(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第4560613号
(P4560613)

(45)発行日　平成22年10月13日(2010.10.13)　(24)登録日　平成22年8月6日(2010.8.6)

(51)Int.Cl.		F I		
H01J 35/12	(2006.01)	H01J	35/12	
A61B 6/03	(2006.01)	A61B	6/03	320C
G21K 5/00	(2006.01)	A61B	6/03	321P
G21K 5/02	(2006.01)	G21K	5/00	D
G21K 5/08	(2006.01)	G21K	5/00	W

請求項の数 13　外国語出願　(全 11 頁)　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2001-399810(P2001-399810)
(22)出願日　平成13年12月28日(2001.12.28)
(65)公開番号　特開2002-343291(P2002-343291A)
(43)公開日　平成14年11月29日(2002.11.29)
審査請求日　平成15年4月23日(2003.4.23)
審判番号　不服2008-11281(P2008-11281/J1)
審判請求日　平成20年5月2日(2008.5.2)
(31)優先権主張番号　09/751110
(32)優先日　平成12年12月29日(2000.12.29)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　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・５３１８８・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・ブールバード・ダブリュー・７１０・３０００
(74)代理人　100137545
弁理士　荒川　聡志
(74)代理人　100105588
弁理士　小倉　博
(74)代理人　100129779
弁理士　黒川　俊久

最終頁に続く

(54)【発明の名称】Ｘ線源アセンブリ及びＸ線ＣＴシステム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
真空ハウジング（７４）と、
前記ハウジング（７４）内に設けられた第１の方向に細長い冷陰極エミッタ（５８）と、
前記細長い冷陰極エミッタに対応し貫通する、前記第１の方向に細長いビーム開口部を有する、電気的に伝導性の冷却ブロック（５６）と、
前記冷却ブロック（５６）に電気的に結合され、前記ビーム開口部内に設けられる、電気的に伝導性のＸ線透過ウィンドウ（６６）と、
前記エミッタ（５８）から間隔をおいて前記ハウジング（７４）内に設けられ、前記冷却ブロック（５６）に熱的に結合され、薄い金属膜からなる固定陽極（６８）と、
を具備し、
前記冷却ブロック（５６）はさらに、前記第１の方向に沿った細長いチャネル（６４）と前記細長いビーム開口部を規定する、前記エミッタ（５８）の方へ延伸するショルダ部（７２）と、前記ショルダ部（７２）に配置され、前記第１の方向に延びる冷却管（７０）を含んでおり、
前記ショルダ部（７２）が、前記Ｘ線透過ウィンドウ（６６）から前記冷却ブロック（５６）に伝導した電子を前記固定陽極（６８）に戻す迷走電子流のための電気ループを提供する、Ｘ線源アセンブリ。
【請求項２】
真空ハウジング（７４）と、

前記ハウジング内に設けられる複数のＸ線エミッタ要素を有する第１の方向に細長い冷陰極エミッタアレイ（５８）と、
前記細長い冷陰極エミッタアレイに対応する貫通する前記第１の方向に細長いビーム開口部を有する、電気的、熱的に伝導性の冷却ブロック（５６）と
前記冷却ブロック（５６）に電気的に結合され、前記ビーム開口部内に設けられる前記第１の方向に細長い、電気的に伝導性のＸ線透過ウィンドウ（６６）と、
前記ハウジング（７４）内に設けられ、前記エミッタ（５８）から間隔をおいて設けられ、薄い金属膜からなる前記第１の方向に細長い固定陽極（６８）と、
を具備し、
前記冷却ブロック（５６）はさらに、前記第１の方向に沿った細長いチャネル（６４）と前記細長いビーム開口部を規定する、前記エミッタ（５８）の方へ延伸するショルダ部（７２）と、前記ショルダ部（７２）に配置され、前記第１の方向に延びる冷却管（７０）を含んでおり、
前記ショルダ部（７２）が、前記Ｘ線透過ウィンドウ（６６）から前記冷却ブロック（５６）に伝導した電子を前記固定陽極（６８）に戻す迷走電子流のための電気ループを提供する、Ｘ線源アセンブリ。

