

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-80839

(P2005-80839A)

(43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 6/03
G01T 1/00
G01T 1/161
H04N 5/32

F I

A61B 6/03 350F
A61B 6/03 320Y
G01T 1/00 B
G01T 1/161 C
H04N 5/32

テーマコード(参考)

2G088
4C093
5C024

審査請求有 請求項の数 16 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-315505(P2003-315505)

(22) 出願日 平成15年9月8日(2003.9.8)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100094053

弁理士 佐藤 隆久

(72) 発明者 郷野 誠

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

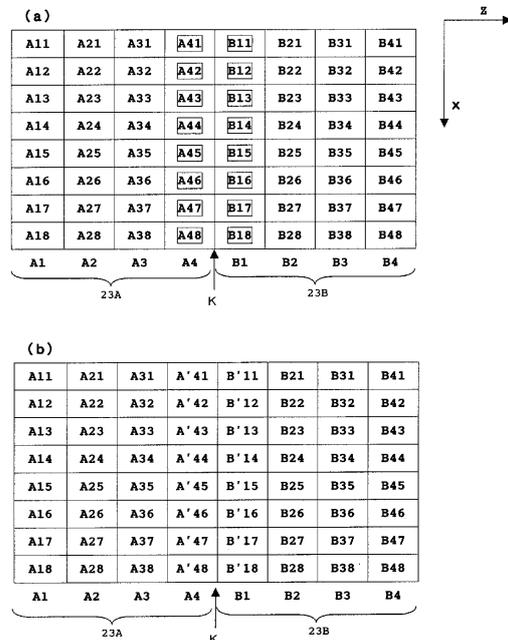
(54) 【発明の名称】放射線断層撮影装置およびその放射線断層撮影方法

(57) 【要約】

【課題】クロストークによる断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生を防止し、断層画像の画像品質を向上する。

【解決手段】互いが隣接して配置されている複数のX線検出モジュール23A、23Bにおいてアレイ状に配置されているX線検出素子によって検出されるX線により生成される検出データのうち、複数のX線検出モジュール23A、23Bの境界Kに隣接するX線検出素子が検出するX線による第1検出データA41が、その周囲のX線検出素子が検出するX線による第2検出データA11、A21、A31、B21、B31、B41に基づく波形データと適合するようにして、検出データをフィッティング処理する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被撮影体の撮影領域に放射線を照射する放射線照射手段と、

前記被撮影体の撮影領域を透過する前記放射線を検出する放射線検出素子がアレイ状に配置されている第 1 および第 2 の放射線検出モジュールを有しており、前記第 1 および第 2 の放射線検出モジュールが互いに隣接して配置されている放射線検出手段と、

前記放射線検出手段が検出する放射線により生成される検出データのうち、前記第 1 および第 2 の放射線検出モジュールの境界に隣接する前記放射線検出素子である第 1 放射線検出素子が検出する放射線により生成される第 1 検出データが、前記第 1 放射線検出素子の周囲の前記放射線検出素子である第 2 放射線検出素子が検出する放射線により生成される第 2 検出データに基づく波形データと適合するようにして、前記検出データをフィッティング処理するフィッティング処理手段と

を有する放射線断層撮影装置。

10

【請求項 2】

前記フィッティング処理手段は、前記第 1 検出データと前記第 2 検出データとを用いてフィッティング処理をする

請求項 1 に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 3】

前記フィッティング処理手段は、前記第 2 検出データのみを用いるフィッティング処理により前記第 1 検出データに対応するダミーデータを算出し、前記ダミーデータを前記第 1 検出データと置換する

請求項 1 に記載の放射線断層撮影装置。

20

【請求項 4】

前記フィッティング処理手段は、前記第 2 検出データを用いるフィッティング処理により前記第 1 検出データに対応する第 1 ダミーデータを前記第 1 および第 2 の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記第 1 ダミーデータと前記第 1 検出データとの差分データを第 1 および第 2 の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記差分データの平均値データを前記第 1 および第 2 の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記第 1 データと前記差分平均値データとの差分である第 2 ダミーデータを前記第 1 および第 2 の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記第 1 および第 2 の放射線検出モジュールのそれぞれに対応する前記第 1 検出データを前記第 2 ダミーデータに置換する

請求項 1 に記載の放射線断層撮影装置。

30

【請求項 5】

前記フィッティング処理手段は、前記フィッティング処理として多項式フィッティング処理を行う

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 6】

前記フィッティング処理された検出データに基づいて前記被撮影体の撮影領域の断層画像データを生成する断層画像生成手段を有する

請求項 1 から 5 のいずれかに記載の放射線断層撮影装置。

40

【請求項 7】

前記断層画像生成手段が生成する前記断層画像データに基づいて断層画像を表示する表示手段を有する

請求項 6 に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 8】

前記放射線照射手段は、前記放射線として X 線を照射する

請求項 1 から 7 のいずれかに記載の放射線断層撮影装置。

【請求項 9】

被撮影体の撮影領域に放射線を照射する放射線照射手段と、前記被撮影体の撮影領域を透過する前記放射線を検出する放射線検出素子がアレイ状に配置されている第 1 および第

50

2の放射線検出モジュールを有しており、前記第1および第2の放射線検出モジュールが互いに隣接して配置されている放射線検出手段とを有する放射線断層撮影装置を用いる放射線断層撮影方法であって、

前記放射線検出手段が検出する放射線により生成される検出データのうち、前記第1および第2の放射線検出モジュールの境界に隣接する前記放射線検出素子である第1放射線検出素子が検出する放射線により生成される第1検出データが、前記第1放射線検出素子の周囲の前記放射線検出素子である第2放射線検出素子が検出する放射線により生成される第2検出データに基づく波形データと適合するようにして、前記検出データをフィッティング処理するフィッティング処理工程

を有する放射線断層撮影方法。

10

【請求項10】

前記フィッティング処理工程においては、

前記第1検出データと前記第2検出データとを用いるフィッティング処理をする

請求項9に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項11】

前記フィッティング処理工程においては、

前記第2検出データを用いるフィッティング処理により前記第1検出データに対応するダミーデータを算出し、

前記ダミーデータを前記第1検出データと置換する

請求項9に記載の放射線断層撮影方法。

20

【請求項12】

前記フィッティング処理工程においては、

前記第2検出データを用いるフィッティング処理により前記第1検出データに対応する第1ダミーデータを前記第1および第2の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、

前記第1ダミーデータと前記第1検出データとの差分データを第1および第2の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記差分データの平均値データを前記第1および第2の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記第1データと前記差分平均値データとの差分である第2ダミーデータを前記第1および第2の放射線検出モジュールのそれぞれで算出し、前記第1および第2の放射線検出モジュールのそれぞれに対応する前記第1検出データを前記第2ダミーデータに置換する

