

(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2008-86712

(P2008-86712A)

(43) 公開日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.
A61B 6/03 (2006.01)

F I
A61B 6/03 370Z

テーマコード(参考)
4C093

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-274193 (P2006-274193)
(22) 出願日 平成18年10月5日(2006.10.5)

(71) 出願人 504013775
学校法人 埼玉医科大学
埼玉県入間郡毛呂山町毛呂本郷38
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影装置

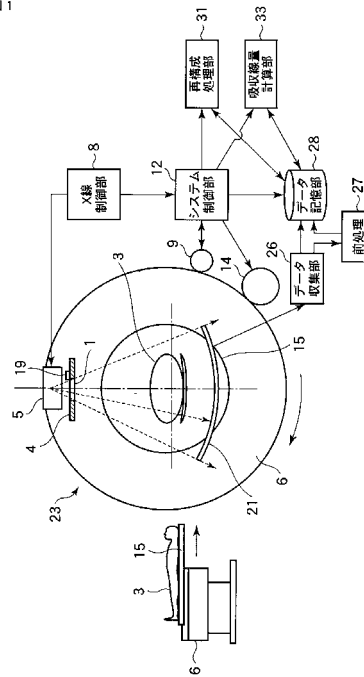
(57) 【要約】

【課題】被曝管理の可能なX線コンピュータ断層撮影装置を提供すること。

【解決手段】X線コンピュータ断層撮影装置は、X線を発生するX線管5と、被検体を透過したX線を検出するX線検出器21と、X線検出器の出力に基づいて画像を再構成する再構成処理部31と、X線検出器の出力に基づいて画像単位で吸収線量を計算する吸収線量計算部33と、吸収線量のデータを画像のデータに関連付けて記憶する記憶部28とを具備する。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を発生するX線管と、
 被検体を透過したX線を検出するX線検出器と、
 前記X線検出器の出力に基づいて画像を再構成する再構成処理部と、
 前記X線検出器の出力に基づいて画像単位で吸収線量を計算する吸収線量計算部と、
 前記吸収線量のデータを前記画像のデータに関連付けて記憶する記憶部とを具備することを特徴とするX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2】

前記吸収線量計算部は、前記被検体へ入射するX線の線量と前記被検体を透過したX線の線量との差を、前記X線検出器の全チャンネル、及び前記画像の再構成に要する角度範囲にわたり積分することにより前記吸収線量を計算することを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

10

【請求項 3】

前記吸収線量計算部は、前記被検体へ入射するX線の線量と前記被検体を透過したX線の線量との差を、前記X線検出器の全チャンネル、前記画像の再構成に要する角度範囲、及び全スライスにわたり積分することにより前記吸収線量を計算することを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 4】

前記吸収線量計算部は、前記被検体へ入射するX線の線量を、前記X線管から前記X線検出器に直接的に到達するX線の線量に基づいて推定することを特徴とする請求項2記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

20

【請求項 5】

前記再構成処理部は、前記X線検出器の出力を対数変換した投影データに基づいて前記画像を再構成し、
 前記吸収線量計算部は、前記対数変換の前段階にあるデータに基づいて前記吸収線量を計算することを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 6】

前記記憶部は、前記X線管と前記被検体との間に配置されたX線フィルタに関する情報を前記吸収線量のデータとともに前記画像のデータに関連付けて記憶することを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

30

【請求項 7】

前記記憶部は、前記X線管の管電圧及び管電流に関する情報を前記吸収線量のデータとともに前記画像のデータに関連付けて記憶することを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 8】

前記記憶部は、前記被検体の撮影部位に関する情報を前記吸収線量のデータとともに前記画像のデータに関連付けて記憶することを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 9】

前記吸収線量を前記撮影部位ごとに過去分から累積して累積的吸収線量のデータを発生する累積処理部をさらに備えることを特徴とする請求項8記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

40

【請求項 10】

前記記憶部は、前記累積的吸収線量のデータを、前記吸収線量のデータ及び前記撮影部位に関する情報とともに、前記画像のデータに関連付けて記憶することを特徴とする請求項9記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 11】

