

(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2008-142389

(P2008-142389A)

(43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 1	
	A 6 1 B 6/00 3 5 0 S	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-334454 (P2006-334454)
 (22) 出願日 平成18年12月12日(2006.12.12)

(71) 出願人 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100085187
 弁理士 井島 藤治
 (74) 代理人 100090424
 弁理士 鮫島 信重

最終頁に続く

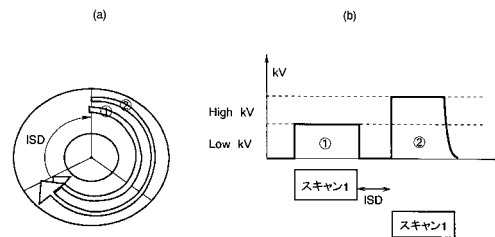
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 バイオプシ用のフルオロスコピーが効果的に行えるX線CT装置を実現する。また、スキャン計画用の効果的なスカウトスキャンが行えるX線CT装置を実現する。

【解決手段】 被検体をX線でスキャンして得られる投影データに基づいて画像再構成を行う撮影部とそれを制御する制御部を有するX線CT装置であって、前記制御部は、同一部位に関する複数回の連続スキャンの遂行中にX線エネルギーをスキャンごとに変更させる。前記制御部は、前記断層像についてX線エネルギーが異なるもの同士の差分画像を形成させる。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を X 線でスキャンして得られる投影データに基づいて画像再構成を行う撮影部とそれを制御する制御部を有する X 線 CT 装置であって、

前記制御部は、

同一部位に関する複数回の連続スキャンの遂行中に X 線エネルギーをスキャンごとに変更させる

ことを特徴とする X 線 CT 装置。

【請求項 2】

前記スキャンはアキシアルスキャンである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

10

【請求項 3】

前記制御部は、

前記同一部位に関し、複数回繰り返し行われるアキシアルスキャンによって得られた投影データに基づいて断層像を再構成させる

ことを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記制御部は、

前記断層像について X 線エネルギーが異なるもの同士の差分画像を形成させる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の X 線 CT 装置。

20

【請求項 5】

前記スキャンはスカウトスキャンである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 6】

前記制御部は、

前記スカウトスキャンによって得られた投影データに基づいて透視像を再構成させる

ことを特徴とする請求項 5 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 7】

前記制御部は、

前記透視像について X 線エネルギーが異なるもの同士の差分画像を形成させる

ことを特徴とする請求項 6 に記載の X 線 CT 装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線 CT (Computed Tomography) 装置に関し、特に、被検体を X 線でスキャン(scan)して得られる投影データ(data)に基づいて画像再構成を行う撮影部とそれを制御する制御部を有する X 線 CT 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線 CT 装置では、被検体を X 線でスキャンし、得られる投影データに基づいて画像を再構成する。スキャンおよび画像再構成が高速化された X 線 CT 装置を用いて、フルオロスコピー(Fluoro scopy)が行われる。フルオロスコピーは、リアルタイム(real time)断層像を監視しながら被検体のバイオプシ(biopsy)を行うのに利用される。(例えば、特許文献 1 参照)。

40

【特許文献 1】特開平 10 - 118057 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

バイオプシには金属製の穿刺針が用いられるので、フルオロスコピー画像は金属アーチファクト(artifact)が多いものとなる。このため、術者にとって穿刺針の先端位置を正し

50

く把握することは困難である。

【 0 0 0 4 】

そこで本発明の課題は、バイオプシ用のフルオロスコピーが効果的に行える X 線 C T 装置を実現することである。また、スキャン計画用の効果的なスカウトスキャンが行える X 線 C T 装置を実現することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

課題を解決するための発明は、被検体を X 線でスキャンして得られる投影データに基づいて画像再構成を行う撮影部とそれを制御する制御部を有する X 線 C T 装置であって、前記制御部は、同一部位に関する複数回の連続スキャンの遂行中に X 線エネルギーをスキャンごとに変更させることを特徴とする X 線 C T 装置である。

