックレンジが限定された２次元Ｘ線検出器をもつ計測系において、該検出器の限られたダイナミックレンジをそれぞれの角度ごとの撮影においてＸ線量と画像レベルとの設定を両立して行うことができる。

【０２１２】

したがって、Ｘ線像の濃度分解能を向上することできる。

【０２１３】

次に、図１４に本実施の形態２の回転撮影装置の制御のタイムシーケンスの一例を示し、以下図１４に基づいて、本実施の形態２における回転撮影装置の動作を説明する。

【０２１４】

外部同期信号は、前述する実施の形態１と同様に、１６．６７ｍｓ毎に外部のカメラ同期信号制御回路１１０２により与えられる（ｔ０）。Ｘ線照射パルスは外部同期信号に同期して、外部機器制御部から出力される（ｔ０～ｔ１）。同時に、外部同期信号により、テレビカメラ１１１１はＣＣＤにおける画像蓄積を行う（ｔ０～ｔ２）。この画像蓄積時間は、制御用パソコン１１０１により、本計測における最大Ｘ線パルス幅以上に設定する。ＣＣＤ蓄積動作を終了すると（ｔ２）、ＣＣＤからの画像読み出しを開始する（ｔ２）。ＣＣＤからの読み出しは、たとえば、画面の上から下の方向へ行う。また、光学絞りの移動は、画像読み出しが開始すると実行され（ｔ２）、次のフレームの外部同期信号の時間迄に移動を終了する（ｔ３）。

【０２１５】

このように、図１４に示す制御シーケンスでは、次のフレームのＸ線および光学絞りを制御することができるので、超高速の制御が可能となる。

【０２１６】

（実施の形態３）

図１５は実施の形態３の回転Ｘ線装置のＸ線検出器の概略構成を示す図であり、本実施の形態３の回転撮影装置は、Ｘ線検出器が光学絞りを有しないという点が実施の形態１の回転撮影装置と異なる。

【０２１７】

１５０１はシンチレータ、１５０２はフォトダイオード、１５０３は第１のアンプ、１５０４は切替スイッチ、１５０５は第２のアンプ、１５０６はＡＤ変換器を示す。

【０２１８】

なお、図１５には２次元検出器の一列分を取り出した図であり、実際のＸ線検出器は、図１５に示すシンチレータ１５０１、フォトダイオード１５０２、切替スイッチ１５０３、第１のアンプ１５０４、第２のアンプ１５０５およびＡＤ変換器１５０６が複数個順番に配列されている。

【０２１９】

図１５において、シンチレータ１５０１は周知のシンチレータであり、一方の側にはシンチレータで発光した光を検出するためのフォトダイオード１５０２が配置されている。

【０２２０】

フォトダイオード１５０２は周知のフォトダイオードであり、その出力は第１のアンプ１

５０３に接続される。

【０２２１】

第１のアンプ１５０３はフォトダイオード１５０２の抵抗変化を出力電圧の変化に変換する１段目のアンプであり、その出力は切替スイッチに接続される。また、第１のアンプ１５０３はフォトダイオード１５０２と１対１で接続されている。

【０２２２】

切替スイッチ１５０４は第１のアンプ１５０３の出力を順番に切り替えて、第２のアンプ１５０５の入力に接続するための周知の切替スイッチである。

【０２２３】

第２のアンプ１５０５は切替スイッチを介して接続される第１のアンプ１５０３の出力を増幅する周知のアンプであり、その出力はＡＤ変換器１５０６に接続される。また、第２のアンプ１５０５は、演算結果に基づいて、増幅率が可変できる。

【０２２４】

ＡＤ変換器１５０６は周知のＡＤ変換器であり、第２のアンプ１５０５から出力される電圧をデジタル信号に変換する。

【０２２５】

次に、図１５に示すＸ線検出器を用いる回転撮影装置の動作を実施の形態１の回転撮影装置と異なる部分についてのみ説明する。

【０２２６】

本実施の形態３の回転撮影装置では、Ｘ線検出器に光学絞りがないので、実施の形態１において、光学絞りを変更する代わりに、第２のアンプ１５０５の増幅率（アンプゲイン）を制御する。したがって、ＡＤ変換器１５０５の限られたダイナミックレンジを有効に使用できるので、ダイナミックレンジの広いＸ線を撮像できる。

