

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5415885号
(P5415885)

(45) 発行日 平成26年2月12日(2014.2.12)

(24) 登録日 平成25年11月22日(2013.11.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 5 0 H

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2009-228167 (P2009-228167)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成21年9月30日(2009.9.30)	(74) 代理人	100073184 弁理士 柳田 征史
(65) 公開番号	特開2011-72619 (P2011-72619A)	(74) 代理人	100090468 弁理士 佐久間 剛
(43) 公開日	平成23年4月14日(2011.4.14)	(72) 発明者	野口 雅史 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
審査請求日	平成24年6月29日(2012.6.29)	審査官	泉 卓也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線CT装置および画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

円錐状に放射線を発する放射線源および前記放射線を検出する放射線検出手段が回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部と、

該撮影部を前記回転軸を中心に回転させる駆動手段と、

前記放射線検出手段に記録された画像信号を読み出す読出手段と、

前記撮影部を回転させつつ前記回転軸上に配された被写体の放射線像を連続撮影するように制御する制御手段と、

前記連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって前記被写体の3次元放射線CT像を得る画像処理手段とを備えた放射線CT装置であって、

既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、前記ファントムの形状の水平方向の広がり具合に基づいて前記放射線検出手段のVチルトの影響を求めて、該Vチルトの影響を低減するように前記画像信号を補正する補正手段を備えたことを特徴とする放射線CT装置。

【請求項2】

円錐状に放射線を発する放射線源および前記放射線を検出する放射線検出手段が回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部と、該撮影部を前記回転軸を中心に回転させる駆動手段と、前記放射線検出手段に記録された画像信号を読み出す読出手段と、前記撮影部を回転させつつ前記回転軸上に配された被写体の放射線像を連続撮影するように制御する制御手段と、前記連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって

前記被写体の３次元放射線ＣＴ像を得る画像処理手段とを備えた放射線ＣＴ装置により取得された画像信号に対して画像処理を行う画像処理装置であって、

既知の形状のファントムを撮影することにより得られた３次元放射線ＣＴ像において、前記ファントムの形状の水平方向の広がり具合に基づいて前記放射線検出手段のＶチルトの影響を求めて、該Ｖチルトの影響を低減するように前記画像信号を補正する補正手段を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、放射線源および検出パネルが回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部を回転させつつ、回転軸上に配された被写体の放射線像を撮影する放射線ＣＴ装置により取得された画像信号に対して、この画像信号が表す画像上の被写体形状の変形の補正を行う放射線ＣＴ装置および画像処理装置に関するものである。

10

【背景技術】

【０００２】

従来より、放射線撮影を行うための放射線ＣＴ（Computed Tomography）装置が知られている。このような放射線ＣＴ装置としては、円錐状に放射線を発する放射線源および２次元検出パネルが回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部を回転させつつ、回転軸上に被験者を配して放射線像を連続撮影し、さらに連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって、３次元放射線ＣＴ像を得るものが知られている（例えば特許文献１等）。

20

【０００３】

このような放射線ＣＴ装置は、ベッドの上に被験者を寝かせ、撮影部を水平軸周りに回転させながら撮影を行なう装置が一般的だが、この他にも、撮影部が可動式のアームで保持されており、撮影部の位置や角度を自由に調整可能で、被験者を寝かせた状態で撮影部を水平軸周りに回転させながら撮影を行なう態様のみならず、被験者を直立させた状態で撮影部を鉛直軸周りに回転させながら撮影を行なう態様等、種々の撮影を行なうことが可能な装置も提案されている。

【０００４】

上記のような放射線ＣＴ装置のように撮影部を回転させながら撮影を行なう場合、回転軸に対する放射線源および検出パネルの位置関係が常に一定でないと正確な３次元放射線ＣＴ像を構築することができないが、放射線源や検出パネルといった重量物を回転させた場合には、Ｃアームの変形、装置の振動、駆動部の機械的ガタツキ等によって、回転軸に対する放射線源および検出パネルの位置関係を一定に保つことは非常に困難である。

30

【０００５】

従って、例えば、予め既知の形状のファントムを撮影しておき、このとき撮影された画像に基づいて被写体形状の補正情報を取得し、実際の撮影により得られた画像について補正情報に基づいて形状を補正する等、何らかの補正を行うことが考えられる。（例えば特許文献１ - ３等）

