

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4314008号
(P4314008)

(45) 発行日 平成21年8月12日(2009.8.12)

(24) 登録日 平成21年5月22日(2009.5.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 K
 A 6 1 B 6/03 3 2 1 P

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2002-288247 (P2002-288247)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成14年10月1日(2002.10.1)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2004-121446 (P2004-121446A)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
(43) 公開日	平成16年4月22日(2004.4.22)	(72) 発明者	尾崎 真浩 栃木県大田原市下石上字東山1385番の 1 株式会社東芝 那須工場内
審査請求日	平成17年9月30日(2005.9.30)	審査官	小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CTスキャナ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の周りを回転する複数のX線発生手段と、
この複数のX線発生手段から照射され、前記被検体を透過したX線を各X線発生手段に対応して検出するX線検出手段と、

前記X線検出手段によって1測定サイクル中に得られる所定ビュー数のデータを基に前記被検体の断層像を再構成する画像再構成手段と

を具備するX線CTスキャナにおいて、

1測定サイクルを複数のサブサイクルに分割し、このサブサイクルを、画像再構成用の投影データを得る時間と、散乱線を補正するための散乱線補正用データを得る時間とに割り振る制御手段と備え、

前記分割されたサブサイクルの内、或るX線検出手段によって散乱線補正用データを得ている間、他のX線検出手段によって投影データを得る動作を、前記複数のX線検出手段の全てについて循環的に繰り返すことを特徴とするX線CTスキャナ。

【請求項2】

前記サブサイクルの数は、前記X線発生手段の数よりも多いm(mは正の整数)であることを特徴とする請求項1に記載のX線CTスキャナ。

【請求項3】

前記サブサイクル中における投影データを得る時間は、散乱線補正用データを得る時間よりも長いことを特徴とする請求項1または請求項2のいずれか1項に記載のX線CTス

キャナ。

【請求項 4】

前記サブサイクルの数 m の内、 $(m - 1)$ サブサイクルで投影データを得、残り 1 サブサイクルで散乱線補正用データを得ることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 のいずれか 1 項に記載の X 線 CT スキャナ。

【請求項 5】

前記複数の X 線発生手段は、同一円軌道上にあることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の X 線 CT スキャナ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X 線 CT スキャナに係り、複数の X 線発生源を有する X 線 CT スキャナに関する。

【0002】

【従来の技術】

X 線 CT スキャナは、被検体を間にして対向配置した X 線管と X 線検出器とを被検体の周囲に回転させて、X 線管から照射した X 線の被検体を透過した量（透過 X 線量）を X 線検出器で計測し、この計測データをデータ収集装置にて投影データとして収集し、この収集した投影データを、コンピュータを用いて画像再構成することによって、被検体の断層像を得るものである。

この X 線 CT スキャナは、それが発明されて以来めざましい進歩を遂げ、それは、画質改善、撮影時間および画像再構成時間の短縮、X 線被曝量の低減等に対する飽くなき挑戦の賜物と言っても過言ではない。

第 3 世代と称される X 線 CT スキャナは、被検体を間にして、X 線管と X 線検出器とを対向配置し、これらを、被検体の周りに 360° に亘って回転させながら、X 線管からコリメートされた扇形の X 線ビームを被検体へ照射し、複数の検出素子が円弧状に配列された X 線検出器で、前記被検体を透過した X 線を検出している。

この被検体に対する或る角度において、多チャンネルの X 線検出器で検出された検出データの集合をビュー (view) と称し、X 線管と X 線検出器とを被検体の周りに 1 回転させて、画像を再構成するのに必要な複数ビューの投影データを収集することをスキャン (scan) と称し、さらに、スキャン中に繰り返されるビューデータの収集を測定サイクルと称している。なお、スキャンは、撮影する断層面 (スライス) 毎に行われる。そして、1 スキャンによって得られた複数ビューの投影データを、高速演算装置などを用いて再構成処理をすることにより、被検体の断層画像が得られる。