前記吸収線量計算部は、一検査で発生された複数の画像にそれぞれ対応する複数の吸収線量から前記一検査あたりの合計吸収線量を計算することを特徴とする請求項1記載のX線

50

コンピュータ断層撮影装置。

【請求項 1 2】

前記記憶部は、前記計算された合計吸収線量のデータを、前記一検査で発生された複数の画像中の特定の一の画像のデータに関連付けて記憶することを特徴とする請求項 1 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体断面に関する画像を再構成する X 線コンピュータ断層撮影装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

特定の種類の X 線コンピュータ断層撮影装置は、患者の被曝に関する指標を計算する機能を装備している。その指標としては、典型的には、以下の 4 つがある。

・ C T D I _{1 0 0} (Computed Tomography Dose Index) ; 1 0 c m のスライス厚に対する被曝量

・ C T D I w = (1 / 3) ・ C T D I _{1 0 0 c} + (2 / 3) ・ C T D I _{1 0 0 p} ; c は 1 0 c m のスライス厚の中心、p は周辺

・ C T D I v o l = C T D I w / (pitch factor)

・ D L P (Dose Length Product) = C T D I v o l ・ Scan Length

20

被曝線量の正確な測定は、患者への検査ごとの正確な吸収線量を測定して、放射線の種類（線質）とエネルギーに対して臓器ごとの効果が異なるのでそれらを考慮した規則により被曝線量が計算される。一方、通常の C T 検査では、正確に臓器の位置を特定して放射線の効果を計算して被曝線量を計算することを自動的に行うことは、臓器のコンピュータによる自動認識が困難等の技術的な問題により実現が難しい。しかしながら、C T 検査の機会は増加しており、患者の被曝管理は重要な関心事項である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の目的は、被曝管理の可能な X 線コンピュータ断層撮影装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明に係る X 線コンピュータ断層撮影装置は、X 線を発生する X 線管と、被検体を透過した X 線を検出する X 線検出器と、前記 X 線検出器の出力に基づいて画像を再構成する再構成処理部と、前記 X 線検出器の出力に基づいて画像単位で吸収線量を計算する吸収線量計算部と、前記吸収線量のデータを前記画像のデータに関連付けて記憶する記憶部とを具備する。

【発明の効果】

【0005】

本発明によれば、被曝管理の可能な X 線コンピュータ断層撮影装置を提供することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。X 線コンピュータ断層撮影装置で、1 スライス of 画像（断層像）のデータを再構成するには、被検体の周囲 1 周、約 3 6 0 ° 分の投影データが、またハーフスキャン法でも 1 8 0 ° + ファン角分の投影データを要する。いずれの再構成方式にも本発明を適用可能である。また、入射 X 線を電荷に変換するメカニズムは、シンチレータ等の蛍光体で X 線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形と、X 線による半導体内の電子正孔対

50

の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とが主流である。X線検出素子としては、それらのいずれの方式を採用してもよいが、ここでは、前者の間接変換形として説明する。さらに、検出器の多列化が進み、最近では、64列、さらにそれ以上の検出器が実用段階にある。本発明は、従来からあるシングルスライス型検出器はもちろん、マルチスライス型検出器を備えたX線コンピュータ断層撮影装置にも適用可能である。

【0007】

図1は本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置の構成を示している。架台部23は、X線管球5と、例えば64列のマルチスライス型X線検出器21とを有する。X線管球5には、線質調整するためのX線フィルタ1とX線照射野を成形するためのX線コリメータ4とが装備される。X線管球5とX線コリメータ4との間には、X線管球5で発生されたX線を直接的に入射し、検出するためのX線モニタ用検出器19が配置される。

10

【0008】

X線管球5とX線検出器21は、回転軸(Z軸)まわりに回転可能に支持された円環状の回転部6に搭載される。回転部6の開口部には、寝台16の天板15に載置された被検体3が挿入される。X線検出器21は、被検体3を挟んで、X線管球5に対向する。回転部6は、回転駆動部14の駆動により例えば0.4秒/回転の高速で回転される。回転位置検出部9は、回転部6の回転位置、つまり基準位置から回転部6が回転した角度を検出するために設けられている。X線制御部8の高電圧発生部からスリップリングを經由してX線管球5に管電圧が印加され、フィラメント電流が供給される。それによりX線管球5からX線が発生される。X線検出器21は、被検体を透過したX線を検出する。

