

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2009年1月29日 (29.01.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/014166 A1(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2008/063249

(22) 国際出願日: 2008年7月24日 (24.07.2008)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2007-192718 2007年7月25日 (25.07.2007) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 角村 卓是 (KADO-MURA, Takayuki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 後藤 大雅 (GOTO, Taiga) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

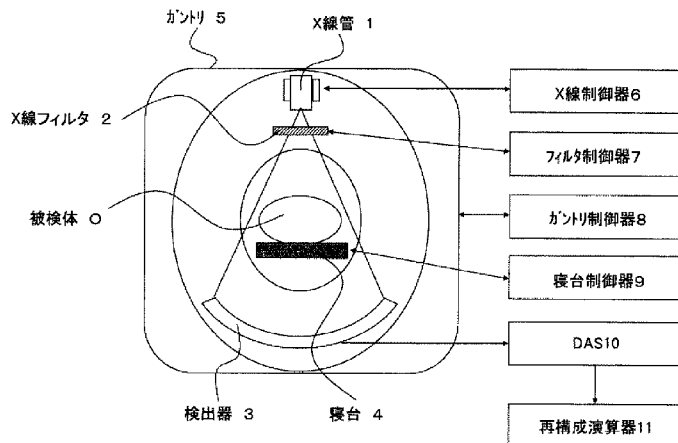
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT DEVICE

(54) 発明の名称: X線CT装置

[図1]



- 1 X-RAY TUBE
- 5 GANTRY
- 2 X-RAY FILTER
- 0 SUBJECT
- 3 DETECTOR
- 4 BED
- 6 X-RAY CONTROLLER
- 7 FILTER CONTROLLER
- 8 GANTRY CONTROLLER
- 9 BED CONTROLLER
- 11 RECONSTRUCTION ARITHMETIC OPERATION UNIT

(57) Abstract: A multi-energy type X-ray CT device which can reduce exposure of X-ray to a subject during the time the tube voltage is switched. The X-ray CT device includes an X-ray tube (1) for irradiating a subject put on a bed with an X-ray beam, a detector (3) arranged oppositely to the X-ray tube (1) for detecting X-ray that transmits through the subject, a DAS (10) for acquiring the X-ray transmission data of the subject with the detector (3) by irradiating the subject with the X-ray beam while rotating the X-ray tube (1) and the detector (3) about the body axis of the subject in the circumferential direction, a reconstruction arithmetic operation unit (11) for reconstructing a tomogram from the X-ray transmission data of the subject thus acquired, an X-ray controller (6) for switching the voltage applied to the X-ray tube (1) while the data is acquired by the DAS (10), an X-ray filter (2) arranged between the X-ray tube (1) and the subject for altering the energy of the X-ray beam for which the voltage applied to the X-ray tube (1) is switched by the X-ray controller (6), and an X-ray filter controller (7) for driving the X-ray filter (2) while the data is acquired by the DAS (10).

(57) 要約: 管電圧を切り替えている間に被検体に照射されるX線の被曝を低減し得るマルチエネルギー型X線CT装置を提供する。寝台に載せられた被検体にX線ビームを照射するX線管

[続葉有]

低減し得るマルチエネルギー型X線CT装置を提供する。
1と、X線管1と対

WO 2009/014166 A1



SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ,
UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE,
SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

向配置され前記被検体を透過したX線を検出する検出器3と、前記被検体の体軸を中心にX線管1と検出器3が円周方向に回転しながらX線ビームを照射して前記被検体のX線透過データを検出器3で取得するDAS10と、取得された被検体のX線透過データから断層画像を再構成処理する再構成演算器11と、DAS10によって取得される間に、X線管1に印加される電圧を切り替えるX線制御器6と、X線管1と前記被検体の間に配置され、X線制御器6によってX線管1に印加される電圧が切り替えられたX線ビームのエネルギーを変更するX線フィルタ2と、DAS10によって取得される間に、X線フィルタ2を駆動させるX線フィルタ制御器7と、を備える。

明 細 書

X線CT装置

技術分野

- [0001] 本発明は、X線CT装置に関し、特にスキャン中に撮影管電圧を高速に切り替えてエネルギーの異なるX線ビームを照射し、各々のX線透過データを得るマルチエネルギー型X線CT装置(Multi Energy Computed Tomography:MECT)に関する。

背景技術

- [0002] マルチエネルギー型X線CT装置は、被検体内の各組織のX線減弱率がX線ビームのエネルギー強度に応じて異なることを利用し、1つのエネルギーでは同じような画素値となって画像化される組織同士であっても、エネルギーが異なる複数のX線ビームを照射することによって組織の識別を可能とするものである。
- [0003] X線CT装置におけるマルチエネルギー撮影の実現方法には、例えば、X線発生源であるX線管に印加される管電圧をスキャン中に高速に切り替えて1回転毎に異なるエネルギーのX線ビームを照射する方法があり、特許文献1に開示されている。