【請求項３】
前記Ｘ線透過ウィンドウは、炭素系材料からなる請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項４】
前記陽極は、前記ウィンドウ上に設けられる請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項５】
前記冷陰極エミッタ（５８）は、複数のフォトエミッタを含む請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項６】
前記冷陰極エミッタ（５８）は、複数のレーザダイオードを含む請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項７】
前記冷陰極エミッタ（５８）は、モノリシック半導体を含む請求項１に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項８】
前記冷陰極エミッタ（５８）は、複数のアドレス可能なエミッタ要素を含む請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項９】
前記陽極（６８）は、前記ウィンドウに直接隣接した位置に配置される請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項１０】
前記陽極（６８）は、タングステン層を含む請求項１又は２に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項１１】
前記タングステン層は、銅基板上に設けられる請求項１０に記載のＸ線源アセンブリ。

【請求項１２】
ガントリー（１２）と、
前記ガントリー内に設けられる複数の固定検出器（１８）と、
前記複数の固定検出器（１８）と反対にある前記ガントリー（１２）内に設けられる複数の固定Ｘ線源（１４）とを具備し、
前記複数のＸ線源のそれぞれが、
真空ハウジング（７４）と、
前記ハウジング内に設けられる複数のＸ線エミッタ要素を有する前記第１の方向に細長い

冷陰極エミッタ（５８）と、
貫通する、前記第１の方向に細長いビーム開口部を有し、前記冷却ブロック（５６）に電気的に結合される、電気的に伝導性の冷却ブロック（５６）と、
前記ビーム開口部内に設けられる、電気的に伝導性のＸ線透過ウィンドウ（６６）と、
前記ハウジング（７４）内に設けられ、前記エミッタ（５８）から間隔をおいて設けられ、前記冷却ブロック（５６）に熱的に結合され、薄い金属膜からなる固定陽極（６８）とを備え、
前記冷却ブロック（５６）はさらに、前記第１の方向に沿った細長いチャネル（６４）と前記細長いビーム開口部を規定する、前記エミッタ（５８）の方へ延伸するショルダ部（７２）と、前記ショルダ部（７２）に配置され、前記第１の方向に延びる冷却管（７０）を含んでおり、
前記ショルダ部（７２）が、前記Ｘ線透過ウィンドウ（６６）から前記冷却ブロック（５６）に伝導した電子を前記固定陽極（６８）に戻す迷走電子流のための電気ループを提供する、Ｘ線ＣＴシステム。
【請求項１３】
前記冷陰極エミッタ（５８）は、複数のアドレス可能なエミッタ要素を含む請求項１２に記載のＸ線ＣＴシステム。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、一般的に、コンピュータ断層撮影（ＣＴ）イメージングに関し、さらに詳しく言えば、ＣＴシステムと組み合わせて利用されるＸ線源に関する。
【０００２】
【従来の分野】
少なくともいくつかのコンピュータ断層撮影（ＣＴ）イメージングシステムの構造において、一般的に「撮像面」と呼ばれるデカルト座標系のＸ－Ｙ平面内に入るようにコリメートされる扇状ビームをＸ線源が投影する。Ｘ線ビームは、患者などの撮像される対象物を通過する。ビームは、対象物により減衰された後、放射検出器のアレイに衝突する。検出器アレイで受け取られた減衰ビーム放射の強度は、対象物によるＸ線ビームの減衰に左右される。アレイの各検出器要素は、検出器の位置でのビーム減衰の測定値である別々の電気信号を発生する。すべての検出器からの減衰測定値が別々に収集されて、透過プロファイルを生成する。
【０００３】
公知の第３世代ＣＴシステムにおいて、Ｘ線源および検出器アレイは、Ｘ線ビームが対象物と交差する角度が常に変化するように、撮像面内のガントリーとともに撮像する対象物の周りを回転する。Ｘ線源は、通常、焦点でＸ線ビームを放出するＸ線管を含む。Ｘ線検出器は、通常、検出器で受け取られるＸ線ビームをコリメートするコリメータを含む。コリメータに隣接する場所にシンチレータが設けられ、シンチレータに隣接する場所にフォトダイオードが設けられる。
【０００４】
スキャン中に多数のスライスのデータを求めるために、マルチスライスＣＴシステムが使用されている。公知のマルチスライスシステムは、通常、一般的に、３Ｄ検出器として知られる検出器を含む。このような３Ｄ検出器の場合、複数の検出器要素が、縦横に配設された別々のチャネルを形成する。検出器の各列は、別々のスライスを形成する。例えば、２つのスライスの検出器が、２列の検出器要素を有し、４つのスライスの検出器が、４列の検出器要素を有する。マルチスライススキャン中、複数列の検出器セルがＸ線ビームにより同時に衝突されるため、いくつかのスライスのデータが得られる。
【０００５】
【発明が解決しようとする課題】
米国特許第４，５２１，９００号および同第４，５２１，９０１号には、回転Ｘ線源が不

