

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6502188号
(P6502188)

(45) 発行日 平成31年4月17日(2019.4.17)

(24) 登録日 平成31年3月29日(2019.3.29)

(51) Int.CI.

A 61 B 6/02 (2006.01)

F 1

A 61 B 6/02 301 H

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-122805 (P2015-122805)
 (22) 出願日 平成27年6月18日 (2015.6.18)
 (65) 公開番号 特開2017-6243 (P2017-6243A)
 (43) 公開日 平成29年1月12日 (2017.1.12)
 審査請求日 平成29年11月6日 (2017.11.6)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110000350
 ポレール特許業務法人
 (72) 発明者 馬場 理香
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

審査官 伊藤 昭治

(56) 参考文献 特開2015-057194 (JP, A)
 国際公開第2013/145831 (WO, A1)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線検査装置、及び作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に X 線ビームを照射する X 線源と、
 前記 X 線源に対向配置され、前記被写体の透過 X 線を検出する X 線検出器と、
 前記 X 線検出器により検出された検出信号を X 線画像に処理する処理部と、
 前記 X 線画像を表示する表示部と、を備え、
 前記処理部は、

撮影目的である第一の対象と第二の対象の大きさ及び位置を特定して両者を分離可能な前記 X 線ビームの回転角度範囲を算出し、前記回転角度範囲で前記 X 線源と前記 X 線検出器を移動させながら前記検出信号を取得し、得られた前記検出信号を処理して前記 X 線画像とすると共に、

前記回転角度範囲を算出する際、前記第一の対象と第三の対象が重複しない前記 X 線ビームの範囲を算出する、

ことを特徴とする X 線検査装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の X 線検査装置であつて、
 前記第一の対象が腫瘍であり、前記第二の対象がガイドシース先端であり、前記第三の対象が前記被写体の骨、或いは X 線吸収の大きい臓器である、
 ことを特徴とする X 線検査装置。

【請求項 3】

10

20

請求項₁記載のX線検査装置であって、

前記処理部は、

前記撮影目的である第一の対象と前記第二の対象の位置を特定する際に、ほぼ直交するX線透視像を用いる、

ことを特徴とするX線検査装置。

【請求項4】

請求項₁記載のX線検査装置であって、

前記処理部は、

前記第一の対象と前記第二の対象の位置を特定する際に磁気センサの出力情報を用いる、
ことを特徴とするX線検査装置。 10

【請求項5】

請求項₁記載のX線検査装置であって、

前記処理部は、

前記第一の対象と前記第三の対象の位置を特定する際に、事前に撮影されたCT画像を用いる、

ことを特徴とするX線検査装置。

【請求項6】

請求項₁記載のX線検査装置であって、

前記処理部は、

取得した前記検出信号を用いて再構成処理を行い、トモシンセシス像を得る、
ことを特徴とするX線検査装置。 20

【請求項7】

請求項₆記載のX線検査装置であって、

前記処理部は、

前記回転角度範囲の端に行くほど重みを小さくして前記再構成処理を行い、前記トモシンセシス像を得る、

ことを特徴とするX線検査装置。

【請求項8】

請求項₁記載のX線検査装置であって、

前記処理部は、

取得した前記検出信号を用いて逐次再構成処理を行い、トモシンセシス像を得る、
ことを特徴とするX線検査装置。 30

【請求項9】

X線検査装置の作動方法であって、

前記X線検査装置は、

トモシンセシス撮影モードにおいて、被写体にX線ビームを照射するX線源に対向配置され、前記被写体の透過X線を検出するX線検出器により検出された検出信号をX線画像に処理する際に、第一の対象と第二の対象の大きさ及び位置を特定して両者を分離可能な前記X線ビームの回転角度範囲を算出し、

前記回転角度範囲で前記X線源と前記X線検出器を移動させながら前記検出信号を検出し
、

前記検出信号を処理してX線画像として表示部に表示すると共に、

前記回転角度範囲を算出する際に、前記第一の対象と第三の対象が重複しない範囲を算出する、

ことを特徴とするX線検査装置の作動方法。 40

【請求項10】

請求項₉記載のX線検査装置の作動方法であって、

前記第一の対象が腫瘍であり、前記第二の対象がガイドシース先端であり、前記第三の対象が前記被写体の骨、或いはX線吸収の大きい臓器である、

ことを特徴とするX線検査装置の作動方法。 50

【請求項 1 1】

請求項9記載のX線検査装置の作動方法であって、
前記X線検査装置は、
取得した前記検出信号を用いて再構成処理を行い、トモシンセシス像を得る、
ことを特徴とするX線検査装置の作動方法。

【請求項 1 2】

請求項1 1記載のX線検査装置の作動方法であって、
前記X線検査装置は、
前記回転角度範囲の端に行くほど重みを小さくして前記再構成処理を行い、前記トモシン
セシス像を得る、
ことを特徴とするX線検査装置の作動方法。
10

【請求項 1 3】

請求項9記載のX線検査装置の作動方法であって、
前記X線検査装置は、
取得した前記検出信号を用いて逐次再構成処理を行い、トモシンセシス像を得る、
ことを特徴とするX線検査装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、X線検査装置の撮影技術に係り、特に、トモシンセシス撮影技術に関する。

20

【背景技術】**【0 0 0 2】**

医療診断や工業製品の不良検査のために、被写体内部を非破壊で可視化する方法として、X線を被写体に照射し、透過したX線を検出するX線検査法がある。また、被写体内部を3次元的に把握するために、被写体を回転しながら、X線を照射し透過したX線を検出して、透過X線情報を再構成演算処理して、断面像を得るX線CT(Computed Tomography)検査法がある。CT検査法には、ファントームCT撮影、コーンビームCT撮影、限定された回転角度の透過X線情報を用いるトモシンセシス撮影、更にラミノグラフィ撮影などがある。被写体を回転させる代わりにX線源と検出器を回転させる方法や、両者を回転させる方法がある。更に、回転の代わりに回転軌道の接線方向に直線移動させる方法や、両者を回転軌道の接線方向で、反対向きに直線移動させる方法がある。