- [0004] 特許文献1:特開平10-073544号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0005] 特許文献1では、X線管に印加する管電圧を低電圧から高電圧へ、または高電圧から低電圧へと変調させて高速に切り替えることでマルチエネルギー撮影を実現している。しかしながら、管電圧切り替え時の被検体の計測に供しないX線に対して十分な配慮がなされていなかった。
- [0006] そこで、本発明の目的は、管電圧を切り替えている間に被検体に照射されるX線によって生ずる被曝を低減し得るマルチエネルギー型X線CT装置を提供することである。

課題を解決するための手段

- [0007] 上記目的は、寝台に載せられた被検体にX線ビームを照射するX線源と、前記X線源と対向配置され前記被検体を透過したX線を検出する検出器と、前記被検体の体

軸を中心に前記X線源と前記検出器が円周方向に回転しながらX線ビームを照射して前記被検体のX線透過データを検出器で取得するデータ取得手段と、取得された被検体のX線透過データから断層画像を再構成処理する再構成手段と、を備えたX線CT装置において、前記データ取得手段によって異なるX線透過データが取得される間に、前記X線源に印加される電圧を切り替える印加電圧切り替え手段と、前記X線源と前記被検体の間に挿入され、前記X線源から照射されたX線ビームのエネルギーを変更するX線フィルタと、前記データ取得手段によって異なるX線透過データが取得される間に、前記X線フィルタを駆動させるX線フィルタ制御手段と、を備えたことで達成される。

発明の効果

- [0008] 本発明によれば、管電圧を切り替えている間に被検体に照射されるX線によって生ずる被曝を低減し得るマルチエネルギー型X線CT装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0009] [図1]本発明におけるマルチエネルギー型X線CT装置の一構成例を示す図。
[図2]低電圧撮影時の回転区間と動作を示す図。
[図3]低電圧から高電圧に切り替える時の回転区間と動作を示す図。
[図4]高電圧撮影時の回転区間と動作を示す図。
[図5]高電圧から低電圧に切り替える時の回転区間と動作を示す図。
[図6]マルチエネルギー撮影の管電圧の変化及びX線フィルタの動作を示すグラフ。
[図7]X線源から検出器に向かって見た円状X線フィルタの形状を示す図。
[図8]X線源が上、検出器が下で正面から見た円筒状X線フィルタの形状を示す図。

符号の説明

- [0010] 1 X線管、2 X線フィルタ、6 X線制御器、7 X線フィルタ制御器

発明を実施するための最良の形態

- [0011] 以下、添付図面に従って本発明に係るX線CT装置の好ましい実施形態について説明する。

- [0012] (装置構成)

図1はマルチエネルギー型X線CT装置の一構成例である。マルチエネルギー型X線CT装置は次の構成要素を有している。X線源(X線管)1は、被検体OへX線を照射する。X線フィルタ2は、X線管1と被検体Oの間に挿入され、X線管1から照射されるX線ビームのエネルギーを変更する。検出器3は、被検体Oを挟んでX線管1と対向配置され、被検体Oを透過したX線ビームを検出する。寝台4は、被検体Oを載せてX線管1のX線ビーム領域へ撮影部位を位置合わせする。ガントリ5は、X線管1、検出器3を回転可能に支持する。X線制御器6は、X線管1と接続され、X線管1のX線照射を制御する。フィルタ制御器7は、X線フィルタ2と接続され、X線フィルタ2の動作を制御する。ガントリ制御器8は、ガントリ5と接続され、X線管1と検出器3の回転動作等を制御する。寝台制御器9は、寝台4と接続され、寝台4の上下動や前後動を制御する。データ収集システム(DAS:Data Acquisition System)10は、検出器3と接続され、検出器3により検出されたX線ビームの強度を電気信号に変換する。再構成演算器11は、DAS10と接続され、DAS10によって変換された電気信号を取得し、断層画像を作成する。

[0013] X線管1及びガントリ5の動作はX線制御器6とガントリ制御器8によって制御される。X線制御器6はX線管1に電力信号及びX線発生タイミング信号を供給し、ガントリ制御器8はガントリ5上の構成要素であるX線管1や検出器3などの回転速度及び位置を制御する。フィルタ制御器7はX線フィルタ2の前後左右動や回転動の速度や移動範囲を制御する。寝台制御器9は、寝台4の上下前後の移動速度及び位置を制御する。DAS10は検出器に入射したX線ビームの強度をデジタル信号に変換し、再構成演算器11へ送信する。再構成演算器11はDAS10より送られてきたデジタル信号を受信し、検出器3を構成する検出素子の特性補正やX線の線質補正などの前処理を受信したデジタル信号に対して施す。再構成演算器11はさらにフィルタ補正逆投影法などの公知の再構成アルゴリズムによって前処理を施したデジタル信号から断層画像を作成する。