請求項9に記載の放射線断層撮影方法。

30

【請求項13】

前記フィッティング処理工程においては、

前記フィッティング処理として多項式フィッティング処理を行う

請求項9から12のいずれかに記載の放射線断層撮影方法。

【請求項14】

前記フィッティング処理された検出データに基づいて断層画像データを生成する断層画像生成工程を有する

請求項9から13のいずれかに記載の放射線断層撮影方法。

【請求項15】

前記断層画像生成工程にて生成される前記断層画像データに基づいて断層画像を表示する表示工程を有する

請求項14に記載の放射線断層撮影方法。

40

【請求項16】

前記放射線としてX線を照射する

請求項9から15のいずれかに記載の放射線断層撮影方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線断層撮影装置およびその放射線断層撮影方法に関するものである。

50

【背景技術】

【0002】

放射線断層撮影装置として、放射線であるX線を用いて被撮影体の断層面の画像を生成するX線CT(Computed Tomography)装置が知られている。X線CT装置は、人体や物体などを被撮影体とし、医療用途や産業用途などの広範な用途で利用されている。

【0003】

X線CT装置は、被撮影体の体軸方向を軸として被撮影体の周囲を走査して、複数のビュー方向から被撮影体にX線をX線管から照射する。そして、X線管から照射されたX線をコリメータにより遮って、被撮影体の撮影領域に照射するようにX線を成形する。そして、コリメータを介して複数のビュー方向から被撮影体を透過するX線を、それぞれのビュー方向ごとにX線検出アレイで検出し、X線検出アレイの検出したX線により生成される検出データに基づいて被撮影体の撮影領域の断層像を再構成して生成する。

10

【0004】

X線CT装置は、被撮影体の撮影部位や撮影する目的が多様化してきており、解像度などの画像品質の向上や撮影の高速化が要求されている。このような要求に応えるため、X線CT装置は、被撮影体の周囲を一回転走査する間に複数の断層像を得ることができるように、複数のX線検出素子がアレイ状に配列されたX線検出アレイを有している。X線検出アレイは、X線を検出するX線検出素子がアレイ状に複数配列されているX線検出モジュールを有しており、製造を容易とするために、複数のX線検出モジュールがチャンネル方向と体軸方向とのそれぞれに隣接して配置されて構成されている。

20

【0005】

複数のX線検出素子がアレイ状に配列されたX線検出アレイにおいては、複数のX線検出素子が互いに近接して配置されているため、検出したX線によってX線検出素子間でクロストークが発生する場合があった。このため、X線CT装置は、クロストークを含む検出データに基づいて断層像を再構成して生成する場合に、断層画像のコントラストの低下やアーチファクトが発生し、画像品質が劣化する場合があった。

【0006】

従来において、クロストークによる画像品質の劣化を防止するために、さまざまな方法が提案されている。たとえば、従来においては、あらかじめ、それぞれのX線検出素子ごとにクロストーク発生量を求めて、その求められたクロストーク発生量を用いて検出データの補正を実施している(たとえば、特許文献1参照)。

30

【特許文献1】米国特許4897788号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来においては、体軸方向を軸としてファントムの周囲を走査するため、チャンネル方向のそれぞれのX線検出素子ごとにクロストーク発生量を求めることは容易であったが、体軸方向でのクロストーク発生量を求めることが困難であった。このため、従来においては、体軸方向でのクロストークによる画像品質の劣化を防止することが困難であった。特に、複数のX線検出モジュールの体軸方向での境界にはX線検出素子間で切れ目があるために、X線検出モジュールの体軸方向での境界近傍にあるX線検出素子と、その周囲のX線検出素子とでは、それぞれに近接するX線検出素子の数が異なり、クロストーク発生量の体軸方向でのプロファイルが不連続となるため、断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生が顕著であった。

40

【0008】

また、従来においては、実際に検出データを得る際のクロストーク発生量でなく、あらかじめ求められたクロストーク発生量を用いるために、より高精度に補正することができず、画像品質を十分に向上させることができなかった。

【0009】

50

したがって、本発明の目的は、クロストークによる断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生を防止し、断層画像の画像品質を向上できる放射線断層撮影装置およびその放射線断層画像撮影方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するため、本発明の放射線断層撮影装置は、被撮影体の撮影領域に放射線を照射する放射線照射手段と、前記被撮影体の撮影領域を透過する前記放射線を検出する放射線検出素子がアレイ状に配置されている第1および第2の放射線検出モジュールを有しており、前記第1および第2の放射線検出モジュールが互いに隣接して配置されている放射線検出手段と、前記放射線検出手段が検出する放射線により生成される検出データのうち、前記第1および第2の放射線検出モジュールの境界に隣接する前記放射線検出素子である第1放射線検出素子が検出する放射線により生成される第1検出データが、前記第1放射線検出素子の周囲の前記放射線検出素子である第2放射線検出素子が検出する放射線により生成される第2検出データに基づく波形データと適合するようにして、前記検出データをフィッティング処理するフィッティング処理手段とを有する。

10

【0011】

以上の本発明の放射線撮影装置においては、被撮影体の撮影領域に放射線を照射し、互いが隣接して配置されている第1および第2の放射線検出モジュールにおいてアレイ状に配置されている放射線検出素子により、被撮影体の撮影領域を透過する放射線を検出する。そして、放射線検出手段が検出する放射線により生成される検出データのうち、第1および第2の放射線検出モジュールの境界に隣接する放射線検出素子である第1放射線検出素子が検出する放射線により生成される第1検出データが、第1放射線検出素子の周囲の放射線検出素子である第2放射線検出素子が検出する放射線により生成される第2検出データに基づく波形データと適合するようにして、検出データをフィッティング処理する。

20

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の放射線断層撮影方法は、被撮影体の撮影領域に放射線を照射する放射線照射手段と、前記被撮影体の撮影領域を透過する前記放射線を検出する放射線検出素子がアレイ状に配置されている第1および第2の放射線検出モジュールを有しており、前記第1および第2の放射線検出モジュールが互いに隣接して配置されている放射線検出手段とを有する放射線断層撮影装置を用いる放射線断層撮影方法であって、前記放射線検出手段が検出する放射線により生成される検出データのうち、前記第1および第2の放射線検出モジュールの境界に隣接する前記放射線検出素子である第1放射線検出素子が検出する放射線により生成される第1検出データが、前記第1放射線検出素子の周囲の前記放射線検出素子である第2放射線検出素子が検出する放射線により生成される第2検出データに基づく波形データと適合するようにして、前記検出データをフィッティング処理するフィッティング処理工程を有する。

30

【0013】

以上の本発明の放射線撮影方法においては、被撮影体の撮影領域に照射されて撮影領域を透過し、互いが隣接して配置されている第1および第2の放射線検出モジュールにおいてアレイ状に配置されている放射線検出素子により検出される放射線により生成される検出データのうち、第1および第2の放射線検出モジュールの境界に隣接する放射線検出素子である第1放射線検出素子が検出する放射線により生成される第1検出データが、第1放射線検出素子の周囲の前記放射線検出素子である第2放射線検出素子が検出する放射線により生成される第2検出データに基づく波形データと適合するようにして、検出データをフィッティング処理する。

40

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、クロストークによる断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生を防止し、断層画像の画像品質を向上できる放射線断層撮影装置およびその放射線断層画像撮影方法を提供することができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【0016】

<実施形態1>

図1は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置1の全体構成を示すブロック図であり、図2は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置1の要部を示す構成図である。

