

(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2011-239888

(P2011-239888A)

(43) 公開日 平成23年12月1日(2011.12.1)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 6 0 B 4 C 0 9 3
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 S

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2010-113521 (P2010-113521)
 (22) 出願日 平成22年5月17日 (2010.5.17)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (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 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (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 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

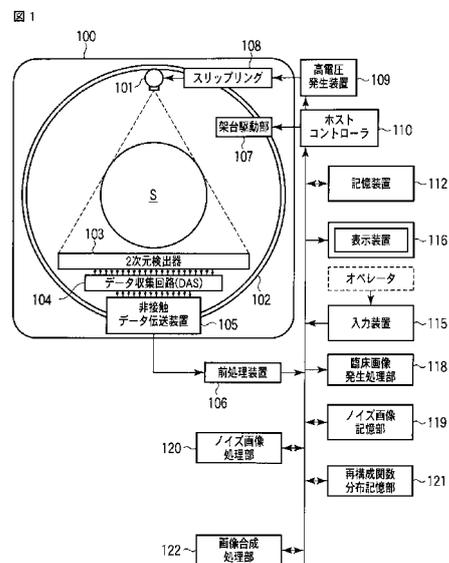
(54) 【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影装置

(57) 【要約】

【課題】制御可能な粒状性を有する再構成画像を生成すること。

【解決手段】本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、X線を発生するために構成されたX線管101と、被検体を透過したX線を検出して投影データを発生するために構成されたX線検出器103と、X線管をX線検出器とともに被検体の周囲を回転自在に支持する回転機構102と、投影データに基づいて臨床画像を再構成する再構成処理部118とを有する。この臨床画像にノイズ画像を画像合成処理部122で合成することにより最終画像を発生する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を発生するために構成されたX線管と、
被検体を透過したX線を検出して投影データを発生するために構成されたX線検出器と

、
前記X線管を前記X線検出器とともに前記被検体の周囲を回転自在に支持する回転機構と、

前記投影データに基づいて臨床画像を再構成する再構成処理部と、
ノイズ画像のデータを記憶するノイズ画像記憶部と、

前記臨床画像に前記ノイズ画像を合成することにより最終画像を発生する画像合成処理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。 10

【請求項 2】

前記臨床画像の画素サイズに応じて前記ノイズ画像に対して拡大/縮小処理を適用するとともに、前記拡大/縮小処理を適用されたノイズ画像に対して任意の再構成関数に応じた実空間又は周波数空間分布を畳み込むノイズ画像処理部をさらに備え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 3】

前記ノイズ画像を、ノイズ成分に関する投影データに基づいて、任意の再構成関数を用いてフィルタ補正逆投影処理又は他の解析的再構成処理により発生するノイズ画像発生処理部をさらに備えることを特徴とする請求項1又は2記載のX線コンピュータ断層撮影装置。 20

【請求項 4】

前記再構成処理部は、ART処理又は他の逐次近似的再構成処理により前記臨床画像を発生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 5】

前記再構成処理部は、フィルタ補正逆投影処理又は他の解析的再構成処理により再構成した画像に、ノイズ低減フィルタリング処理を適用して、前記臨床画像を発生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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】 30

【0001】

本発明の実施形態は、X線コンピュータ断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

画像ノイズ低減処理は、画像ノイズの粒状性を変化させる。逐次近似的再構成法により再構成された画像にはノイズ低減処理は効果的に作用する。その反面、粒状性が大きく損なわれる。多くの観察者はある程度の粒状性を有する画像の観察に対して長い経験を有している。

【0003】

従来技術に「逐次近似的再構成法などによるノイズ低減された再構成画像」と「元画像」とを組み合わせる方法がある。これは元画像を合成することにより、粒状性成分をノイズ低減処理画像に付加し、見た目の違和感を最小限にするというものである。 40

【0004】

この問題として、元画像の持つアーチファクト成分をも付加してしまい、結果として画質向上効果を低減させてしまう。「逐次近似的再構成法などによるノイズ低減された再構成画像」で、フィルタ逆投影法(filtered backprojection)による再構成画像(以下、FBP画像という)のような粒状性を得ようとするとき、入力元データが小数データでは、元画像を構成するFBP再構成ではエイリアシング(aliasing)アーチファクトが顕著であるため、画質劣化は顕著となってしまう。