[0014] (計測方法)

次にマルチエネルギー撮影を実行する方法を説明する。本発明におけるマルチエネルギー撮影では、X線管1と検出器3が被検体の周りを1回転する毎に管電圧が切り替えられて、異なるエネルギー強度のX線ビームが被検体に照射される。管電圧の

切り替えはX線制御器6が行う。X線制御器6は、予め決められた計測手順により、管電圧を後述する高管電圧と低管電圧に切り替える。

- [0015] また、本実施形態では、X線管1と検出器3を1回転させて行う計測方式で説明するが、実際には対向ビームを用いることで半回転させて行う計測方式などでも断層画像の再構成が可能である。そこで、これらの1回転、半回転などの断層画像を再構成する手法の全てを取り込む表現として、「前記被検体の断層画像が再構成可能な計測サイクル」という表記をする。さらに、高い管電圧でX線ビームを照射している間はX線フィルタ2が挿入され、低い管電圧でX線ビームを照射している間はX線フィルタ2が抜かれることによって、より実効エネルギー差の大きい2種類のX線ビームが被検体Oに照射される。
- [0016] X線CT装置では、一般的に80kVから140kVの管電圧が設定できるようになっている。本実施形態では以後の説明を簡略化するために低管電圧を80kV、高管電圧を140kVとして扱うが、管電圧の値はこれらに限定されるものではない。
- [0017] はじめに図2に示すように管電圧を80kVにしてX線ビームを照射しながら、X線源1と検出器3を低電圧照射区間で回転させる。ここで低電圧照射区間は1枚の断層画像を作成するのに必要なデータ収集角度(180° + ファン角)以上とする。低電圧照射区間に検出器で検出されたX線ビームの強度は低エネルギー透過データとして収集される。
- [0018] 低電圧照射区間での透過データの収集が終了すると次に電圧切り替え区間に移行する。電圧切り替え区間では図3に示すようにX線フィルタが挿入され、高電圧照射区間に移行するまでに管電圧が80kVから140kVに徐々に切り替えられる。電圧切り替え区間中もX線ビームは照射され続ける。
- [0019] 次に高電圧照射区間に移行したら、図4に示すようにX線フィルタを挿入したまま、管電圧を140kVにしてX線ビームを照射し、高電圧照射区間でX線源と検出器を回転させる。高電圧照射区間と低電圧照射区間は等しくなるようにする。高電圧照射区間に検出器で検出されたX線ビームの強度は、高エネルギー透過データとして収集される。
- [0020] さらに高電圧照射区間が終了すると、図5に示すように電圧切り替え区間に移行す

る。この電圧切り替え区間では管電圧を140kVから80kVに徐々に切り替える。なお電圧切り替え区間ではX線フィルタは挿入されたままの状態にする。

[0021] 次に再度低電圧照射区間に移行したら、X線フィルタが抜かれ、管電圧を80kVにしてX線ビームが照射される。

[0022] このように低電圧照射、電圧切り替え、高電圧照射、電圧切り替えを繰り返しながら低エネルギー透過データと高エネルギー透過データを交互に収集していく。収集した各エネルギーの透過データは再構成演算器によって別々に処理され、2セットの断層画像が作成される。

[0023] 本実施形態のマルチエネルギー撮影の管電圧の変化のグラフと、X線フィルタの有無によるX線被曝の差異を表すグラフを図6に示す。X線被曝のグラフにおいて、破線は電圧切り替え時間にX線フィルタを挿入しなかった場合のX線被曝を示す。実線は電圧切り替え時間にX線フィルタを挿入した場合のX線被曝を示す。X線被曝のグラフから、電圧切り替え区間にX線フィルタを挿入することによって電圧切り替え区間のX線被曝(図6横線部)が低減可能となることがわかる。

[0024] (X線フィルタと制御)

上述の計測方法の場合、透過データを収集する時間及び管電圧を切り替える時間は関連付けられているが、X線フィルタを出し入れする時間は関連付けられていない。つまりX線管と検出器の回転速度やデータ収集時間などの動作周期が一定の中で、X線フィルタの動作のみ動作周期が定まっていないため、フィルタ動作の制御が煩雑になることがある。

[0025] このような問題を解決するため、ここではX線フィルタの動作を、X線源と検出器の回転速度と関連付けて制御することが可能なX線フィルタの形状の例を以下で説明する。