【0003】

よって、例えば 1° 毎に 1 ビューの投影データを収集する場合には、1 スキャンに 360 ビューの投影データ（すなわち、 360 の測定サイクルとなる）を得、この 360 ビューの投影データを用いて画像を再構成することになる。この再構成によって得られる画像の解像度は、X 線管と X 線検出器とを被検体の周りに 1 回転させて得るビュー数が多い程高くすることができる。そのため、最近の X 線 CT スキャナでは、1 スキャン（1 回転）につき 900 ビューの投影データを収集している（すなわち、 0.4° 毎に 1 ビューの投影データを収集し、これを 360° にわたって順次収集する）。また、さらに画質を改善するために、1 スキャンにつき 1200 ビュー或いは 1800 ビューの投影データを収集するものも提案されている。

図 5 は、X 線 CT スキャナにおける測定サイクルを説明するために示した図であり、図 5 (a) は、X 線管 1 と X 線検出器 6 とが被検体 4 の周りに 0° から 360° にわたり回転する様子を示し、図 5 (b) は、 0° から 360° の範囲に刻まれる測定サイクルを示し、 900 ビューの投影データを収集する場合の測定サイクルは 0.4° 毎となり、 1200 ビューの投影データを収集する場合の測定サイクルは 0.3° 毎となり、 1800 ビューの投影データを収集する場合の測定サイクルは 0.2° 毎となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

ところで、最高級機といわれる最近のX線CTスキャナでは、1スキャンに要する時間すなわちX線管とX線検出器とを被検体の周りに1回転させる回転周期は、0.5秒となっており、例えば心臓のように動きのある臓器を詳細に診断するために、スキャン時間をさらに短縮したいとの根強い要望がある。しかし、回転周期をこれ以上速めることは、X線管やX線検出器などの回転部分に過度の遠心力が加わることになるので、要望に応えることは技術的に問題があり容易ではない。

そこで、回転周期を上げることなく短時間に所望ビュー数の投影データを収集するために、複数のX線管とX線検出器とを用いた高速撮影用X線CTスキャナが提案されている。そこで、この種X線CTスキャナの概要を、図6を参照して説明する。

図6は、高速撮影用X線CTスキャナの概要を示した正面図であり、3個のX線管1A、1B、1Cを備えている。X線管1A、1B、1Cは、回転中心Oを共有する同心円上に等間隔に配置されている。よって、各X線管1A、1B、1Cを通る中心線C₀相互のなす角度は、この場合120°である。すなわち、X線管1Aが0°の位置にあるものとするれば、X線管1Bは120°の位置にあり、X線管1Cは240°の位置にあることになる。X線管1A、1B、1CのX線照射口側にはそれぞれスリット2A、2B、2Cが設けられ、所定の厚みでかつ扇状にコリメートされたX線パス3を形成するようにされている。従って、中心線C₀はX線パス3の中心線でもある。そして、回転中心Oを被検体4が通るように、被検体4を支持する天板5が配置される。

【 0 0 0 5 】

3個のX線管1A、1B、1Cにそれぞれ対応するように、3個のX線検出器6A、6B、6Cが設けられ、各X線検出器6A、6B、6Cにはそれぞれデータ収集装置7A、7B、7Cが設けられている。よって、X線管1Aから照射され被検体4を透過したX線はX線検出器6Aで検出され、その検出信号はデータ収集装置7Aで増幅されデジタル信号に変換されて投影データとして収集される。他のX線管1B、1Cから照射されたX線についても同様に、それぞれデータ収集装置7B、7Cで投影データとして収集される。これらX線管1A、1B、1C、スリット2A、2B、2C、X線検出器6A、6B、6Cおよびデータ収集装置7A、7B、7Cは、回転架台8に一体に固定されており、回転架台8は回転中心Oを中心に回転するように固定架台9に支持されていて、図示しない回転機構によって回転される(例えば特許文献1参照)。

