(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3637074号
(P3637074)
(45)発行日　平成17年4月6日(2005.4.6)　(24)登録日　平成17年1月14日(2005.1.14)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 6/03　A61B 6/03 320Y

請求項の数 3　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願平5-312108
(22)出願日　平成5年12月13日(1993.12.13)
(65)公開番号　特開平6-209927
(43)公開日　平成6年8月2日(1994.8.2)
審査請求日　平成12年12月13日(2000.12.13)
(31)優先権主張番号　991050
(32)優先日　平成4年12月15日(1992.12.15)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(72)発明者　エアルバダ・アン・シーバー
アメリカ合衆国、オレゴン州　９７０３４、レーク・オスウェゴ、ウエストミンスター・ドライブ　１８０２８

審査官　安田　明央

(56)参考文献　特開平０４－２２４７３６（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－３４３８３６（ＪＰ，Ａ）

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ヘリカルスキャン方式のコンピュータ断層撮影装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

被検体に対してＸ線を放射するＸ線源と、

このＸ線源が被検体の周囲を螺旋状の軌跡を描くよう前記Ｘ線源を回転する間に前記被検体をｚ軸方向に移動させる移動手段と、

複数の検出素子を有する第１の検出素子列と第２の検出素子列をｚ軸方向に配列し、ｚ位置の異なる第１、第２の投影データを検出角度毎に収集するＸ線検出器と、

所望のスライスの両側に位置する第１、または第２の投影データを検出角度毎に選択し、選択した投影データを前記ｚ軸方向に補間し、前記所望のスライスのデータを得る補間手段と、

前記補間によって得られたデータに基づいて、前記所望のスライスの断層像を再構成する再構成手段と、

を具備したことを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【請求項２】

前記補間手段により得られた前記所望のスライスのデータを重み付けする重み付け手段を更に具備することを特徴とする請求項１記載のコンピュータ断層撮影装置。

【請求項３】

１８０度プラスファン角度に渡ってデータを補間し、重み付けをすることを特徴とする請求項２記載のコンピュータ断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、断層写真撮影装置と操作方法、そして特にヘリカルスキャン方式のコンピュータ断層撮影法を実施する装置と方法に関する。
【０００２】
【従来の技術】
コンピュータ断層撮影法（ＣＴ）は、非破壊的に被検体の横断面を映し出す技術としてはっきりと確立される。
ＣＴシステムは一般に、被検体の特徴について情報を提供するために、電磁気の放射線源を被検体に通して、被検体によって変えられた放射線を検出する。
【０００３】
標準的に、ＣＴシステムはＸ線放射線の線源、Ｘ線検出器のアレイ、被検体を通して延ばされる基準軸の周囲を線源と検出器とを連続的に回転させるメカニズム、基準軸に沿って連続的に被検体を進める寝台、検出器信号をディジタルデータに変換するデータ収集ハードウエア、ディジタルデータから複数の２次元画像を再構成するデータ処理ハードウエア、画像の表示と記録のための画像ハードウエアを含んでいる。
【０００４】
平面の走査を生じさせるＣＴシステムにおいては、Ｘ線スライスデータはＸ線源と相対する位置に配置された検出器の平面アレイによって収集される。静止している被検体の周囲の平面において、Ｘ線源と検出器の両方は精密に回転する。あるいは、被検体がそれ自身の軸を中心に回転する間、Ｘ線源と検出器は静止状態を保つ。
【０００５】
標準的な平面走査ＣＴシステムは、Ｘ線源と線源／検出器ハードウエアの形状により１８０°か３６０°だけ回転する別々の検出素子から成る１つのリニアアレイを回転することによって複数の２次元の横断面スライスのデータを収集する。回転はそれから止められ、そして被検体は回転軸と平行に進められ、その操作は繰り返される。そのＣＴスライスの厚みは、放射線源と検出器の厚みによって決定される。連続的なスライスを得るために、被検体は最大でＸ線の厚みと等しい分の距離だけ進められる。
【０００６】
３６０°回転により得た各々のスライスのデータは、スライスの２次元画像を作り出すために数学的再構成計算法によって処理される。３６０°回転は最小限要求されたデータセット（１８０°回転＋Ｘ線ファンの角度）より多くのデータを提供する。しかし冗長なデータは、走査の始めと終りとの間で読み取られたデータの矛盾点を最小限度にするのに有益である。増大する平面の走査処理は、良い画像を作り出すが、時間消費もある。
【０００７】
線源と検出器が連続的に回転する間、被検体がその軸に沿って間断なく進むことによりデータがより速く、そしてより効率的に収集される。被検体が連続的に進むＣＴシステムは、時間の関数としての放射線源の動きが撮影される被検体に固定された座標系に関してヘリカルパスに従うことから“ヘリカル”ＣＴシステムと呼ばれる。もし連続的に被検体が進められればデータ収集スピードは最大限となるが、比較的アーチファクトのない画像を得るならば、変化量はビーム太さの公称値以下にしなければならない。
【０００８】
結果的にヘリカルデータセットは、３６０°離れたデータファンが同じ平面に存在しないゆえに理想を満たさないが、もし一方向へ動く距離がＸ線ビームのスライス幅に匹敵するならば、満足すべき画像を構成できる。たとえシングルディテクタアレイのヘリカルスキャンは平面スキャンよりも速いけれども、幾つかの目標に対してなお低速過ぎる。こうして１つのとくに重要な例として、医学的な断層撮影に使用するために設計された最も高速のヘリカルＣＴシステムは、１回息を止めている間、すなわち約４０秒間に人体の胸に関するかなりな分量のデータを収集するには低速過ぎる。
【０００９】

【発明が解決しようとする課題】
上記説明したように、従来のヘリカルＣＴシステムは、被検体（患者）に対しての走査が低速過ぎるため、ある一定の時間内、例えば１回息を止めている間に、被検体に対してかなりな分量のデータを収集できず、結局データの収集に多大な時間を費やしてしまう等の問題がある。
【００１０】
この発明は、上記実情に鑑みてなされたもので、高い品質の画像を提供し、かつ従来のシステムより高速でヘリカルスキャンデータを収集し得るヘリカルスキャン方式のコンピュータ断層撮影システムを提供することを目的とする。
【００１１】
【課題を解決するための手段】
この発明の一態様によれば、コンピュータ断層撮影装置は、被検体に対してＸ線を放射するＸ線源と、このＸ線源が被検体の周囲を螺旋状の軌跡を描くよう前記Ｘ線源を回転する間に前記被検体をｚ軸方向に移動させる移動手段と、複数の検出素子を有する第１の検出素子列と第２の検出素子列をｚ軸方向に配列し、ｚ位置の異なる第１、第２の投影データを検出角度毎に収集するＸ線検出器と、所望のスライスの両側に位置する第１、または第２の投影データを検出角度毎に選択し、選択した投影データを前記ｚ軸方向に補間し、前記所望のスライスのデータを得る補間手段と、前記補間によって得られたデータに基づいて、前記所望のスライスの断層像を再構成する再構成手段とを具備する。
【００１５】
【作用】
被検体をＸ線でヘリカルスキャンすることにより得られた投影データを補間することにより、高い品質の画像を、従来システムよりも高速で得ることができる。
【００１６】
【実施例】
以下、図面を参照してこの発明の実施例を説明する。
図１に示され、本発明にしたがって構成される断層撮影システム２０は、ガントリ２２を含み、そのガントリは時計回り、または反時計回りに回転するように適切に維持される。Ｘ線源２４と、先端（ｔｏｐ）及び末端（ｂｏｔｔｏｍ）検出器アレイ２６、２８は、直径の方向に向かい側（即ち正反対方向）に、ガントリ２２上に配置される。
【００１７】
各々の検出器アレイ２６と２８は、ガントリ２２の内側を向いている表面円周上に配置された複数の通常の検出器素子を持っている。各々のアレイ２６または２８における検出器素子は、ガントリ表面の内側を向いている弧状の部分に渡って広がる単一列の中に配列される。
【００１８】
それゆえに、アレイ２６または２８の各々の検出器素子は、アレイ２６または２８において中央に位置した検出器素子に対するＸ線と共に角度αを形作る基準線（Ｘ線）に沿ってＸ線源２４と相対している。角度αの絶対量は、中央に位置した検出器素子から円弧状の両方向に離れる検出器素子の距離の増大につれて増加する。
【００１９】
機能的に、各々の検出器素子は、入射する放射線を最初に光信号に変換する。次に光信号は続く電気的な処理において、電気信号に変換される。
寝台３０は、従来のドライブ３１によってガントリ２２中の開口部３４を通って水平に動く天板またはテーブルを具備する。線源２４によって発生され、２重検出器アレイ２６と２８によって受けられるＸ線を走査するため、寝台テーブル３２に横たわる患者３６は、ガントリ開口部３４を通って前方に進められる。
【００２０】
この実施例は、ガントリ２２が患者３６に対して回転可能な例であり、３６０°走査を可能にする。この発明の産業上の応用においては、Ｚ軸に平行に移動可能であるガントリの