[0026] 図7にX線フィルタの一例を示す。図7はX線照射方向から本例のX線フィルタを見た図であり、図7の上下方向がX線源と検出器の回転軸方向(またはスライス方向)、左右方向が検出器の検出素子が並ぶ方向(いわゆるチャンネル方向)である。本例のX線フィルタは円板に扇状の開口部分を備えたものであり、図7中の斜線部は例えば厚さ1mm程度の銅の板である。また本例のX線フィルタは、X線管の直下ではなくチャン

ネル方向に円板半径の半分程度ずらして位置づけられる。本例のX線フィルタとX線管の相対位置を図7に示した。さらに本例のX線フィルタは図7に示すような方向にX線フィルタ制御器7によって回転させられるものである。すなわち、X線管から照射されるX線は、X線管の直下に図7中の斜線部が位置するときはフィルタを通り、開口部が位置するときはフィルタを通らないことになる。そして、X線フィルタの開口部分の大きさを適切に設定することにより、X線フィルタの動作をX線源と検出器の回転速度と関連付けて制御することが可能となる。

[0027] 本例のX線フィルタの開口部分の大きさについて以下説明する。X線源と検出器が1回転するのに要する時間を T_R 、管電圧の切り替えに要する時間を T_S とすると、低電圧照射、電圧切り替え、高電圧照射、電圧切り替えと移行していく過程でX線がフィルタを通らない時間は $(T_R - T_S)$ 、フィルタを通る時間は $(T_R + T_S)$ であることが図6からわかる。このようにするには、扇状の開口部分の中心角度とフィルタ部分の中心角度の比を $(T_R - T_S):(T_R + T_S)$ とすればよい。例えば、開口部分の中心角度が $(T_R - T_S) \cdot 180/T_R$ 度、フィルタ部分の中心角度が $(T_R + T_S) \cdot 180/T_R$ 度とすればよい。本例のX線フィルタを図7のように配置し、X線フィルタの回転速度をX線源と検出器の回転速度の1/2とすることによってX線フィルタの動作をX線源と検出器の回転速度に同期させて制御することができる。

[0028] 図7の例では、開口部分は一箇所だけであるが、X線フィルタの回転方向に隣合う開口部分とフィルタ部分の中心角度の比が $(T_R - T_S):(T_R + T_S)$ であれば、開口部分は複数箇所存在しても良い。

[0029] 図8にX線フィルタの他の例を示す。図8はX線照射方向及びスライス方向に対して垂直な方向から見た本例のX線フィルタの断面図であり、図8の上下方向がX線照射方向、左右方向がスライス方向である。本例のX線フィルタは円筒の側面の2箇所に開口部分を備えたものである。図8中の黒く塗りつぶした部分は例えば厚さ0.5mm程度の銅であり、点線部は開口部分である。また本例のX線フィルタは、図8に示すような方向にX線フィルタ制御器7によって回転させられるものであり、本例のX線フィルタの回転中心はX線源のほぼ真下に位置する。すなわち、X線管から照射されるX線は、X線管の直下に図8中の黒く塗りつぶした部分が位置するときはフィルタを通り、点

線で示した開口部が位置するときはフィルタを通らないことになる。そして、X線フィルタの開口部分の大きさを適切に設定することにより、X線フィルタの動作をX線源と検出器の回転速度と関連付けて制御することが可能となる。

[0030] 本例のX線フィルタの開口部分の大きさについて以下説明する。本例のX線フィルタの場合も、図7の場合と同様に T_R と T_S を設定すると、X線がフィルタを通らない時間と通る時間はそれぞれ $(T_R - T_S)$ と $(T_R + T_S)$ なる。このようにするには、開口部分の中心角度とフィルタ部分の中心角度の比を $(T_R - T_S):(T_R + T_S)$ とすればよい。例えば、開口部分の中心角度が $(T_R - T_S) \cdot 90/T_R$ 度、フィルタ部分の中心角度が $(T_R + T_S) \cdot 90/T_R$ 度とすればよい。

[0031] 本例のX線フィルタを図8のように配置し、X線フィルタの回転速度をX線源と検出器の回転速度の1/2とすることによってX線フィルタの動作をX線源と検出器の回転速度に同期させて制御することができる。