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開平０９ - １７３３３０号公報

【特許文献２】特許第３９９２３８９号明細書

【特許文献３】特開２００５ - ０５８３０９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

ここで、放射線ＣＴ装置における放射線源と検出パネルとの位置関係について図面を用いて詳細に説明する。図２（Ａ）は放射線ＣＴ装置の放射線源および検出パネルの概略斜

50

視図、図 2 (B) は図 2 (A) に示す放射線源および検出パネルの上面図、図 2 (C) は図 2 (A) に示す放射線源および検出パネルの側面図である。

【 0 0 0 8 】

図 2 (A) に示すように、通常は放射線源 1 0 および検出パネル 1 1 は、放射線源 1 0 (より正確には放射線源 1 0 内の放射線焦点) からの放射線照射軸が回転軸 Z を通って検出パネル 1 1 の中心に当たるように配置されるが、上記のような理由により撮影時にはこの配置から外れることがある。

【 0 0 0 9 】

このずれについては、図 2 (B)、(C) に示すように、放射線焦点 1 0 からの放射線照射軸に対して検出パネル 1 1 が水平方向 (U 軸方向) にずれることを U 軸オフセット、放射線焦点 1 0 からの放射線照射軸に対して検出パネル 1 1 が垂直方向 (V 軸方向) にずれることを V 軸オフセット、検出パネル 1 1 が水平方向を軸に回転することを U チルト、検出パネル 1 1 が垂直方向を軸に回転することを V チルト、放射線焦点 1 0 からの放射線照射軸に対して検出パネル 1 1 が回転することをピボット角度と呼ぶ。

【 0 0 1 0 】

正確な 3 次元放射線 CT 像を構築するためには、これらの誤差による影響を全て低減するように補正しなくてはならないが、特許文献 1 では、U 軸オフセット、V 軸オフセット、ピボット角度についてのみ補正を行っており、特許文献 2 では、U 軸オフセットについてのみ補正を行っており、特許文献 3 では、U 軸オフセット、ピボット角度についてのみ補正を行っている。

【 0 0 1 1 】

すなわち、U 軸オフセット、V 軸オフセット、ピボット角度の補正については種々の補正方法が提案されているが、U チルトや V チルトについては、これまで有効的な方法は提案されていなかった。

【 0 0 1 2 】

本発明は、このうちの V チルトの補正を行うことが可能な放射線 CT 装置および画像処理装置を提供することを目的とするものである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 3 】

本願出願人は、放射線検出手段に V チルトが発生している場合に、3 次元放射線 CT 像上で被写体が水平方向成分を含むように延びることを考慮して、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた 3 次元放射線 CT 像において、ファントムの形状の水平方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段の V チルトの影響を求めて、V チルトの影響を低減するように画像信号を補正するようにすれば V チルトの補正を行うことが可能となることを見出した。

【 0 0 1 4 】

この点について図面を用いて詳細に説明する。図 3 は放射線検出手段に V チルトが発生している場合のファントム撮影の状態を示す図、図 4 は放射線検出手段に V チルトが発生している場合のファントム撮影により取得された 3 次元放射線 CT 像の断層図、図 5 はファントム撮影により取得された 3 次元放射線 CT 像の詳細な断層図であり、図 5 (A) は V チルトが発生していない状態の画像、図 5 (B) は V チルトが発生している状態の画像、図 5 (C) は図 5 (A) および (B) の画像を 2 値化した状態の画像、図 6 は図 5 (A) および (B) の画像のプロファイルである。

【 0 0 1 5 】

図 3 の左側部分は回転軸 Z を上から見た状態を表しているが、ここに示す通り、放射線源からは円錐状の放射線 (コーンビーム) が照射されるため、放射線検出手段に V チルトが発生していると、微小ファントム A の再構成位置が本来再構成される位置から水平方向にずれることになる。

【 0 0 1 6 】

また、図 3 の右側部分は回転軸 Z を横から見た状態を表しているが、ここに示す通り、

10

20

30

40

50

放射線源からは円錐状の放射線（コーンビーム）が照射されるため、放射線検出手段にVチルトが発生していると、微小球体ファントムAの位置がミッドプレーン（回転軸Zを中心とした放射線焦点の回転軌道面）からずれた位置にある場合には、再構成位置が本来再構成される位置から垂直方向において撮影方向毎に異なる量のずれが生じることになる。