要なシステムが開示されている。‘９００特許では、Ｘ線を発生させるために、電子銃とリング状のターゲットを取り入れた大型の真空チャンバが使用されている。電子ビームは、患者から数フィート離れた電子銃から生じ、ターゲットの方向に移動するように湾曲した経路を辿って物質に当たり、Ｘ線を発生する。単一の非常に高出力の電子ビームは、患者を取り囲むリングである円を掃引し、「スキャン」効果を発生する。このようなシステムの１つの欠点は、電子ビームの経路または軌道を包囲するための大型の真空システムが必要となり、さらに、ビームを正確に向けるために、複雑なビーム偏向システムが用いられる点である。

【０００６】

したがって、走査システムの複雑性を軽減し、回転Ｘ線源が不要のＸ線源を提供するＣＴスキャナおよびＣＴスキャナシステムを提供することが望まれる。

【０００７】

【課題を解決するための手段】

したがって、本発明の一つの目的は、Ｘ線管の複雑性を軽減する固体Ｘ線管を提供することである。本発明の一つの態様において、コンピュータ断層撮影（ＣＴ）イメージングシステム用の固体Ｘ線源を備えるＣＴシステムが開示されている。Ｘ線源は、複数のアドレス可能な要素から形成されることが好ましい陰極を有する。陰極は、真空チャンバ内に配置されることにより、それにより放出される電子が、陰極から間隔をおいて設けられた陽極に衝突する。電子ビームが形成され、陰極の長さに沿って移動する。陽極は、冷却ブロック部分内に、Ｘ線透過ウィンドウに隣接した適切な位置に配置される。陽極およびＸ線透過ウィンドウは、冷却ブロック部分の細長いチャネル内に配置される。

【０００８】

本発明は、冷陰極技術を使用することが好ましい。冷陰極技術を採用することにより、関連する電子および光学回路のスイッチング速度を制限して、電子ビーム源を非常に高速にオン／オフにすることができる。さらに、高速電子ゲート回路により、これらの放出源の多くを連続して切り換えることができるため、電子ビームがターゲットを掃引できる。このような技術により、ＣＴシステムにある一般的な回転Ｘ線源を省くことができ、これにより、このようなＸ線源に関連する複雑性が実質的になくなる。例えば、ベアリングの問題、ターゲットのバランスの問題、およびＺ軸増大の問題が、従来のＣＴシステムに関連する。また、従来のシステムは保守面でも複雑である。

【０００９】

本発明の別の利点は、固体構成部品を使用することにより、大型の真空システムおよび複雑なビーム偏向システムが不要になる点である。従来技術と比較して排除される他の特徴として、回転ターゲット、フィラメントヒータ回路およびモータ、および回転ターゲットに関連する大型の支持フレームが不要になることが挙げられる。