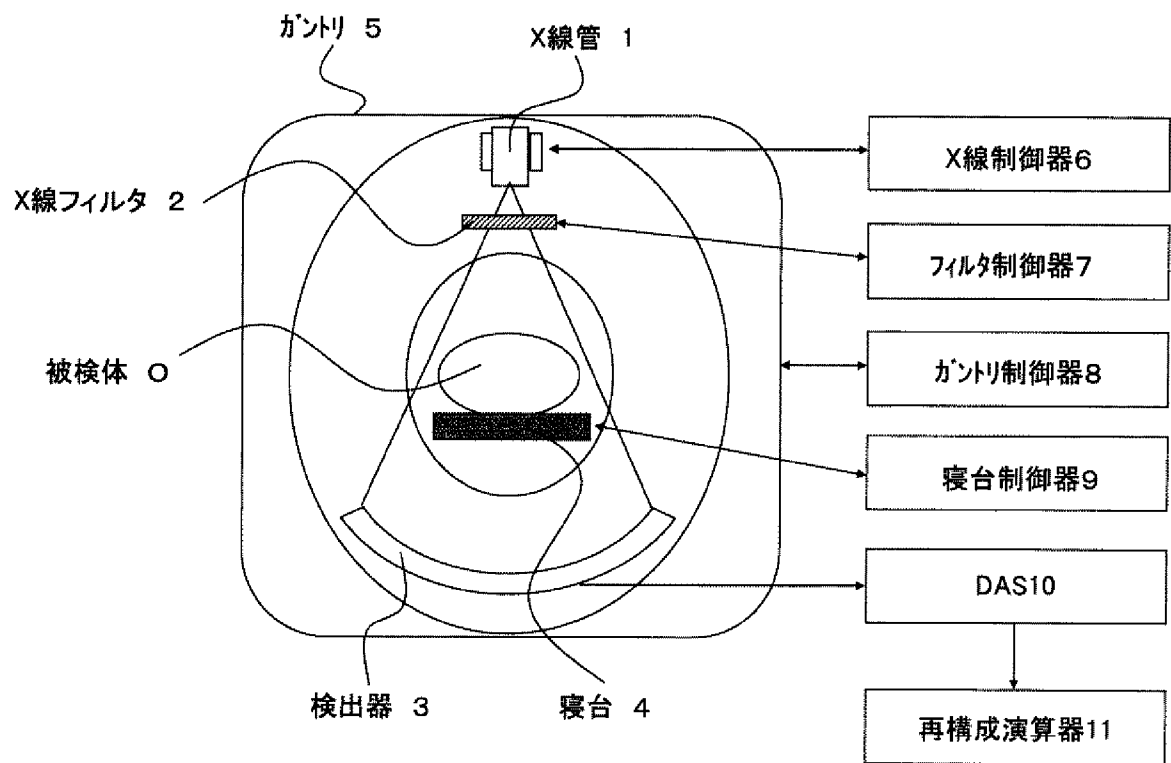
請求の範囲

- [1] 寝台に載せられた被検体にX線ビームを照射するX線源と、前記X線源と対向配置され前記被検体を透過したX線を検出する検出器と、前記被検体の体軸を中心に前記X線源と前記検出器が円周方向に回転しながらX線ビームを照射して前記被検体のX線透過データを検出器で取得するデータ取得手段と、取得された被検体のX線透過データから断層画像を再構成処理する再構成手段と、を備えたX線CT装置において、
- 前記データ取得手段によって異なるX線透過データが取得される間に、前記X線源に印加される電圧を切り替える印加電圧切り替え手段と、
- 前記X線源と前記被検体の間に挿入され、前記X線源から照射されたX線ビームのエネルギーを変更するX線フィルタと、
- 前記データ取得手段によって異なるX線透過データが取得される間に、前記X線フィルタを駆動させるX線フィルタ制御手段と、
- を備えたことを特徴とするX線CT装置。
- [2] 前記印加電圧切り替え手段は、前記X線源と前記検出器が前記被検体の断層画像が再構成可能な計測サイクル毎に前記印加電圧を切り替えることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [3] 前記X線フィルタは、前記X線源と前記検出器が前記被検体の断層画像が再構成可能な計測サイクルと前記印加電圧切り替え手段によって切り替えられる時間とを基に、当該形状が設定されることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [4] 前記X線フィルタは、開口部分を備えることを特徴とする請求項3に記載のX線CT装置。
- [5] 前記X線フィルタは、円板形状であり、前記開口部分は扇形状であることを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置。
- [6] 前記X線フィルタは、円筒形状であり、前記開口部分は前記円筒形状の側面に少なくとも2箇所設けられることを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置。
- [7] 前記X線フィルタは、前記X線源と前記検出器が1回転するのに要する時間を T_R 、前記印加電圧が切り替えられる時間を T_S としたときに、前記開口部分の中心角度と前