このように構成されたX線CTスキャナでは、図示しない制御装置の制御の下で、回転架台8を回転させながら例えば0.4°毎に投影データを収集する。すなわち、X線管1Aを0°の位置から120°の位置まで回転させて投影データを収集すると、X線管1Bは120°の位置から240°の位置まで回転することになりこの間で投影データの収集が行われ、同じくX線管1Cは240°の位置から360°の位置まで回転することになりこの間で投影データの収集が行われる。よって、回転架台8を120°回転させれば、360°分の投影データが収集できる訳であり、回転架台8の回転周期を変えることなく、スキャン時間を3分の1に短縮することができる。

【 0 0 0 6 】

ところで、複数のX線管を備えたX線CTスキャナでは、散乱線の影響が大きくなり、シェーディングを発生させて画質が低下するという新たな問題が生ずることになった。

そこで、図7および図8を参照して散乱線の影響について説明する。図7は、X線管1とX線検出器6が被検体4を間にして対向配置されたX線CTスキャナの様子を模式的に示したものである。X線検出器6は、例えば800チャンネルのX線検出素子が、X線管1から照射されるX線パスの広がりに合わせて一列に配列されたものである。ただしここでは、X線管1から被検体4へ照射される1本のX線3aに注目するものとする。被検体4へ照射されたX線3aは、一部が被検体4で吸収されるとともに、吸収されずに被検体4を透過したX線3bが、照射方向に沿ってX線検出器6の所定のチャンネル6pへ入射することになり、ごく一部は散乱線3cとなって四方へ飛散する。この散乱線3cをX線検出器6の他のチャンネルへ入射させないように、X線検出器6の前面に各チャンネルに対

10

20

30

40

50

応させてコリメータ 10 が設置されている。

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 2 - 1 7 2 1 1 2 号公報 (第 3 - 6 頁、第 1 図)

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、X線管 1 と X線検出器 6 とが 3 組も設置されるような高速撮影用 X線 CT スキャナでは、散乱線の影響は甚大となる。

図 8 に、X線管 1 A、1 B、1 C と X線検出器 6 A、6 B、6 C が 1 2 0 ° 間隔に対向配置された X線 CT スキャナの様子を模式的に示してあり、各 X線管 1 A、1 B、1 C は扇状の広がりをもった X線パス 3 を形成している。この場合、X線管 1 A から照射された X線を X線検出器 6 A で受け、同様に、X線管 1 B から照射された X線を X線検出器 6 B で、X線管 1 C から照射された X線を X線検出器 6 C でそれぞれ受けるのであるが、X線検出器 6 A に、X線管 1 B、1 C から照射された X線に基づく散乱線 3 C が入射してしまう。すなわち、X線管 1 A から照射された X線に基づく散乱線の X線検出器 6 A への入射は、図 7 で説明したようにコリメータ 10 の作用で排除できるものの、X線管 1 B、1 C から照射された X線に基づく散乱線の X線検出器 6 A への入射は排除しきれず、他の X線検出器 6 B、6 C についても同様であり、これが画質を低下させる要因となっている。

【 0 0 0 9 】

再構成される画像について散乱線の影響を除去するには、X線検出器 6 A、6 B、6 C の各チャンネルに入射する散乱線の量を直接測定することにより、収集した投影データからこの散乱線分を減算した後、画像再構成処理するのが最も効果的である。そのためには、事前に散乱線データのみを収集しておくことになるが、例えば 9 0 0 ビューの投影データを収集するものでは、同等の数の散乱線データを予め収集しておく必要があり、被検体の X線被曝量が増大してしまうという難点があった。