【００１０】

本発明の別の利点は、走査時間が高速化されるため、心臓のイメージングなどの高速走査時間を必要とする応用が用いられてよい点である。

【００１１】

本発明のさらなる別の利点は、回転システムで一般的に使用されるスリップリングが省かれてよい点である。スリップリング接合は、通常、検出器から得られる信号の伝送にノイズおよび複雑性を生じさせるとともに、電力および高電圧をＸ線源に送る。

【００１２】

本発明の別の利点は、固定陽極で高い放熱が可能となるため、ターゲットに残ることになる電子が発生する熱を蓄えるために、大きなグラファイト支持体とともに一般的に大きなターゲットが不要となる点である。さらに、これにより、Ｘ線管が冷えるのを待つ必要性が大幅に軽減されるかまたは不要になる。

【００１３】

本発明の別の利点は、地球の磁場の影響を相殺するのに必要なシールドが不要になる点である。

【００１４】
本発明の他の目的および利点は、以下の詳細な記載および特許請求の範囲、および添付の図面を参照することにより明らかになるであろう。
【００１５】
【発明の実施の形態】
図１を参照すると、「第３世代」ＣＴスキャナを表すガントリー１２を含むコンピュータ断層撮影（ＣＴ）イメージングシステム１０が示されている。ガントリー１２は、ガントリー１２の反対側にある検出器アレイ１８の方へとＸ線ビーム１６を投影するＸ線源１４を備える。
【００１６】
検出器アレイ１８は、内科患者２２を通過する投影Ｘ線を共に感知する複数の検出器要素２０により形成される。各検出要素２０は、衝突するＸ線ビームの強度、ひいては、患者２２を通過するさいのビームの減衰を表す電気信号を発生する。Ｘ線投影データを収集するための走査中、ハウジング１２およびその上に取り付けられた構成部品は、重心を中心に回転する。
【００１７】
Ｘ線源１４の動作は、ＣＴシステム１０の制御機構２６により統制される。制御機構２６は、電力とタイミング信号をＸ線源１４に送るＸ線コントローラ２８を含む。制御機構２６のデータ収集システム（ＤＡＳ）３２が、検出要素２０からアナログデータをサンプリングし、引き続き処理するためにディジタル信号にデータを変換する。画像再構成装置３４が、ＤＡＳ３２からサンプリングされディジタル化されたＸ線データを受信し、高速の画像再構成を実行する。再構成された画像は、大容量記憶装置３８に画像を格納するコンピュータ３６に入力として加えられる。
【００１８】
また、コンピュータ３６は、ユーザインタフェースまたはグラフィカルユーザインタフェース（ＧＵＩ）を介して信号の送受信も行う。さらに詳しく言えば、コンピュータ３６は、キーボードおよびマウス（図示せず）を含むことが好ましいオペレータコンソール４０から、コマンドおよび走査パラメータを受信する。
関連する陰極線管ディスプレイ４２により、オペレータは、再構成された画像とコンピュータ３６からの他のデータを観察できる。オペレータが出すコマンドおよびパラメータは、Ｘ線コントローラ２８、ＤＡＳ３２およびテーブル４６と通信状態にあるテーブルモータコントローラ４４とに制御信号および情報を提供するようにコンピュータ３６により使用されて、システム構成部品の動作および動きを制御する。
【００１９】
以下、図３および図４を参照すると、Ｘ線源のそれぞれの縦断面図および横断面図が示されている。Ｘ線源１４は、内部に真空を生じさせるように密封されるハウジング５０を有する。ハウジング５０は、内部に配置された支持フレーム５２を有する。支持フレーム５２は、アルミナなどの絶縁材料からなることが好ましい。
【００２０】
ハウジング５０は、支持体部分５４と、冷却ブロック部分５６とを有する。支持体部分５４は、高電圧エポキシ化合物などの絶縁材料から形成されることが好ましい。さまざまなタイプの化合物が、当業者に明らかであろう。冷却ブロック部分５６は、熱的および電気的に伝導性のものである。冷却ブロック部分５６は、銅から形成されることが好ましい。
【００２１】
支持体部分５４は、一般的に、細長い半管状のものである。図示するように、支持体部分５４は、Ｕ状のものである。支持体部分５４は、電子を発生させる陰極５８を配置させるように設けられる。陰極５８は、支持体部分５４と一体成形された陰極支持体部分６０により支持されてよい。陰極支持体部分６０は、支持体部分５４の後壁６２から一定の距離Ｄだけ延伸する。距離Ｄは、使用する材料の所望の特性および望ましい出力に応じて調節されてよい。