【０２２７】

なお、本実施の形態３においては、第２のアンプ１５０５の増幅率を制御する構成としたが、これに限定されることはなく、たとえば、第１のアンプ１５０３あるいは第１および第２のアンプ１５０３，１５０５の増幅率を制御してもよいことは言うまでもない。

【０２２８】

また、前述する実施の形態１～３以外にも、あらかじめ、被検体の幅や奥行き方向の厚さなど、Ｘ線透過率を決定する主な項目をＸ線撮影以外の計測により求めておき、過去の類似の条件のときのＸ線量の値のプログラム制御をそのまま適用したり、一部のプログラムに修正を加えて適用することもできる。

【０２２９】

さらには、演算領域Ｅ（ｍ，ｎ）の設定については、たとえば、３次元画像上でターゲットの画像を設定し、該ターゲットが回転撮影の各投影画像中のどの座標位置に撮影されるかを計算してやり、該座標位置をよい画質にしたい撮影部位として設定してもよいことは言うまでもない。

【０２３０】

また、本実施の形態においては、ＤＳＰ演算部１０８によるＸ線パルス幅候補$\alpha_{i+1}^{*}$および光学絞り候補$\beta_{i+1}^{*}$を求める基準となる画像を、予測画像$B_{i+1}^{*}$としたが、これに限定されることはない。たとえば、直前に撮影した画像$A_i$あるいは直前に撮影した画像$A_i$とその前の画像$A_{i-1}$とを基準にしてもよい。この場合には、たとえば、直前に撮影した画像$A_i$の最大値および最小値のみ、あるいは、直前に撮影した画像$A_i$とその前の画像$A_{i-1}$との最大値および最小値を平均した値等からＸ線パルス幅候補$\alpha_{i+1}^{*}$および光学絞り候補$\beta_{i+1}^{*}$を計算する、いわゆる、フィードバック制御を行う。

【０２３１】

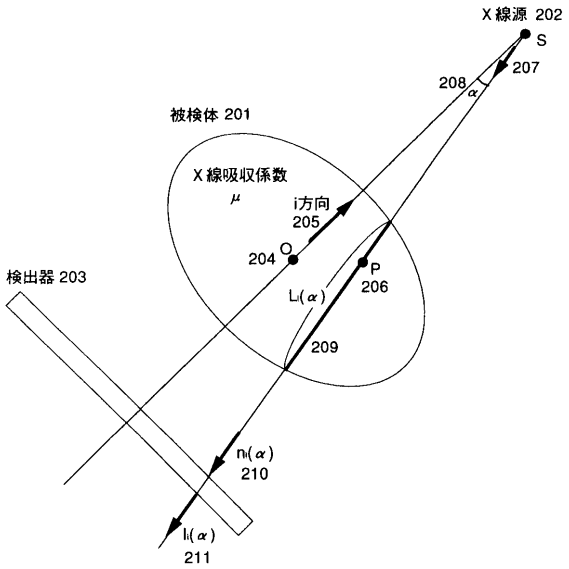
また他の方法としては、被検体の体厚および横幅等のＸ線透過率に関係する情報を直接計測した計測情報と、過去に撮影したＸ線画像から求めた透過率等と基づいて、Ｘ線パルス幅候補$\alpha_{i+1}^{*}$および光学絞り候補$\beta_{i+1}^{*}$を求めるてもよいことは言うまでもない