本発明は、このような問題を解決するためになされたものである。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上述の課題を解決するため、本発明は、被検体の周りを回転する複数の X線発生手段と、この複数の X線発生手段から照射され、前記被検体を透過した X線を各 X線発生手段に対応して検出する X線検出手段と、前記 X線検出手段によって 1 測定サイクル中に得られる所定ビュー数のデータを基に前記被検体の断層像を再構成する画像再構成手段とを具備する X線 CT スキャナにおいて、1 測定サイクルを複数のサブサイクルに分割し、このサブサイクルを、画像再構成用の投影データを得る時間と、散乱線を補正するための散乱線補正用データを得る時間とに割り振る制御手段と備え、前記分割されたサブサイクルの内、或る X線検出手段によって散乱線補正用データを得ている間、他の X線検出手段によって投影データを得る動作を、前記複数の X線検出手段の全てについて循環的に繰り返すことを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る X線 CT スキャナの実施の形態について、図 1 ないし図 4 を参照して詳細に説明する。

本発明に係る X線 CT スキャナは、図 6 で説明したものと同様に、被検体の周りを回転する複数の X線管と、この複数の X線管から照射され、被検体を透過した X線を各別に検出する X線検出器と、この X線検出器からの検出信号を基にコンピュータによって被検体の断層像を再構成するものであって、加えて、1 測定サイクルを複数のサブサイクルに分割し、このサブサイクルを、画像再構成用の投影データを得る時間と、散乱線を補正するための散乱線補正用データを得る時間とに割り振るようにしたものである。

従って、図 1 には本発明の説明用として、例えば 3 個の X線管 A、B、C が同一円軌道上に 1 2 0 ° 間隔で備えられている X線 CT スキャナを簡単に示してある。なお、図示は省

10

20

30

40

50

略したが各 X 線管 A、B、C に対応して X 線検出器がそれぞれ備えられているので、ここでは X 線管 A とそれに対応する X 線検出器の組を A、X 線管 B とそれに対応する X 線検出器の組を B、X 線管 C とそれに対応する X 線検出器の組を C と称するものとする。

【0014】

次に、X 線検出器における X 線の検出を、画像再構成用の投影データと、この投影データ中の散乱線を補正するための散乱線補正用データとに分けて行えるようにするために、測定サイクルを複数のサブサイクルに分割する。ここでは、X 線管と X 線検出器との組 (A、B、C) が 3 なので、図 2 に示すように、X 線管と X 線検出器との組の数よりも多い 4 つのサブサイクル (a、b、c、d) に分割する。なお、図 2 には或る測定サイクルについてのサブサイクルを拡大して表示してあるが、全ての測定サイクルについてサブサイクル

10

a、b、c、d に分割することは言うまでもない。そして、サブサイクル a、b、c、d における各 X 線管と X 線検出器の組のデータ収集タイミングを、図 3 に示すように割り当てる。なお図 3 は、1 スキャンにつき例えば 900 ビューの投影データを収集する (すなわち、 0.4° 毎に 1 ビューの投影データを収集する) 場合における各サブサイクル a、b、c、d でのデータ収集タイミングを示したもので、黒く塗りつぶした部分は、X 線管から X 線を曝射して対応する X 線検出器で投影データを収集するタイミングであり、白枠部分は、X 線管を停止状態 (すなわち、X 線を照射しない) とし、対応する X 線検出器で散乱線補正用データを収集するタイミングを表している。

【0015】

20

すなわち、サブサイクル a では、X 線管と X 線検出器との組 A については、X 線管を停止状態とし、他の組 B、C の X 線管からは X 線を照射する。そして、全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出する。次に、サブサイクル b では、X 線管と X 線検出器との組 B について、X 線管を停止状態とし、他の組 A、C の X 線管からは X 線を照射する。そして、全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出する。また、サブサイクル c では、X 線管と X 線検出器との組 C については、X 線管を停止状態とし、他の組 A、B の X 線管からは X 線を照射し、全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出する。さらに、サブサイクル d では、全ての組 A、B、C の X 線管から X 線を照射し、全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出する。