【0017】

これらが組み合わさった結果、図4に示すように、3次元放射線CT像上では、同一形状の微小球体ファントムA、B、Cが配置されている高さに応じて、異なる方向に延伸してCT像A'、B'、C'が再構成されることになる。（図中のA、B、Cは放射線検出手段にVチルトが発生していない場合のCT像を示している。）

ファントムのCT像A'、B'、C'は、原点（画像中心）から各ファントムA、B、Cの中心を結ぶ線上に各々延伸することになるが、この延伸方向は水平方向成分Wと垂直方向成分に分解でき、このうち垂直方向成分は微小球体ファントムA、B、Cが配置されている高さに応じて発生するもので、具体的には、ミッドプレーン上にあるファントムにはVチルト影響量の垂直方向成分は表れず、ミッドプレーンからファントムが垂直方向に離れるほどVチルト影響量の垂直方向成分が多く表れることになる。

10

【0018】

水平方向成分Wについては、回転軸Z上にあるファントムにはVチルト影響量の水平方向成分Wは表れず、回転軸Zからファントムが水平方向に離れるほどVチルト影響量の水平方向成分Wが多く表れることになり、また、ミッドプレーンからの高さに関わらず、水平方向における回転軸Zからの距離に応じてVチルトの影響が均一に表れることになる。

20

【0019】

すなわち、ファントムのCT像は、原点（画像中心）からファントムの中心を結ぶ線上に延伸することになるので、この延伸方向の長さに基づいてVチルト量を演算するようにしてもよいし、ファントムのCT像の水平方向成分の長さに基づいてVチルト量を演算するようにしてもよいが、いずれにしても、ファントムの形状の水平方向の広がり具合に着目すればVチルト量を把握することが可能になる。

【0020】

ここで、ファントムの形状の水平方向の広がり具合を判断する方法としては、図5（A）に示すようなVチルトが発生していない状態の画像や図5（B）に示すようなVチルトが発生している状態の画像を図5（C）に示すように2値化して、延伸方向もしくは水平方向といった水平方向成分を含む方向において長さを比較する方法や、図6に示すように図5（A）や図5（B）に示す画像の水平方向成分を含む方向のプロファイルにおける半値幅の長さや、コントラストや、鮮鋭度等の指標を比較する方法等、どのような方法でもかまわない。

30

【0021】

本発明の第1の放射線CT装置は上記知見に基づいてなされたものであって、円錐状に放射線を発する放射線源および放射線を検出する放射線検出手段が回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部と、撮影部を回転軸を中心に回転させる駆動手段と、放射線検出手段に記録された画像信号を読み出す読出手段と、撮影部を回転させつつ回転軸上に配された被写体の放射線像を連続撮影するように制御する制御手段と、連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって被写体の3次元放射線CT像を得る画像処理手段とを備えた放射線CT装置であって、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、ファントムの形状の水平方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段のVチルトの影響を求めて、Vチルトの影響を低減するように画像信号を補正する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

40

【0022】

ここで、「ファントムの形状の水平方向の広がり具合」とは、3次元放射線CT像の原点およびファントムの中心位置を含む3次元放射線CT像の垂直断面図におけるファントムの水平方向成分を含む方向の長さのみならず、上記断面図におけるファントムの水平方向成分を含む方向のプロファイルにおける半値幅の長さや、コントラストや、鮮鋭度等、

50

ファントムの形状の水平方向成分を含む方向の広がり具合を測ることが可能な指標であればどのようなものでもよい。

【0023】

本願出願人は、上記のように3次元放射線CT像から放射線検出手段のずれ量を把握する場合、Vチルト量のみならず、V軸オフセット量も容易に把握できることを見出した。この点について図面を用いて詳細に説明する。図7は放射線検出手段にV軸オフセットが発生している場合のファントム撮影の状態を示す図、図8は放射線検出手段にV軸オフセットが発生している場合のファントム撮影により取得された3次元放射線CT像の断層図である。

【0024】

図7に示す通り、放射線検出手段にV軸オフセットが発生し、放射線検出手段が上方にずれると、放射線検出手段の検出面でのファントムの投影位置は相対的に下方に移動し、結果的に微小ファントムAの再構成位置が本来再構成される位置から下方に移動することになる。逆に、放射線検出手段が下方にずれると、放射線検出手段の検出面でのファントムの投影位置は相対的に上方に移動し、結果的に微小ファントムAの再構成位置が本来再構成される位置から上方に移動することになる。