【0017】

図1に示すように、本実施形態のX線CT装置1は、走査ガントリ2と操作コンソール3と撮影テーブル4とを有している。 10

【0018】

走査ガントリ2は、X線管20とX線管移動部21とコリメータ22とX線検出アレイ23とデータ収集部24とX線コントローラ25とコリメータコントローラ26と回転部27と回転コントローラ28とを主構成要素として有している。ここで、X線管20とX線検出アレイ23とは、互いの間にあるX線照射空間29を挟んで対向している。

【0019】

なお、走査ガントリ2のうち、X線管20により本発明に係る放射線照射手段が構成され、X線検出アレイ23により本発明に係る放射線検出手段が構成され、回転部27により本発明に係る回転手段が構成される。 20

【0020】

X線管20は、X線コントローラ25からの制御信号CTL251に基づいて、所定強度のX線5を、コリメータ22を介して被撮影体6の撮影領域に照射する。

【0021】

X線管移動部21は、X線コントローラ25からの制御信号CTL252に基づいて、X線管20の放射中心を、走査ガントリ2におけるX線照射空間29内の撮影テーブル4に載置される被撮影体6の体軸方向(図1の紙面に直交する方向、および、図2のz方向)に移動させる。

【0022】

コリメータ22は、X線管20とX線検出アレイ23との間に配置されており、コリメータコントローラ26からの制御信号CTL261に基づいて、X線管20から放射されたX線5をチャンネル方向xと体軸方向zとでそれぞれ遮り、チャンネル方向xと体軸方向zとに所定幅を有するコーン状のX線5に成形してX線5の照射範囲を調整する。ここで、X線5の照射範囲は、制御信号CTL261に基づいてコリメータ22のアパーチャの開度を調節することにより設定される。コリメータ22のアパーチャの開度調節は、たとえば、チャンネル方向xと体軸方向zとにそれぞれ設けられた2枚の板を独立して移動させることにより行われる。 30

【0023】

X線検出アレイ23は、複数のX線検出素子がアレイ状に配置されているX線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hを8つ有しており、8つのX線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hが、A列からH列の順に体軸方向zに隣接して並列し配置されている。 40

【0024】

なお、X線検出アレイ23のうち、X線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hによって本発明に係る放射線検出モジュールが構成され、たとえば、A列とB列とのX線検出モジュールが、第1および第2の放射線検出モジュールに相当する。また、X線検出素子23aによって、本発明に係る放射線検出素子が構成される。

【0025】

図3は、本実施形態におけるX線検出アレイ23を構成する8つのX線検出モジュール 50

23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hのうち、A列のX線検出モジュール23Aを示す構成図である。図3に示すように、X線検出モジュール23Aは、X線検出素子23aがチャンネル方向xと体軸方向zとにアレイ状に配列されている。2次元的に配列された複数のX線検出素子23aは、全体として、円筒凹面状に湾曲したX線入射面を形成する。ここで、チャンネル方向xには、たとえば、1000個のX線検出素子23aが配列されており、体軸方向zには、たとえば、8個のX線検出素子23aが配列されている。なお、B列からH列のX線検出モジュール23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hも、図3に示すA列のX線検出モジュール23Aと同様である。このため、8つのX線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hを有するX線検出アレイ23は、1モジュール当たり、たとえ

10

【0026】

X線検出素子23aは、たとえば、シンチレータ(scintillator)とフォトダイオード(photo diode)の組み合わせによって構成されている。なお、X線検出素子23aは、これに限定されるものではなく、たとえば、カドミウム・テルル(CdTe)等を利用した半導体X線検出素子、あるいはキセノン(Xe)ガスを利用した電離箱型のX線検出素子23aであって良い。

【0027】

本実施形態においては、複数のX線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hの境界に隣接するX線検出素子23aで検出されるX線のローデータにより、第1検出データが生成され、第1検出データとなるローデータを得たX線検出素子23aの周囲にあるX線検出素子23aにより検出されたX線のローデータにより、第2検出データが生成される。たとえば、AとBとのX線検出モジュール23A, 23Bのそれぞれにおいては、AとBとのX線検出モジュール23A, 23Bの境界に最も近い位置にある1つのX線検出素子23aにより第1検出データを得る。また、第1検出データを得るためのX線検出素子23aに体軸方向で近接する3つのX線検出素子23aを用いて第2検出データを得る。複数のX線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hの体軸方向zでの境界にはX線検出素子23a間で切れ目があり、X線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hの体軸方向zでの境界近傍にあるX線検出素子23aと、その周囲のX線検出素子23aとは、それぞれに近接するX線検出素子23aの数が異なるために、クロストーク発生量の体軸方向でのプロファイルが不連続となる。このため、第1検出データは、第2検出データと異なるクロストーク発生量を含む。

20

30

【0028】

なお、X線検出素子23のうち、複数のX線検出モジュール23A, 23B, 23C, 23D, 23E, 23F, 23G, 23Hの境界に隣接して第1検出データとなるX線を検出するX線検出素子23aによって、本発明に係る第1放射線検出素子が構成される。また、第1検出データとなるX線を検出するX線検出素子23aの周囲にあるX線検出素子23aによって、本発明に係る第2放射線検出素子が構成される。

40

【0029】

図4, 図5は、X線管20とコリメータ22とX線検出アレイ23の相互関係を示す図である。図4において、図4(a)は体軸方向zを視線とした側から見た状態を示す図であり、図4(b)はチャンネル方向xを視線として側から見た状態を示す図である。また、図5は、図4(b)と同様にチャンネル方向xを視線として側から見た状態において、被撮影体6を撮影する様子を示す図である。

【0030】

図4(a), 図4(b)に示すように、X線管20から放射されたX線5は、コリメータ22によって所定のコーン角を有するコーン状のX線5となるように成形され、X線検出アレイ23の所定領域に照射されるようになっている。そして、図5に示すように、被

50

撮影体 6 を撮影する場合においては、撮影テーブル 4 に載置された被撮影体 6 が X 線照射空間 2 9 に搬入され、被撮影体 6 の体軸方向を軸として被撮影体 6 の周囲を走査して、被撮影体 6 の撮影領域に X 線管 2 0 から X 線 5 が照射される。そして、X 線管 2 0 から照射された X 線 5 は、コリメータ 2 2 を介して被撮影体 6 を透過して X 線検出アレイ 2 3 に検出される。

【 0 0 3 1 】

データ収集部 2 4 は、X 線検出アレイ 2 3 の個々の X 線検出素子 2 3 a によるローデータを収集し、操作コンソール 3 に出力する。図 2 に示すように、データ収集部 2 4 は、たとえば、選択・加算切換回路 (M U X , A D D) 2 4 1 とアナログ - デジタル変換器 (A D C 2 4 2 とを有する。選択・加算切換回路 2 4 1 は、X 線検出アレイ 2 3 の X 線検出素子 2 3 a によるローデータを、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 からの制御信号 C T L 3 0 3 に応じて選択し、あるいは組み合わせを変えて足し合わせ、その結果をアナログ - デジタル変換器 2 4 2 に出力する。アナログ - デジタル変換器 2 4 2 は、選択・加算切換回路 2 4 1 において選択あるいは任意の組み合わせで足し合わされたローデータをアナログ信号からデジタル信号に変換して、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 に出力する。