30

【0 0 0 3】

気管支内視鏡を用いて、末梢気管支に生じた肺がんの生検を行う場合、X線透視画像を見ながらガイドシースを送り込み、腫瘍付近まで到達させるため、トモシンセシス撮影を利用してガイドシースの先端と腫瘍の配置を確認することが検討され始めている。

【0 0 0 4】

このようなトモシンセシス撮影に関する先行技術文献として、特許文献1には、乳がん診断で生検針の位置を考慮して撮影回転角を設定する医療用トモシンセシスシステムが開示されている。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0 0 0 5】**

【特許文献1】特表2013-529533号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0 0 0 6】**

X線検査法において、X線透視画像で被写体を確認する際、X線源が被写体の上部にある場合、上面から見た2次元画像ではガイドシースが腫瘍に到達しているように見えても、奥行き方向にズレっていて到達していない場合が多々生じる。この対応としてトモシンセシス撮影により、ガイドシースと腫瘍の3次元配置を確認するシステムが検討されている

50

。このトモシンセシス撮影はCT撮影に比較して画像を取得する角度が限定されており、低被曝で断面像を得ることができるが、X線透視に比較すると画像を取得する回転の角度に応じて被曝量が増えてしまう。特許文献1の場合、対象が乳がんであるため穿刺針の位置等がほぼ固定された構成が開示されており、例えば、気管支内視鏡生検で、腫瘍近傍の気管支の位置を正確に認識して鉗子を挿入する場合等において、被曝量の低減を図ることは困難であった。

【0007】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、トモシンセシス撮影で画像を取得する角度を最適化することにより、被曝量を軽減することが可能なX線検査装置、及び作動方法を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の目的を達成するため、本発明においては、被写体にX線ビームを照射するX線源と、X線源に対向配置され、被写体の透過X線を検出するX線検出器と、X線検出器により検出された検出信号をX線画像に処理する処理部と、X線画像を表示する表示部と、を備え、処理部は、第一の対象と第二の対象の位置を特定して両者を分離可能なX線ビームの回転角度範囲を算出し、回転角度範囲でX線源と検出器を移動させながら検出信号を取得し、得られた検出信号を処理してX線画像とする構成のX線検査装置を提供する。

【0009】

また、上記の目的を達成するため、本発明においては、X線検査装置の作動方法であつて、X線検査装置は、トモシンセシス撮影モードにおいて、被写体にX線ビームを照射するX線源に対向配置され、被写体の透過X線を検出するX線検出器により検出された検出信号をX線画像に処理する際に、第一の対象と第二の対象の位置を特定して両者を分離可能なX線ビームの回転角度範囲を算出し、回転角度範囲でX線源と検出器を移動させながら検出信号を検出し、検出信号を処理してX線画像として表示部に表示するX線検査装置の作動方法を提供する。

20

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、X線検査装置において、トモシンセシス撮影に必要とされる回転角度を最適化することができ、最少の被曝線量で断面像を得ることができる。その結果、低線量で撮影目的である腫瘍とガイドシースの位置関係を把握可能な画像を得、気管支内視鏡生検術を短時間で実施でき、術者および患者の負担が軽減する。

30

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の課題を説明するための模式図である。

【図2】実施例1に係る、トモシンセシス撮影装置の原理を説明するための図である。

【図3】実施例1に係る、トモシンセシス撮影装置の一構成例を示す図である。

【図4】従来のトモシンセシス撮影におけるX線ビームの回転角度を示す説明図である。

【図5】実施例1に係る、トモシンセシス撮影におけるX線ビームの回転角度を示す説明図である。

40

【図6】実施例1に係る、回転角度の算出法の説明図である。

【図7】実施例1に係る、トモシンセシス撮影におけるX線ビームの回転角度を示す説明図である。

【図8】実施例2に係る、トモシンセシス撮影におけるX線ビームの回転角度を示す説明図である。

【図9】実施例2に係る、トモシンセシス撮影における入力画面と出力画面を示す説明図である。

【図10】各実施例に係る、再構成処理における重みの一具体例を示す図である。

【図11】各実施例に係る、再構成処理における重みの他の具体例を示す図である。

【図12】各実施例に係る、トモシンセシス撮影を使った、気管支内視鏡生検術の処理フ

50

口ーを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明を実施するための形態を図面に従い説明するが、それに先立ち、本発明が適応される、気管支内視鏡とトモシンセシス撮影を用いて生検を行う術の原理とその課題を図1、図2、図12を用いて説明する。

【0013】

図12に内視鏡を用いて生検を行う術の処理フローを示した。同フローを参照しながら、気管支内視鏡を用いて、末梢気管支に生じた肺がんの生検を行う場合を説明する。事前に術前CT撮影によりCT検査が行われる(S1201)。精密検査が必要と判断された患者に対して、この生検を開始する(S1202)。医師はCT画像を元にして気管支内視鏡を送り込む経路を想定し、内視鏡画像を見ながら、内視鏡を送り込む(S1203)。腫瘍の近くの内視鏡が入る限界まで気管支内視鏡を到達させ(S1204)、そこからX線透視(S1205)によるX線透視画像を見ながらガイドシースを送り込み、腫瘍付近まで到達させる(S1206)。

10

【0014】

そして、本発明に係るトモシンセシス撮影(S1207)を行い、ガイドシース先端と腫瘍の配置を確認し(S1208)、腫瘍に到達可能か判断する(S1209)。ガイドシースの先端には金属が付いており、この金属の像でガイドシース先端の位置を確認できる。到達不可能と判断した場合には、抜き戻して入れ直す。腫瘍に到達したら(S1210)、ガイドシースを通して超音波プローブを送り込み腫瘍に刺し、超音波撮影(S1211)により画像を取得し、腫瘍に到達していることを確認する(S1212)。到達していない場合には、途中まで抜き戻して入れ直すことを腫瘍に到達するまで繰り返す。到達が確認できたらガイドシースから超音波プローブを抜き、鉗子・ブラシなどを送り込み(S1213)、腫瘍組織を取り(S1214)、取得した組織を顕微鏡検査にかけ、診断を行う。