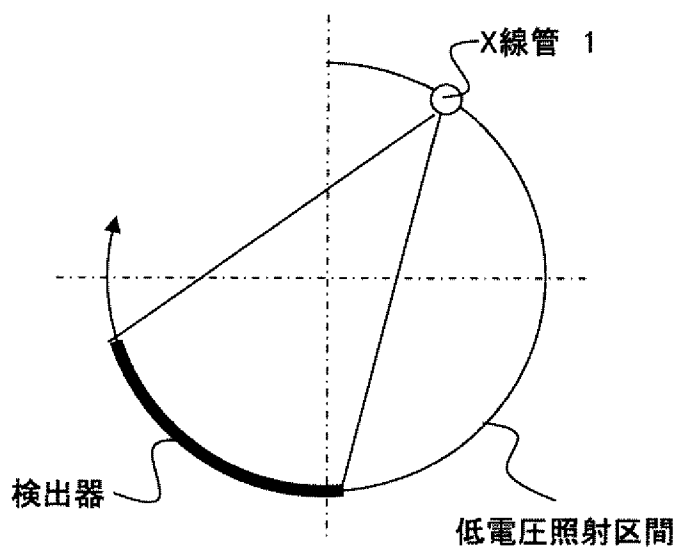
記開口部分の中心角度との比が $(T_{\text{R}} - T_{\text{S}}) : (T_{\text{R}} + T_{\text{S}})$ であることを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置。

- [8] 前記X線フィルタ制御手段は、前記X線源と前記検出器が前記被検体の断層画像が再構成可能な計測サイクルに同期して前記X線フィルタを駆動させることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

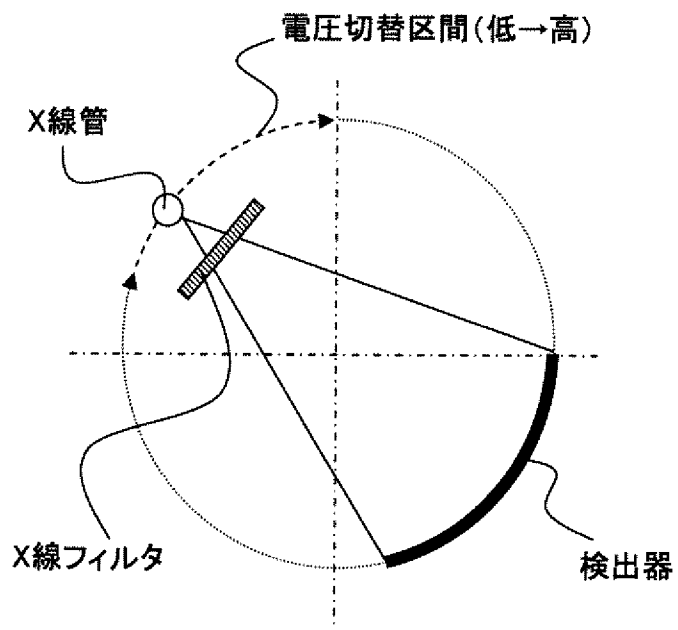
[図1]



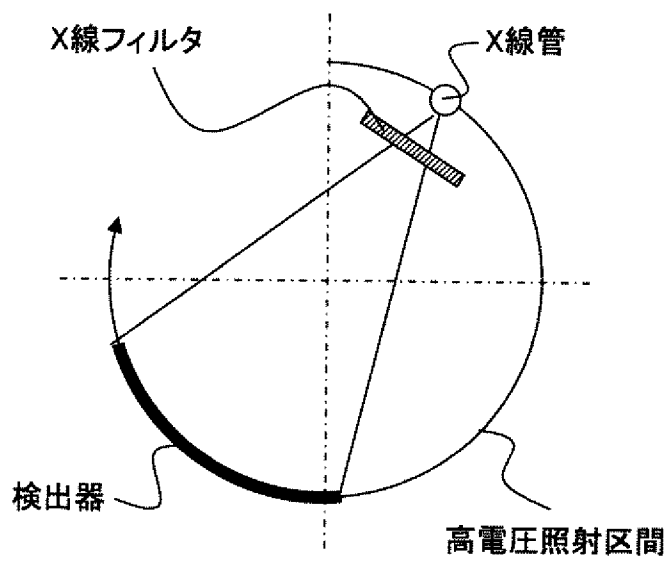
[図2]