10

【 0 0 3 2 】

X 線コントローラ 2 5 は、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 からの制御信号 C T L 3 0 1 に応じて、X 線管 2 0 に対し制御信号 C T L 2 5 1 を出力して X 線放射の制御を行う。また、X 線コントローラ 2 5 は、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 による制御信号 C T L 3 0 1 に応じて、X 線管移動部 2 2 1 に対し制御信号 C T L 2 5 2 を出力して、X 線管 2 0 の放射中心を体軸方向 z に指示に応じた距離だけ移動させる。

20

【 0 0 3 3 】

コリメータコントローラ 2 6 は、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 による制御信号 C T L 3 0 2 に応じて、コリメータ 2 2 に対して制御信号 C T L 2 6 1 を出力しコリメータ 2 2 のアパーチャ 2 2 1 の開度を調整して、X 線管 2 0 から放射された X 線 5 を成形させて X 線検出アレイ 2 3 の所望の領域に照射させる。

【 0 0 3 4 】

回転部 2 7 は、回転コントローラ 2 8 による制御信号 C T L 2 8 に基づいて所定の方向に回転する。この回転部 2 7 には、X 線管 2 0 と X 線管移動部 2 1 とコリメータ 2 2 と X 線検出アレイ 2 3 とデータ収集部 2 4 と X 線コントローラ 2 5 とコリメータコントローラ 2 6 とが搭載されており、これらの構成要素は、回転部 2 7 の回転に伴って X 線照射空間 2 9 に搬入される被撮影体 6 に対して位置関係が変化する。回転部 2 7 を回転させることにより、被撮影体 6 の体軸方向を軸とし複数のビュー方向から X 線 5 を照射して、被撮影体 6 を透過した X 線 5 を検出する。

30

【 0 0 3 5 】

回転コントローラ 2 8 は、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 による制御信号 C T L 3 0 4 に応じて、回転部 2 7 に対し制御信号 C T L 2 8 を出力して、所定の方向に所望の回転数だけ回転させる。

【 0 0 3 6 】

操作コンソール 3 は、中央処理装置 3 0 と入力装置 3 1 と表示装置 3 2 と記憶装置 3 3 とを主構成要素として有している。

40

【 0 0 3 7 】

なお、ここで、中央処理装置 3 0 は、本発明に係るフィッティング処理手段と断層画像生成手段とを含む。また、表示装置 3 2 により本発明に係る表示手段が構成される。

【 0 0 3 8 】

中央処理装置 3 0 は、たとえば、マイクロコンピュータ等により構成され、各種の機能に応じたプログラムを有する。中央処理装置 3 0 は、入力装置 3 1 から入力される指示に応じて、被撮影体 6 が載置される撮影テーブル 4 を走査ガントリ 2 の X 線照射空間 2 9 に対して搬入または搬出させるために、制御信号 C T L 3 0 b を撮影テーブル 4 に出力する

50

。

【0039】

そして、中央処理装置30は、入力装置31から入力されるマルチスライススキヤンの開始指示を受けて走査ガントリ2の回転コントローラ28に制御信号CTL304を出力して、走査ガントリ2の回転部27を所定方向に指示に応じた回数に回転させる。

【0040】

また、中央処理装置30は、走査ガントリ2のX線管20にX線5の放射させるために、制御信号CTL301をX線コントローラ25に出力する。

【0041】

そして、中央処理装置30は、入力装置31から入力される被撮影体6の撮影領域の情報を受けて、制御信号CTL301をX線コントローラ25に出力し、X線管20の放射中心を体軸方向zへ指示に応じた距離だけ移動させる。また、その際には、X線5を所定範囲に放射させるために、所定のアパーチャ開度となるようにコリメータ22を制御する制御信号CTL302を、コリメータコントローラ26に出力する。 10

【0042】

そして、中央処理装置30は、入力装置31から入力される被撮影体6の撮影領域の情報に応じて、X線検出アレイ23のX線検出素子23aが得るローデータを選択、あるいは、組み合わせを変えて足し合わせるように、制御信号CTL303をデータ収集部24の選択・加算切換回路241に出力する。また、中央処理装置30は、データ収集部24が収集したローデータに、感度補正などの前処理を施して、検出データを生成する。 20

【0043】

そして、中央処理装置30は、フィッティング処理手段として機能するプログラムを有し、フィッティング処理手段により、複数のX線検出モジュールの境界に隣接するX線検出素子23aにより生成される第1検出データが、第1検出データを生成したX線検出素子23aの周囲にあるX線検出素子23aにより生成された第2検出データに基づく波形データと適合させるように、検出データをフィッティング処理する。

【0044】

本実施形態において、フィッティング処理手段は、第1検出データと第2検出データとを用いてフィッティング処理する。たとえば、フィッティング処理手段は、第1検出データと第2検出データとを用いて最小二乗誤差基準で導かれる多項式で示される波形データに適合するように、第1検出データと第2検出データとのそれぞれに重み係数を与えて、第1検出データを正規化して、検出データをフィッティング処理する。なお、第1検出データと第2検出データとを用いるフィッティング処理の詳細については後述する。 30

【0045】

さらに、中央処理装置30は、断層画像生成手段として機能するプログラムを有し、複数のビュー方向からの検出データに基づいて画像再構成を行い、複数の断層像を生成する。ここでは、フィッティング処理された第1検出データと第2検出データとを検出データとして用いる。また、中央処理装置30における画像再構成には、たとえば、フィルタード・バックプロジェクション(*filtered back projection*)法が用いられる。そして、中央処理装置30は、再構成された画像を表示装置32に表示させる。 40

【0046】

入力装置31は、撮影条件等の情報を中央処理装置30に入力するために設けられており、たとえば、キーボードやマウスにより構成される。なお、入力装置31は、走査ガントリ2または撮影テーブル4に接続されていてもよい。

【0047】

表示装置32は、中央処理装置30からの指令に基づき、再構成されて生成された断層像やその他の各種情報を表示する。

【0048】

記憶装置33は、各種のデータや再構成画像およびプログラム等を記憶し、記憶データ 50

が、必要に応じて中央処理装置 30 によりアクセスされる。

【0049】

つぎに、上記の本実施形態の X 線 CT 装置 1 を用いる X 線断層撮影方法について説明する。

【0050】

図 6 は、本実施形態の X 線検出アレイ 23 のうち、体軸方向 z に隣接して並列する A と B との 2 つの X 線検出モジュール 23 A, 23 B の部分が検出した X 線により生成される検出データを示す図であり、図 6 (a) がフィッティング処理前を示し、図 6 (b) がフィッティング処理後を示している。図 6 では、2 つの X 線検出モジュール 23 A, 23 B において、それぞれ、チャンネル方向 x に 8 個の X 線検出素子 23 a が並び、体軸方向 z に 4 個の X 線検出素子 23 a が並んでいる部分について示している。なお、図 6 (a) では、四角形で囲んだ個所は、2 つの X 線検出モジュール 23 A, 23 B の境界 K に隣接する X 線検出素子 23 a が検出する X 線によって得られる第 1 検出データ A 4 1 ~ 4 8, B 1 1 ~ 1 8 を示している。