このような動作を、X 線管 A が 0° の位置 (従って、X 線管 B は 120° の位置、X 線管 C は 240° の位置) にある測定サイクルと、次に X 線管 A が 0.4° (X 線管 B は 120.4° の位置、X 線管 C は 240.4° の位置) にある測定サイクル、さらに、X 線管 A が 0.8° の位置 (X 線管 B は 120.8° の位置、X 線管 C は 240.8° の位置) にある測定サイクルというように、全ての測定サイクルに亘り循環的に繰り返させる。このような動作は、通常 X 線 CT スキャナが備えている制御装置に、若干の制御プログラムを付加することにより実現させることができる。

30

【0016】

ここで、X 線管と X 線検出器の組 A に注目すると、サブサイクル a において、組 A の X 線管を停止状態 (すなわち、X 線を照射しない) とし、他の組 B、C の X 線管からは X 線を照射しながら全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出するので、組 A の X 線検出器で検出されたデータは、組 B、C の X 線管から照射された X 線に基づき被検体で生じた散乱線成分であることが分かる。よってこのデータは、散乱線補正用データとして利用される。一方、組 A の X 線検出器では、サブサイクル b、c、d において、組 A の X 線管から照射された X 線に基づく被検体の透過 X 線量を検出される。これは投影データである。

40

次に、X 線管と X 線検出器の組 B に注目すると、サブサイクル b において、組 B の X 線管を停止状態とし、他の組 A、C の X 線管からは X 線を照射しながら全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出するので、組 B の X 線検出器で検出されたデータは、組 A、C の X 線管から照射された X 線に基づき被検体で生じた散乱線成分であり、このデータは、散乱線補正用データとして利用される。そして、組 B の X 線検出器では、サブサイク

50

ル a、c、d において、組 B の X 線管から照射された X 線に基づく被検体の透過 X 線量が投影データとして検出される。

【0017】

さらに、X 線管と X 線検出器の組 C については、サブサイクル c において、組 C の X 線管を停止状態とし、他の組 A、B の X 線管からは X 線を照射しながら全ての組 A、B、C の X 線検出器で入射 X 線量を検出するので、組 C の X 線検出器で組 A、B の X 線管から照射された X 線に基づき被検体で生じた散乱線成分が検出される。また、組 C の X 線検出器では、サブサイクル a、b、d において、組 C の X 線管から照射された X 線に基づく被検体の透過 X 線量が投影データとして検出される。

なお、ある組の X 線検出器で検出された投影データには、他の組の X 線管から照射された X 線に基づく散乱線成分が含まれている。そこで、この投影データから X 線管を停止状態として得た散乱線補正用データを減算することにより、本来の画像再構成用の投影データが得られることになる。この減算処理は、1 測定サイクル内での 3 / 4 時間経過後には実施することが可能であり、実質的にほぼ同時に投影データと散乱線補正用データとを得て、本来の画像再構成用の投影データに補正処理を施した上で画像を再構成することができる。よって、画質の向上が図られて診断精度の向上にも大きく寄与することができる。また、サブサイクルに分けることにより、重複なく散乱線データの収集が可能となるとともに、散乱線補正用データを得る時間だけ X 線の照射が止まるので被検体の被曝線量も軽減される。

【0018】

以上詳述した本発明において、例えば図 4 に示すように、サブサイクルの数を 4 以上の m (m は正の整数) に増やして、1 のサブサイクルで散乱線データを収集し、 $m - 1$ のサブサイクルで投影データを収集するにすれば、散乱線補正用データを収集するために X 線の照射を停止する時間を短縮し、換言すれば投影データ収集のための X 線照射時間を十分確保することができるので、X 線の照射量の低下に伴う画質の低下を防止することができる。さらに、予め、散乱線補正用データを収集するために X 線の照射を停止する時間に相当する分だけ X 線の照射量を増加させておけば (上記の場合、 $m / (m - 1)$ 倍にする)、被検体の被曝線量は変わらず、信号対雑音比の面でも通常の連続 X 線で撮影した場合と同等となり、散乱線の影響を排除した良質の画像を得ることができる。