20

【0015】

上述の通り、被写体の気管支にガイドシースを送り込む際に、X線透視画像で被写体を確認する。図1に示すように、X線ビーム102を照射するX線源101が被写体の上部にある場合、検出器105の出力信号に基づく上面からの透視像に見るように、上面から見た2次元画像であるガイドシース103が腫瘍104に到達しているように見えても、上面からの透視像に直交する側面からの透視像に示すように、奥行き方向にずれていて到達していない場合が多々生じることである。そこで、この対応としてトモシンセシス撮影(S1207)により2.5次元画像を取得し、ガイドシースと腫瘍の3次元配置を確認する。

30

【0016】

トモシンセシス撮影はCT撮影に比較して画像を取得する角度が限定されており、低被曝で断面像を得ることができる。しかし、透視に比較すると、画像を取得する回転の角度に応じて被曝量が増える。そこで、できるだけ被曝量を抑えるために、トモシンセシス撮影で画像を取得する角度を最適化することが必要となる。本発明ではこのトモシンセシス撮影における画像を取得する角度の最適化を図ることで、被曝量の抑制を図る。

40

【0017】

図2に、トモシンセシス撮影装置を説明するための正面図を示す。トモシンセシス撮影は、被写体に対してX線源と検出器を移動させて多方向からの画像データを取得し、画像データの加算処理あるいは再構成処理を行って断面像を取得する方法である。一般的なCT撮影に比較して、画像データを取得する角度が限定されているところが特徴になる。

【0018】

トモシンセシス撮影では、X線源および検出器の移動として図2に矢印201で示すような水平移動と、矢印202で示すような円軌道があり、その組み合わせは4種類となる。加算処理は水平移動を前提としているため、トモシンセシス撮影でX線源あるいは検出

50

器が円軌道を移動する場合には、X線源からの距離と傾きを考慮して、水平移動で得られる像に変換した上で加算処理を実施する。再構成処理は円軌道を前提としているため、トモシンセシス撮影でX線源あるいは検出器が水平移動を行う場合には、X線源からの距離と傾きを考慮して、円軌道で得られる像に変換した上で再構成処理を実施する。トモシンセシスの適用が想定される装置では、X線源と検出器の移動方式は、水平移動 - 水平移動、回転移動 - 水平移動、水平移動 - 回転移動、回転移動 - 回転移動である。これら全ての装置でトモシンセシス撮影が実施可能である。

【0019】

トモシンセシス撮影装置において断面像を得る処理には、加算法と再構成法がある。加算法では、X線源と検出器が対向配置され、X線源と検出器を反対方向に移動させると、移動方向に平行な一面だけが焦点が合い、他の面では焦点が合わない。そのため、得られた像を加算すると、焦点の合わない面の構造はぼけて見えなくなり、焦点の合う面にある構造だけが強調され、焦点面203に焦点の合う位置の断面像が得られる。一方、再構成法では、回転角度を40°程度に限定したCT撮影とみなして再構成処理を行なうことにより断面像を得ることができる。10

【0020】

本発明はこのトモシンセシス撮影における被曝量の抑制を図るために、画像を取得する角度の最適化を図るものである。なお、以下の実施例において、第一の対象を腫瘍、第二の対象をガイドシース先端、第三の対象を骨として説明するが、それに限定されるものではなく、第三の対象は肝臓や心臓などのX線吸収の大きい臓器や、ステントやインプラントなどのX線吸収の大きい構造物であっても良い。また、第二の対象は内視鏡、カテーテル、生検針などの移動する構造体の先端であっても良い。また、第一の対象は血管、臓器、歯など、第二の対象が到達する目標物であっても良い。20

【実施例1】

【0021】

以下、実施例1として、被曝量を抑えたトモシンセシス撮影を可能とするX線検査装置の実施例を説明する。本実施例は、被写体302にX線ビームを照射するX線源301と、X線源に対向配置され、被写体の透過X線を検出するX線検出器305と、X線検出器により検出された検出信号をX線画像に処理する処理部303と、X線画像を表示する表示部306とを備え、処理部303は、第一の対象と第二の対象の位置を特定して両者を分離可能なX線ビームの回転角度範囲を算出し、回転角度範囲でX線源と検出器を移動させながら検出信号を取得し、得られた検出信号を処理してX線画像とするX線検査装置、及びその作動方法の実施例である。30

【0022】

図3に、実施例1に係るX線検査装置の一構成例を示す。X線検査装置は、被写体302にX線を照射するX線源301と、被写体302を透過したX線を検出する検出器305と、これらの移動と動作を制御する処理部303、更には、記憶部であるメモリ304、表示部であるディスプレイ306とを備える。

【0023】

X線源におけるX線発生や、検出器におけるX線の検出、X線源、検出器、被写体の移動の制御、更に検出器が検出した検出信号の画像処理等は、処理部303のプログラム実行によって行なうことができる。処理部303は、メモリ304や外部記憶装置などの記憶部に接続され、内部に記憶されたデータベースの透視データ、トモシンセシスデータ、CTデータにアクセス可能である。また、処理部303は、データベースの各種データを用いて、表示部であるディスプレイ306にCT画像や、トモシンセシス画像を表示するよう制御する。事前に撮影され、メモリ304に記憶されたCT画像は、例えば、ディスプレイ306に表示される。40

【0024】

また、処理部303は、ディスプレイ306に表示する入力画面から撮影モードを選択させ、選択された撮影モードに応じて撮影条件を設定し、撮影開始の指示を出す。X線源50

301は開始信号を受けると、設定条件に従ってパルスX線を照射する。また、検出器305は開始信号を受けると、X線源301からのパルスX線に同期してX線を検出する。そして、検出器305により検出されたX線を、強度に応じた電気信号に変換して透視データとし、X線像を得る。さらに、処理部303は、X線像に対する各種の画像処を行い、ディスプレイ306にトモシンセシス画像をCT画像と並置して表示することができる。