【0025】

また、放射線源からは円錐状の放射線(コーンビーム)が照射されるため、放射線検出手段にV軸オフセットが発生していると、微小ファントムAの再構成位置が本来再構成される位置から垂直方向において撮影方向毎に異なる量のずれが生じることになる。

【0026】

これらが組み合わさった結果、図8に示すように、3次元放射線CT像上では、微小球体ファントムA、B、Cの配置位置に関わらず、ファントムのCT像A'、B'、C'の中心位置がV軸オフセットの方向とは逆方向に移動するとともに、V軸オフセット量に依存して垂直方向に延伸することになる。従って、ファントムの位置およびファントムの形状の垂直方向の広がり具合に着目すればV軸オフセットを把握することが可能になる。

【0027】

なお、ファントムの形状の垂直方向の広がり具合を判断する方法としては、上述のVチルトと同様に、撮影画像を2値化して垂直方向成分を含む方向において長さを比較する方法や、垂直方向成分を含む方向のプロファイルにおける半値幅の長さや、コントラストや、鮮鋭度等の指標を比較する方法等、どのような方法でもかまわない。

【0028】

本発明の第2の放射線CT装置は上記知見に基づいてなされたものであって、円錐状に放射線を発する放射線源および放射線を検出する放射線検出手段が回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部と、撮影部を回転軸を中心に回転させる駆動手段と、放射線検出手段に記録された画像信号を読み出す読出手段と、撮影部を回転させつつ回転軸上に配された被写体の放射線像を連続撮影するように制御する制御手段と、連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって被写体の3次元放射線CT像を得る画像処理手段とを備えた放射線CT装置であって、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、ファントムの位置およびファントムの形状の垂直方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段のV軸オフセットの影響を求めて、V軸オフセットの影響を低減するように画像信号を補正する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

【0029】

ここで、「ファントムの形状の垂直方向の広がり具合」とは、3次元放射線CT像の原点およびファントムの中心位置を含む3次元放射線CT像の垂直断面図におけるファントムの垂直方向成分を含む方向の長さのみならず、上記断面図におけるファントムの垂直方向成分を含む方向のプロファイルにおける半値幅の長さや、コントラストや、鮮鋭度等、ファントムの形状の垂直方向成分を含む方向の広がり具合を測ることが可能な指標であればどのようなものでもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

本発明の放射線CT装置は、画像信号の取得を行なう装置と、画像信号に対して画像処理を行う画像処理装置とが別体に構成されていてもよく、本発明の画像処理装置はこのように別体に構成されたものであって、本発明の第1の画像処理装置は、円錐状に放射線を発する放射線源および放射線を検出する放射線検出手段が回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部と、撮影部を回転軸を中心に回転させる駆動手段と、放射線検出手段に記録された画像信号を読み出す読出手段と、撮影部を回転させつつ回転軸上に配された被写体の放射線像を連続撮影するように制御する制御手段と、連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって被写体の3次元放射線CT像を得る画像処理手段とを備えた放射線CT装置により取得された画像信号に対して画像処理を行う画像処理装置であって、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、ファントムの形状の水平方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段のVチルトの影響を求めて、Vチルトの影響を低減するように画像信号を補正する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

10

【 0 0 3 1 】

また、本発明の第2の画像処理装置は、円錐状に放射線を発する放射線源および放射線を検出する放射線検出手段が回転軸を間に挟んで対向配置された撮影部と、撮影部を回転軸を中心に回転させる駆動手段と、放射線検出手段に記録された画像信号を読み出す読出手段と、撮影部を回転させつつ回転軸上に配された被写体の放射線像を連続撮影するように制御する制御手段と、連続撮影により得られた画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって被写体の3次元放射線CT像を得る画像処理手段とを備えた放射線CT装置により取得された画像信号に対して画像処理を行う画像処理装置であって、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、ファントムの位置およびファントムの形状の垂直方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段のV軸オフセットの影響を求めて、V軸オフセットの影響を低減するように画像信号を補正する補正手段を備えたことを特徴とするものである。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 3 2 】

本発明の第1の放射線CT装置および画像処理装置によれば、放射線検出手段にVチルトが発生している場合に、3次元放射線CT像上で被写体が水平方向成分を含むように延びることを考慮して、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、ファントムの形状の水平方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段のVチルトの影響を求めて、Vチルトの影響を低減するように画像信号を補正するようにしたので、従来困難であったVチルトの補正を行うことが可能となる。