20

【0009】

データ収集部26は、一般的にDAS(data acquisition system)と呼ばれている。データ収集部26は、X線検出器103からチャンネルごとに読み出される電流信号を電圧信号に変換し、増幅し、さらにデジタル信号に変換する。データ収集部26から出力されるデータは、入射X線の強度を直接的に反映した純生データと称される。前処理部27では、純生データに対して、対数変換、感度補正等の前処理を施して、再構成処理の直前段階にあるいわゆる投影データ(生データとも称される)を発生する。

【0010】

データ記憶部28は、投影データとともに、対数変換等の前処理を受ける前段階にある純生データも記憶する。データ記憶部28は、後述する画像データ、吸収線量データ等を記憶するために設けられている。例えば、X線管球5とX線検出器21との間に被検体やファントム等の吸収体を配置しない空気のみ存する状態でX線を実際に発生してスキャン(空気スキャンという)を行って吸収線量計算に際して参照データとして用いられる純生データ I_{air} を収集するが、その純生データ I_{air} を記憶する。なお、X線管球5とX線検出器21との間に実際に被検体を配置して行われるスキャン(検査スキャンという)により純生データは、 I_{scan} と表記する。また、空気スキャン時にモニタ検出器19で検出された直接線のデータ M_{air} 、検査スキャン時にモニタ検出器19で検出された直接線のデータ M_{scan} と表記され、これら I_{scan} 、 M_{air} 、 M_{scan} がデータ記憶部28に記憶される。さらに、検査中の管電圧、管電流、回転速度、天板位置、天板の移動速度等もデータ記憶部28に記憶される。

30

40

【0011】

再構成処理部31は、データ記憶部28に記憶された投影データの一セットに基づいて、人体内の減弱係数の分布、つまり画像(断層像)を再構成し、その画像に関するデータファイルを発生する。なお、投影データの一セットは、1枚の画像を再構成するのに要する 360° 又は $(180^\circ + \quad)$ の角度範囲分の投影データからなる。なお、マルチスライスの場合、再構成処理部31は、データ記憶部28に記憶されたスライスの相違する複数の投影データセットに基づいてスライスの相違する複数の画像データファイルを再構成する。また、再構成処理部31は、コーンビーム再構成の場合、データ記憶部28に記憶されたボリューム全体にかかる単一の投影データセットに基づいてボリュームに関する単

50

一の画像データファイル（ボリュームデータファイル）を再構成する。

【0012】

吸収線量計算部33は、データ記憶部28に記憶された純生データ I_{air} 、 I_{scan} 、モニタデータ M_{air} 、 M_{scan} 等に基づいて、吸収線量ADIを画像（スライス）単位、ボリューム単位、および検査単位で計算する。計算された吸収線量ADIのデータは、検査部位のデータとともに、画像データファイル又はボリュームデータファイルに関連付けてデータ記憶部28に記憶される。

【0013】

ここで、本実施形態では、後述する計算方法により計算した吸収線量のデータを画像データに関連付けて記憶することを特徴としている。被曝線量の計算は比較的確立されているものの、臓器の特定等の不安定な要素が多く、現在、吸収線量から被曝線量に換算する方法は継続的に研究改良されている。一方、患者への吸収線量は一義的に決めことができ、その部位と吸収線量が明確になれば、CT検査の被曝線量を新たな手法で精度良く計算できることに着目して、不安定な被曝線量ではなく、一義的に計算し得る正確な吸収線量を部位とともに画像等に関連付けて記憶するものとしている。吸収線量は、患者のCT検査による被曝の効果を予想する上で精度のよい有用な情報となるのでこれを測定、記録する機能を有するCT装置の有用性は大きく、換言すると、吸収線量を記憶しておくことで、その吸収線量に基づいて将来的に有用な被曝に関する指標を自由に計算することが可能となる。

【0014】

まず、吸収線量インデックスADIは、吸収線量計算部33により、次の計算式により計算される。

【数1】

$$\text{吸収線量インデックスADI} = \int_0^{360} d\theta \int_0^n (I_{in}(x_i) - I_{out}(x_i)) di$$