【0005】 50

別の問題として、従来、FBP再構成では、再構成関数と呼ばれるランプ(Ramp)フィルタの周波数特性を制御して粒状性を制御することができるが、逐次近似的再構成画像では、その原理上、粒状性を操作するような仕組みを設けることができず、顧客の好みに合わせた粒状性を得ることが難しい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2007-14755号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

目的は、制御可能な粒状性を有する再構成画像を生成することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、X線を発生するために構成されたX線管と、被検体を透過したX線を検出して投影データを発生するために構成されたX線検出器と、X線管をX線検出器とともに被検体の周囲を回転自在に支持する回転機構と、投影データに基づいて臨床画像を再構成する再構成処理部とを有する。この臨床画像にノイズ画像を合成することにより最終画像を発生する。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1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す図である。

【図2】図2は、第1実施形態による最終的な画像(ボリューム)の生成手順を示す流れ図である。

【図3】図3は、第2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す図である。

【図4】図4は、第2実施形態による最終的な画像(ボリューム)の生成手順を示す流れ図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わるX線コンピュータ断層撮影装置を説明する。

まず、本実施形態の基本的な特徴は、「逐次近似的再構成法などによるノイズ低減された再構成画像(臨床画像)」に対して、「ノイズ成分を有する画像(ノイズ画像)」を結合することにより、臨床画像に粒状性を与えることにある。臨床画像に結合されるべき「ノイズ画像」は、ノイズ成分のみを有する複数のビューに関する投影データ(例えば一様ノイズに係る投影データ)から特定の再構成関数を用いてフィルタ補正逆投影処理又は他の解析的再構成処理により予め再構成され記憶される(第1実施形態)。または、臨床画像に結合されるべき「ノイズ画像」は、ノイズ成分のみを有する複数のビューに関する投影データを記憶しておき、操作者により任意に選択される再構成関数を用いてフィルタ補正逆投影処理又は他の解析的再構成処理により、臨床画像再構成に用いる被検体に関する投影データを収集するスキニングに対して、それと同じ分解能で個々に再構成していても良い(第2実施形態)。

40

【0011】

なお、X線コンピュータ断層撮影装置には、X線管と放射線検出器とが1体として被検体の周囲を回転する回転/回転(ROTATE/ROTATE)タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定/回転(STATIONARY/ROTATE)タイプがある。いずれのタイプでも本実施形態を適用可能である。ここでは、現在、主流を占めている回転/回転タイプとして説明する。また、1

50

スライスの断層像データを再構成するには、被検体の周囲1周、約360°分の投影データが、またハーフスキャン法でも180°+(;ファン角)分の投影データが必要とされる。いずれでも本実施形態を適用可能である。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。また、近年では、X線管とX線検出器との複数のペアを回転リングに搭載したいわゆる多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置の製品化が進み、その周辺技術の開発が進んでいる。本実施形態では、従来からの一管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であっても、多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であってもいずれにも適用可能である。ここでは、一管球型として説明する。

10

20

30

40

50

【0012】

図1には第1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。第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、ホストコントローラ110を制御中枢として、架台100を有する。架台100の中央部分は開口され、その開口部に、図示しない寝台の天板上に載置された被検体が挿入される。架台100は、X線管101とX線検出器103を有する。コーンビームスキャンに対応して、X線管101にはコーンビームX線を発生するタイプが採用され、X線検出器103にはX線検出素子が2次元状に配列されているマルチスライス型又は2次元アレイ型が採用される。X線検出器103は、架台駆動部107により回転されるリング状の回転フレーム102に、X線管101とともに搭載される。

【0013】

X線管101の陰極陽極間には高圧発生装置109からスリップリング108を介して管電圧(高電圧)が印加され、またX線管101のフィラメントには高圧発生装置109からフィラメント電流が供給される。管電圧の印加及びフィラメント電流の供給によりX線が発生される。X線検出器103は、各々が例えば0.5mm×0.5mmの正方の受光面を有する複数のX線検出素子を有する。例えば916個のX線検出素子がチャンネル方向に沿って円弧状に配列される。この検出素子列がスライス方向に例えば64列並設される。