内側で寝台３０に等しい構造物（図示せず）が回転するものもある。
【００２１】
ここで参照のために、患者の中心を通り、患者に沿った縦の軸をＺ軸と指定する。Ｚ軸を横切って広がり、そしてＸ線源２４と検出器アレイ構造の間を通じる１つの基準平面はＸ－Ｙ基準平面と指定される。
【００２２】
Ｘ軸は水平に伸び、Ｚ軸を横切る。Ｙ軸は垂直に伸び、Ｚ軸を横切る。Ｘ線源２４は、Ｘ－Ｙ基準平面内の２重検出器アレイ２６と２８のそれぞれに向けられるＸ線のそれぞれのファン形状パターンを作る。参考のためにファンパターンの中央線に沿って向けられたＸ線ビームはＸ軸と角度θを形作り、ガントリ回転の関数である。
【００２３】
次に断層撮影操作システムについて説明する。
断層撮影システム２０には、データ監視機能を実行するため、システム制御機能を実行するため、蓄積又は他へ出力する画像を発生するためにオペレーティングシステム３８設けられている。
【００２４】
図２に詳細を示すように、オペレーティングシステム３８は、中央処理装置（ＣＰＵ）を持つディジタルコンピュータを含む。断層撮影システム２０は、ヘリカルパスを通じてＸ線走査を行なうので、それはヘリカルスキャン方式のコンピュータ断層撮影装置として特徴付けられている。
【００２５】
Ｘ線源２４は、ガントリ２２上に搭載され、通常のドライブ２５（図１）によってＺ軸の周りを時計回りか、あるいは反時計回りに回転する。２重検出器アレイ２６と２８は、先端と末端を表示し、ガントリ２２に精密に取り付けられ、そして線源２４と共に回転し、各々のファン形状、平面のＸ線ビームがそれらの間で基準走査平面内で広がる。患者寝台３０は、患者３６をＺ軸に平行になるべく一定速度で移動させるために寝台制御装置４４を通してＣＰＵ４０によって制御され、走査平面に向かう方向、または離れる方向のどちらかに移動させる。
【００２６】
いつでもファン形状Ｘ線ビームは、患者３６内のそれぞれの平面に交差する。患者寝台３０から遠い平面は、先端アレイ２６に対応して先端の平面と表わされている。患者寝台３０に近い平面は、末端アレイ２８に対応して末端の平面と表わされている。
【００２７】
時間の関数として、Ｘ線源２４は、患者に定められたＺ軸を中心として螺旋状に描く。ガントリ２２は、そのＺ軸の周りを好ましくは一定の角速度で回転し、寝台テーブル３２は、Ｚ軸に平行に好ましくは一定速度で移動する。各々の検出器素子の中でＸ線の相互作用によって作られたＸ線は、光センサ４８によって電流に変換される。
【００２８】
定期的な間隔で、各々の検出器からの電流はサンプリングされ、そしてサンプリングされた信号は、好ましくはガントリ位置に配置されたアナログーディジタル（Ａ／Ｄ）変換器５４によってディジタルデータ信号に変換される。ディジタル信号は、電磁気、あるいは光結合器５５によってガントリ２２からＣＰＵ４０に対するディジタル信号入力システム５６に伝達され、そして収集時間、検出器番号、検出器アレイの関数としてＣＰＵ４０により記憶装置５８に蓄積される。蓄積されたデータは、データ訂正処理装置６０によって物理的な、そして時間的な不規則性を訂正され、続いて並べ換えられ、そして再構成されて断層撮影画像が作成される。
【００２９】
ＣＰＵ４０は、オペレータインターフェース４１を通してユーザにより入力されたコマンドに応答してコントロールユニット４２を通じてスキャナー即ちガントリ２２を制御する。ＣＰＵ４０は、高電圧電源４６からのＸ線源電圧を設定、監視し、そしてアノード電流

制御装置４７を通じてＸ線源２４に関するアノード電流を設定、監視する。
【００３０】
ガントリ２２は、付勢されると、間断なく回転して運転されるので、通常のスリップリングまたは類似した装置がＸ線源２４に電源を伝達するのに使われる。
ＣＰＵ４０は、時間の関数としてのＸ線のフラックス変化を監視する２重検出器アレイ２６と２８からのデータ信号に加えて基準検出器５０からの信号もまた受信する。基準検出器５０からの光信号は、光センサ５２によって電気的なアナログ信号に変換され、そして変換されたアナログ信号は、Ａ／Ｄ変換器５４によってディジタル信号に変換される。基準検出器５０から得られたディジタル信号もまた、ガントリ２２から光、あるいは電磁気結合器５５を通じて伝達される。基準検出器５０に対するディジタルデータは、ＣＰＵ４０によって、さらに先の処理に関する記憶装置５８に蓄積される。
【００３１】
患者寝台テーブル３２の移動の速度の制御は、寝台制御装置４４を通じて、そしてガントリ２２の回転の速度の制御は、ガントリ制御装置４２を通じてなされ、ＣＰＵ４０は、ガントリ２２の角速度と寝台テーブル直線速度とを検知するフィードバック制御システムによって回転の速度を同調させる。そしてガントリ速度の関数として寝台テーブル３２の速度を調整することが好ましい。ガントリ２２と寝台テーブル３２の両方の絶対速度は、記憶装置５８中に時間の関数として記録され、そしてデータ収集の実際の間隔を正規化するのに使われる。
【００３２】
操作において、データは患者３６により息が止められる間、収集される。収集されたデータは、収集時間、検出器素子、検出器アレイの関数としてＣＰＵ４０によって蓄積される。データ訂正は、データ訂正ソフトウエア６０（必要があれば、ソフトウエア及び／又はハードウエア）により、Ｘ線フラックスにおける時間変動、ガントリと寝台速度の時間変動、Ｘ線フラックスにおける空間の変動、Ｘ線エネルギースペクトラム、Ｘ線源形状、検出器素子形状、電気的チャンネルクロストークのような物理的に不規則なものに対して行われるが、前記要素には限定されない。
【００３３】
訂正データの自然対数は算出され、そしてデータは重み付け再構成装置６２（必要があれば、ソフトウエア及び／又はハードウエア）により再構成されて患者３６のＣＴ画像が作成される。再構成された画像は、画像ディスプレイ６４に表示され、処理されて画像集積装置６６に蓄積される。
【００３４】
次に画像再構成に対するデータ処理手順について説明する。
Ｘ線検出器アレイ２６と２８によって生じたデータは、ガントリ２２が回転し、寝台テーブル３２が直線的に前方に進む時、患者３６に関してのＸ線源２４の走査に従うヘリカルパスに対応する。上述したように、記憶装置５８に蓄積された後のヘリカルパスデータからＸ－Ｙ平面画像を構成するためには、患者走査に対する一連の画像の各々が、蓄積されたデータのスライス（即ち、予め決められた厚さのＸ－Ｙ基準平面）から再構成されることが望ましい。
【００３５】
この発明の最初の実施例として、データスライスは、Ｘ線源２４の完全な一回転の間に、患者３６がＺ軸に沿って進む距離に相当する厚みを持つことが好ましい。典型的な応用では、完全な回転走査に対してのスライス厚みはおよそ１ミリメートルである。
【００３６】
図３において、本発明に従う重み付け再構成装置６２の基本的な構成要素を示す。データ収集回路７０は通常、先に述べられたＸ線検出器データの収集を指示する。患者の動きの方向に従う継続的な２次元画像として表示するため、全体のヘリカルスキャンに対して結合された３次元画像として表示するため、又はユーザによって使用される画像処理ソフトウエアから利用可能な他のどんな形式として表示するために再構成した画像データの処理