10

【0051】

図 7 は、本実施形態において、体軸方向に並ぶ X 線検出素子 23 a で得られる検出データをプロットした図であり、図 7 (a) がフィッティング処理工程前を示し、図 7 (b) がフィッティング処理工程後を示している。そして、図 7 においては、たとえば、図 6 に示すように、体軸方向に並ぶ第 1 検出データと第 2 検出データとを有する検出データ A 1 1, A 2 1, A 3 1, A 4 1, B 1 1, B 2 1, B 3 1, B 4 1 を用いている。また、図 7 において、横軸は、検出データを得た X 線検出素子 23 a の位置を示し、縦軸は、検出される X 線の強度に基づいて生成された検出データのデータ値を示す。

20

【0052】

X 線断層撮影方法では、X 線 5 の走査に先がけて、まず、オペレータにより入力装置 31 を介して被撮影体 6 の撮影領域の情報が中央処理装置 30 に入力される。そして、中央処理装置 30 は、入力装置 31 から入力される情報に基づいて、被撮影体 6 が載置される撮影テーブル 4 を走査ガントリ 2 の X 線照射空間 29 に搬入または搬出させるための制御信号 C T L 30 b を撮影テーブル 4 に出力し、被撮影体 6 の撮影領域が走査ガントリ 2 の X 線照射空間 29 の所望の位置となるように位置決めする。また、中央処理装置 30 は、制御信号 C T L 30 1 を X 線コントローラ 25 に出力して、X 線コントローラ 25 に X 線管 20 へ制御信号 C T L 25 1 を出力させて、X 線管 20 からの X 線 5 の放射を実行させる。さらに、中央処理装置 30 は、制御信号 C T L 30 2 をコリメータコントローラ 26 に出力し、コリメータコントローラ 26 にコリメータ 22 のアパーチャ 22 1 の開度を制御する制御信号 C T L 26 1 をコリメータ 22 へ供給させる。そして、被撮影体 6 の撮影領域を透過した X 線は、X 線検出素子 23 a がアレイ状に配置されている X 線検出モジュールを有し、X 線検出モジュールが隣接して配置されている X 線検出アレイ 23 により検出される。そして、X 線検出アレイ 23 により検出される X 線 5 について、感度補正などの前処理をして、検出データが生成される。

30

【0053】

図 7 (a) に示すように、第 1 検出データと第 2 検出データとを含む検出データ A 1 1, A 2 1, A 3 1, A 4 1, B 1 1, B 2 1, B 3 1, B 4 1 による波形データは、第 1 検出データ A 4 1, B 1 1 の部分で不連続となっている。この原因としては、第 1 検出データ A 4 1, B 1 1 に相当する部分が、複数の X 線検出モジュール 23 A, 23 B の境界 K に隣接する X 線検出素子 23 a により検出された X 線により得られるために、第 2 検出データ A 1 1, A 2 1, A 3 1, B 2 1, B 3 1, B 4 1 が含むクロストーク発生量と異なっていることにある。

40

【0054】

そこで、X 線断層撮影方法におけるフィッティング処理工程では、図 7 に示すように第 1 検出データと第 2 検出データとが含むクロストーク発生量がそれぞれ異なることを補正するため、X 線検出アレイ 23 が検出する X 線により生成される検出データのうち、複

50

数の X 線検出モジュール 2 3 A , 2 3 B の境界に隣接する X 線検出素子 2 3 a が検出する X 線により生成される第 1 検出データが、第 1 検出データを得る X 線検出素子 2 3 a の周囲の X 線検出素子 2 3 a が検出する放射線により生成される第 2 検出データに基づく波形データと適合するようにして、検出データをフィッティング処理する。

【 0 0 5 5 】

ここで、本実施形態のフィッティング処理工程では、第 1 検出データと第 2 検出データとを用いてフィッティング処理する。たとえば、第 1 検出データと第 2 検出データとを用いて最小二乗誤差基準で導かれる多項式で示される波形データに適合するように、第 1 検出データと第 2 検出データとのそれぞれに重み係数を与えて、第 1 検出データを正規化する多項式フィッティング処理する。図 6 に示すように、一方の X 線検出モジュール 2 3 A における第 1 検出データ A 4 1 については、2 次 3 次多項式で示される波形データに適合するために、 $A'41 = (-2 \cdot A11 + 3 \cdot A21 + 6 \cdot A31 + 7 \cdot A41 + 6 \cdot B11 + 3 \cdot B21 - 2 \cdot B31) / 21$ のように、第 1 検出データ A 4 1 と、その第 1 検出データ A 4 1 を中心に体軸方向の周囲の 3 つの X 線検出素子により得られる検出データ A 1 1 , A 2 1 , A 3 1 , B 1 1 , B 2 1 , B 3 1 とに所定の重み係数を付与して加算したのち、その加算した値を所定の正規化係数で割った値 A'41 を第 1 検出データ A 4 1 とする。他方の X 線検出モジュール 2 3 B における第 1 検出データ B 1 1 についても、同様に処理する。なお、本実施形態のフィッティング処理工程は、第 1 検出データと第 2 検出データとにローパスフィルタを用いてフィルタリング処理をして、第 1 検出データに多く含んでいる高周波数成分を除去することと同意であり、診断目的や対象部位に応じて所望のローパスフィルタを用いることができる。

10

20

【 0 0 5 6 】

このようにして、図 6 (a) に示す第 1 検出データ A 4 1 ~ 4 8 , B 1 1 ~ 1 8 を、図 6 (b) に示すよう、フィッティング処理により補正された第 1 検出データ A'41 ~ 4 8 , B'11 ~ 1 8 に置換し、図 7 (b) に示すように、第 1 検出データが第 2 検出データに基づく波形データに適合するに補正する。

【 0 0 5 7 】

そして、断層画像生成工程においては、フィッティング処理された検出データに基づいて、中央処理装置 3 0 により画像再構成を実施して断層画像データを生成する。そして、表示工程においては、断層画像生成工程で生成された断層画像を表示装置 3 2 に表示させる。

30

【 0 0 5 8 】

以上のように、本実施形態は、被撮影体の撮影領域に X 線を照射し、互いが体軸方向で隣接して配置されている複数の X 線検出モジュールにおいてアレイ状に配置されている X 線検出素子により、被撮影体の撮影領域を透過する X 線を検出する。そして、X 線検出素子が検出する X 線により生成される検出データのうち、複数の X 線検出モジュールの境界に隣接する X 線検出素子で検出する X 線により生成される第 1 検出データが、その体軸方向の周囲の X 線検出素子が検出する X 線により生成される第 2 検出データに基づく波形データと適合するようにして、フィッティング処理する。