【0014】

一般的にDAS(data acquisition system)と呼ばれるデータ収集装置104は、検出器103からチャンネルごとに出力される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。このデータ(生データともいう)は、磁気や光を媒介させた非接触データ伝送装置105を介して前処理部106に送られる。前処理部106は感度補正等の補正処理を施す。前処理された生データは一般的に投影データと称する。投影データは、X線管101の回転角度を表すビュー角、チャンネル番号、列番号及び天板の位置を表す各コードを関連付けられ、投影データ記憶部112に記憶される。なお、実際に被検体をスキャンして収集した投影データは、後述するノイズ成分のみに関する投影データと区別するために、臨床投影データと称する。また、ノイズ成分のみに関する投影データは、ノイズ投影データと称する。

【0015】

臨床画像発生処理部118は、臨床投影データに基づいて臨床画像データを発生する。臨床画像データは、2次元画像(スライス画像)又は3次元画像(ボリューム)である。図2に“S1”で示すように臨床画像データは、低ノイズ画像である。臨床画像発生処理部118の画像発生処理は、典型的にはART法(arithmetic reconstruction technique)、マップEM法又は他の逐次近似的再構成法に対応する。画像再構成処理としては、フィルタ逆投影法(filtered backprojection)、重畳積分法、フーリエ変換法又は他の解析的再構成法に対応する処理であってもよい。しかし、フィルタ逆投影法又は他の解析的再構成法に対応する処理を採用するとき、この解析的再構成法に対応する処理に対して、

ノイズ低減フィルタリング処理が組み合わされる。それにより低ノイズの臨床画像が発生される。ノイズ低減フィルタリング処理の典型的な例は、空間的なスムージング（平滑化）処理である。

【0016】

ノイズ画像記憶部119は、ノイズ画像のデータを記憶する。ノイズ画像は、ノイズ成分のみを有する複数のビューに関する投影データに基づいて、特定の再構成関数を用いてフィルタ補正逆投影処理又は他の解析的再構成処理により、特定の空間分解能（特定の画素サイズ）で予め再構成され、ノイズ画像記憶部119に記憶されている。ノイズ成分は、例えば平均値がゼロ、標準偏差がであるガウシアンノイズにより定義される。

【0017】

ノイズ画像処理部120は、ノイズ画像に対して、拡大/縮小処理、畳み込み処理（図2のS2）、及び空間的なスムージング（平滑化）処理を適用する。拡大/縮小処理は、ノイズ画像の空間分解能（画素サイズ）を、臨床画像の空間分解能（画素サイズ）に等価にするための処理である。

【0018】

畳み込み処理は、ノイズ画像に対して、再構成関数に応じた空間分布を実空間上又は周波数空間上で畳み込む処理である。再構成関数に応じた空間分布とは、均一な投影データをフィルタ逆投影法に応じた処理より再構成して得られる粒状分布である。複数種類の再構成関数を用いて複数の粒状分布が予め生成され、再構成関数分布記憶部121に記憶されている。操作者は、入力装置115を介して任意の粒状分布を選択することができる。粒状分布の選択により、ノイズ画像の粒状性を任意に制御することができる。

【0019】

スムージング（平滑化）処理の平滑化係数の調整によりノイズ強度を任意に制御することができる。平滑化係数の調整は、操作者により入力装置115を介して任意に選択又は指定するようにしてもよいし、又は臨床画像からその画像ノイズの強度を推定し、典型的には標準偏差を計算し、その結果に応じて予め対応付けられている平滑化係数を選択するようにしてもよい。

【0020】

画像合成処理部122は、低ノイズの臨床画像に、ノイズ画像処理部120で画像処理を受けたノイズ画像を合成する（図2のS3）ことにより、臨床画像に粒状性を付加した最終画像を得ることができる。この合成処理は、画素どうしの典型的には重み付け加算である。重みは画像全領域に対して均一でも良いし、臨床画像の部位のエッジ部分（空間周波数が比較的高い領域）に対してはノイズ画像に対する重みを低下させ、相対的に臨床画像の寄与率を高くしてノイズを抑え、また逆に臨床画像の輝度変化の少ない様な部分（空間周波数が比較的低い領域）に対してはノイズ画像に対する重みを高くして、相対的に臨床画像の寄与率を低くしてノイズを強調する。最終画像は表示装置116に表示される。