のために画像ディスプレイ７２は設けられる。
【００３７】
データ記憶装置５８は、重み付け再構成装置６２との関係を説明するため同様に示される。単一に再構成したスライスに対して、データは、ビュー角度θ（即ちＸ線源２４の位置）、そして検出器角度α（即ち検出器Ｘ線とＺ軸との間の角度）によって定義された平面アレイにおいてアドレス指定される。
【００３８】
生じたデータは、“冗長性”を有する、即ち２つのアレイ２６と２８におけるそれぞれの検出器からの２つの信号は同じ検出器角度αに対応するが、スライス位置の異なるＺ位置に対応するので、収集したデータは最初に補間され、もっと後の処理のために画像データの単一セットを得る。このように、重み付け再構成装置６２の補間構成部７４は、補間及び重みつけに対しての検出器データを選出する。
【００３９】
データは、処理されているＸ－Ｙスライスの中のミッドプレーンの両側に位置し、同じ角度におけるそれぞれの検出器２６と２８によって得られた一対のビューのセットについて処理される。データは、ビューの各々のペアに対して補間構成部７４によりミッドプレーンへ補間される。そしてそれは、重み付け構成部７６によって重み付けされる。それによって更に先の処理のための生の再構成画像データが提供される。最初の実施例において、各々のデータ項目は、スライスのミッドプレーンからデータ項目の距離に反比例して重み付けされることが好ましい。
【００４０】
以下に続いて述べる２番目の実施例は、ハーフスキャン再構成（即ち、１８０度プラスＸ線ファン角度の最小のデータ回転セットを用いる再構成）を提供し、そして今述べたような補間、そして重み付けを用いている。
【００４１】
重み付け構成部７６によって生じた生画像データは、通常のコンボリューションフィルタ８０に従ってコンボリューション演算回路７８によってコンボリューション演算される。コンボリューション演算することは、生データを修正し、正確な画像をバックプロジェクション演算することを可能にする。
【００４２】
バックプロジェクタ構成部８２は、コンボリューション演算された画像データを処理し、出力画像、即ち再構成画像についてのグレイスケール値の２次元平面アレイを発生する。アレイにおける各々の画素は、例えば０と２５６の間のグレイスケール値を持つ。連続するスライスに対しての連続する画像は、前に述べたように、画像ディスプレイ７２によって表示するために記憶装置５８に蓄積される。
【００４３】
次に画像再構成処理の詳細について説明する。
２つの直線的な検出器アレイからフルスキャンデータセットへの２πヘリカルビューの極めて直接な結合が、上述した最初の実施例に用いられる。ビューのこの結合においては、同じビュー角度で得られ、そしてスライスミッドプレーンの反対面に位置するビューが直線的に補間される。ビューは、ミッドプレーンからの距離に反比例して重み付けされ、そして重み付けはＸ線の角度には無関係である。各々のビューは、２ｄ－（ｄＲ／Ｓ）の幅を持ち、そして最初と最後のビューは２ｄ離れている（図４及び図５を参照）。ここで、Ｒ＝線源２４からのＺ軸までの距離、Ｓ＝線源２４から検出器までの距離、ｄ＝線源の厚さであり、実際のスライスは、厚さ４ｄ－（ｄＲ／Ｓ）内からのデータを取り込む。
【００４４】
最初の実施例の記述で考えられたデータ収集法は、図６に示したように、線源２４と検出器２６，２８が（Ｘ，Ｙ）平面において時計回りに回転し、寝台３０がＺ軸の正の方向に移動するというものである。図７に示した矢印の方向において角度は増大する。この構成はＵ／Ｃ（上昇／時計回り）を示す。線源回転と寝台移動の他の３つの可能性のある組み

合わせを取り扱うために必要な変更については続いて以下に考慮される。

【００４５】

再構成された平面は、寝台３２の移動の開始位置からの距離Ｄによって表される。各々の２π回転の時間はτで表される。スライスミッドプレーン中にＸ線源が位置する時間Ｔは、Ｔ＝Ｄτ／（２ｄ）である。時間τは、ビューを指示するインデックスにおける基準パラメータとして使われる。さらに収集したデータのヘリカルパスの結果として、各々の再構成画像の開始角度は、πＤ／ｄと定められた異なった位相を持ち、この位相はデータ処理において説明される。

【００４６】

最初の実施例の各々のビューにおけるＸ線は、走査の開始位置から経過した時間とビュー角度によって指示される。各々のビューのＸ線は、スライスミッドプレーンからの距離、そしてＸ線のビュー角度によってもまた、指示することができる。

【００４７】

図８と図９は、時間と位置との関係をはっきりさせる。図８は、先端と末端の２つの検出器アレイに対するビュー角度と経過時間の関数として、各々のビューに割り当てた重み付けを示す。２πビューについてのデータは、時間間隔３τ／２間に収集される。

【００４８】

図９は、２つの検出器アレイに対する距離とビュー角度の関数として各々のビューに割り当てられた重みを示す。２πビューに対するデータは、移動距離２ｄに渡って、そして時間間隔３τ／２間に収集される。

【００４９】

スライスＤに対する２πビューを得るためにデータを結合する公式は、式（１）と（２）によって与えられる。ここでθはビュー角度であり、αはＸ線角度である。

【００５０】

【数６】

$$P'\left(D,\theta+\frac{\pi D}{d},\alpha\right)=\left(\frac{\theta}{\pi}\right)P^{T}\left(T-\frac{\tau}{4}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)+\left(\frac{\pi-\theta}{\pi}\right)P^{B}\left(T-\frac{\tau}{4}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)$$

$$\cdots(1)$$

$$(0\leq\theta<\pi)\quad U/C$$

【００５１】

【数７】

$$P'\left(D,\theta+\frac{\pi D}{d},\alpha\right)=\left(2-\frac{\theta}{\pi}\right)P^{T}\left(T-\frac{\tau}{4}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)+\left(\frac{\theta-\pi}{\pi}\right)P^{B}\left(T-\frac{5\tau}{4}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)$$

$$\cdots(2)$$

$$(\pi\leq\theta<2\pi)\quad U/C$$

【００５２】

式（１）と（２）をそのまま実行するには、検出器データセットを通じての繰り返した検索を必要とする。それは、データセットにおける各々のＸ線にコンボリューションフィルターリング以前において重みの総合計を乗算し、それを通常の位置からバックプロジェクション演算することが好ましい。