【 0 0 5 9 】

フィッティング処理することにより、複数の X 線検出モジュールの体軸方向での境界近傍の X 線検出素子による第 1 検出データが、その周囲の第 2 検出データと同様に、X 線検出モジュールの体軸方向での境界の影響を受けない場合のクロストーク発生量を含むように補正される。つまり、クロストーク発生量の体軸方向でのプロファイルが連続的となるように補正している。また、本実施形態は、あらかじめ求められたクロストーク発生量を用いなく、被撮影体の撮影領域の撮影時に得られる検出データに基づいて補正している。このため、本実施形態は、高精度に補正することができ、断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生を防止でき、再構成により生成される断層画像の画像品質を向上することができる。

40

【 0 0 6 0 】

50

また、本実施形態は、第1検出データと第2検出データとを用いる多項式フィッティング処理により、フィッティング処理を行っている。このように簡便な方法でフィッティング処理を行うため、高速に撮影することができる。

【0061】

<実施形態2>

本発明の実施形態2に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置は、実施形態1と同様に、図1と図2とに示される構成を有している。本実施形態のX線CT装置は、実施形態1とフィッティング処理手段が異なることを除き、実施形態1と同様である。このため、実施形態1のX線CT装置と重複する個所についての説明は省略する。

【0062】

本実施形態のX線CT装置のフィッティング処理手段は、実施形態1と同様に、中央処理装置30に設けられる。本実施形態において、フィッティング処理手段は、第2検出データのみを用いるフィッティング処理により、第1検出データに対応するダミーデータを算出し、そのダミーデータを第1検出データと置換する。

【0063】

つぎに、本実施形態のX線CT装置を用いるX線断層撮影方法について説明する。本実施形態のX線断層撮影方法は、実施形態1とフィッティング処理工程が異なることを除き、実施形態1と同様である。このため、実施形態1のX線断層撮影方法と重複する個所についての説明は省略する。

【0064】

図8は、本実施形態のX線検出アレイ23のうち、体軸方向zに隣接して並列するAとBとの2つのX線検出モジュール23A, 23Bの部分が検出したX線により生成される検出データを示す図であり、図8(a)がフィッティング処理前を示し、図8(b)がフィッティング処理後を示している。図8では、2つのX線検出モジュール23A, 23Bにおいて、それぞれ、チャンネル方向xに8個のX線検出素子23aが並び、体軸方向zに4個のX線検出素子23aが並んでいる部分について示している。なお、図8(a)では、四角形で囲んだ個所は、2つのX線検出モジュール23A, 23Bの境界Kに隣接するX線検出素子23aが検出するX線によって得られる第1検出データA41~48, B11~18を示している。

【0065】

本実施形態のフィッティング処理工程は、第2検出データのみを用いるフィッティング処理により、第1検出データに対応するダミーデータを算出し、そのダミーデータを第1検出データと置換する。図8(a)に示すように、たとえば、第2検出データA11, A21, A31, B21, B31, B41に対してローパスフィルタを用いてフィルタリング処理をして、第2検出データA11, A21, A31, B21, B31, B41に基づく波形データを導く。図8(b)に示すように、そして、その波形データを用いて、第1検出データA41, B11に対応するダミーデータA'41, B'11を算出し、そのダミーデータA'41, B'11を第1検出データA41, B11と置換することによりフィッティング処理する。

【0066】

以上のように、本実施形態は、第2検出データのみを用いるフィッティング処理により、第1検出データに対応するダミーデータを算出し、そのダミーデータを第1検出データと置換する。このため、本実施形態は、実施形態1と同様に、断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生を防止でき、再構成により生成される断層画像の画像品質を向上することができ、高速に撮影することができる。

【0067】

<実施形態3>

本発明の実施形態3に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置は、実施形態1および2と同様に、図1と図2とに示される構成を有している。本実施形態のX線CT装置は、実施形態1および2とフィッティング処理手段が異なることを除き、実施形態1およ

10

20

30

40

50

び 2 と同様である。このため、実施形態 1 および 2 の X 線 CT 装置と重複する個所についての説明は省略する。

【 0 0 6 8 】

本実施形態の X 線 CT 装置のフィッティング処理手段は、実施形態 1 および 2 と同様に、中央処理装置 30 に設けられる。本実施形態において、フィッティング処理手段は、第 2 検出データを用いるフィッティング処理により第 1 検出データに対応する第 1 ダミーデータを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出し、第 1 ダミーデータと第 1 検出データとの差分データを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出する。また、差分データの平均値データを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出し、第 1 データと差分平均値データとの差分である第 2 ダミーデータを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出する。その後、複数の X 線検出モジュールのそれぞれに対応する第 1 検出データを第 2 ダミーデータに置換する。

10

【 0 0 6 9 】

つぎに、本実施形態の X 線 CT 装置を用いる X 線断層撮影方法について説明する。本実施形態の X 線断層撮影方法は、実施形態 1 および 2 とフィッティング処理工程が異なることを除き、実施形態 1 および 2 と同様である。このため、実施形態 1 および 2 の X 線断層撮影方法と重複する個所についての説明は省略する。

【 0 0 7 0 】

図 9 は、本実施形態の X 線検出アレイ 23 のうち、体軸方向 z に隣接して並列する A と B との 2 つの X 線検出モジュール 23 A, 23 B の部分が検出した X 線により生成される検出データを示す図であり、図 9 (a) がフィッティング処理前を示し、図 9 (b) がフィッティング処理後を示している。図 9 では、2 つの X 線検出モジュール 23 A, 23 B において、それぞれ、チャンネル方向 x に 8 個の X 線検出素子 23 a が並び、体軸方向 z に 4 個の X 線検出素子 23 a が並んでいる部分について示している。なお、図 9 (a) では、四角形で囲んだ個所は、2 つの X 線検出モジュール 23 A, 23 B の境界 K に隣接する X 線検出素子 23 a が検出する X 線によって得られる第 1 検出データ A 4 1 ~ 4 8, B 1 1 ~ 1 8 を示している。

20

【 0 0 7 1 】

本実施形態のフィッティング処理工程は、第 2 検出データを用いるフィッティング処理により第 1 検出データに対応する第 1 ダミーデータを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出し、第 1 ダミーデータと第 1 検出データとの差分データを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出する。また、差分データの平均値データを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出し、第 1 データと差分平均値データとの差分である第 2 ダミーデータを複数の X 線検出モジュールのそれぞれで算出する。その後、複数の X 線検出モジュールのそれぞれに対応する第 1 検出データを第 2 ダミーデータに置換する。

30

【 0 0 7 2 】

図 9 に示すように、たとえば、第 2 検出データ A 1 1, A 2 1, A 3 1, B 2 1, B 3 1, B 4 1 に対してローパスフィルタを用いてフィルタリング処理をして、その後、フィルタリング処理した第 2 検出データ A 1 1, A 2 1, A 3 1, B 2 1, B 3 1, B 4 1 に基づく波形データを導く。そして、その波形データを用いて、A 列の X 線検出モジュール 23 A の第 1 検出データ A 4 1 と、B 列の X 線検出モジュール 23 B の第 1 検出データ B 1 1 に対応する第 1 ダミーデータ A ' 4 1, B ' 1 1 をそれぞれ算出する。