10

【 0 0 0 6 】

前記スキャンはアキシャルスキャンであることが、フルオロスコピーを行う点で好ましい。

前記同一部位に関し、複数回繰り返し行われるアキシャルスキャンによって得られた投影データに基づいて断層像を再構成することが、X 線エネルギーが異なる断層像をそれぞれ得る点で好ましい。

【 0 0 0 7 】

前記断層像について X 線エネルギーが異なるもの同士の差分画像を形成することが、特定物質に関する断層像を得る点で好ましい。

20

前記スキャンはスカウトスキャンであることが、スキャン計画を容易にする点で好ましい。

【 0 0 0 8 】

前記スカウトスキャンによって得られた投影データに基づいて透視像を再構成することが、X 線エネルギーが異なる透視像をそれぞれ得る点で好ましい。

前記透視像について X 線エネルギーが異なるもの同士の差分画像を形成することが、特定物質に関する透視像を得る点で好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、X 線 C T 装置は、被検体を X 線でスキャンして得られる投影データに基づいて画像再構成を行う撮影部とそれを制御する制御部を有し、前記制御部は、同一部位に関する複数回の連続スキャンの遂行中に X 線エネルギーをスキャンごとに変更させるので、バイオプシ用のフルオロスコピーが効果的に行える X 線 C T 装置を実現することができる。また、スキャン計画用の効果的なスカウトスキャンが行える X 線 C T 装置を実現することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して発明を実施するための最良の形態を説明する。なお、本発明は、発明を実施するための最良の形態に限定されるものではない。図 1 に X 線 C T 装置の模式的構成を示す。本装置は本発明を実施するための最良の形態の一例である。本装置の構成によって、X 線 C T 装置に関する発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

40

【 0 0 1 1 】

本装置は、ガントリ(gantry) 1 0 0、テーブル(table) 2 0 0 およびオペレータコンソール(operator console) 3 0 0 を有する。ガントリ 1 0 0 は、テーブル 2 0 0 によって搬入される被検体 1 0 を、X 線照射・検出装置 1 1 0 でスキャンして複数ビュー(view)の投影データを収集し、オペレータコンソール 3 0 0 に入力する。

【 0 0 1 2 】

オペレータコンソール 3 0 0 は、ガントリ 1 0 0 から入力された投影データに基づいて画像再構成を行い、再構成画像をディスプレイ(display) 3 0 2 に表示する。画像再構成は、オペレータ 3 0 0 内の専用のコンピュータ(computer)によって行われる。画像再構成

50

用のコンピュータとガントリ 100 およびテーブル 200 は、本発明における撮影部の一例である。

【0013】

オペレータコンソール 300 は、また、ガントリ 100 とテーブル 200 の動作を制御する。制御はオペレータ 300 内の専用のコンピュータによって行われる。このコンピュータは、本発明における制御部の一例である。制御部は画像再構成をも制御する。

【0014】

オペレータコンソール 300 による制御の下で、ガントリ 100 は所定のスキャン条件でスキャンを行い、テーブル 200 は所定の部位がスキャンされるように、被検体 10 の位置決めを行う。位置決めは、内蔵する位置調節機構により、天板 202 の高さおよび天板上のクレードル(cradle) 204 の水平移動距離を調節することによって行われる。

10

【0015】

クレードル 204 を停止させた状態でスキャンすることにより、アキシャルスキャン(axial scan)を行うことができる。アキシャルスキャンを連続的に複数回繰り返し行うことにより、シネスキャン(cine scan)を行うことができる。フルオロスコピーはシネスキャンを利用して時間的に連続した同一部位の複数枚の断層像を得ることで行われる。

【0016】

クレードル 204 を連続的に移動させながら複数回のスキャンを連続的に行うことにより、ヘリカルスキャン(helical scan)を行うことができる。クレードル 204 を間欠的に移動させながら停止位置ごとにスキャンすることによりクラスタスキャン(cluster scan)を行うことができる。X線照射・検出装置 110 の回転を止めた状態でクレードル 204 を連続的に移動させることにより、スカウトスキャン(scout scan)を行うことができる。