【００５３】

図１０は、２重検出器、ヘリカルスキャンについてのデータのラドン空間の解説を示す。

先端検出器データは、θが領域１（０＜θ＜π）の範疇の時に収集される。末端検出器データは、θが領域３（０＜θ＜π）の範疇の時に収集される。先端検出器データは、θが領域２（π＜θ＜２π）の範疇の時に収集される。末端検出器データは、θが領域４（π＜θ＜２π）の範疇の時に収集される。

【００５４】

前述の論議は、図６及び図７に示すＵ／Ｃ走査構成を想定する。３つの他の可能性のある走査構成は、図１１，１２，１３において説明するように利用可能である。

【００５５】

図１１によって表した構成は、Ｄ／ＣＣを示し、線源２４は反時計回りに回転し、寝台３０はＺ軸の下の方へ進む。式（１），（２）は、もし先端と末端と示された検出器アレイが交換されるならば、このデータを処理するために使うことができる。

【００５６】

図１２に表したＵ／ＣＣ構成は、線源が反時計回りに回転し、寝台がＺ軸の上の方へ進む。式（１），（２）は、変更なしにこのデータを処理するために使用することもまた可能である。

【００５７】

図１３によって表したＤ／Ｃ構成は、線源が時計回りに回転し、寝台がＺ軸の下の方へ進む。式（１），（２）は、もし先端と末端と示された検出器アレイが交換されるならば、このデータの処理をするために使うことができる。

【００５８】

以下における記述には、Ｕ／Ｃ構成が想定されるが、公式は、類似した方法である他の３つの構成に対して使うことができる。

最初の実施例に従って再構成されたＣＴ画像は、アーティファクトがないであろうが、しかし得られるであろう最小のスライス幅は示されない。２番目の実施例では、データは、π＋検出器ファン角度２δに渡って得られるビューの最小のセットを形作るために組み合わせることができる。実際的なスライス幅は、幅３ｄ＋２δｄ／π－ｄＲ／Ｓの領域からデータを取り込む。最小のデータセットは、図１４におけるラドン空間図によって説明される。θはビュー角度、αはＸ線角度、そしてδはαの最大値である。図１４において、領域（１），（３）におけるデータは冗長である。良い再構成画像は、表２に従ってこれらの領域のデータを重み付けし、得られたビューをπ＋２δに渡って得られるバックプロジェクション演算することによって得ることができる。この重み付けは、ビューの角度と同様にＸ線の角度に依存する。

【００５９】

【表２】

領域	ビュー角度	重み
(1)	$0 \leq \theta \leq 2\delta - 2\alpha$	$\sin^2(\pi\theta / (4(\delta-\alpha)))$
(2)	$2\delta - 2\alpha \leq \theta \leq \pi - 2\alpha$	1
(3)	$\pi - 2\alpha \leq \theta \leq \pi + 2\delta$	$\cos^2(\pi(\theta+2\alpha-\pi) / (4(\delta+\alpha)))$

【００６０】

表２に書かれた重みと異なった重みを、ハーフスキャンに対しては使うことができる。単に冗長データの１つのセットをゼロに設定することは、再構成においてストリークアーチファクトを発生するが、しかし重みの他のセットと領域３におけるデータの単純なフェザーリング（ｆｅａｔｈｅｒｉｎｇ）をゼロにすることは可能である。

【００６１】

２番目の実施例は、先端と末端の検出器の両方から、そしてスライスの先端と末端から開始ビューと終了ビューの補間を必要とする。図１５は、データ組み合わせの方法を説明する。スライスの中心は、開始位置からＤ＝２ｄＴ／τの距離において存在し、Ｔはスライスミッドプレーンに Ｘ線源が位置する時間である。ここで、θはビュー角度、そしてαはＸ線角度である。最大Ｘ線ハーフ角度は±δである。

【００６２】

ビューは、Ｄの両側に±（ｄ／２＋δｄ／π）の距離に広がるところの領域に集中される。なぜならば、各々のビームは幅、２ｄ－ｄＲ／Ｓであり、データは、３ｄ＋２δｄ／π－ｄＲ／Ｓの領域についてまたがるからである。ストリークアーティファクトは、各々の検出器アレイからの１つまたは２つのビューの組み合わせから各々のビューを形成することにより回避される。

【００６３】

データセットの始めと終りにおいて、各々の検出器アレイからの１つの正規ビューと、１つの反射ビューは、データをスムーズに結合するために各々の複合ビューに取り込まれる。先端検出器アレイからの１つの正規ビューと、末端検出器アレイからの１つの反射ビューの平均から、中間のビューが形成される。この方法は各々のＸ線が両方からの寄与を持つので、スムーシング時間と位置不連続性に加えて、２つの検出器アレイ間の校正におけるアベレージングディファレンセズ（ａｖｅｒａｇｉｎｇ　ｄｉｆｆｅｒｅｎｃｅｓ）という利点を持つ。

【００６４】

θ＝０（プラス位相角度πＤ／ｄ）に対する線ＡＢによって表される最初の複合ビューが図１５に示されている。この角度からのデータは、先端検出器アレイによって時間Ｔ－δτ／（２π）で、そして末端検出器アレイによって時間Ｔ－δτ／（２π）で得られる。さらに、Ｔ＋τ／２－（δτ／２π）からＴ＋τ／２＋（３δτ／２π）までの時間間隔にまたがる先端検出器アレイによって得られる反射ビュー、そしてＴ－τ／２－（３δτ／２π）からＴ－τ／２＋（δτ／２π）までの時間間隔にまたがる末端検出器アレイによって得られる反射ビューが存在する。それらはスライスの中心から、それらの距離に関して直線的に重み付けされ、そしてθ＝０からθ＝２δのビューに対して式（３）に示すように平均される。処理を簡単にするために、反射ビューは、スライスミッドプレーンから中心Ｘ線（α＝０）の距離によって重み付けされる。

【００６５】

【数８】

$$P'\left(D,\theta+\frac{\pi D}{d},\alpha\right)=\frac{1}{2}P^{T}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)\left(\frac{\frac{\pi}{2}+\theta-\delta}{\pi}\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{B}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)\left(\frac{\frac{\pi}{2}+\delta-\theta}{\pi}\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{T}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{(\theta+\pi+2\alpha)\tau}{2\pi},-\alpha\right)\left(\frac{\frac{\pi}{2}+\delta-\theta}{\pi}\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{B}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{(\theta-\pi+2\alpha)\tau}{2\pi},-\alpha\right)\left(\frac{\frac{\pi}{2}+\theta-\delta}{\pi}\right)$$

…(3)

$$0\leq\theta\leq2\delta$$

θが、２δ＜θ＜πの範疇のビューに対して、上面検出器アレイからただ１つの正規ビューが利用可能であり、そして底面検出器アレイから１つの反射ビューが利用可能である。それらは、スライス中心の同じ面上に位置し、式（４）に示すように単純に平均される。角度θ＝２δは、式（３）により示され、角度θ＝πは、式（５）によって示される。