。
【０２３２】
本実施の形態では、本発明を典型的なＸ線回転撮影装置に適用した場合について説明したが、これに限定されることはなく、たとえば、本発明の全部または１部は、Ｘ線透視撮影装置やＸ線ＣＴ装置にも適用可能である。たとえば、Ｘ線透視撮影装置に本発明を適用する場合には、着目領域を被検体の体軸の中心部分に設定することにより、前述する実施の形態１～３に述べる効果が得られる。また、Ｘ線ＣＴ装置に本発明を適用する場合には、画像データ蓄積用フレームメモリ１０４から被検体の周囲の透過像を読み出し、該透過像を再構成する周知の再構成手段を設けることにより、被検体のＣＴ像すなわち断層像を再構成することができる。このときの撮影条件等は、前述する実施の形態に記載する撮影条件で被検体のＸ線ＣＴ像の再構成を行うことができる。
【０２３３】
本発明が関わるＸ線回転撮影は、Ｘ線管とＸ線画像計測系が対になって被検体の周囲を回転する撮影装置だけでなく、被検体が回転テーブルの上に配置され、Ｘ線管とＸ線画像計測系は回転テーブルをはさんで対向し、計測時には、Ｘ線管とＸ線画像計測系は静止状態のまま、被検体を載せた回転テーブルが回転しながら、あるいは、ステップ状に回転と静止を繰り返しながら計測する系にも適用可能である。このような回転テーブル方式の装置は、回転部が小さいため制作が容易で安価に実現できる利点がある。また、計測時には静止状態とすることができるので、時間とともに移動や変形がない被検体に対して、撮影系または被検体の動きの影響が全くない高解像度の撮影が行えるという利点がある。
【０２３４】
以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。
【０２３５】
【発明の効果】
本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。
【０２３６】
（１）被検体の着目領域の３次元画像のＳ／Ｎが同一のＸ線量総和に対して増大するようにＸ線量を配分できる。
【０２３７】
（２）被検体に照射するＸ線量を低減できる。
【０２３８】
（３）ダイナミックレンジが限定された２次元Ｘ線検出器をもつ計測系において、該検出器の限られたダイナミックレンジをそれぞれの角度ごとの撮影において最大限に利用する、Ｘ線量と画像レベルとの設定を両立して行うことができる。
【０２３９】
（４）Ｘ線像の濃度分解能を向上することができる。
【図面の簡単な説明】
【図１】被検体を所定の方向から撮影するときの撮影のモデルを示す図である。
【図２】コーンビームＣＴ装置における回転Ｘ線撮影から３次元画像の値の算出、および、３次元画像の表示に至るデータ処理の流れを説明するための図である。
【図３】第２項が無視できない場合について、被検体の形状を仮定してシミュレーションする方法を説明するための図である。
【図４】第２項が無視できない場合における本発明の効果を説明するための図である。
【図５】本発明の実施の形態１のＸ線装置である回転撮影装置を概略構成を説明するための図である。
【図６】本実施の形態１の画像データ収集・高速撮影制御回路系の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図７】本実施の形態１の画像データ収集・高速撮影制御回路系の動作を説明するためのフローである。
【図８】演算領域指定レジスタの変数により指定する演算領域に関するパラメータを説明するための図である。
【図９】ＤＳＰ演算部における具体的な判別条件を説明するための図である。
【図１０】本実施の形態１の回転撮影装置におけるタイムシーケンスの一例を示す図である。
【図１１】本実施の形態１の回転撮影装置におけるタイムシーケンスの一例を示す図である。
【図１２】本発明の実施の形態２のＸ線装置である回転撮影装置の画像データ収集・高速撮影制御回路系の概略構成を説明するためのブロック図である。
【図１３】本実施の形態２の画像データ収集・高速撮影制御回路系の動作を説明するためのフローである。
【図１４】本実施の形態２の回転撮影装置の制御のタイムシーケンスの一例を示す図である。
【図１５】本発明の実施の形態３の回転撮影装置のＸ線検出器の概略構成を示す図である。
【符号の説明】
１０１，１１０１…制御用パソコン、１０２，１１０２…カメラ同期信号制御回路、１０３，１１０３…カメラインターフェース、１０４，１１０４…画像データ蓄積用フレームメモリ、１０５…画像間演算部、１０６…演算領域指定レジスタ、１０７…撮影条件用制限条件設定レジスタ、１０８…ディジタル信号演算器演算部（ＤＳＰ演算部）、１０９…演算結果レジスタ、１１０，１１１０…外部機器制御部、１１５…パソコンインターフェース、２０１…被検体、２０２…Ｘ線源、２０３…検出器、６０１…Ｘ線発生装置系、６０２…Ｘ線画像計測装置系、６０３…画像データ収集・高速撮影制御回路系、６０４…回転ガントリー、６０５…被検体保持用ベッド、６１１…Ｘ線制御装置、６１２…Ｘ線管、６２１…散乱線遮蔽グリッド、６２２…Ｘ線イメージインテンシファイア（以下、Ｘ線Ｉ．Ｉ．と記す）、６２３…光学系、６２４…テレビカメラ、６３１ａ…第１の１次レンズ、６３１ｂ…第２の１次レンズ、６３２…光学絞り、６３３…ミラー、６３４…２次レンズ。