【００２２】
冷却ブロック部分５６は、細長いチャネル６４またはその部分を延伸するビーム開口部を有する。細長いチャネル６４は、内部に設けられたＸ線透過ウィンドウ６６を有する。Ｘ線透過ウィンドウ６６は、細長いチャネル６４を完全に満たすことが好ましい。Ｘ線透過ウィンドウ６６は、グラファイトなどの炭素系材料のような電気的に伝導性の材料および熱的に伝導性の材料から形成されることが好ましい。また、原子量またはＸ線透過ウィンドウ６６の「Ｚ」が比較的低いことが好ましい。当業者に公知の他の適切な材料として、ベリリウムが挙げられる。
【００２３】
Ｘ線透過ウィンドウ６６に隣接した適切な位置に直接、陽極６８が形成される。陽極６８は、薄い金属層６８またはフォイルから形成されることが好ましい。
薄膜陽極６８は、タングステンやウランなどの原子量が大きい材料から形成されることが好ましい。当業者であれば、最大原子量の材料が使用されることが好ましいが、物理的な寸法、強度対重量比およびＸ線の生成との間のバランスを考慮したものであってよいことは理解されよう。陽極６８は、ウィンドウ６６に直接設けられる薄膜として形成されてよい。Ｘ線プロセスにより、陽極６８で熱が発生してよく、したがって、陽極６８は、冷却ブロック部分５６に熱的に結合されることが好ましい。また、陽極６８は、銅基板上のタングステンまたはタングステン合金からなる比較的薄い層（２～３０ミクロン）から形成されてよい。
【００２４】
冷却ブロック部分５６は、その部分を延伸する複数の冷却管７０を有することが好ましい。冷却管７０は、そこを流れる冷却液または空気を供給して、冷却ブロック部分５６の温度および最終的に陽極６８の温度を低下させる。冷却管７０は、Ｘ線源１４の長さＬだけ実質的に延伸する。細長いチャネル６４は、陰極５８の方へ内側方向に延伸するショルダ７２により、冷却ブロック部分５６に規定される。以下にさらに詳細に記載するように、ショルダ７２により、陽極６８を通過する電子用の伝導経路が得られる。
【００２５】
支持体部分５４および冷却ブロック部分５６は、内部に真空チャンバ７４を規定する。真空チャンバ７４は、支持体部分５４および端壁構造体を除いた冷却ブロック部分５６の長さだけ実質的に延伸することが好ましい。真空チャンバ７４は、真空が常に最適なレベルにあるように能動的に排気されることが好ましい。
これにより、高電圧の不安定性が軽減されることになる。
【００２６】
陰極５８は、これに結合される複数のゲート接続部７６を有する。ゲート接続部７６は、陰極７６のオン／オフの切り換えを制御する。陰極５８に高電圧入力７８が結合されて、電子を発生させるのに必要な電位を供給する。ゲート接続部７６と高電圧入力７８の両方は、支持体部分５４を介して形成されてよい。
【００２７】
陰極５８は、電子エミッタの細長いアレイから形成されることが好ましい。さまざまなタイプのエミッタが使用されてよい。例えば、強誘電性エミッタが使用されて、陽極６８に衝突する小さな比較的狭いビーム幅の形で電子放出を形成する。使用されてよい別のタイプの陰極として、薄膜放出陰極がある。このような技術は、フラットパネルモニタやテレビジョンセットで使用されているものに類似している。また、フォトエミッタは、陰極５８に使用されてよい。フォトエミッタは、例えば、小型のレーザダイオードアレイを使用するものであってよい。
フラットパネル平面の面に配設されるか、または装置の面を走査または移動するバー上に配設されるエミッタのラスタ走査により、十分な電力および適切な波長のレーザビームがエミッタを「アドレス」する順番に従って放出が生じる。フォトエミッタは、放出を行うようにアドレスされたエミッタに対応するパターンで放出する一列または連続したより小さい寸法の独立型のエミッタバッチの形のものであってもよい。実施形態のすべてにおい