30

【 0 0 3 3 】

また、本発明の第2の放射線CT装置および画像処理装置によれば、放射線検出手段にV軸オフセットが発生している場合に、3次元放射線CT像上で被写体が垂直方向に延びることを考慮して、既知の形状のファントムを撮影することにより得られた3次元放射線CT像において、ファントムの位置およびファントムの形状の垂直方向の広がり具合に基づいて放射線検出手段のV軸オフセットの影響を求めて、V軸オフセットの影響を低減するように画像信号を補正するようにしたので、3次元放射線CT像に基づいて容易にV軸オフセットの補正を行うことが可能となる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

【 図 1 】 本発明の一実施の形態による放射線CT装置の概略構成図

【 図 2 A 】 放射線CT装置の放射線源および検出パネルの概略斜視図

【 図 2 B 】 図 2 (A) に示す放射線源および検出パネルの上面図

【 図 2 C 】 図 2 (A) に示す放射線源および検出パネルの側面図

【 図 3 】 放射線検出手段にVチルトが発生している場合のファントム撮影の状態を示す図

【 図 4 】 放射線検出手段にVチルトが発生している場合のファントム撮影により取得され

50

た 3 次元放射線 C T 像の断層図

【図 5 A】ファントム撮影により取得された 3 次元放射線 C T 像の詳細な断層図であり、V チルトが発生していない状態の画像

【図 5 B】V チルトが発生している状態の画像、

【図 5 C】図 5 (A) および (B) の画像を 2 値化した状態の画像

【図 6】図 5 (A) および (B) の画像のプロファイル

【図 7】放射線検出手段に V 軸オフセットが発生している場合のファントム撮影の状態を示す図

【図 8】放射線検出手段に V 軸オフセットが発生している場合のファントム撮影により取得された 3 次元放射線 C T 像の断層図

10

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 5 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。図 1 は本発明の一実施の形態による放射線 C T 装置の概略構成図である。

【 0 0 3 6 】

図 1 に示すように、放射線 C T 装置 1 は、放射線画像の撮影を行なう撮影装置と、被験者 P を支持するための支持台であるベッド 2 2 と、撮影装置に接続され、撮影装置の制御や撮影により得られた画像の処理を行うコンピューター 3 0 と、このコンピューター 3 0 に接続されたモニター 3 1 とから構成される。

【 0 0 3 7 】

20

撮影装置は、円錐状の放射線（以後、円錐状放射線ともいう）を発する放射線源 1 0、放射線源 1 0 から発せられた放射線を検出する検出パネル 1 1、放射線源 1 0 および検出パネル 1 1 を保持する C アーム 1 2 からなる撮影部 2 と、この撮影部 2 を回転させる駆動部 1 5 と、駆動部 1 5 を保持するアーム 2 0 とを有するものである。

【 0 0 3 8 】

撮影部 2 は回転軸 C の周りに 3 6 0 ° 回転可能である。また、可動部 2 0 a を備えたアーム 2 0 は、天井に対し移動可能に取り付けられた基部 2 1 に保持されており、撮影室内において、広範の位置に移動可能であるとともに、撮影部 2 の回転方向（回転軸角度）も変更可能に構成されている。

【 0 0 3 9 】

30

放射線源 1 0 と検出パネル 1 1 とは回転軸 C を間に挟んで対向配置されており、放射線 C T 装置 1 により放射線 C T 撮影を行うときには、回転軸 C、放射線源 1 0、検出パネル 1 1 の互いの位置関係は固定される。なお、検出パネル 1 1 を構成する検出画素が並べられた検出面は、平面であってもよいし湾曲をなすものであってもよい。

【 0 0 4 0 】

コンピューター 3 0 は、制御手段としての不図示の中央処理装置（ C P U ）、不図示の H D D や S S D 等のストレージデバイス、不図示のマウスやキーボード等の操作入力手段を備える。

【 0 0 4 1 】

40

C P U は、検出パネル 1 1 から取得した画像信号に対して補正処理を行う補正手段としての機能や、画像信号を基に画像再構成演算を行うことによって被写体の 3 次元放射線 C T 像を得る画像処理手段としての機能や、放射線源 1 0 の動作制御、検出パネル 1 1 の検出動作および画像信号読出動作の制御、駆動部 1 5 による撮影部 2 の回転制御、アーム 2 0 および基部 2 1 の駆動制御を行なう制御手段としての機能を備える。