20

【0017】

天板 202 の高さ調節は、支柱 206 をベース(base) 208 への取付部を中心としてスイング(swing)させることによって行われる。支柱 206 のスイングによって、天板 202 は垂直方向および水平方向に変位する。クレードル 204 は天板 202 上で水平方向に移動して天板 202 の水平方向の変位を相殺する。スキャン条件によっては、ガントリ 100 をチルト(tilt)させた状態でスキャンが行われる。ガントリ 100 のチルトは、内蔵のチルト機構によって行われる。

【0018】

なお、テーブル 200 は、図 2 に示すように、天板 202 がベース 208 に対して垂直に昇降する方式のものであってよい。天板 202 の昇降は内蔵の昇降機構によって行われる。このテーブル 200 においては、昇降に伴う天板 202 の水平移動は生じない。

30

【0019】

図 3 に、X線照射・検出装置 110 の構成を模式的に示す。X線照射・検出装置 110 は、X線管 130 の焦点 132 から放射されたX線 134 をX線検出器 150 で検出するようになっている。

【0020】

X線 134 は、図示しないコリメータ(collimator)で成形されてコーンビーム(cone beam)またはファンビーム(fan beam)のX線となる。X線検出器 150 は、X線の広がりに対応して2次元的に広がるX線入射面 152 を有する。X線入射面 152 は円筒の一部を構成するように湾曲している。円筒の中心軸は焦点 132 を通る。

40

【0021】

X線照射・検出装置 110 は、撮影中心すなわちアイソセンタ(isocenter) O を通る中心軸の周りを回転する。中心軸は、X線検出器 150 が形成する部分円筒の中心軸に平行である。

【0022】

回転の中心軸の方向をz方向とし、アイソセンタ O と焦点 132 を結ぶ方向をy方向とし、z方向およびy方向に垂直な方向をx方向とする。これらx, y, z軸はz軸を中心軸とする回転座標系の3軸となる。

50

【 0 0 2 3 】

図 4 に、X 線検出器 1 5 0 の X 線入射面 1 5 2 の平面図を模式的に示す。X 線入射面 1 5 2 は検出セル (cell) 1 5 4 が x 方向と z 方向に 2 次元的に配置されたものとなっている。すなわち、X 線入射面 1 5 2 は検出セル 1 5 4 の 2 次元アレイ (array) となっている。なお、ファンビーム X 線を用いる場合は、X 線入射面 1 5 2 は検出セル 1 5 4 の 1 次元アレイとしてよい。

【 0 0 2 4 】

個々の検出セル 1 5 4 は検出チャンネル (channel) を構成する。これによって、X 線検出器 1 5 0 は多チャンネル X 線検出器となる。検出セル 1 5 4 は、例えばシンチレータ (scintillator) とフォトダイオード (photo diode) の組合せによって構成される。

10

【 0 0 2 5 】

図 5 に、X 線管 1 3 0 の管電圧供給システムのブロック (block) 図を示す。図 5 に示すように、X 線管 1 3 0 には、高電圧発生装置 1 4 0 から管電圧が供給される。高電圧発生装置 1 4 0 は、高圧インバータ (inverter) & 絶縁ユニット (unit) 1 4 2 と管電圧制御ユニット 1 4 4 を有する。

【 0 0 2 6 】

高圧インバータ & 絶縁ユニット 1 4 2 は、管電圧制御ユニット 1 4 4 による制御の下で高電圧を X 線管 1 3 0 に印加する。管電圧制御ユニット 1 4 4 による管電圧制御はフィードバック (feed back) 制御によって行われる。管電圧制御ユニット 1 4 4、例えばファームウェア (firmware) 等によって構成される。

20

【 0 0 2 7 】

管電圧制御ユニット 1 4 4 による管電圧制御は、オペレータコンソール 3 0 0 から与えられる制御情報に基づいて行われる。制御情報は、システムソフトウェアスキャン (system software scan) 計画によって定まる。

【 0 0 2 8 】

図 6 に、本装置の動作のフローチャート (flow chart) を示す。この動作は、オペレータコンソール 3 0 0 による制御の下で遂行される。図 6 に示すように、ステップ (step) 6 0 1 で、スカウトスキャンを行う。スカウトスキャンは、X 線照射・検出装置 1 1 0 の回転を止めた状態で X 線を照射しながら、クレードル 2 0 4 を連続的に移動させることによって行われる。