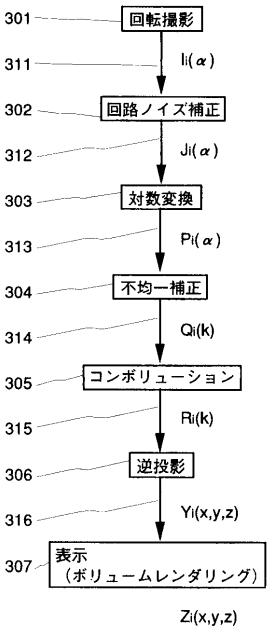
【図１】

図1



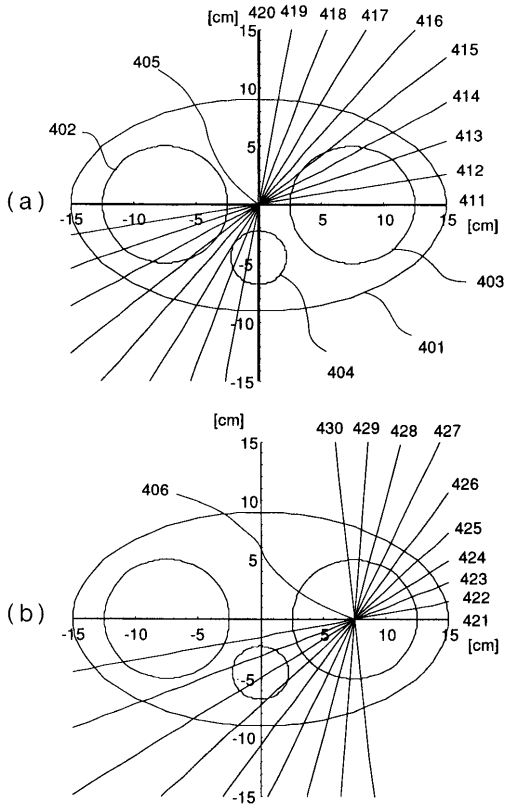

【図２】

図2



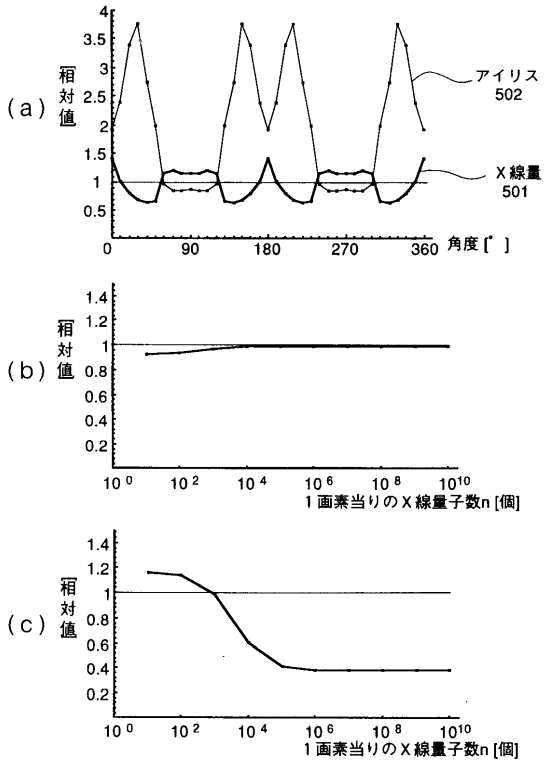

【図３】

図3



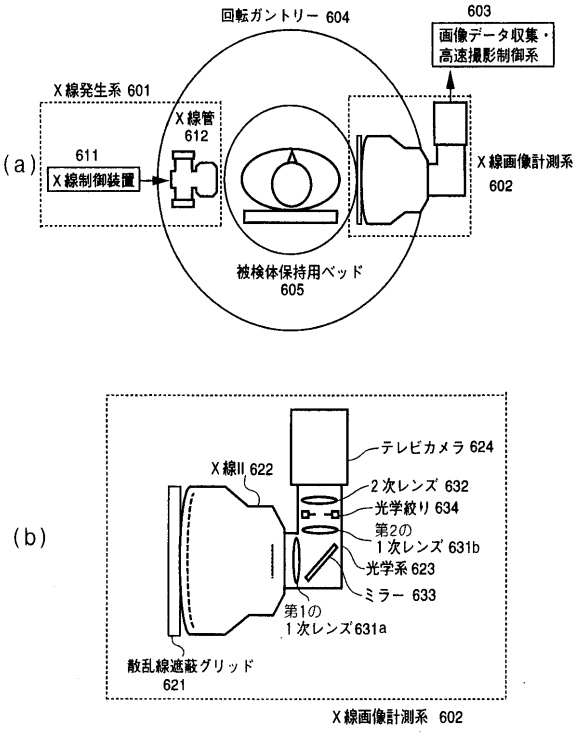

【図４】

図4



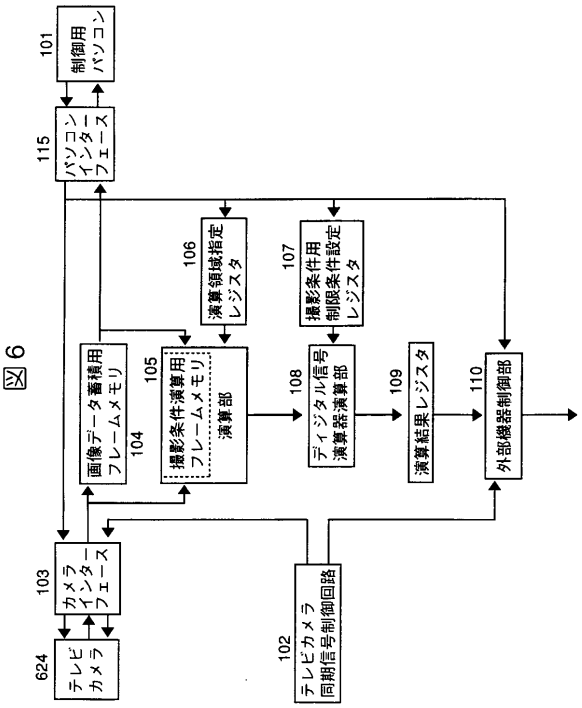