【0021】

以上の通り、「逐次近似的再構成法などによるノイズ低減された再構成画像（臨床画像）」に対して、「ノイズ成分を有する画像（ノイズ画像）」を合成することにより、臨床画像に粒状性を与えることができ、また粒状分布の選択により任意に粒状性の程度を調整することができる。

【0022】

図3には、第2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。なお、図3において、図1と同じ部分には同符号を付して説明は省略する。

【0023】

上述の第1実施形態では、あらかじめ用意されたノイズ画像を適当に処理して、臨床画像に合成したが、第2実施形態では、ノイズ成分のみを有する複数のビューにわたる投影データ（ノイズ投影データという）をあらかじめ用意しておき、このノイズ投影データからノイズ画像を、フィルタ逆投影法(filtered backprojection)、重畳積分法、フーリエ

10

20

30

40

50

変換法又は他の解析的再構成法に対応する処理により再構成して、臨床画像に合成するものである。

【0024】

ノイズ投影データ記憶部123は、複数のビューにわたるノイズ投影データを記憶している。このノイズ投影データは、平均値がゼロ、標準偏差が一定であるガウシアンノイズを基本として構成されているが、他のノイズモデルでも良い。また、このノイズ投影データのフォーマットは実投影データと異なっても良い。例えば、実際に被検体から収集する投影データのデータ数が100ビュー/回転である場合、ノイズ投影データのデータ数は100ビュー/回転であっても良いし、それ以下、例えば80ビュー/回転であってもよいし、それ以上、例えば120ビュー/回転であってもよい。典型的には、粒状性の違和感を損なわないように、実際に被検体から収集する投影データのデータ数と同数であるか、それに近似するデータ数であることが望ましい。

10

【0025】

ノイズ画像発生処理部125は、ノイズ投影データに基づいて、任意の再構成関数を用いてフィルタ逆投影法(filtered backprojection)、重畳積分法、フーリエ変換法又は他の解析的再構成法に対応する処理によりノイズ画像を発生する(図4のS4)。ノイズ画像は、臨床画像の再構成処理と同じ空間分解能(画素サイズ)で予め再構成される。ノイズ画像発生処理部125で用いられる再構成関数は、再構成関数記憶部124に記憶されている複数の再構成関数から操作者により入力装置115を介して任意に選択される。この再構成関数の選択により、ノイズ画像の粒状性を任意に調整することができる。選択される再構成関数としては、臨床画像発生処理部118で解析的再構成法を用いたときの再構成関数と典型的には相違されるべきである。

20

【0026】

画像合成処理部122では、低ノイズの臨床画像に、ノイズ画像合せ処理部125で発生されたノイズ画像を合成することにより、臨床画像に粒状性を付加した最終画像を得ることができる。

【0027】

以上の通り、「逐次近似的再構成法などによるノイズ低減された再構成画像(臨床画像)」に対して、「ノイズ成分を有する画像(ノイズ画像)」を合成することにより、臨床画像に粒状性を与えることができ、またノイズ画像再構成で用いる再構成関数の選択により任意に粒状性の程度を調整することができる。