【0025】

検出器305には2次元検出器を用いる。本実施例では、1次元検出器を並べて多列化したものも2次元検出器に含める。2次元検出器としては、平面型X線検出器、X線イメージインテンシファイアとCCDカメラの組み合わせ、イメージングプレート、CCD検出器、固体検出器等がある。平面型X線検出器としては、アモルファスシリコンフォトダイオードと TFT を一対としてこれを正方マトリックス上に配置し、これと蛍光板を直接組み合わせたもの等がある。検出器にフィルムを用い、これをフィルムデジタイザーで読み出して計測像を得てもよい。

10

【0026】

図4に、従来のトモシンセシス撮影におけるX線ビーム402の回転角度401を示す。従来の撮影では、被写体の真上を中心として、前後10~20度の角度で画像を取得する。しかし、この角度範囲はほとんど上面からの画像のため、腫瘍404と鉗子などを通す管であるガイドシース403が奥行き方向にずれている場合に、そのズレを認識できる画像を取得できない。

20

【0027】

図5に、本実施例のX線検査装置のトモシンセシス撮影におけるX線ビームの回転角度を示す。奥行き方向のズレを認識するためには、被写体の真横を中心として角度を振るのが最適である。しかし、多くの透視撮影装置では、アームを真横まで回転できない形がほとんどである。そこで、略45度を中心として前後20度で撮影する。図5に、腫瘍504と鉗子などを通す管であるガイドシース503先端を分離可能なX線ビーム502の回転角度501を示す。ガイドシース503と腫瘍504を分離可能な角度は、腫瘍504の辺縁とガイドシース503の先端を繋ぐ線分1と線分2が成す角度になり、一意に算出可能である。

30

【0028】

図4および図5において、従来と本実施例におけるそれぞれのX線源、鉗子、腫瘍の配置と、X線源の回転角度を示す。ここでは、被写体の奥行き方向に鉗子と腫瘍が位置している。従来のトモシンセシス撮影では、図4に示すようにX線源は真上から照射される。X線源が矢印401の範囲を回転する場合、X線ビーム402は全てガイドシース403と腫瘍404の両方を通過するため、鉗子と腫瘍は重なってしまう。これらの画像のみで再構成処理を行うと、鉗子と腫瘍の分離は難しい。

【0029】

一方、本実施例の構成において、図5の矢印501の範囲をX線源が回転する場合には、X線ビーム502は全て、ガイドシース503と腫瘍504の間を通過するため、これらの画像を含んで再構成処理を行うと鉗子と腫瘍の分離が可能となる。即ち、再構成像上で腫瘍と鉗子を分離させるためには、両者が分離した撮影像が必要である。鉗子と腫瘍を円形と仮定すると、図5の線分501で囲む角度範囲が、X線源の最適な回転角度となる。

40

【0030】

図6は、本実施例のX線検査装置のトモシンセシス撮影における回転角度の算出法を示す図である。この回転角度の算出は、処理部304によって実行される。本実施例におけるトモシンセシス撮影は、図12のフローチャートでトモシンセシス撮影(S1207)に対応している。図6に示すように、ガイドシース603と腫瘍604を分離可能な角度は、腫瘍604の辺縁とガイドシース603の先端を繋ぐ線分1と線分2が成す角度になる。同図に示す距離r1, r2, xを用いて、角度θは一意に算出可能である。距離r1, r2は

50

既知であり、分離したい鉗子と腫瘍の距離 x を仮定することで、最適回転角度を求めることができる。

【0031】

図6に基づいて、最適回転角度の算出式を求めた。角度 θ は式(1)で求められる。さらに、角度 θ_1 および θ_2 は式(2)および式(3)で算出される。

【0032】

【数1】

$$\theta = \theta_1 + \theta_2 \quad \dots \quad (1)$$

【0033】

【数2】

$$\theta_1 = 90 - \theta_1' \quad \dots \quad (2)$$

【0034】

【数3】

$$\theta_2 = 90 - \theta_2' \quad \dots \quad (3)$$

【0035】

ここで、角度 θ_1' および θ_2' は、式(4)および式(5)で算出される。

【0036】

【数4】

$$\sin \theta_1' = \frac{r_1}{r_1 + x_1} \quad \dots \quad (4)$$

【0037】

【数5】

$$\sin \theta_2' = \frac{r_2}{r_2 + x_2} \quad \dots \quad (5)$$

【0038】

【数6】

$$x = x_1 + x_2 \quad \dots \quad (6)$$

【0039】

距離 r_1 , r_2 , x を用いて、式(1)～(6)から角度 θ は一意に算出可能である。距離 r_1 , r_2 は既知であり、分離したい鉗子と腫瘍の距離 x を仮定することで、最適回転角度を求めることができる。

【0040】

図7に示すように、X線検査装置において、ガイドシース703と腫瘍704の配置は任意であり、ガイドシース703が腫瘍704に近付くほど、X線ビーム702の分離可能な角度は矢印701に示すように狭まる。先に図12のフローチャートで説明したように、医師は、腫瘍の近くの内視鏡が入る限界まで気管支内視鏡を到達させ、そこからX線透視によるX線透視画像を見ながらガイドシースを送り込み、腫瘍付近まで到達させる(S1206)。この段階でのガイドシース703と腫瘍704の配置関係に基づき、上記の最適回転角度が算出され、この回転角度に従い、トモシンセシス撮影が行われる。

【0041】

以上説明したように、本実施例のX線検査装置にあっては、図12のフローチャートのトモシンセシス撮影(S1207)に先立ち、処理部304において最適回転角度を算出し、算出した最適回転角度を用いてトモシンセシス撮影を実行するため、低被曝、高画質でトモシンセシス画像を取得することが可能となる。

10

20

30

40

50

【0042】

続いて、処理部304が最適回転角度における検出器305の検出信号である出力データを基に再構成処理を実行する。通常のCT再構成処理では、全ての回転角度に対して同じ再構成フィルタを用いる。本実施例のX線検査装置では回転角度が最適回転角度に限定されているため、全ての角度に対して同じ再構成フィルタを用いると角度方向に不連続が発生し、アーチファクトが生じる。