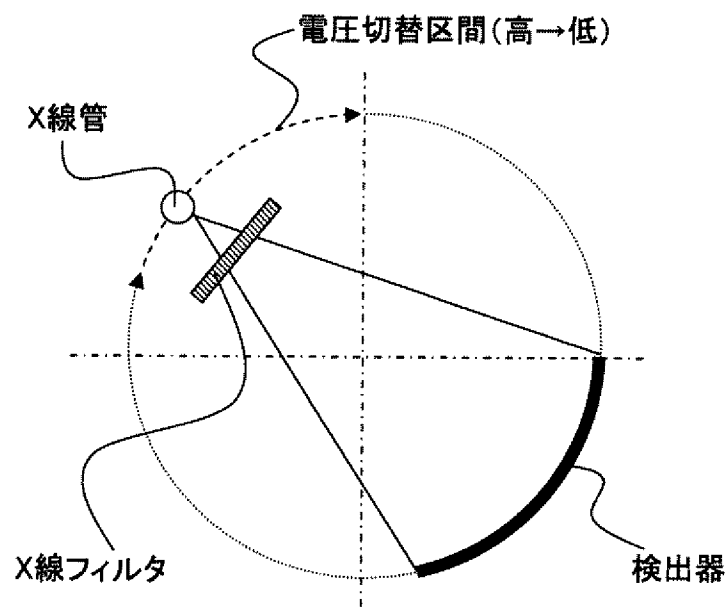
[図3]



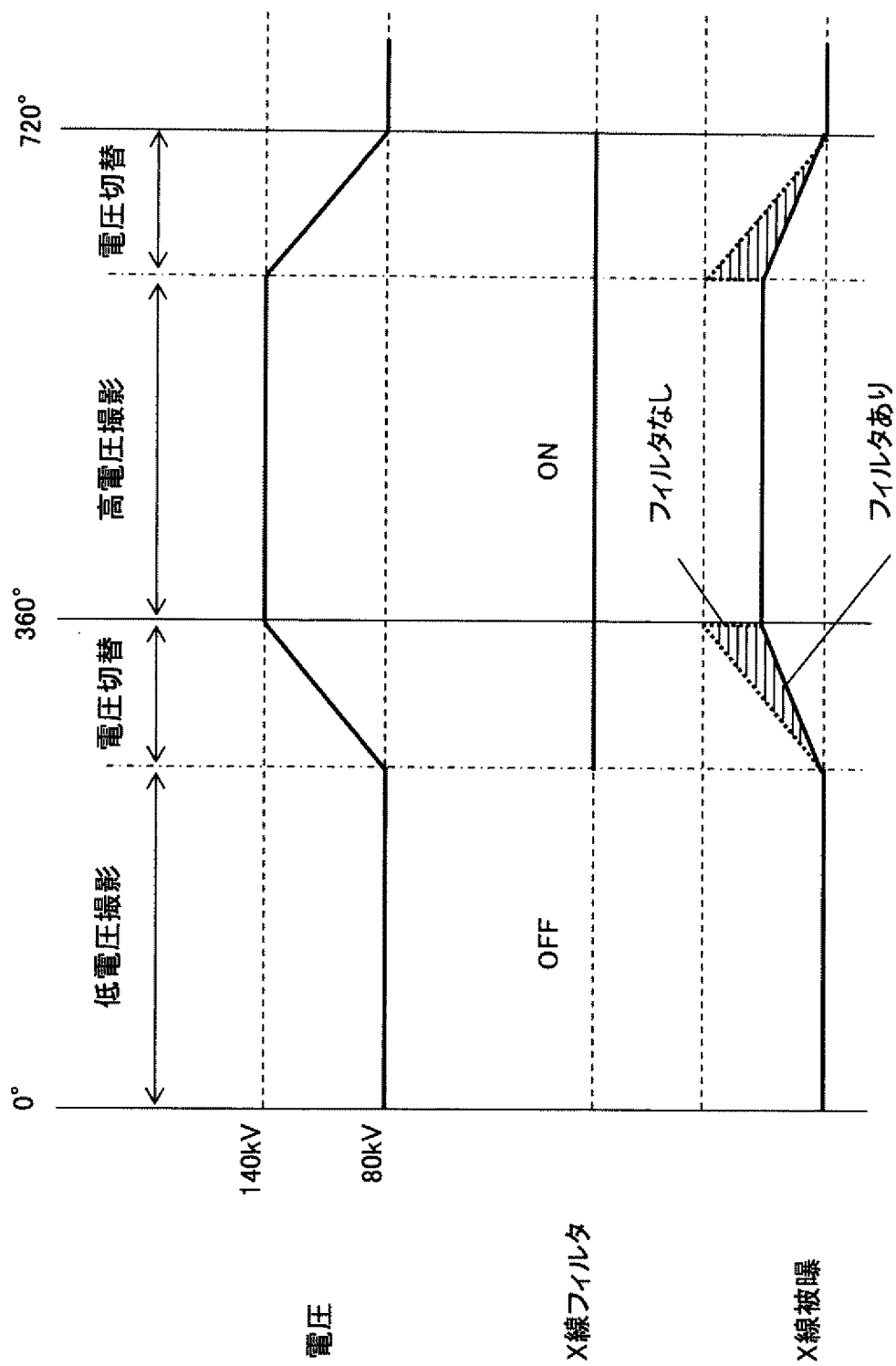
[図4]