【0015】

図3に示すように、 I_{in} は被検体へ入射するX線の線量であり、 I_{out} は被検体を透過したX線の線量である。0～nは検出器21のチャンネル番号を表しており、ここでは(n+1)個のチャンネル数の例を示している。また、iはチャンネル番号の変数である。上式に示すように、吸収線量インデックスADIは、入射線量と透過線量との差、つまり被検体に吸収されるX線線量をチャンネル全体にわたって積分し、さらに画像再構成に要する角度範囲として例えば360°の全周にわたり積分することにより計算される。

【0016】

マルチスライスやボリュームスキャンにおいて、その全体の吸収線量インデックスADIを計算する場合は、次の計算式により計算される。

【数2】

$$\text{吸収線量インデックスADI} = \int_0^{360} d\theta \int_0^m \int_0^n (I_{in}(x_i) - I_{out}(x_i)) di$$

【0017】

図4に示すように、0～mは検出器21のスライス番号（検出器列番号）を表しており、ここでは(m+1)個のスライス数（検出器列数）の例を示している。上式に示すように、吸収線量インデックスADIは、入射線量と透過線量との差、つまり被検体に吸収されるX線線量をチャンネル全体と、スライス全体にわたって積分し、さらに画像再構成に要する角度範囲として例えば360°の全周にわたり積分することにより計算される。

【0018】

ここで、上記被検体を透過したX線の線量 I_{out} は検査スキャンにおいて収集される純生データ I_{scan} であり、被検体へ入射するX線の線量 I_{in} は次の通り推定される。

。

10

20

30

40

50

$$I_{in}(X_i) = I_{air}(X_i) \cdot (M_{scan} / M_{air})$$

計算された吸収線量インデックスADIは、システム制御部12の制御のもとで、検査オーダに含まれる胸部、腹部、頭部等の検査部位のデータとともに、その計算範囲としての画像又はボリューム(マルチスライス)のデータに関連付けられてデータ記憶部28に記憶される。また、マルチスライスの場合、その中のキースライスとして医師が所見を決定するのに有効とされた特定の画像のデータには、そのスライスの吸収線量インデックスADI及び検査部位とともに、スライス厚、スライス毎の吸収線量インデックスADI、スライス範囲、スライス範囲に対するそのスライスの位置関係、マルチスライス全体の吸収線量インデックスADIが関連付けられる。また、吸収線量計算部33では、一検査で発生された複数の画像にそれぞれ対応する複数の吸収線量インデックスの合計値として、一検査あたりの合計吸収線量インデックスを計算する。この一検査あたりの合計吸収線量インデックスを、当該検査で発生した全画像各々のデータ又は当該検査で発生した全画像の中のキーとなる特定の画像データに関連付けるようにしても良い。

【0019】

このように計算された吸収線量インデックスADIから吸収線量計算部33において吸収線量に換算し、吸収線量インデックスADIとともに記憶するようにしてもよい。入射X線はX線管球5への印加電圧を上限とするような白色のエネルギースペクトラムの分布になるので、実効エネルギーをE(ジュール; J)、吸収線量インデックスADIの単位当たりのX線光子数をPとすると、

$$\text{吸収線量 / スライス部重量 (kg)} = E \cdot P \cdot \text{ADI}$$

または

$$\text{吸収線量 (Gy)} = E \cdot P \cdot \text{ADI} / \text{スライス部重量}$$

により計算され得る。

【0020】

また、吸収線量計算部33は、データ記憶部28に記憶されている過去から現時点までの全ての吸収線量インデックスADIを対象として、被検体ごとに、しかも検査部位ごとに累積して、累積的吸収線量インデックスデータを発生する機能を有している。累積的吸収線量インデックスデータは、画像データに関連付けて記憶される。累積的吸収線量インデックスデータから、スキャン単位、検査単位という比較的視野の短い範囲での被曝管理だけでなく、数ヶ月、数年という比較的視野の長い範囲での被曝管理を、被検体ごとに、さらに検査部位単位で行うことができる。例えば吸収線量計算部33は、累積的吸収線量インデックス又は累積的吸収線量が、年齢、性別、体格等に応じて既定されている閾値を超過したとき、特定の制御信号を発生する機能を有することができる。この特定の制御信号により、累積的に多くの被曝を受けていることが警告メッセージとして表示されることができる。