【0043】

そこで、回転角度毎に異なる再構成フィルタを用いることで、アーチファクトを軽減する。例えば、回転角度が真上の0°のデータに対しては全ての周波数を透過するフィルタを用いる。回転角度が0°から離れるに従って、段々と高周波をカットして行き、最も離れた回転角度のデータに対しては低周波のみを透過するフィルタを用いる。カットされる高周波の周波数は回転角度に対して連続とするのが望ましい。このように、回転角度に応じて再構成フィルタを変更することにより、回転角度の不足によって生じるアーチファクトを減少させることができる。10

【0044】

また、本実施例のX線検査装置では別の方法として、再構成フィルタの代わりに重みを変更することにより、回転角度が限定されていることに起因するアーチファクトを軽減する。この場合は、全ての角度に対して同じ再構成フィルタを用いることができるため、処理を簡易化できる。例えば、回転角度が真上の0°の出力データに対しては重みを1.0とし、回転角度が0°から離れるに従って段々と重みを小さくして行き、最も離れた回転角度の出力データに対しては重みを0.0にする。重みは回転角度に対して連続な形状となるのが望ましい。例えば、Sin関数、Cos関数、2次式、多項式、などを用いる。このように、回転角度に応じて重みを連続的に変更することにより、回転角度の不足によって生じるアーチファクトを減少させることができる。20

【0045】

以上説明した実施例1のX線検査装置によれば、トモシンセシス撮影に必要とされる回転角度を最適化することができ、最少の被曝線量で断面像を得ることができる。その結果、低線量で撮影目的である腫瘍とガイドシースの位置関係を把握可能な画像を得、気管支内視鏡生検術を短時間で実施でき、術者および患者の負担を軽減することができる。30

【実施例2】**【0046】**

次に、実施例2として、再構成画像の劣化要因を考慮したX線検査装置の実施例について説明する。本実施例は、被写体にX線ビームを照射するX線源と、X線源に対向配置され、被写体の透過X線を検出するX線検出器と、X線検出器により検出された検出信号をX線画像に処理する処理部と、X線画像を表示する表示部とを備え、処理部は、第一の対象と第二の対象の位置を特定して両者を分離可能で、第一の対象と第三の対象が重複しないX線ビームの回転角度範囲を算出し、回転角度範囲でX線源と検出器を移動させながら検出信号を取得し、得られた検出信号を処理してX線画像とする構成のX線検査装置、及びその作動方法の実施例である。40

【0047】

再構成像のS/Nは処理に用いる撮影像のS/Nに依存するため、低S/Nの撮影像は再構成処理から除外することが望ましい。例えば、肋骨、背骨、心臓、肝臓などのX線吸収の大きい組織・構造に、観察対象の鉗子や腫瘍が重なっていると、撮影像において観察対象は識別が困難になる。この画像を処理に用いると、再構成像は劣化する。

【0048】

図8に示すように、X線源が矢印807の範囲を回転する場合、腫瘍804は骨806と重なるため撮影像の画質は低い。そこで、本実施例においては、矢印807で示す接線が囲む角度範囲を撮影角度から除外する。すなわち、腫瘍804と鉗子やガイドシース803を分離可能で、腫瘍804と骨806が重複しないX線ビームの回転角度801が、X線源の最適な回転角度となる。なお、本実施例の好適な構成においては、ガイドシース50

803の先端には磁気センサが取り付けられている。

【0049】

図9に、本実施例のX線検査装置のディスプレイに表示される画面の一例を示す。同図の(A)に示す入力画面には、事前に撮影(S1201)されたCT画像が表示されている。このCT画像上で腫瘍および背骨の位置が特定できる。ここで、予め取得したCT画像をX線検査装置が配置されている実空間上に配置する必要がある。CT画像上で角度算出した値を基に、実空間におけるトモシンセシス画像での撮影角度を算出する必要があるためである。

【0050】

上記の配置の方法として、例えばX線検査装置で取得したX線透視画像上の特徴部位と、CT画像上の特徴部位と、を比較照合することにより行う方法や、被検体にマーカーを付加してCT画像取得時にこれを含むように撮影し、X線透視画像取得時には、CT画像取得時に付加したマーカーと同一位置にマーカーを被検体に付加し、透視画像で得たマーカーとCT画像上のマーカーと、を比較照合することにより行う方法がある。

10

【0051】

すなわち、処理部303は、ガイドシースの先端に取り付けた磁気センサの出力の情報を用いてガイドシースの先端位置を特定し、CT画像上にガイドシース先端、或いは鉗子として表示し、腫瘍とガイドシースの先端、或いは鉗子の位置を特定する。なお、磁気センサを用いない場合であっても、処理部303は、図1に示したようなほぼ直交するX線透視像を用いて腫瘍とガイドシース先端、或いは鉗子の位置を特定することが可能である。

20

【0052】

次に、同図の(B)に示すように、処理部303が最適回転角度を算出し、CT画像上に最適回転角度901を表示する。同図において、最適回転角度901は、X線ビーム902の位置から画面下側の部分を指す。この最適回転角度901の範囲でX線ビーム902を照射して撮影を行い、得られた画像データを処理部303で再構成処理してトモシンセシス画像を得る。

【0053】

そして、同図の(C)に示す出力画像としてトモシンセシス画像をディスプレイに表示する。トモシンセシス画像上に、腫瘍と鉗子の位置を表示する。このようなCT画像である入力画面とトモシンセシス画像である出力画面をディスプレイ上に表示することで、最適化の途中経過が確認できる。また、ユーザーが術を行う際に、ナビゲーションを行う支援画面として試用できる。本実施例のX線検査装置にあっては、再構成画像の劣化要因を考慮してトモシンセシス画像を得るために、低線量で撮影目的である腫瘍とガイドシースの位置関係を把握可能な、より良い画像を得ることができる。