て、図３に最良に示されているように、陰極５８が複数のエミッタ８０から形成されてよい。陰極要素８０は、電子ビームを形成するために選択的にオン／オフされるように、アドレス可能なものが好ましい。エミッタに関して、真空チャンバ７４内に電子を放出可能な固体デバイスに光が到達すると、フォトエミッタが電子を放出する。固体レーザなどのフォトレーザデバイスからの光放出は、マイクロ秒またはナノ秒内で制御されている。レーザデバイスは、高効率の光電子放出を行うことができる。アドレス可能な能力は連続的なものであり、これにより、一端に形成されたビームが走査しながら陰極にわたって効率的に移動できることが好ましい。固体モノリシック基板にマイクロ機械加工されたミラーなどの光信号切換デバイスが使用されてもよい。また、光は、光ファイバまたはフリーのビーム手段を用いて送られてよい。

例えば、偏光された電子放出に円偏光を使用する７８０ナノメートル光でガリウムヒ素レーザを用いて、１％量子効率で数ミリワットのレーザ光毎に６マイクロアンペア電子ビームが生成される。また、１％ＱＥで６～６０ミリアンペアの電子に相当する１ワット～１０ワット電力範囲の赤外線レーザバーも市販されている。

【００２８】

当業者であれば、本発明において分極電極が不要であることを理解されよう。

これは、フォトエミッタの能力に対応する。

【００２９】

動作中、所望のエミッタ８０は、アドレスされて所望のビーム８２を発生させるようにオンにされる。電子ビーム８２は、陰極の一端で始まり、陰極を通って線形または連続的に移動してＸ線を発生させる。電子は、陰極５８から放出され、陽極６８へ進む。電子が陽極６８に衝突すると、ウィンドウ６６を介してＸ線が放出される。陽極６８に形成される熱は、冷却ブロック部分５６のショルダ７２に熱的に結合される。また、熱は、冷却ブロック５６に対して熱的に伝導性のものでもあるウィンドウ６６に形成されることもある。熱は、冷却流体または空気が供給されたものであってよい冷却チャネル７０を介して、冷却ブロック５６から除去される。

【００３０】

電子の中には、陽極６８を通過してウィンドウ６６に入るものもある。ウィンドウ６６は好ましくは電気的に導電性であるから、ウィンドウ６６に入る電子は、冷却ブロック５６を電気的に伝導し、そしてショルダ７２を通じてビーム８２に再度入ることがある。これは、迷走電子経路８４として示されている。経路８４は、陽極８６へ戻る電気ループで完了する。

【００３１】

陰極５８の長さ、陽極６８の長さ、ウィンドウ６６の長さおよび細長いチャネル６４の長さは、実質的にすべて同じであることが好ましく、長さＬよりも短いか、またはほぼその長さのものであることが好ましい。

【００３２】

以下、図５Ａおよび図５Ｂを参照すると、ガントリー１２の内側の図が示されている。図５Ａにおいて、第１、第２および第３のＸ線源１４Ａ、１４Ｂおよび１４Ｃが用いられて、それぞれのＸ線１６Ａ、１６Ｂおよび１６Ｃを発生する。

Ｘ線１６Ａ、１６Ｂおよび１６Ｃのそれぞれは、対応する検出器８８Ａ、８８Ｂおよび８８Ｃに衝突する。回転ガントリーがないデバイスを用いることにより、Ｘ線源１４Ａ～１４Ｂ、Ｘ線１６Ａ～１６Ｂおよび検出器８８Ａ～８８Ｃのそれぞれは、互いに固定されている。このような実施形態において、ビームは、Ｘ線源または検出器を実質的に物理的に移動させずに、陰極の長さだけ走査する。このようにして、従来技術のシステムにおける非回転の複雑さが実質的に軽減される。また、このようなシステムは、画像の発生において実質的により拘束なものであると考えられる。