【0021】

このように本実施形態によると、一義的に計算し得る正確な吸収線量から被曝管理を行うことができる。なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の実施形態によるX線コンピュータ断層撮影装置の構成を示す図。

【図2】図1の架台部の側面図。

【図3】図1の吸収線量計算部による吸収線量計算処理を補足するための透過X線強度のチャンネル方向に関するプロフィールを示す図。

【図4】図1の吸収線量計算部による吸収線量計算処理を補足するための透過X線強度のスライス方向に関するプロフィールを示す図。

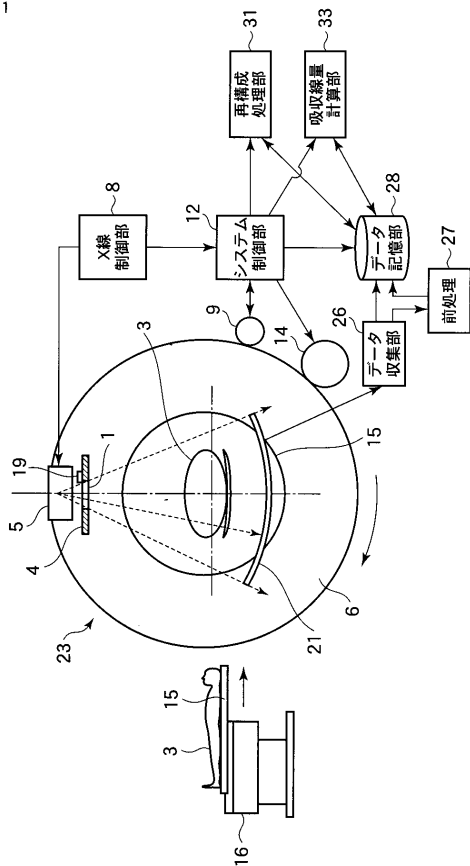
【符号の説明】

【0023】

1...X線フィルタ、3...被検体、4...X線コリメータ、5...X線管球、6...回転部、8...X線制御部、9...回転位置検出部、12...システム制御部、14...回転駆動部、15...寝台天板、16...寝台、19...X線モニタ用検出部、21...マルチスライス型X線検出器、23...架台部、26...データ収集部、27...前処理部、28...データ記憶部、31...再構成処理部、33...吸収線量計算部。

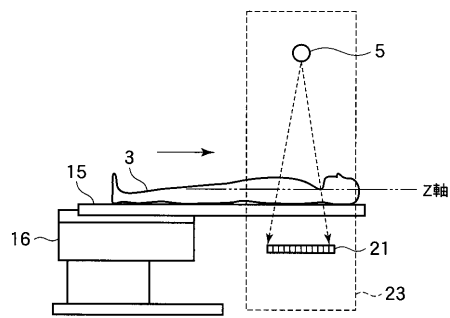
【図1】

図1



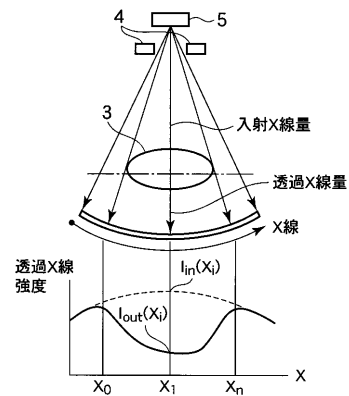
【図2】

図2



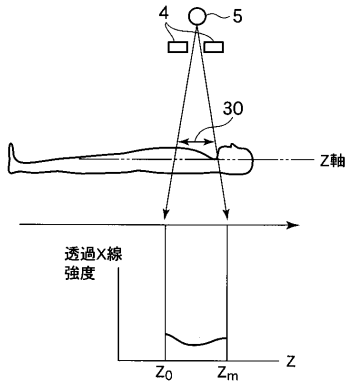
【図3】

図3



【 図 4 】

図 4



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 市原 隆

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 本田 憲業

埼玉県入間郡毛呂山町毛呂本郷38 学校法人埼玉医科大学内

(72)発明者 新保 宗史

埼玉県入間郡毛呂山町毛呂本郷38 学校法人埼玉医科大学内

Fターム(参考) 4C093 CA34 FH03