40

【 0 0 7 3 】

その後、第 1 ダミーデータ A ' 4 1, B ' 1 1 と第 1 検出データ A 4 1, B 1 1 との差分データ A E 4 1, B E 1 1 を算出する。この差分データ A 4 1, B 1 1 は、X 線検出モジュール 23 A, 23 B の体軸方向での境界 K の影響を受けない場合のクロストーク発生量に略相当する。以上の工程は、X 線検出モジュール 23 A, 23 B のそれぞれの X 線検出素子 23 a ごと実施して、チャンネル方向 x に並ぶ第 1 検出データ A 4 1 ~ 4 8 と、その第 1 検出データ A 4 1 ~ 4 8, B 1 1 ~ B 1 8 に対応する第 1 ダミーデータ A ' 4 1 ~ 4 8, B ' 1 1 ~ B 1 8 との差分データ A E 4 1 ~ 4 8, B E 1 1 ~ 1 8 を算出する。

50

【0074】

そして、A列のX線検出モジュール23Aの複数の差分データAE41～48を用いて、A列のX線検出モジュール23Aの差分平均値データAAEを算出し、B列のX線検出モジュール23Bの複数の差分データAE41～48、BE11～18を用いて、B列のX線検出モジュール23Bの差分平均値データABEを算出する。

【0075】

そして、第1検出データA41～48、B11～18と差分平均値データAAE、ABEとの差分である第2ダミーデータA''41～48、B''11～18を、AとBとのX線検出モジュール23A、23Bのそれぞれで算出する。

【0076】

その後、図9(b)にしめすように、AとBとのX線検出モジュール23A、23Bのそれぞれに対応する第1検出データA41～48、B11～18を、それぞれに対応する第2ダミーデータA''41～48、B''11～18と置換する。

【0077】

以上のように、本実施形態は、複数のX線検出モジュールの体軸方向での境界の影響を受けない場合のクロストーク発生量に略相当する差分データについて平均値をとって差分平均値データを求め、その差分平均値データを用いる。このため、この差分データにノイズ成分が含まれている場合であっても、複数のX線検出モジュールの体軸方向での境界近傍のX線検出素子による第1検出データが、その周囲の第2検出データと同様に、X線検出モジュールの体軸方向での境界の影響を受けない場合のクロストーク発生量を含むように補正される。したがって、実施形態1と同様に、断層画像のコントラストの低下やアーチファクトの発生を防止して断層画像の画像品質を向上できる。

【0078】

なお、本発明の実施に際しては、上記した実施の形態に限定されるものではなく、種々の変形形態を採用することができる。

【0079】

たとえば、上記実施形態では、複数のX線検出モジュールの体軸方向での境界近傍における検出データについて、フィッティング処理しているが、複数のX線検出モジュールのチャンネル方向での境界近傍における検出データについても適用可能である。

【0080】

また、たとえば、上記実施形態では、第1検出データとして放射線検出モジュールの境界に最も隣接する放射線検出素子である第1放射線検出素子からの検出データを用い、第2検出データとして、第1放射線検出素子の体軸方向にそれぞれ3つ並んでいる周囲の放射線検出素子である第2放射線検出素子からの検出データを用いているが、第1検出データおよび第2検出データともに、検出データ全体の波形データに基づいて任意の数の検出データを用いてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】図1は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置の要部を示す構成図である。

【図3】図3は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置におけるX線検出モジュールの構成図である。

【図4】図4は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置において、X線管とコリメータとX線検出アレイの相互関係を示す図であり、図4(a)は体軸方向を視線とした側から見た状態を示す図であり、図4(b)はチャンネル方向を視線として側から見た状態を示している。

【図5】図5は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置において、X線管とコリメータとX線検出アレイの相互関係を示す図であり、チャンネル方向

10

20

30

40

50

を視線として側から見た状態にて被撮影体を撮影する様子を示している。

【図6】図6は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置において、X線検出アレイの複数のX線検出モジュールのうち、体軸方向に隣接して並列するAとBとの2つのX線検出モジュールの部分が検出したX線により生成される検出データを示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施形態1に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置において、体軸方向に並ぶX線検出素子で得られる検出データをプロットした図である。

【図8】図8は、本発明の実施形態2に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置において、X線検出アレイの複数のX線検出モジュールのうち、体軸方向に隣接して並列するAとBとの2つのX線検出モジュールの部分が検出したX線により生成される検出データを示す図である。

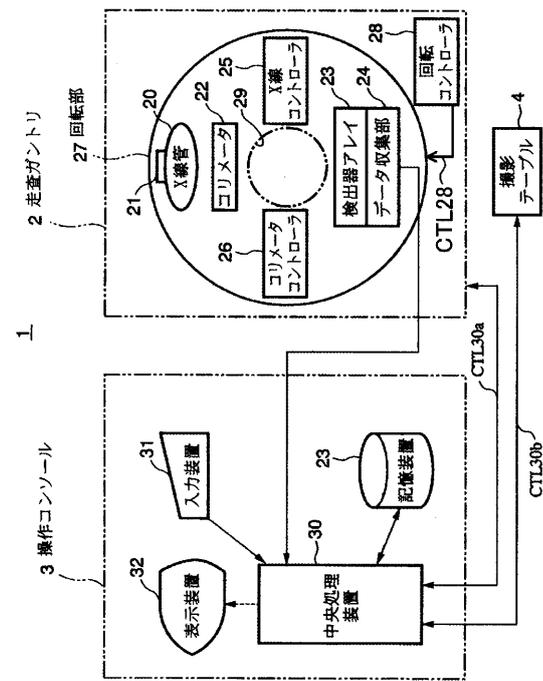
【図9】図9は、本発明の実施形態3に係る放射線断層撮影装置としてのX線CT装置において、X線検出アレイの複数のX線検出モジュールのうち、体軸方向に隣接して並列するAとBとの2つのX線検出モジュールの部分が検出したX線により生成される検出データを示す図である。

【符号の説明】

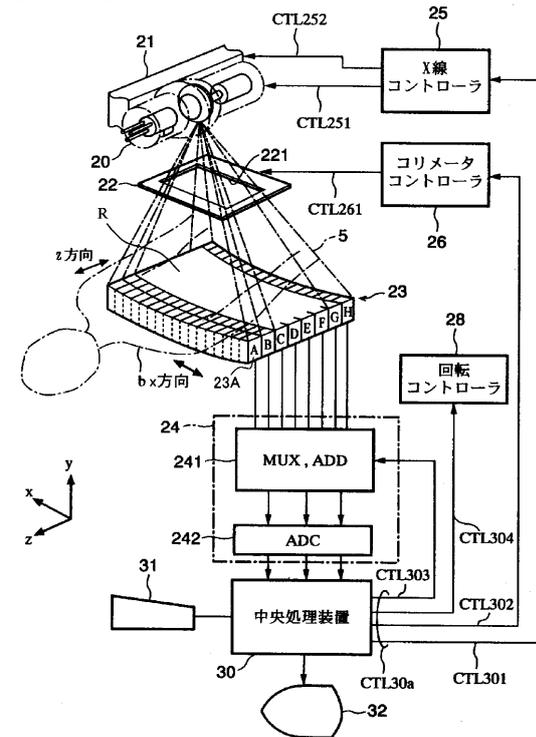
【0082】

- 1 ... X線CT装置、2 ... 走査ガントリ、3 ... 操作コンソール、4 ... 撮影テーブル、5 ... X線、6 ... 被撮影体、20 ... X線管、21 ... X線管移動部、22 ... コリメータ、23 ... X線検出アレイ、24 ... データ収集部、241 ... 選択・加算切回路、242 ... アナログ-デジタル変換器、25 ... X線コントローラ、26 ... コリメータコントローラ、27 ... 回転部、28 ... 回転コントローラ、29 ... X線コントローラ、30 ... 中央処理装置、31 ... 入力装置、32 ... 表示装置、33 ... 記憶装置