【００３３】

以下、図５Ａおよび図５Ｂを参照すると、検出器８８’Ａ、８８’Ｂ、８８’Ｃ、８８’Ｄおよび８８’Ｅの方向にＸ線１６’Ａ、１６’Ｂ、１６’Ｃ、１６’Ｄおよび１６’Ｅ

を部分に分けて発生させる５つのＸ線源１４’Ａ～１４’Ｅが示されている。当業者であれば、本願の教示に従って形成される連続的な管が使用されてもよいことを理解されることは言うまでもない。本発明により形成されるＣＴシステムが、撮像される臓器または人体部分に合わせるようにサイズ調節されてよいことを示すために、中央部９０が使用される。本発明において固体構成部品を使用することにより、大型の真空システムと複雑なビーム偏向システムが不要になる。回転陽極ターゲット、フィラメントヒータ、モータおよび大型の複雑な支持フレームが設計から外される。また、このようなシステムは、保守しやすく、現場での休止時間を短縮すると予測される。

【００３４】

また、ビームの走査が容易になることから、より高速の走査時間が得られる。これにより、心臓イメージングなどのイメージングが可能となる。患者により近い位置にシステムが配置されるため、電力レベルが低減される。強度は、患者からの距離の二乗に反比例して減少する。例えば、本発明の教示を用いることにより、ＣＴシステムの直径が２０％低減されるのに対して、要求される電流レベルは、３６％低減されることが予測される。脳のスキャンや心臓のスキャンなど、特定の応用に合わせた小型のユニットを組み立てることにより、より良好な解像度、より高速な患者の処理能力および専門治療センターのコスト低下が得られる。

【００３５】

冷陰極技術は、オン／オフを高速に切り換えることで、即時開始、長寿命および低電力消費量に特に有益である。

【００３６】

図５Ａおよび図５Ｂに示されているように、複数のビームを与えることにより、所与の電子ビーム下の温度が下がり、全体的なより高いシステムイメージング電力を発生する。Ｘ線源の固定位置により、高速に連続してビームをオン／オフに切り換えることができ、ＣＴシステムに通常関連するＸ線スキャナに関する問題がなくなる。

【００３７】

代替実施形態において、陽極は、銅からなる層上にタングステンなどの金属を適用することを含むさまざまな方法で形成されてよい。他のこのような陽極アセンブリは、タングステンまたはレニウムおよびグラファイトなどの別の材料からなる層を交互に用いるサンドイッチ状のターゲットを含むものであってよい。層のサイズは、タングステンに関して約１～５ミクロンのものであってよく、特定の用途に応じて、焦点スポットの温度を最低限に抑え、Ｘ線出力を最大限にするようにサイズ調節されてよい。グラファイト層や他の適切な材料により、電子およびＸ線の通過が可能となる。

【００３８】

本発明により、固定陽極による従来の対流冷却が可能となる。このようなデバイスに関連するターゲットリングの大きなサイズは、大きな表面積をもつため、熱伝達係数は、極めて高いものである必要はない。また、ビームの扇角度は、特定の用途において減少するため、焦点スポットの温度が低下する。

【００３９】

以下、図６を参照すると、中心線９１の周りにある円筒状の筒の代替実施形態の断面図が示されている。この実施形態において、陽極９４に対して一定の角度で陰極９２が配置されている。すなわち、陰極９２からの電子ビーム９６が、１５～６０度の所定の角度範囲で陽極９２に衝突する。同図では、２０度が使用されている。陰極９２は、タングステンコイル１００を有するものであってよい。

しかしながら、陰極９２は、円錐状フィールドエミッタ、中空シリンダエミッタ、カーボンナノチューブエミッタ、フォトエミッタ、または当業者に公知の他のタイプのエミッタから形成されるものであってもよい。エミッタの種類は、特定のシステム応用または特性の要求に応じたものであってよい。陽極９４は、例えば、タングステンまたはレニウムの小片であってよい。後方散乱された電子１０４は、陽極９４の一部とともに、銅冷却板１０６に当たる。線１０８は、陽極９４から発生したＸ線を示す。冷却ブロック１０６は、