【図５】

図5



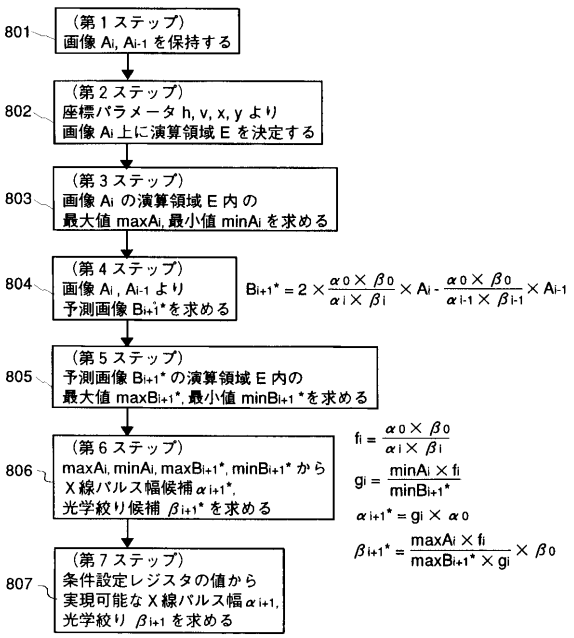

【図６】

図6



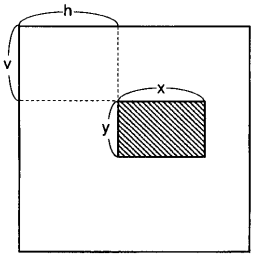

【図７】

図7



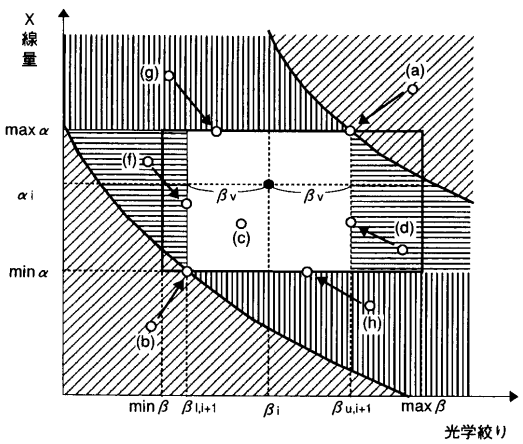

【図８】

図8



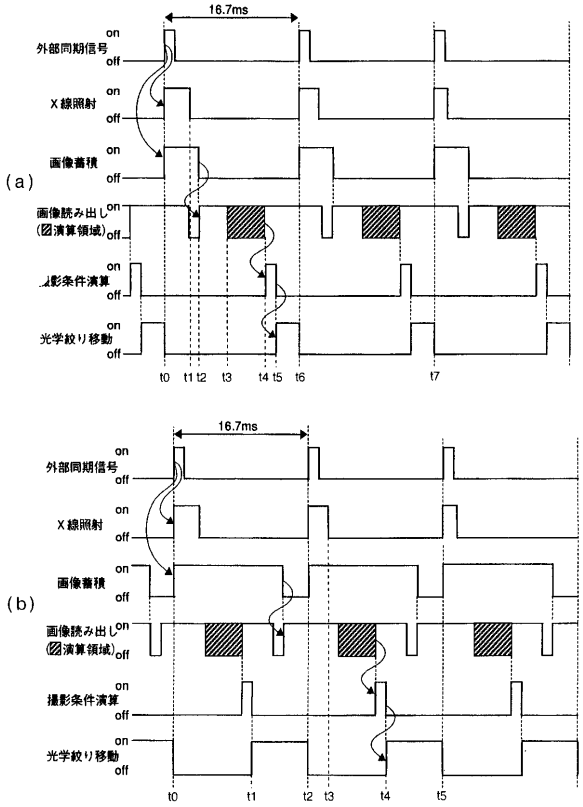

【図９】

図9