30

【0054】

次に、各実施例における重みの具体例を図10、図11に示した。図10はガイドシースと腫瘍と骨との重複関係に基づく重みを説明するための図である。図10の(A)に、ガイドシースと腫瘍が重複しない角度における重み1001を示す。横軸は回転角度、縦軸は重みを示している。なお、回転角度の最初と最後の重みが0.0になるように設定する。これにより、投影像の値が不連続になることを防ぎ、アーチファクトの発生を抑制する。図10の(B)に、腫瘍と骨が重複する角度が生じる場合の重み1002を示す。すなわち、腫瘍と骨が重複する角度における重みを0.0にする。これにより、腫瘍と骨が重複する角度の画像に起因する画質の劣化を抑制する。その際、重みに不連続が生じないように、重み0.0と1.0の間を滑らかにつなぐように重みに傾斜をかける。これにより、投影像の値が不連続になることを防ぎ、アーチファクトの発生を抑制する。

40

【0055】

次に、図11に、被写体が呼吸等に起因する動きを生じている場合の重みを示す。図11の(A)では、呼吸の波形を重み1101として用いる。これにより、動きによる画像のぼけを低下させ、画質の劣化を抑制する。図11の(A)では、重みの最大値を1.0、

50

最小値を0.0とし、ぼけ成分を強く抑制する。図11の(B)では、重み1102の最小値を0.0まで落とさない0.3とすることにより、同図の(A)の重み1101に比較してトモシンセシス画像におけるS/Nの低下を抑制する。ここでは、重みの最小値を0.3としたが、この値に限定するものではなく、0.0~1.0の値をとることが可能である。

【0056】

実施例2のX線検査装置では、処理部が図10、図11に示した重みを乗算した重みを算出し、算出した重みを各回転角度における投影像に乗算する処理を行う。これにより、骨の存在や、呼吸等の動きに起因するぼけを抑制し、かつ、画質の劣化を抑制し、かつ、被曝を低減したトモシンセシス撮影が可能となる。

【0057】

以上説明した各実施例において、目的とする対象を腫瘍とガイドシースとして説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、経皮生検において、腫瘍と生検針を対象とする、あるいは、IVRカテーテル術において、腫瘍とカテーテル、心臓、肝臓などの臓器とカテーテル、血管とステントを対象とする、あるいは、インプラント置換術において、骨と人工関節、歯と歯科インプラントを対象とする、あるいは、マンモグラフィ撮影において、陰影と生検針を対象とすることができる。

【0058】

また、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したものであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。例えば、再構成処理として、逐次近似処理を用いることも可能であり、この場合、演算時間が増加するが、高S/Nのトモシンセシス画像を得ることができる。