30

【 0 0 2 9 】

クレードル 2 0 4 の移動は往復で行われ、往と復では X 線エネルギー (energy) を異ならせる。なお、往復する同じ動作を 2 度繰り返すようにしても良い。X 線エネルギーの変更は、X 線管 1 3 0 の管電圧を変更することによって行われる。

【 0 0 3 0 】

管電圧は、例えば図 7 に示すように、Low kV と High kV の 2 段階に変更される。スキャン 1 は Low kV で行われ、スキャン 2 は High kV で行われる。Low kV は例えば 8 0 k V であり、High kV は例えば 1 4 0 k V である。これによって、デュアルエネルギー (dual energy) のスカウトスキャンが行われる。なお、管電圧変更は 3 段階以上の複数段階としても良い。以下、2 段階の例について述べるが、3 段階以上についても同様になる。

40

【 0 0 3 1 】

デュアルエネルギーのスカウトスキャンによって得られた 2 種類の投影データから、透視像がそれぞれ再構成される。これによって、X 線エネルギーが異なる 2 種類の透視像が得られる。

【 0 0 3 2 】

2 種類の透視像については、差分画像が求められる。これによって、特定の物質を描出した透視像が得られる。描出される物質は、Low kV の値と High kV の値の組合せに応じて定まる。そのような物質は、例えば、脂肪、鉄 (Fe)、カルシウム (Ca) 等である。

【 0 0 3 3 】

このようにして、X 線エネルギーが異なる 2 種類の透視像と特定物質の分布を示す透視

50

像が得られる。なお、これだけの透視像を必要としないときは、単一の管電圧によるシングルエネルギー(single energy)のスカウトスキャンを行って良い。

【0034】

ステップ602で、ローカライズ(localize)を行う。ローカライズは、オペレータにより、オペレータコンソール300を通じて行われる。これによって、例えば、図8に示すようなスライス(slice)位置aが設定される。

【0035】

デュアルエネルギーのスカウトスキャンにより、X線エネルギーが異なる2種類の透視像と特定物質の分布を示す透視像が得られるので、ローカライズは、シングルエネルギーのスカウトスキャンによって得られる透視像よりも豊富な情報に基づいて行うことができる。これによって、効果的なローカライズを行うことができる。

10

【0036】

ステップ603で、フルオロスコピーを行う。フルオロスコピーもデュアルエネルギーで行われる。すなわち、管電圧を2段階に変化させたフルオロスコピーが行われる。

図9に、フルオロスコピー用のスキャンと管電圧パターンの一例を示す。図9の(a)に示すように、フルオロスコピーは、相前後する2つのスキャン1,2の繰り返しによって行われる。すなわち、スキャン1,2を1対とするシネスキャンが行われる。

【0037】

スキャン1,2は共にハーフスキャン(half scan)である。ハーフスキャンの回転角度は $180^\circ + \theta$ である。 θ はX線ビーム134のファン角度である。2つのスキャンの間には、X線が照射されないインタースキャンディレイ(inter scan delay)ISDがある。ISDは、回転角度が $360^\circ - (180^\circ + \theta)$ だけ変化するのに要する時間である。

20

【0038】

図9の(b)に示すように、スキャン1はLow kVで行われ、スキャン2はHigh kVで行われる。Low kVは例えば80 kVであり、High kVは例えば140 kVである。なお、管電圧変更は3段階以上の複数段階としても良い。以下、2段階の例について述べるが、3段階以上についても同様になる。

【0039】

図10に、フルオロスコピー用のスキャンと管電圧パターンの他の例を示す。図10の(a)に示すように、フルオロスコピーは、連続する2つのスキャン1,2の繰り返しによって行われる。すなわち、スキャン1,2を1対とするシネスキャンが行われる。