【図1】



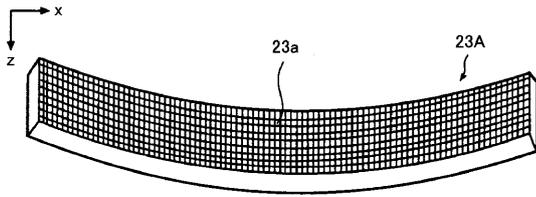
【図2】



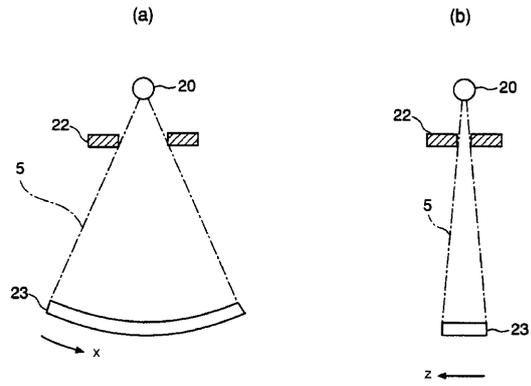
10

20

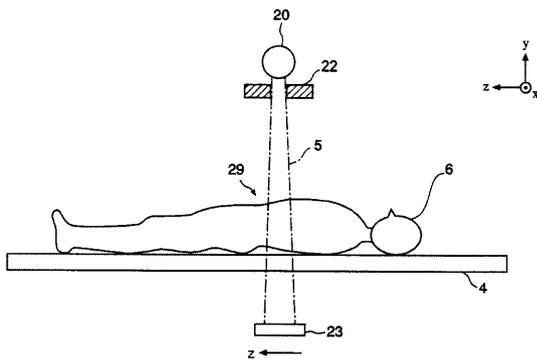
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

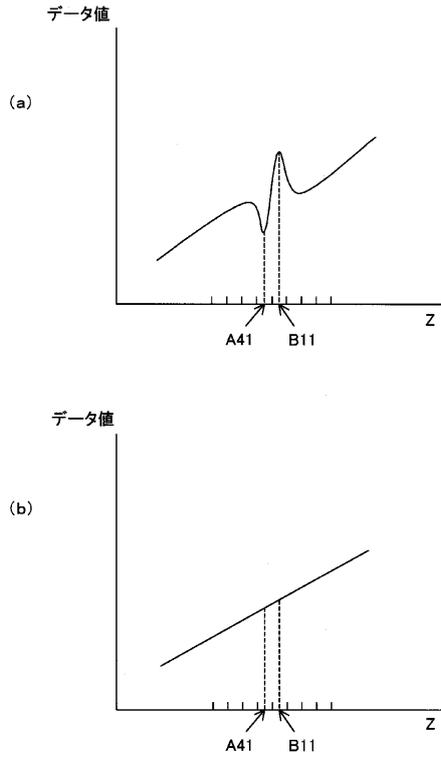
(a)

A11	A21	A31	A41	B11	B21	B31	B41
A12	A22	A32	A42	B12	B22	B32	B42
A13	A23	A33	A43	B13	B23	B33	B43
A14	A24	A34	A44	B14	B24	B34	B44
A15	A25	A35	A45	B15	B25	B35	B45
A16	A26	A36	A46	B16	B26	B36	B46
A17	A27	A37	A47	B17	B27	B37	B47
A18	A28	A38	A48	B18	B28	B38	B48
A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
23A				K	23B		

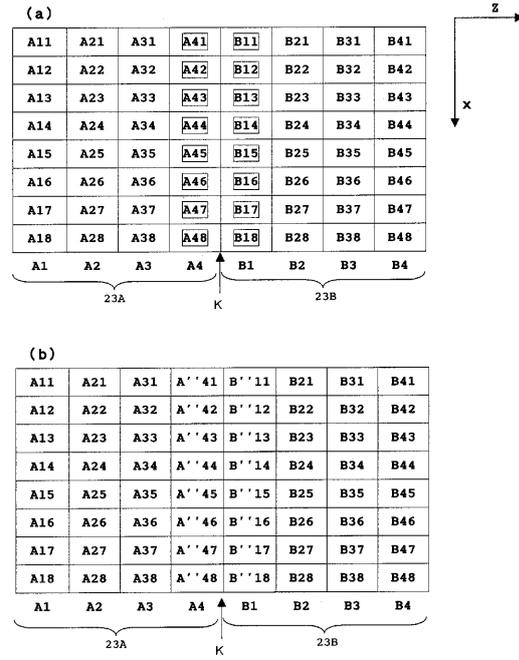
(b)

A11	A21	A31	A'41	B'11	B21	B31	B41
A12	A22	A32	A'42	B'12	B22	B32	B42
A13	A23	A33	A'43	B'13	B23	B33	B43
A14	A24	A34	A'44	B'14	B24	B34	B44
A15	A25	A35	A'45	B'15	B25	B35	B45
A16	A26	A36	A'46	B'16	B26	B36	B46
A17	A27	A37	A'47	B'17	B27	B37	B47
A18	A28	A38	A'48	B'18	B28	B38	B48
A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
23A				K	23B		

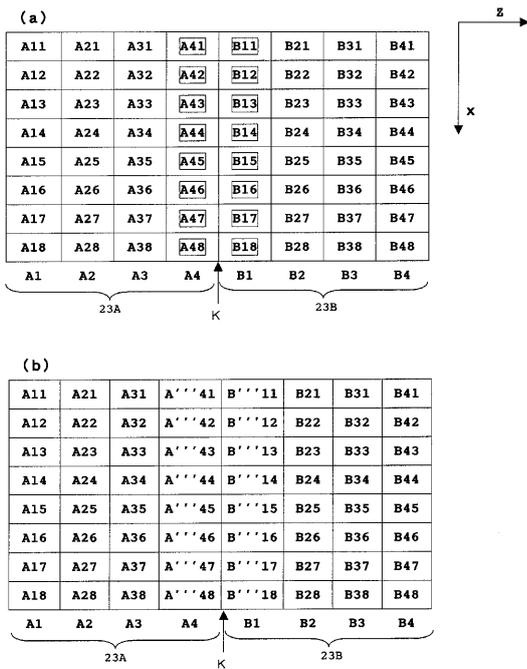
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 貫井 正健

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 2G088 EE01 FF02 GG01 GG21 JJ03 JJ05 KK21 KK32 LL11 LL26

4C093 AA22 BA07 CA04 CA13 EB17 FC11 FD07 FD13 FD20

5C024 AX11 DX04