【0059】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

【符号の説明】

【0060】

101、301 X線源

102、402、502、702、802、902 X線ビーム

103、403、503、603、703、803 ガイドシース

104、404、504、604、704、804 腫瘍

105、205、305 検出器

201、202、401、501、701、801 矢印

203 焦点面

204 寝台

302 被写体

303 処理部

304 メモリ

306 ディスプレイ

806 骨

901 最適回転角度

1001、1002、1101、1102 重み

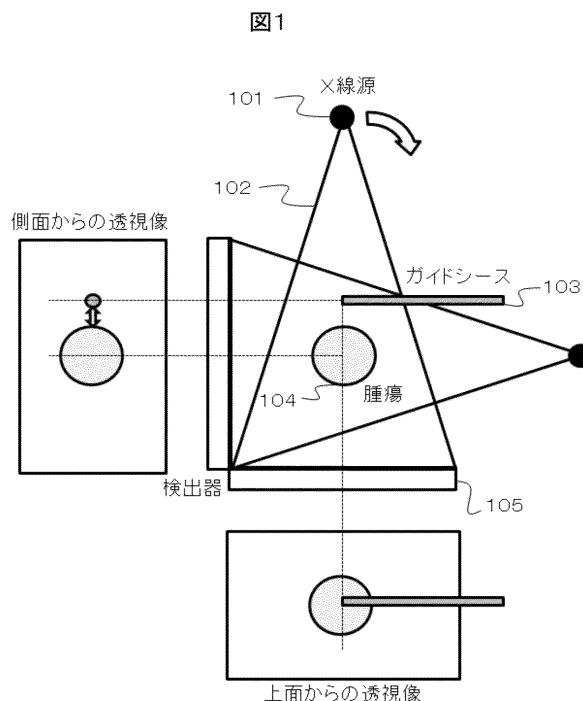
10

20

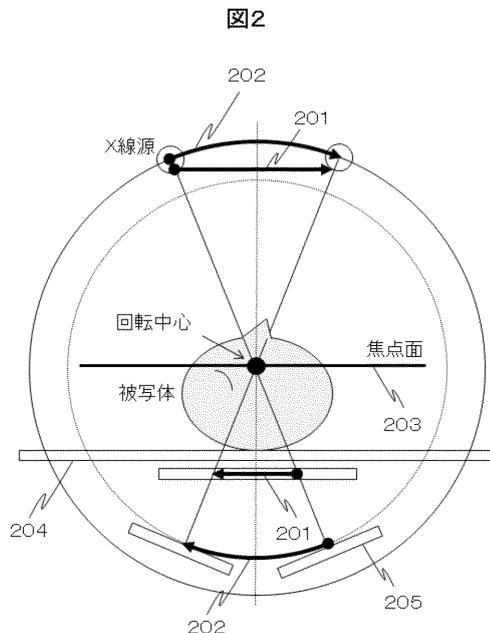
30

40

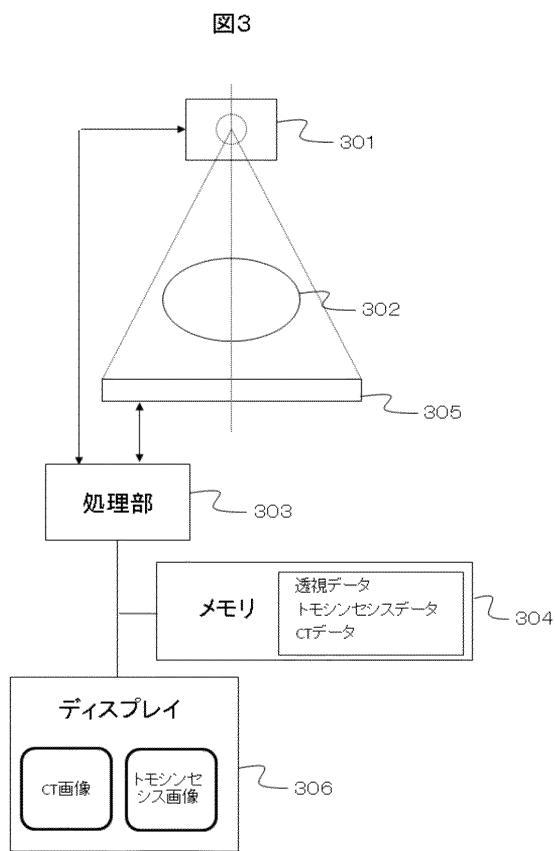
【図1】



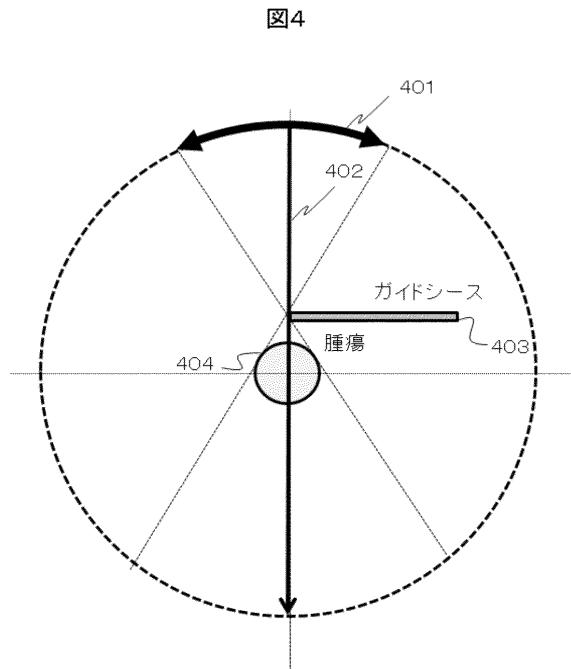
【図2】