30

【0040】

スキャン1,2は共にハーフスキャンである。2つのスキャンの間にはインタースキャンディレイはなく、管電圧切り替りの移行期間だけがある。図10の(b)に示すように、スキャン1はLow kVで行われ、スキャン2はHigh kVで行われる。Low kVは例えば80 kVであり、High kVは例えば140 kVである。

【0041】

デュアルエネルギーのシネスキャンによって得られた2種類の投影データから、断層像がそれぞれ再構成される。これによって、X線エネルギーが異なる2種類の断層像が得られる。

40

【0042】

これら2種類の断層像について差分画像が求められる。これによって、特定の物質を描出した断層像が得られる。描出される物質は、Low kVの値とHigh kVの値の組合せに応じて定まる。そのような物質は、例えば、脂肪、鉄(Fe)、カルシウム(Ca)等である。

【0043】

バイオプシを行う場合は、鉄が描出可能なLow kVとHigh kVの組合せとされる。これによって、穿刺針が描出された断層像が得られる。この断層像は、差分前の2種類の断層像のいずれかに重畳される。これによって、穿刺針の位置が明確なフルオロスコピー画像が得られる。あるいは、差分前の2種類の断層像を交互に表示することによっても、それに近い画像を得ることができる。そのようなフルオロスコピー画像を利用して、術者はバイオ

50

プシを正確かつ容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本発明を実施するための最良の形態の一例のX線CT装置の構成を示す図である。