【 0 0 4 2 】

以下、放射線 C T 装置 1 の作用について説明する。

【 0 0 4 3 】

まず、被験者 P をベッド 2 2 上に横たわせ、被験者 P の体の略中心を回転軸 C として、この回転軸 C を挟んで放射線源 1 0 と検出パネル 1 1 とが対称位置に配されるように撮影部 2 の位置決めを行なう。撮影部 2 の移動は、撮影者によるコンピューター 3 0 の操作

50

に基づいて行なわれる。

【 0 0 4 4 】

このようにして撮影部 2 を位置決めした後、撮影者がコンピューター 3 0 を操作することにより撮影部 2 の撮影時の角速度および撮影開始指示が入力されると、CPU は撮影部 2 を回転させて被験者 P を通る回転軸 C の回りに放射線源 1 0 と検出パネル 1 1 とを一体的に回転させつつ撮影を行なわせる。

【 0 0 4 5 】

撮影部 2 を回転させつつ所定角度毎に、放射線源 1 0 から発せられ被験者 P を通った円錐状放射線の検出パネル 1 1 への曝射および検出パネル 1 1 に記録された画像信号の読出しを複数回繰り返して被験者 P を表す放射線画像を連続的に取得する。すなわち、連続撮影における各撮影毎に、検出パネル 1 1 に記録された画像信号が読み出されてコンピューター 3 0 に入力され、ストレージデバイスに蓄積される。

10

【 0 0 4 6 】

上記の処理が繰り返し実行されて、被験者 P を被写体とする連続撮影が終了する。

【 0 0 4 7 】

連続撮影の終了後、CPU はストレージデバイスに蓄積されている複数の画像信号に基づいて画像再構成演算を行なうことにより 3 次元放射線 CT 像を生成し、モニター 3 1 上に表示させる。

【 0 0 4 8 】

なお、撮影部 2 を回転させながら撮影を行なうと、上記で挙げたような種々の要因が重なって、正確な 3 次元放射線 CT 像を取得することが困難であるため、本実施の形態では、被験者 P の周囲に微小球体ファントムを配置するとともに、被験者 P と微小球体ファントムとを同時に撮影している。

20

【 0 0 4 9 】

ここで、本実施の形態において行なわれる V チルトおよび V 軸オフセット補正処理について詳細に説明する。

【 0 0 5 0 】

まず、V チルト補正処理については、上述の通り、既知の形状のファントムを撮影することにより得られたファントムの 3 次元放射線 CT 像上において、ファントムの CT 像の延伸方向のうち水平方向成分に着目すれば V チルト量を把握することが可能であるため、これらの情報に基づいて V チルト量を求める。そして、画像再構成演算前の複数の画像信号（投影像を表す信号）に対して、上記で求めた V チルトの影響を低減するように画像信号の補正を行う。

30

【 0 0 5 1 】

この補正処理については、図 2 (B) に示すように、検出パネル 1 1 に V チルトが発生している場合、放射線源 1 0 (より正確には放射線源 1 0 内の放射線焦点) を基準に本来の位置よりも近くなっている部分では投影像が小さく映り、放射線焦点 1 0 を基準に本来の位置よりも遠くなっている部分では投影像が大きく映ることになるため、これらを相殺するように拡大縮小処理を行えばよい。

【 0 0 5 2 】

40

次に、V 軸オフセット補正処理についても、上述の通り、既知の形状のファントムを撮影することにより得られたファントムの 3 次元放射線 CT 像上において、ファントムの垂直方向の長さから、V 軸オフセットの影響量を把握することが可能となり、ファントムの CT 像が本来再構成される位置を基準に上下どちら側にずれているかによって V 軸オフセットの移動方向を把握することも可能であるため、これらの情報に基づいて V 軸オフセットの量と移動方向を求める。そして、画像再構成演算前の複数の画像信号（投影像を表す信号）に対して、上記で求めた V 軸オフセットの影響を低減するように画像信号の補正を行う。

【 0 0 5 3 】

この補正処理については、図 2 (C) に示すように、検出パネル 1 1 に V 軸オフセット

50

が発生している場合、放射線焦点10を基準に検出パネル11が本来の位置よりも上方に移動した場合には投影像が下方に映り、放射線焦点10を基準に検出パネル11が本来の位置よりも下方に移動した場合には投影像が上方に映ることになるため、これらを相殺するように移動処理を行えばよい。