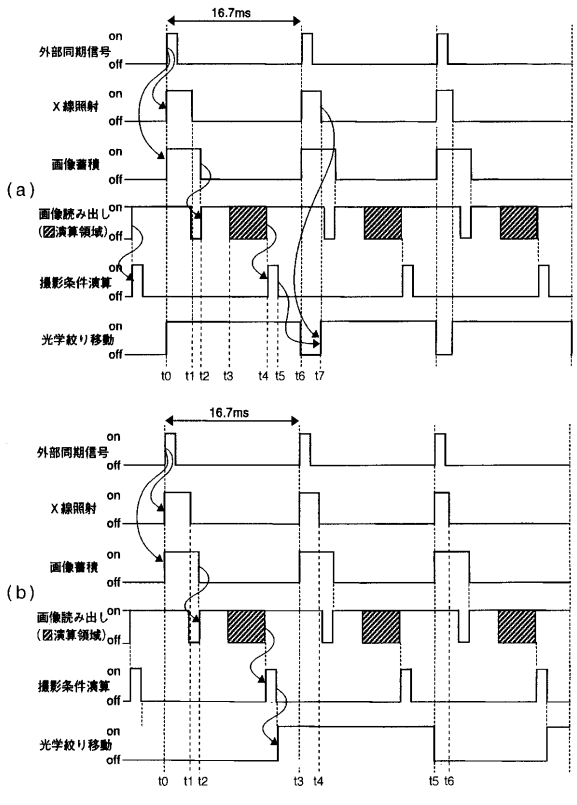
【図１０】

図１０



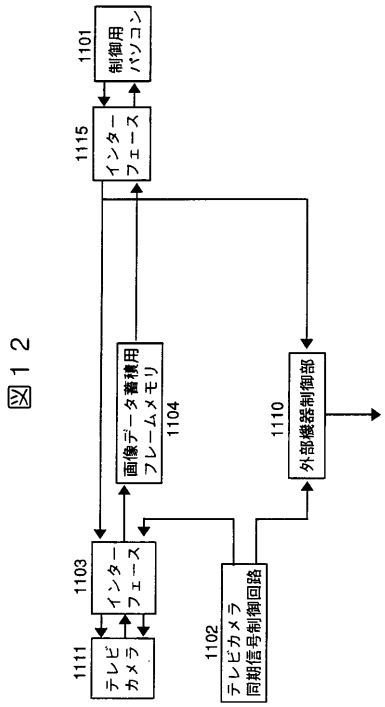

【図１１】

図１１



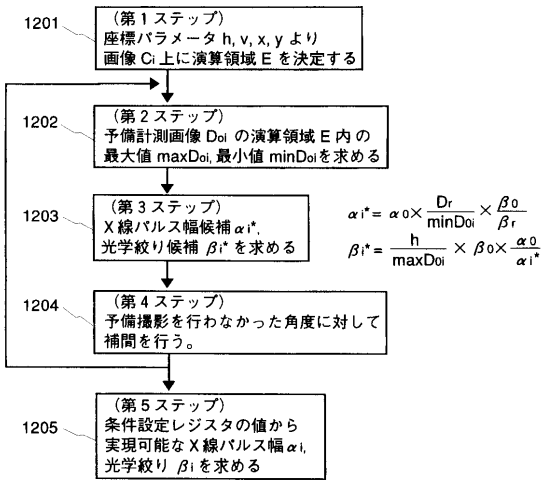

【図１２】

図１２



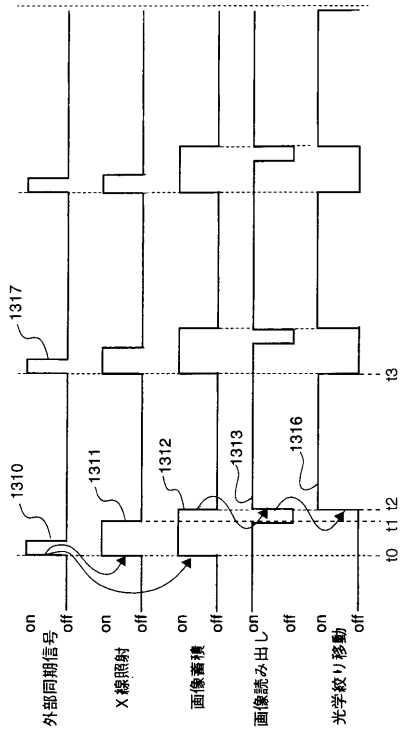

【図１３】

図１３



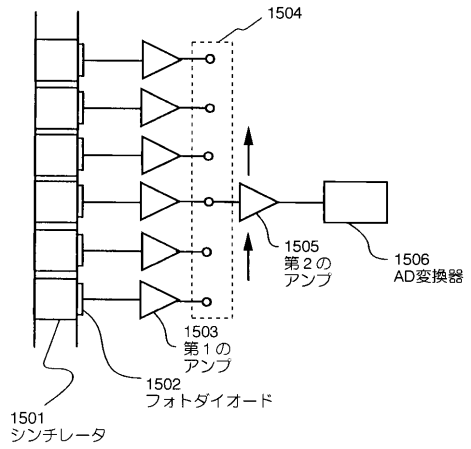
【図１４】

図１４




【図１５】

図１５



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０８－０６６３８９（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－２７６２３９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 6/00
A61B 6/03