【００６６】

【数９】

$$P'\left(D,\theta+\frac{\pi D}{d},\alpha\right)=\frac{1}{2}P^{T}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{\delta\theta}{2\pi},\alpha\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{B}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{(\theta-\pi+2\alpha)\tau}{2\pi},-\alpha\right)\quad\cdots(4)$$

$$2\delta<\theta<\pi$$

θ＝πからθ＝π＋２δまでのビューに対して、２つのビューは、各々の検出器アレイから再び利用可能であり、そしてそれらはスライスの中心から、それら２つのビューの距離に関して直線的に重み付けされる。そして式（５）に示すように平均される。

【００６７】

【数１０】

$$P'\left(D,\theta+\frac{\pi D}{d},\alpha\right)=\frac{1}{2}P^{T}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{\theta\tau}{2\pi},\alpha\right)\left(\frac{\frac{3\pi}{2}-\theta+\delta}{\pi}\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{B}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{(\theta-2\pi)\tau}{2\pi},\alpha\right)\left(\frac{\theta-\delta-\frac{\pi}{2}}{\pi}\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{T}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{(\theta-\pi+2\alpha)\tau}{2\pi},-\alpha\right)\left(\frac{\theta-\delta-\frac{\pi}{2}}{\pi}\right)$$

$$+\frac{1}{2}P^{B}\left(T-\frac{\delta\tau}{2\pi}+\frac{(\theta-\pi+2\alpha)\tau}{2\pi},-\alpha\right)\left(\frac{\frac{3\pi}{2}-\theta+\delta}{\pi}\right)$$

$$\cdots(5)$$

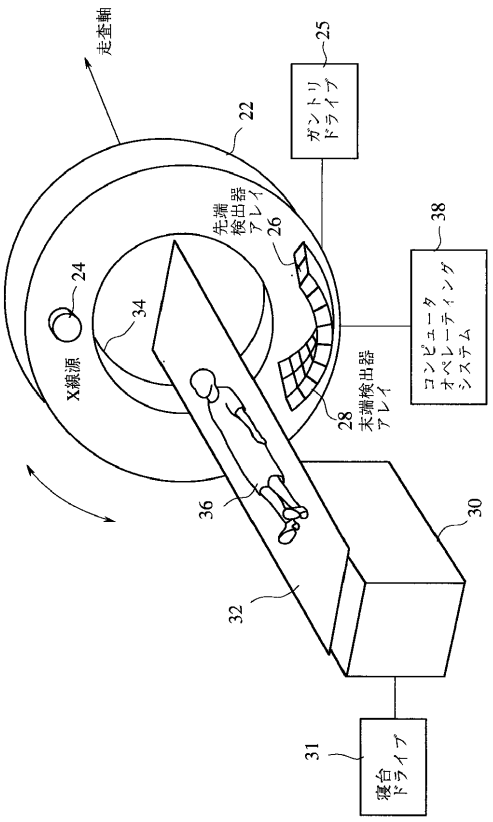
$$\pi\leq\theta\leq\pi+2\delta$$

【００６８】
式（３）から（５）に至るまでが成り立つように、検出器データセットを通じての繰り返した検索を必要とする。それは、コンボリューション演算以前のその重みの総合計によるセットにおける各々のＸ線を増大させることが好ましく、そしてそれを正規の位置からバックプロジェクション演算する。ここにスムージング手法を用いたゆえに、この重み付け処理は逆に複雑になる。図１６は、２つの検出器アレイに対するラドン空間図を、そのデータが同じ重みを持つ２６の領域に分けることができるという事実を示している。領域番号に加えて、幾つかの領域には注釈W_c及び／またはW_sが入っている。
【００６９】
W_cは、データ重複を除去するために表１のコサイン要素によって追加的に重み付けされた領域であることを意味する。W_sは、表１のサイン要素によって重み付けされた領域であることを意味する。領域１，１３，１４，そして２６は、ゼロの重み付けを持つ。
【００７０】
複雑に思われるデータ重み付けに対する条件式であっても、それらの実行は直接的である。スライスからスライスへビュー角度θの位相のみが変化するので、重みは一度計算されて蓄積される。それは、先端検出器アレイについての範囲（０，π＋２δ）内の２重の領域を用いることによりデータ領域番号２と１２を除去すること、そして末端検出器アレイについての範囲（－π，２δ）内の２重の領域を用いることにより領域番号１５と２５を除去することもまた可能である。これは、スライス幅を軽微に薄くするが、スムージング効果の幾つかを無効にする。
【００７１】
本発明は上述した実施例に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明は放射線源と検出器が一体的に被検体のまわりを回転するいわゆる第３世代のコンピュータ断層撮影装置を例にとり行なったが、検出器が被検体の周囲３６０度にわたって配置され放射線源のみが回転するいわゆる第４世代のコンピュータ断層撮影装置に適用してもよい。また、検出器アレイは２列に限らず、３列以上の複数列の検出器アレイを用いてもよい。