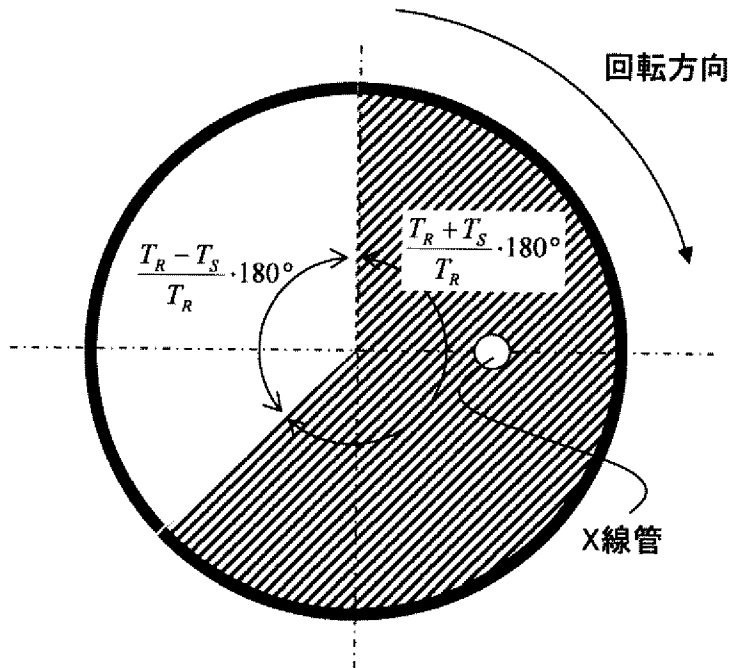
[図5]



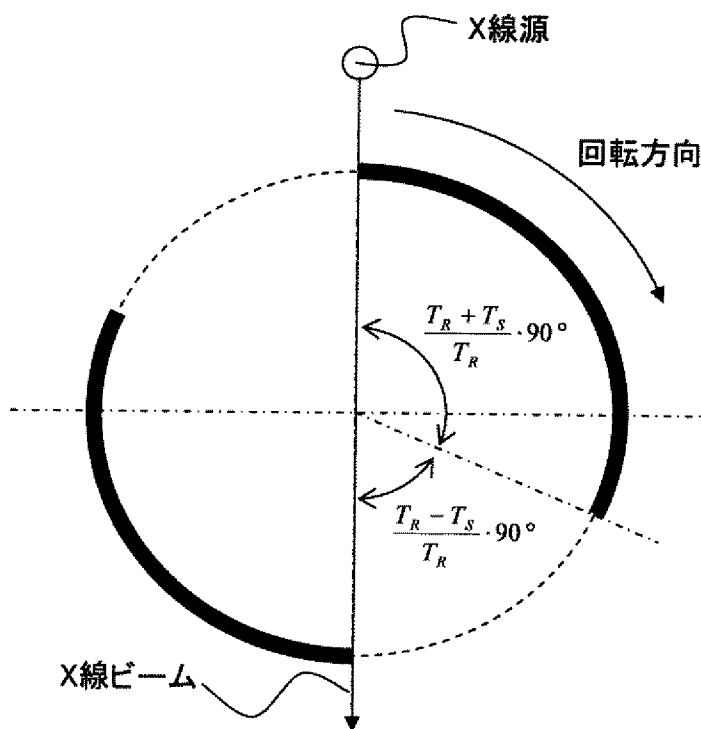
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/063249

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2003-325504 A (GE Medical Systems Global Technology Co., LLC), 18 November, 2003 (18.11.03), Full text; Figs. 1 to 9 & US 2003/0195416 A1 & US 2006/0280282 A1 & US 2007/0078336 A1 & EP 1355321 A2	1, 2, 8 3-7
Y	JP 2006-271437 A (Aloka Co., Ltd.), 12 October, 2006 (12.10.06), Full text; Figs. 1 to 8 (Family: none)	3-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 August, 2008 (18.08.08)

Date of mailing of the international search report
26 August, 2008 (26.08.08)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 8 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 8 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 8 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	JP 2003-325504 A (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) 2003.11.18, 全文, 第1-9図 & US 2003/0195416 A1 & US 2006/0280282 A1 & US 2007/0078336 A1 & EP 1355321 A2	1, 2, 8 3-7
Y	JP 2006-271437 A (アロカ株式会社) 2006.10.12, 全文, 第1-8図 (ファミリーなし)	3-7

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 8 . 0 8 . 2 0 0 8

国際調査報告の発送日

2 6 . 0 8 . 2 0 0 8

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

長井 真一

2 Q

4 0 7 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2