30

【0028】

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。

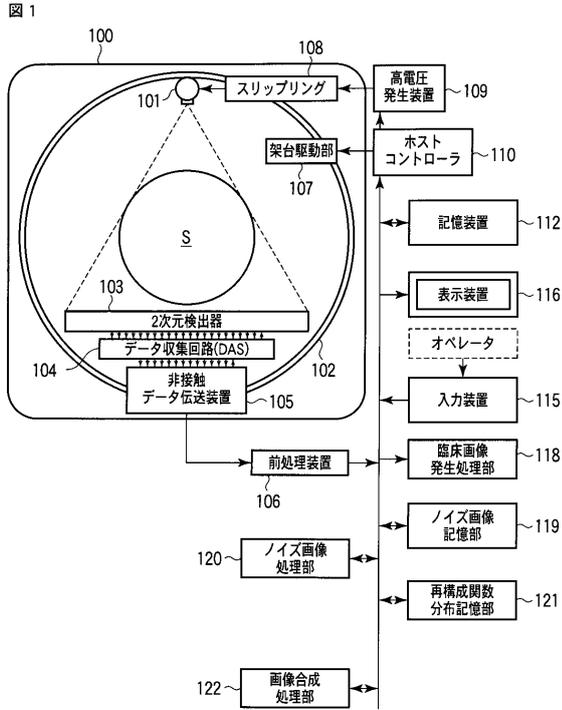
【符号の説明】

【0029】

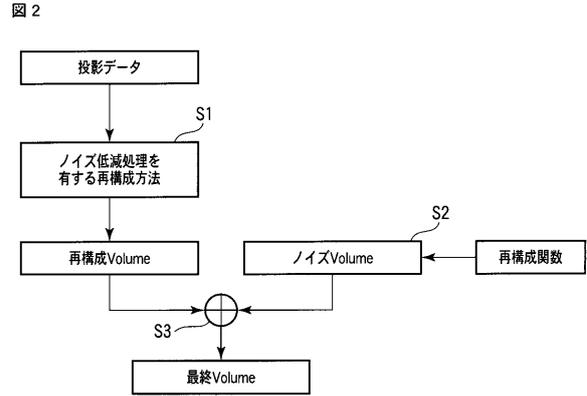
110...ホストコントローラ、100...架台、101...X線管、102...回転フレーム、103...X線検出器、104...データ収集装置、106...前処理部、107...架台駆動部、109...高圧発生装置、112...投影データ記憶部、118...臨床画像発生処理部、119...ノイズ画像記憶部、120...ノイズ画像処理部、121...再構成関数分布記憶部、122...画像合成処理部。

40

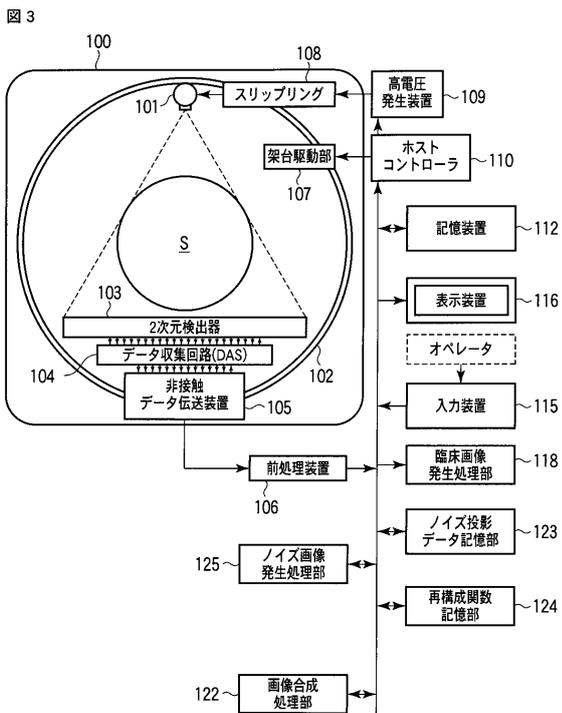
【 図 1 】



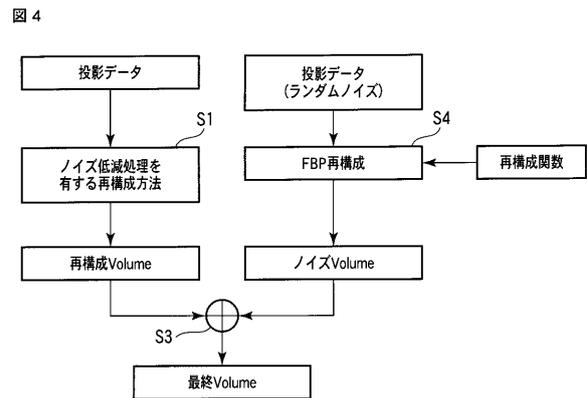
【 図 2 】



【 図 3 】



【 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 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 中西 知
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 熨斗 康弘
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C093 AA22 CA01 EB12 EB17 FD05 FE03 FE06 FE18 FF13 FF35