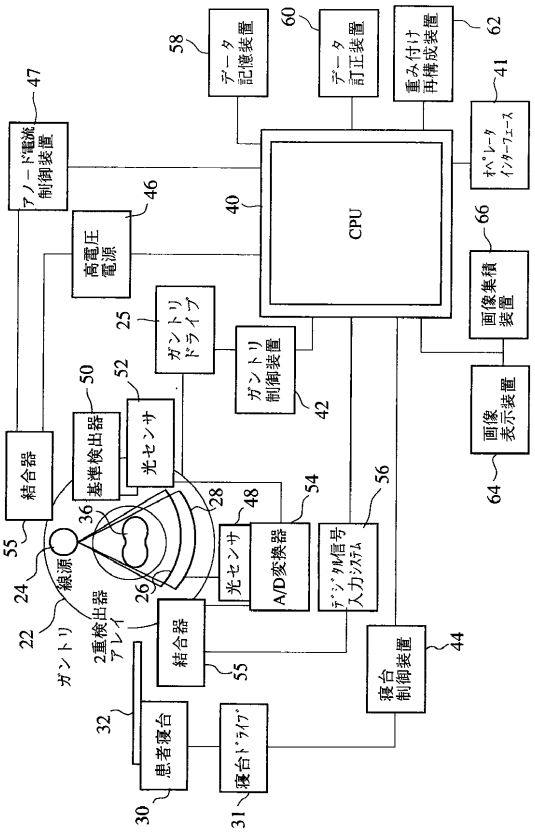
【００７２】
【発明の効果】
以上詳記したようにこの発明によれば、被検体（患者）の走査方向であるＺ軸方向において、第１のＺ位置での第１のＸ－Ｙ基準平面に沿って配置される第１の検出器のアレイと、第２のＺ位置での第２のＸ－Ｙ基準平面に沿って配置される第２の検出器のアレイの少なくとも２列の放射線検出器配列をガントリに設けることにより、被検体に対する高速走査が可能となるので、従来の単一検出器アレイにおけるヘリカル走査に比べて約半分の時間でデータ収集を行なうことができ、また一定時間内に、被検体に対する十分な分量のデータ収集を実施することができる。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明の原理に従って構成されたヘリカルＣＴシステムの外観構成図。
【図２】ＣＴシステムを操作するために図１で用いられるディジタルコンピュータ基本システムのより詳細なブロック図。
【図３】本発明に従う図２のシステムにより、画像再構成実行に対するフロー図。
【図４】２重検出器アレイ、幅ｄＲ／Ｓの各々、Ｘ線ミッドプレーンからＳｄ／２Ｒのずれ、３６０°位置における検出器位置ずれを示した図。
【図５】幅ｄＲ／Ｓの底面検出器アレイからのビーム側面を示し、２ｄ－ｄＲ／Ｓの実際のビーム幅でＳｄ／２ＲだけＸ線ミッドプレーンからずれていることを示す図。
【図６】Ｕ／Ｃ（上昇／時計回り）走査モードにおける寝台の進行と放射線源の回転の方向を示す図。
【図７】Ｕ／Ｃ走査モードにおける線源角度θと、Ｘ線角度αの定義を示す図。
【図８】経過時間と、２重検出器アレイ、ヘリカル、フルスキャン再構成に対するビュー角度との関数としての補間重みを示す図。
【図９】２重検出器アレイ、ヘリカル、フルスキャン再構成に対する走査開始ビュー角度からの距離の関数としての補間重みを示す図。
【図１０】先端検出器の領域（１）、同じビュー方向を共有する末端検出器シェア（ｓ－ｈａｒｅ）の領域（４）、先端検出器の領域（２）、同じビュー方向を共有する末端検出器シェアの領域（３）を意味する２重検出器アレイ、ヘリカル、フルスキャン再構成に対するデータ集からのラドン空間を示した図。
【図１１】寝台進行の方向、線源の回転、そしてＤ／ＣＣ（下降／反時計回り）モード表示における角度増加を示す図。
【図１２】寝台進行の方向、線源の回転、そしてＵ／ＣＣ（上昇／反時計回り）モード表示における角度増加を示す図。
【図１３】寝台進行の方向、線源の回転、そしてＤ／Ｃ（下降／時計回り）モード表示における角度増加を示す図。
【図１４】冗長の領域（１）と（３）のデータに関しての２重検出器アレイ、ヘリカルスキャンに対するハーフスキャン再構成データのラドン空間を示す図。
【図１５】先端と末端の検出器アレイが結び付いた２重検出器アレイからのデータのラドン空間、そして走査開始位置からＤの距離に中心点を持つハーフスキャン再構成の像を示し、また、同じ２つの文字間に描画された線は、冗長なデータを表すことを示す図。
【図１６】２重検出器アレイ、ハーフスキャン再構成に対しての２６のそれぞれ異なった重み付け関数を持っている領域からなるラドン空間の区分を示し、冗長なデータを取り去るシンボルW_s、（W_c）が、サイン（コサイン）重み付けで表示されていることを示す図。
【符号の説明】
２０　コンピュータ断層撮影システム
２２　ガントリ
２４　Ｘ線源
２５　ガントリドライブ
２６　先端検出器アレイ

２８　末端検出器アレイ
３０　患者寝台
３１　寝台ドライブ
３２　寝台テーブル
３４　開口部
３６　患者（被検体）
３８　コンピュータオペレーティングシステム
４０　ＣＰＵ
４１　オペレータインターフェース
４２　ガントリ制御装置
４４　寝台制御装置
４６　高電圧電源
４７　アノード電流制御装置
４８　光センサ
５０　基準検出器
５２　光センサ
５４　Ａ／Ｄ変換器
５５　結合器
５６　ディジタル信号入力システム
５８　記憶装置
６０　データ訂正装置
６２　重み付け再構成装置
６４　画像表示装置
６６　画像集積装置

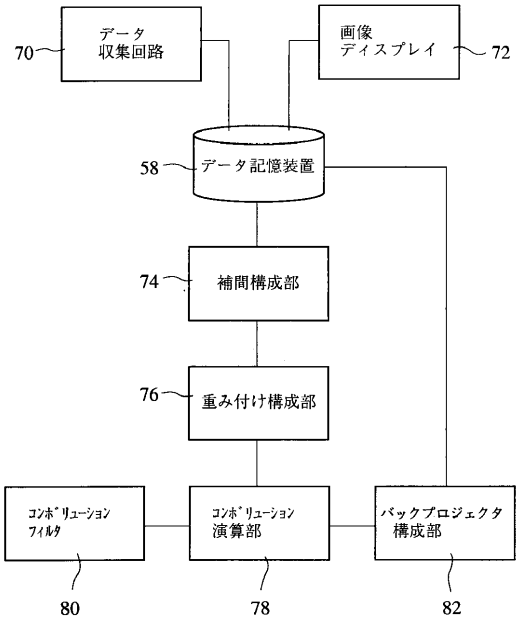
【図１】



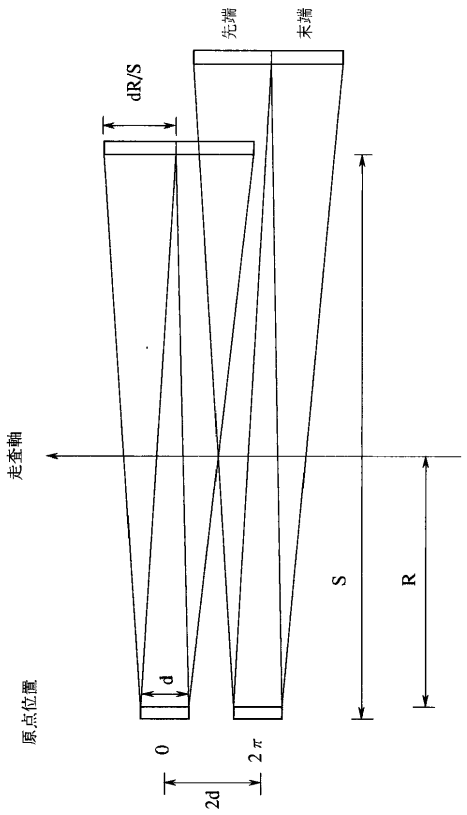
【図２】



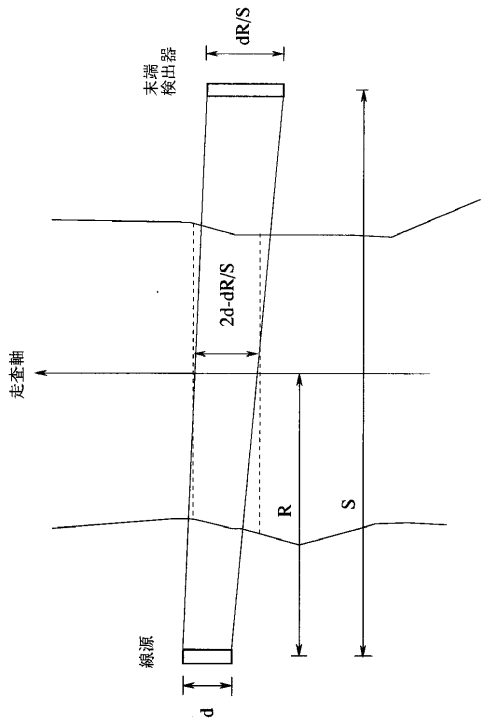
【図３】


70
データ
収集回路
画像
ディスプレイ
72
58
データ記憶装置
74
補間構成部
76
重み付け構成部
ｺﾝﾎﾞﾘｭｰｼｮﾝ
ﾌｨﾙﾀ
ｺﾝﾎﾞﾘｭｰｼｮﾝ
演算部
バックプロジェクタ
構成部
80
78
82