なお、本発明は上述の一実施の形態に限定されるものではなく、種々の形態で実施することができる。例えば X 線検出器が X 線管に対応して個別に設けられる形式のものに限らず、X 線管の回転中心に直交する面内にリング状に X 線検出器が配置された型の X 線 CT スキャナにも適用することができる。同様に、X 線検出器として、チャンネル方向に円弧状に多数の X 線検出素子が配列されたものが略直交する方向 (スライス厚方向) に、複数列配列されて構成されている二次元 X 線検出器を備えた X 線 CT スキャナにも適用することができる。また、高速スキャン中に被検体を定速で移動させながら投影データの収集を行うようにした、いわゆるヘリカルスキャン型の X 線 CT スキャナにも適用できる。さらに、被検体に対して 180° 分の投影データを得て画像を再構成するハーフスキャンと称される X 線 CT スキャナにも適用できることは言うまでもない。

【0019】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、実質的にほぼ同時に投影データと散乱線補正用データとを収集することのできる X 線 CT スキャナが提供される。よって、収集された投影データから散乱線補正用データを減算処理したデータを用いて画像再構成を行うことにより、極めて画質の良い断層画像が得られ、診断精度の向上にも大きく寄与することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る X 線 CT スキャナを説明するために示した概念図である。

【図 2】本発明の考え方を説明するために示した説明図である。

【図 3】本発明に係る X 線 CT スキャナにおける、データ収集タイミングの一実施の形態

10

20

30

40

50

を説明するために示した説明図である。

【図4】本発明における、データ収集タイミングの他の実施の形態を説明するために示した説明図である。

【図5】X線CTスキャナにおける測定サイクルを説明するために示した図である。

【図6】複数のX線管を備えた高速撮影用X線CTスキャナの概要を説明するために示した正面図である。

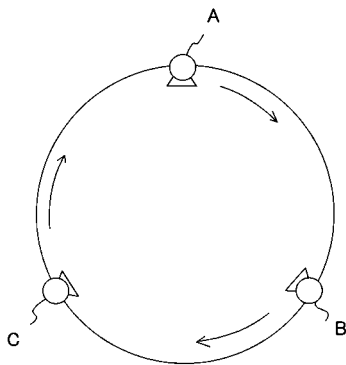
【図7】X線CTスキャナにおける散乱線の発生について説明した説明図である。

【図8】高速撮影用X線CTスキャナにおける散乱線の影響について説明した説明図である。

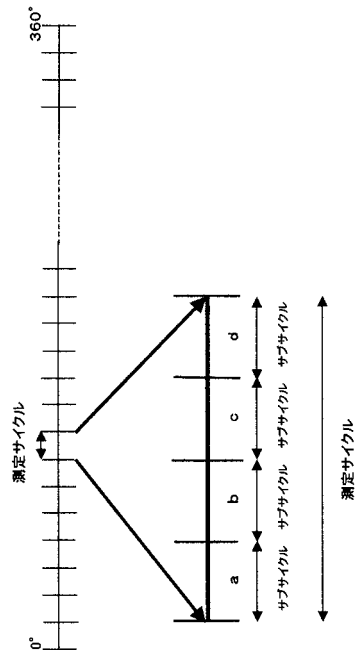
【符号の説明】

- 1 A、1 B、1 C X線管
- 3 X線バス
- 4 被検体
- 6 A、6 B、6 C X線検出器
- 7 A、7 B、7 C データ収集装置
- 8 回転架台
- 9 固定架台
- a、b、c、・・・m サブサイクル