【0054】

そして、上記のようにVチルトおよびV軸オフセット補正処理を行った複数の画像信号に基づいて再び画像再構成演算を行なうことにより、VチルトおよびV軸オフセットの影響が低減された3次元放射線CT像を取得することが可能となる。

【0055】

なお、ファントムの配置位置については、上述の通り、回転軸Z上にあるファントムにはVチルト影響量の水平方向成分は表れず、回転軸Zからファントムが水平方向に離れるほどVチルト影響量の水平方向成分が多く表れることになり、Vチルト影響量を検出するのが容易になるため、回転軸Zから水平方向に離してファントムを配置するのが好ましい。

10

【0056】

また、撮影するファントムの形状については、微小球体とすることが好ましいが、必ずしもこの形状である必要はなく、種々の形状のファントムを用いることができる。

【0057】

以上、本発明の放射線CT装置について詳細に説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されるものではない。

20

【0058】

例えば、ファントムの撮影は、必ずしも被験者と同時に行う必要はなく、先にファントムのみ撮影を行なって、このとき得たVチルトおよびV軸オフセットに関する情報を記憶しておき、後に本撮影を行なった際に、予め取得してあるVチルトおよびV軸オフセットに関する情報に基づいて本撮影時の画像信号に対して補正処理を行うようにしてもよい。

【0059】

また、画像信号に対する補正処理は、拡大縮小処理や移動処理のみに限るものではなく、画素値変換処理等、目的を達成可能な種々の画像処理を適用できることは勿論である。

【0060】

また、画像信号に対する補正処理は、VチルトおよびV軸オフセットの両方について行なうものに限らず、どちらか一方のみ行なうようにしてもよい。また、これとは逆に、VチルトおよびV軸オフセットに加えて、U軸オフセット、Uチルト、ピボット角度等の補正も行なうようにしてもよい。

30

【0061】

さらに、上記実施の形態の装置構成は、被験者の胸部や四肢を撮影可能な比較的大型な装置であったが、このような態様に限らず、例えば乳房の周りを撮影部が回転しながら撮影を行なう比較的小型な装置とする等、どのような装置構成としてもよい。

【0062】

また、上記以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行なってもよいのは勿論である。

40

【符号の説明】

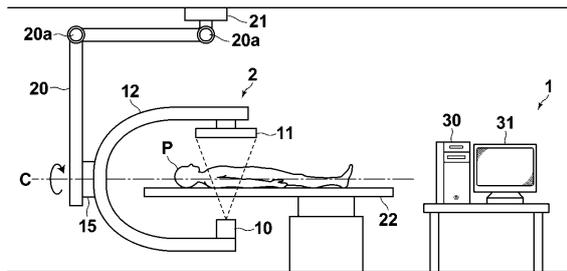
【0063】

- 1 放射線CT装置
- 2 撮影部
- 10 放射線源(放射線焦点)
- 11 検出パネル
- 12 Cアーム
- 15 駆動部
- 20 アーム
- 21 基部