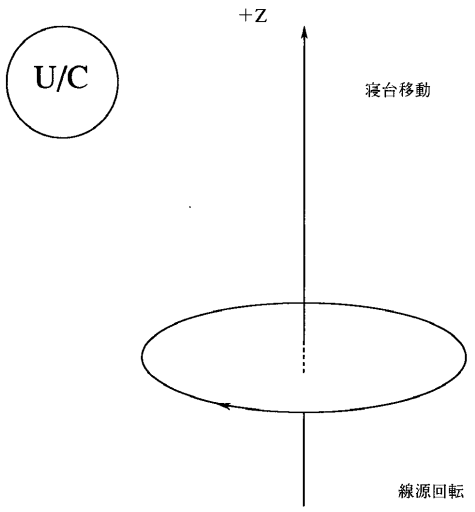
【図４】


先端
末端
dR/S
走査軸
S
R
d
原点位置
0
2π
2d

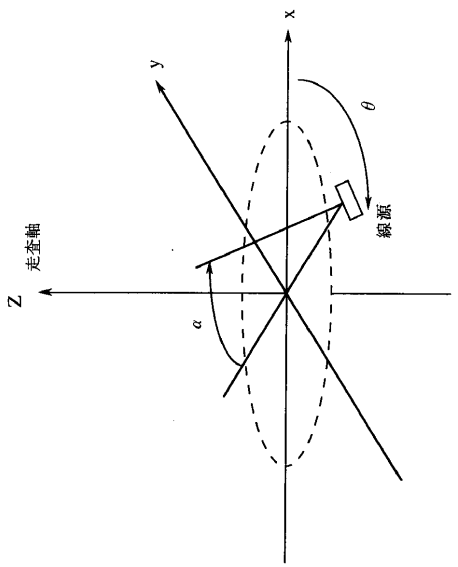
【図５】


dR/S
末端
検出器
2d-dR/S
走査軸
R
S
線源
d

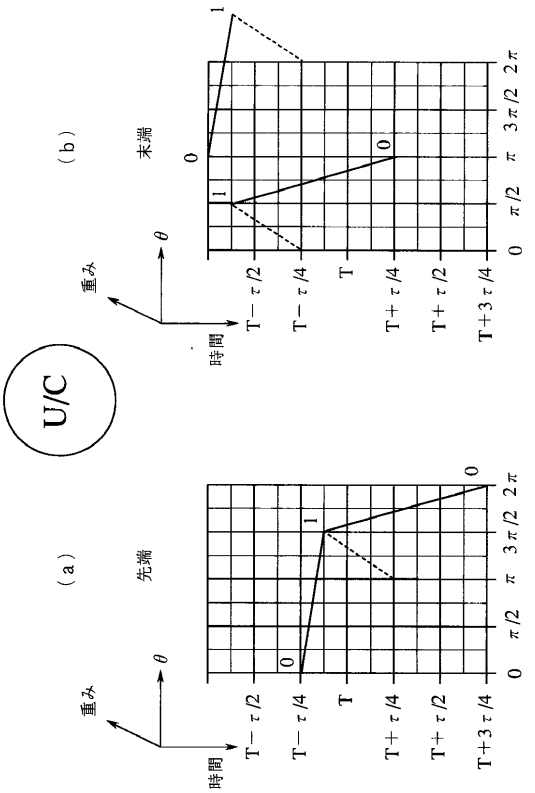
【図６】


U/C
+Z
寝台移動
線源回転

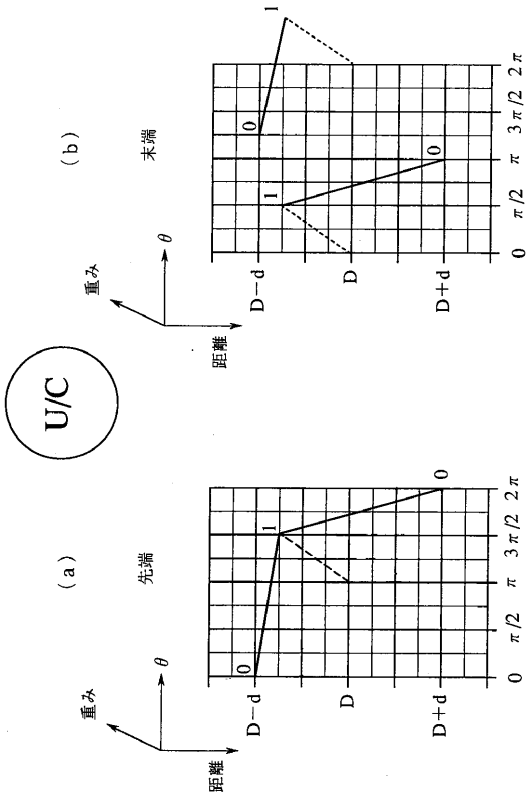
【図７】


走査軸
Z
x
y
θ
α
線源

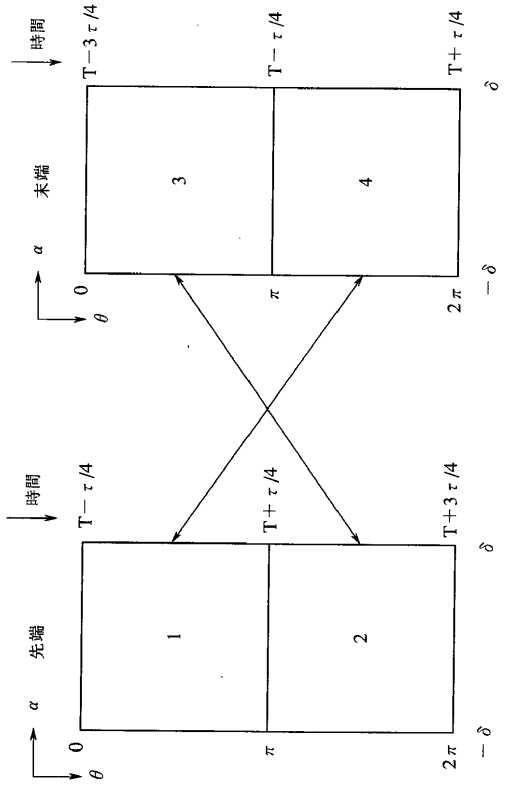
【図８】


U/C
（a）
先端
（b）
末端
重み
時間
θ
T−τ/2
T−τ/4
T
T+τ/4
T+τ/2
T+3τ/4
0
π/2
π
3π/2
2π

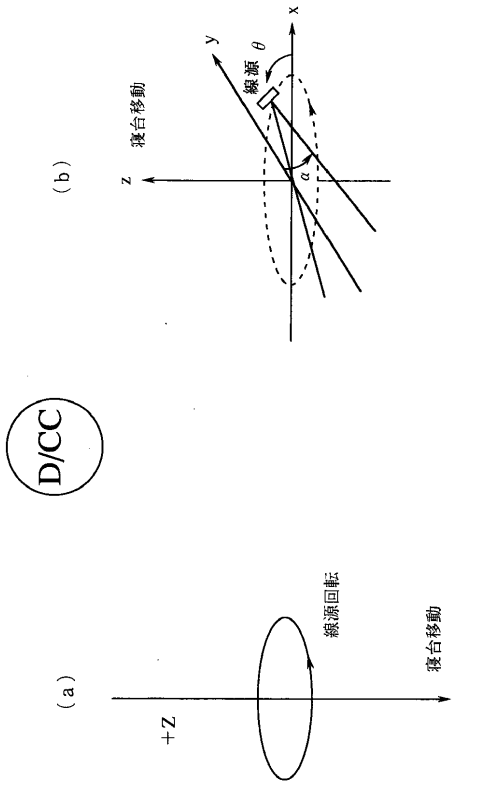
【図９】


U/C
（a）
先端
（b）
末端
重み
距離
θ
D−d
D
D+d