【図2】本発明を実施するための最良の形態の一例のX線CT装置の構成を示す図である。

【図3】X線照射・検出装置の構成を示す図である。

【図4】X線検出器のX線入射面の構成を示す図である。

【図5】管電圧供給システムを示す図ブロック図である。

10

【図6】本発明を実施するための最良の形態の一例のX線CT装置の動作を示すフローチャートである。

【図7】スカウトスキャン時の管電圧のタイムチャートである。

【図8】ローカライズの一例を示す図である。

【図9】フルオロスコピー用のスキャンと管電圧パターンの一例を示す図である。

【図10】フルオロスコピー用のスキャンと管電圧パターンの一例を示す図である。

【符号の説明】

【0045】

10 : 被検体

100 : ガントリ

20

110 : X線照射・検出装置

130 : X線管

132 : 焦点

134 : X線

150 : X線検出器

152 : X線入射面

154 : 検出セル

200 : テーブル

202 : 天板

204 : クレードル

30

206 : 支柱

208 : ベース

300 : オペレータコンソール

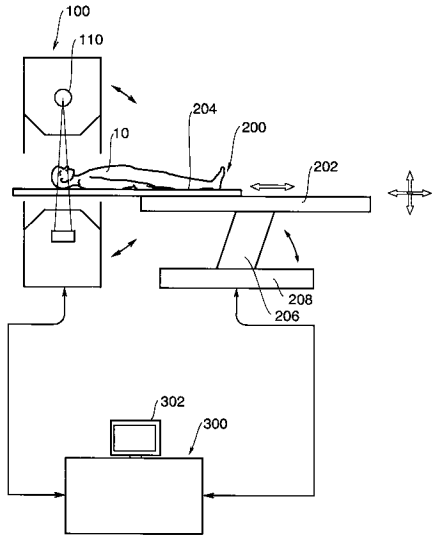
302 : ディスプレイ

140 : 高電圧発生装置

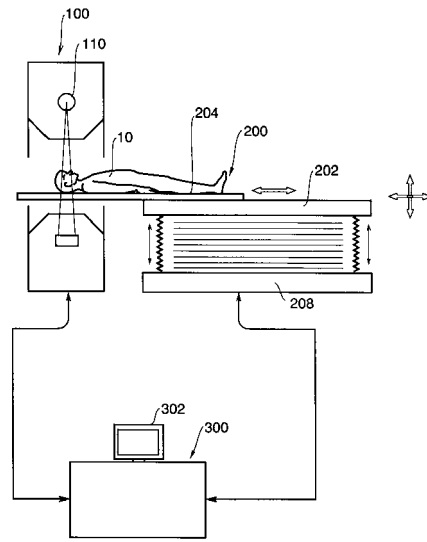
142 : 高圧インバータ&絶縁ユニット

144 : 管電圧制御ユニット

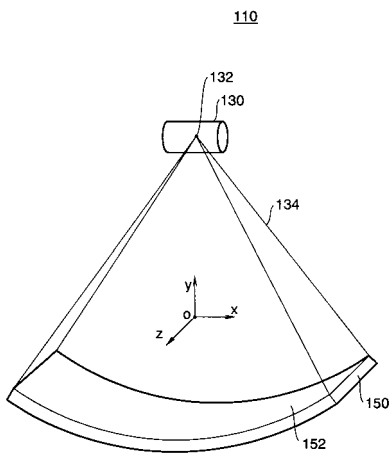
【 図 1 】



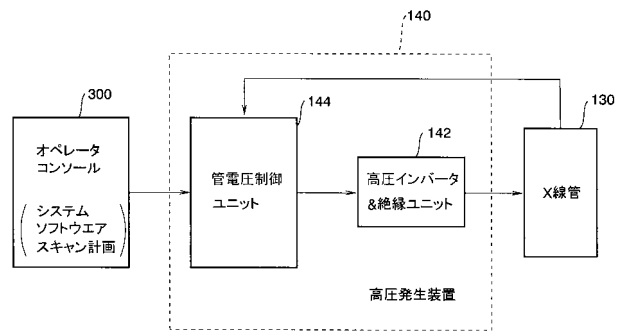
【 図 2 】



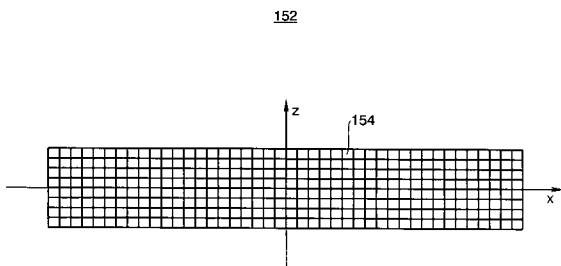
【 図 3 】



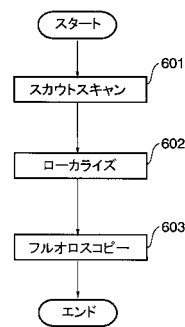
【 図 5 】



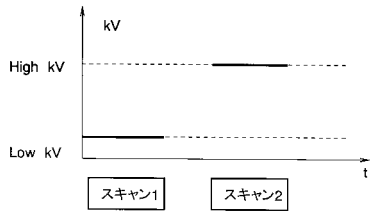
【 図 4 】



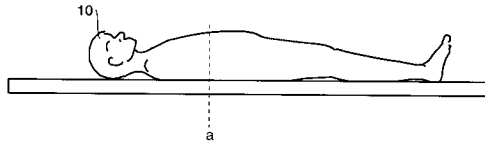
【 図 6 】



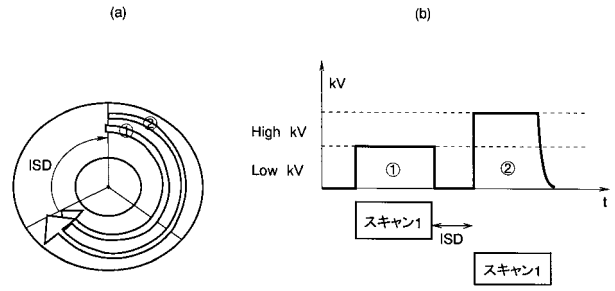
【 図 7 】



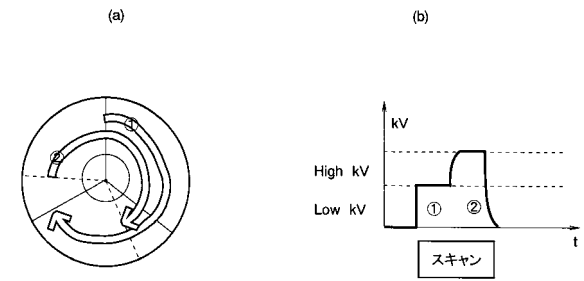
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 渡辺 誠記

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 有山 直城

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C093 BA17 CA03 EA07 FF34