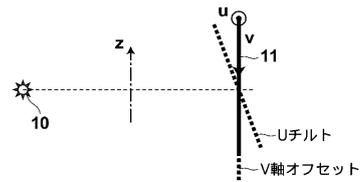
50

- 2 2 ベッド
- 3 0 コンピューター
- 3 1 モニター
- C 回転軸
- P 被験者

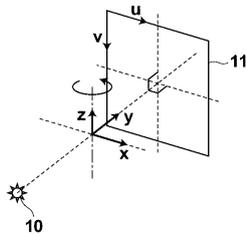
【図 1】



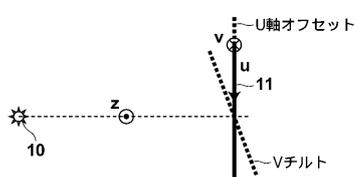
【図 2 C】



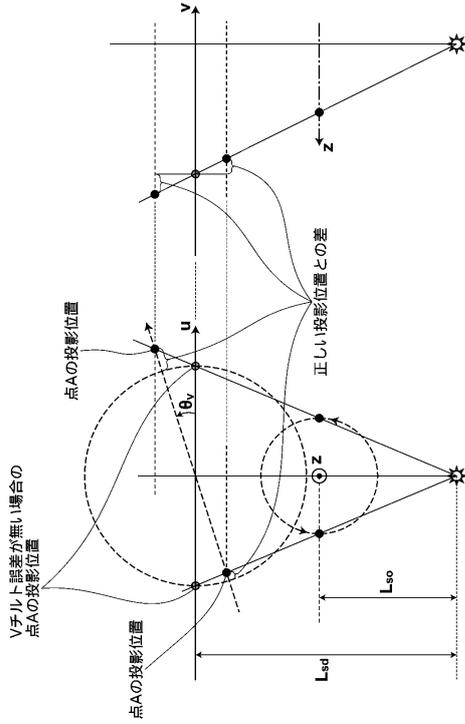
【図 2 A】



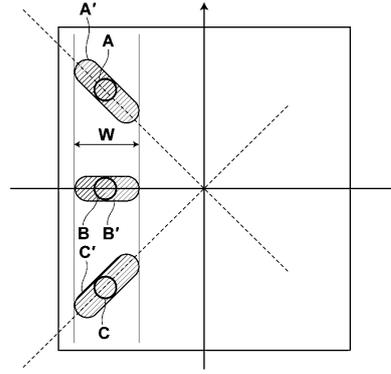
【図 2 B】



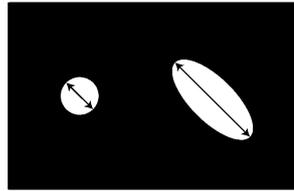
【 図 3 】



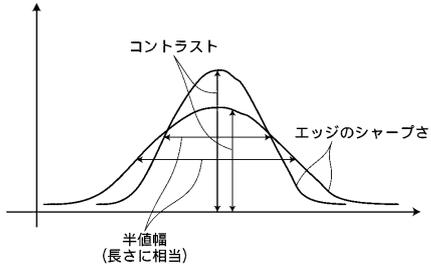
【 図 4 】



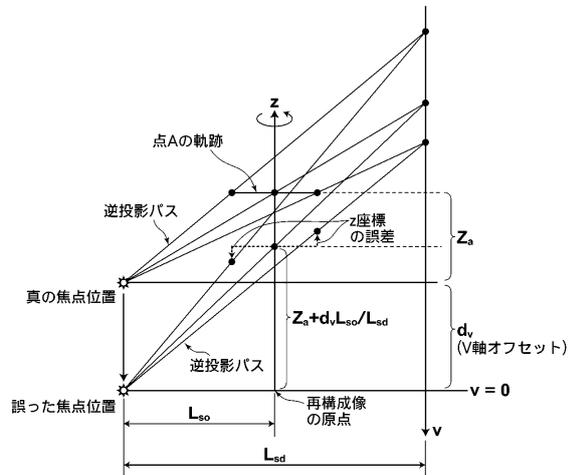
【 図 5 C 】



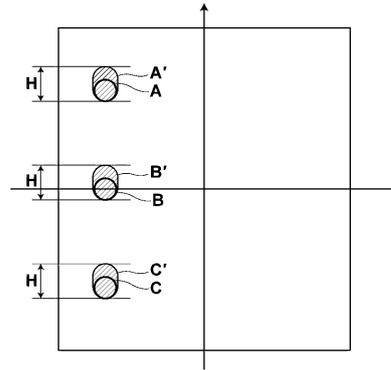
【 図 6 】



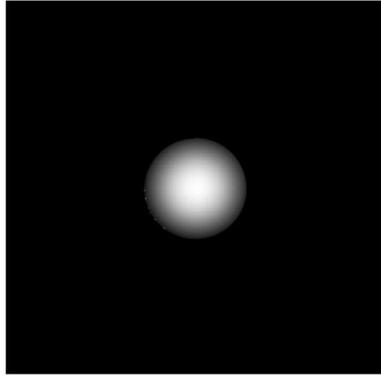
【 図 7 】



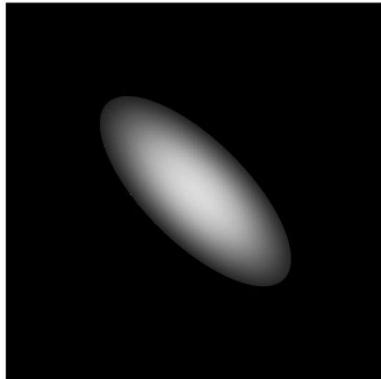
【 図 8 】



【 5 A】



【 5 B】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-058309(JP,A)
特開2005-021675(JP,A)
特開2005-058758(JP,A)
特開平09-173330(JP,A)
特開平07-016220(JP,A)
特開2002-336237(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14