0
π/2
π
3π/2
2π

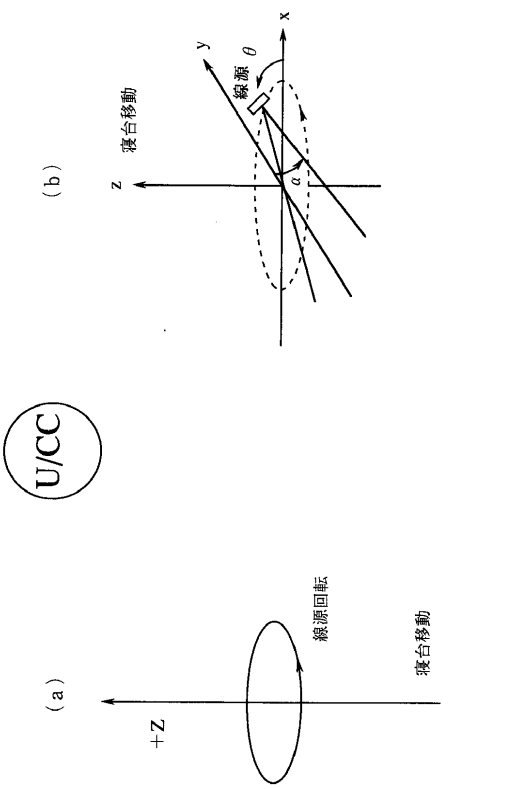
【図１０】


時間
先端
末端
α
θ
δ
−δ
T−3τ/4
T−τ/4
T+τ/4
T+3τ/4
1
2
3
4
0
π
2π

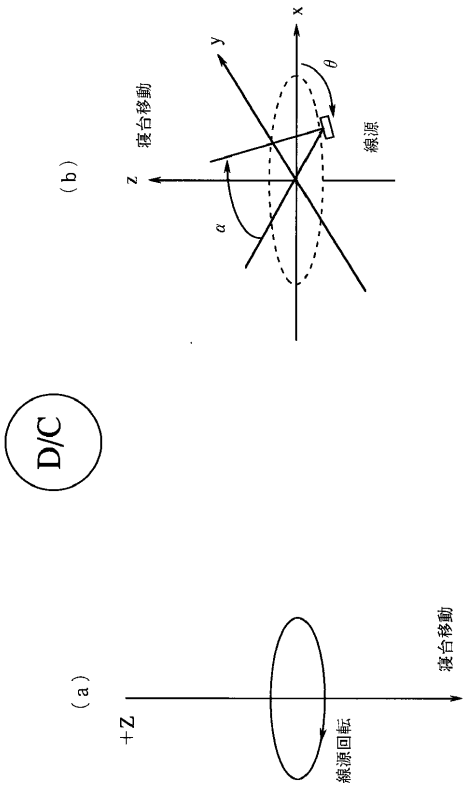
【図１１】



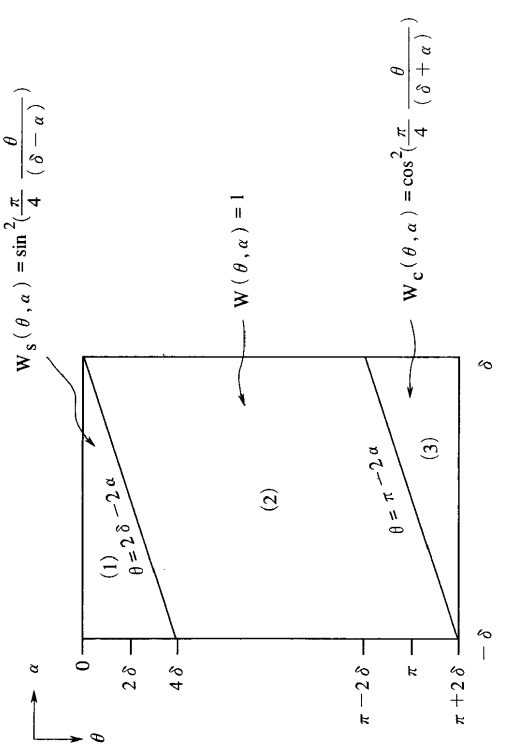
【図１２】



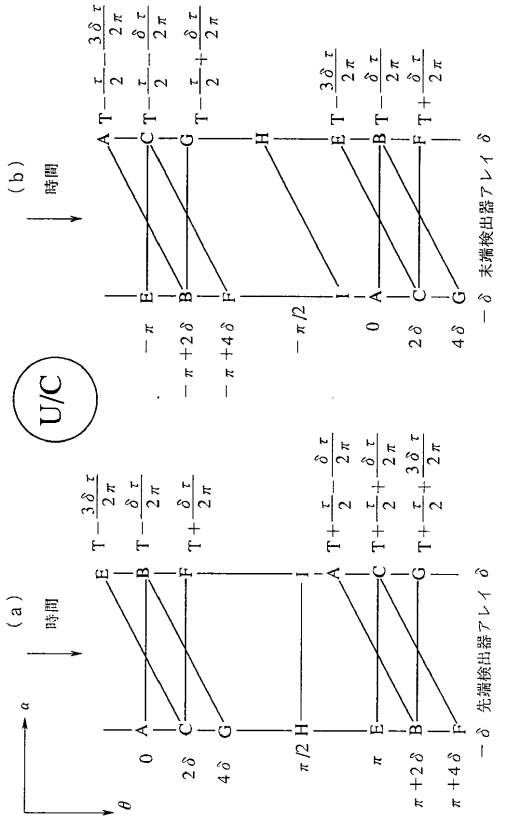
【図１３】



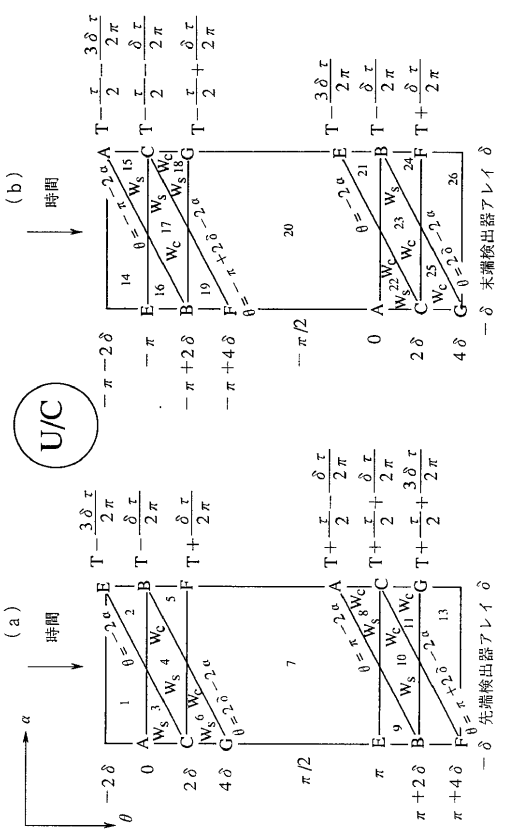
【図１４】



【図１５】


(a)
時間
(b)
時間
U/C
先端検出器アレイ δ
末端検出器アレイ δ

【図１６】


(a)
時間
(b)
時間
U/C
先端検出器アレイ δ
末端検出器アレイ δ

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.[7], ＤＢ名)
A61B 6/00-6/14