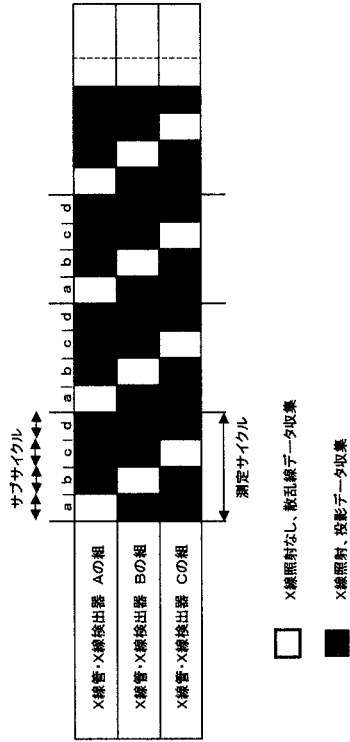
【図1】



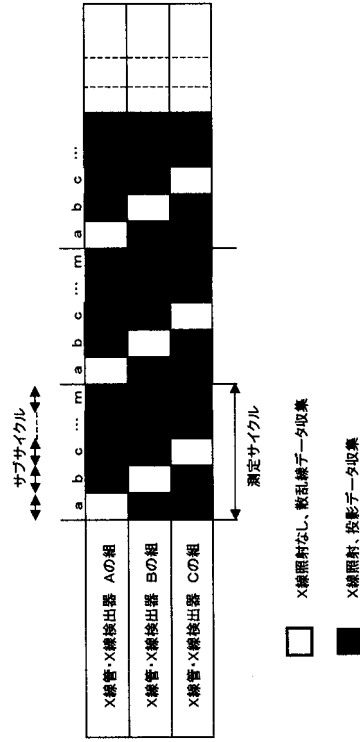
【図2】



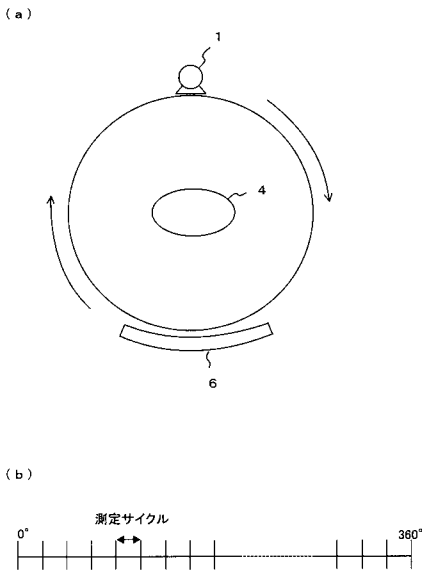
【図 3】



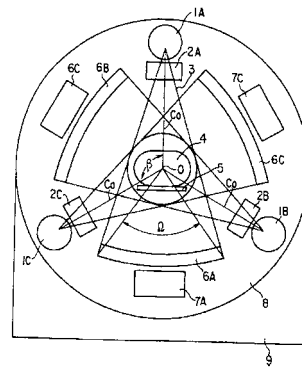
【図 4】



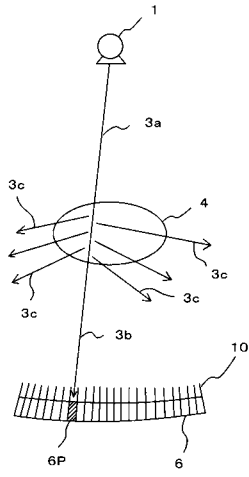
【図 5】



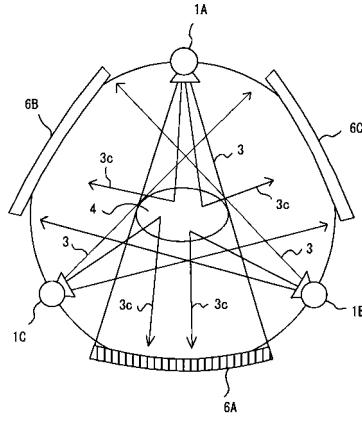
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-168616(JP,A)
特開昭55-129039(JP,A)
特開昭53-126292(JP,A)
特開2001-356101(JP,A)
特開2001-346791(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03