【図3】

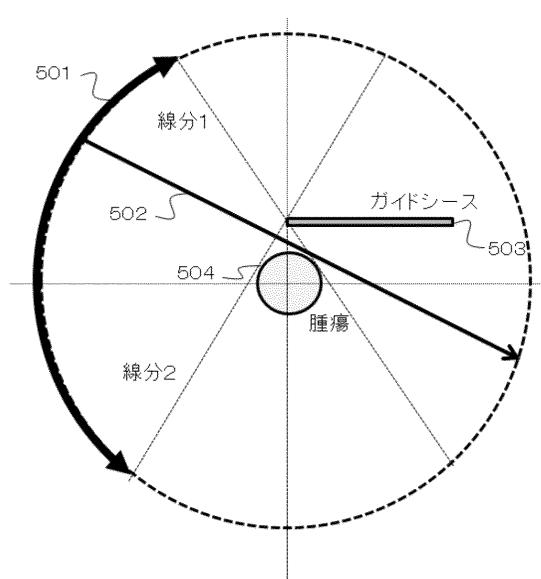


【図4】



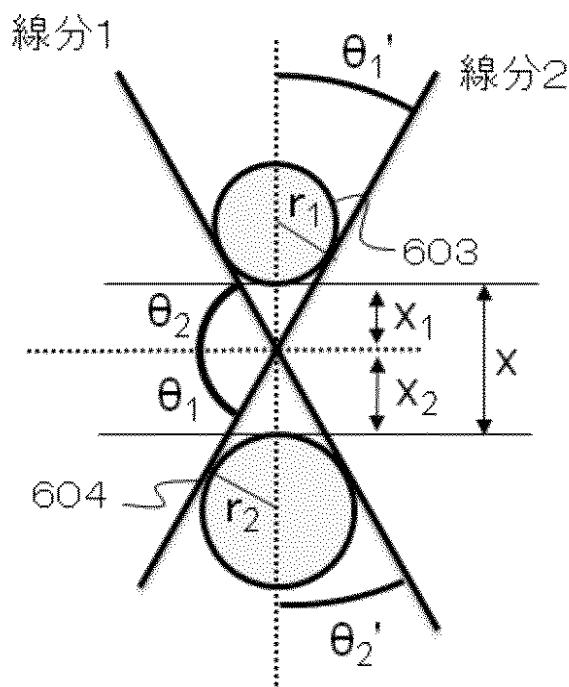
【図5】

図5



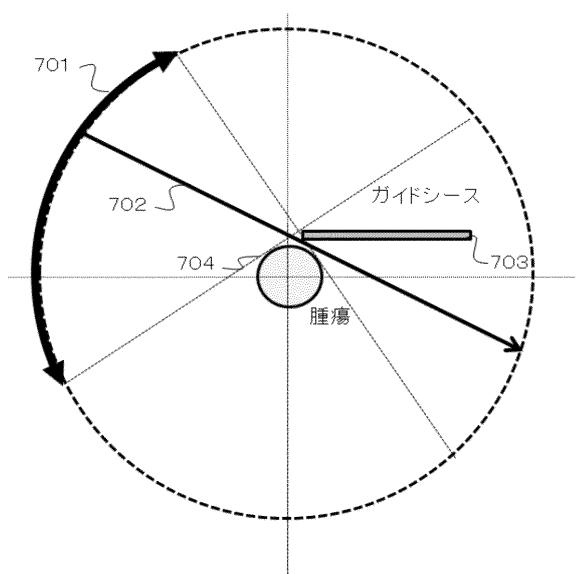
【図6】

図6



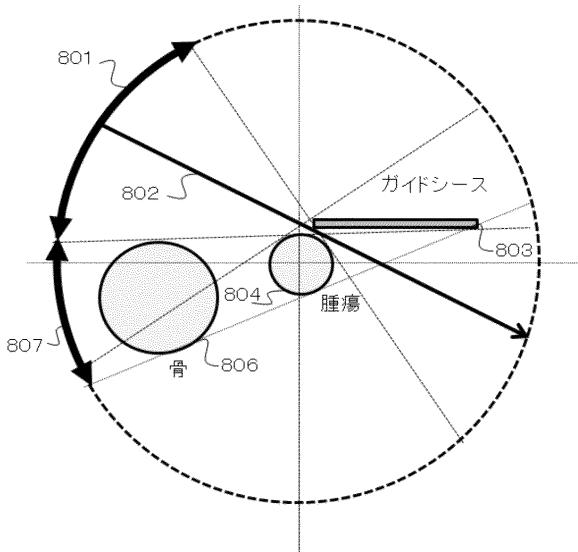
【図7】

図7



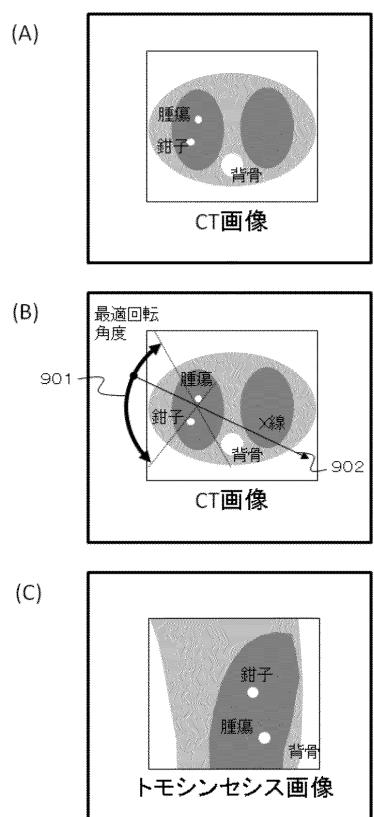
【図8】

図8



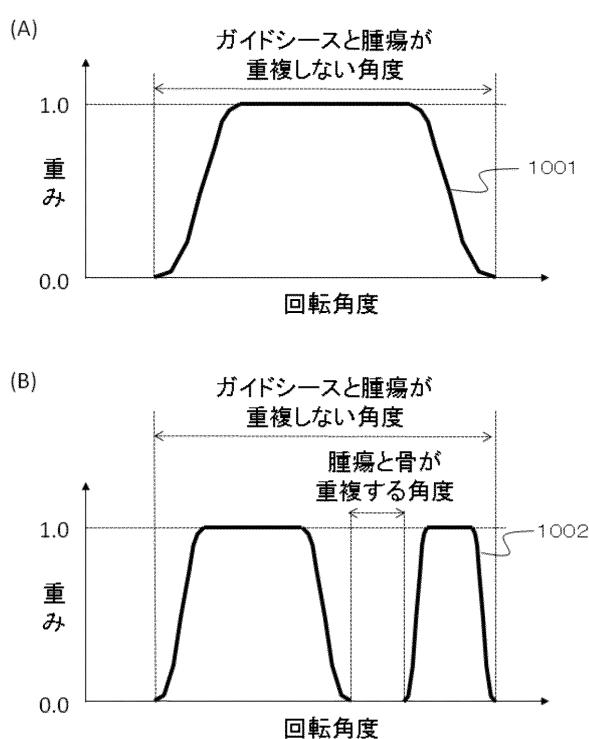
【図9】

図9



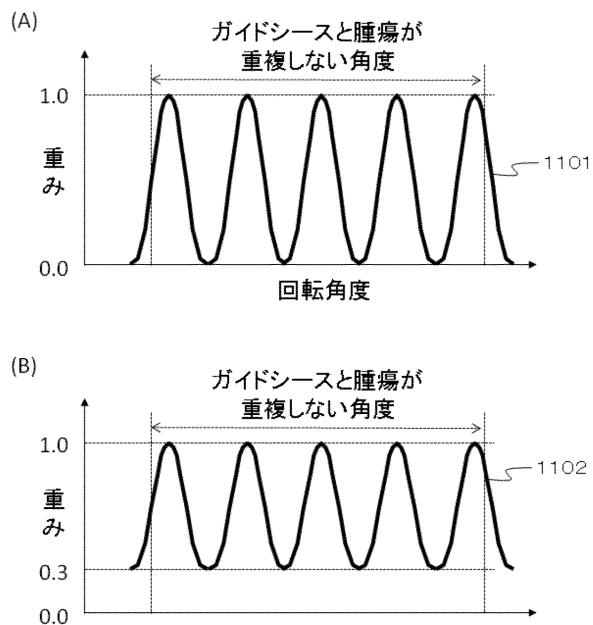
【図10】

図10



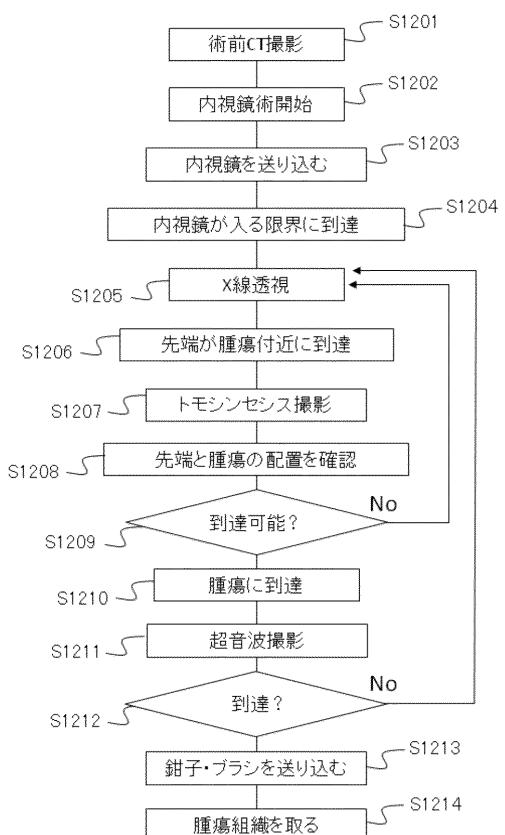
【図11】

図11



【図12】

図12



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61B 6 / 00 - 6 / 14