ベリリウム（Ｂｅ）から形成されることが好ましいＸ線透過ウィンドウ１１０と、冷却剤チャネル１１２とを有する。陽極９４と陰極９２は、冷却ブロック１０６とともにハウジング１１６の一部をなす絶縁体１１４により、空間および電位的に分離される。この実施形態における陽極９４は、ウィンドウ１１０に動作的に結合されるが、前の実施形態とは対照的に、そこから分離されている。

【００４０】

１以上の実施形態と関連させて本発明を記載してきたが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではないことを理解されたい。これに対して、本発明は、特許請求の範囲の趣旨および範囲内に含まれるように、すべての代替、修正および同等のものに及ぶことを意図したものである。

【図面の簡単な説明】

【図１】　本発明によるＣＴイメージングシステムの絵画図である。

【図２】　図１に示すシステムの略図的ブロック図である。

【図３】　本発明による固体Ｘ線管の断面図である。

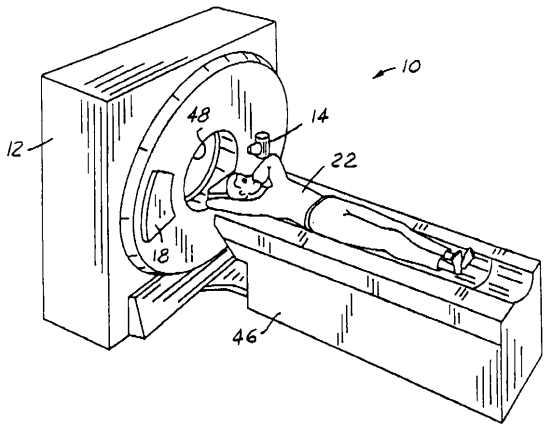
【図４】　本発明による代替実施形態の断面図である。

【図５Ａ】　本発明による複数のＸ線管および検出器を用いたスキャンの線図である。

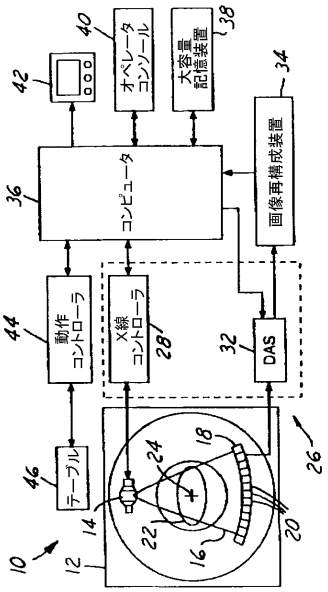
【図５Ｂ】　本発明による複数のＸ線管および検出器を用いたスキャンの線図である。

【図６】　本発明の代替実施形態の断面図である。

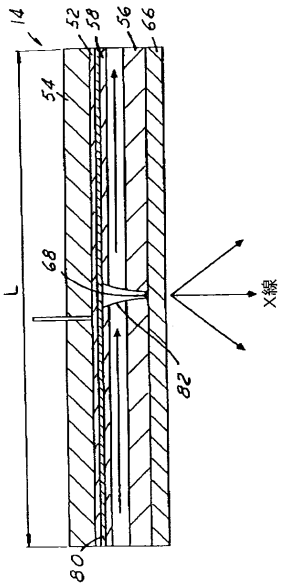
【図１】



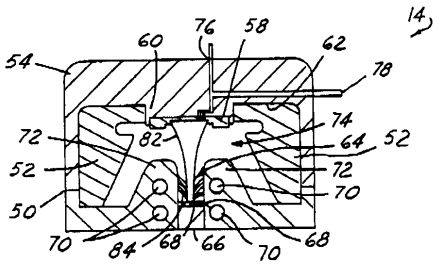
【図２】



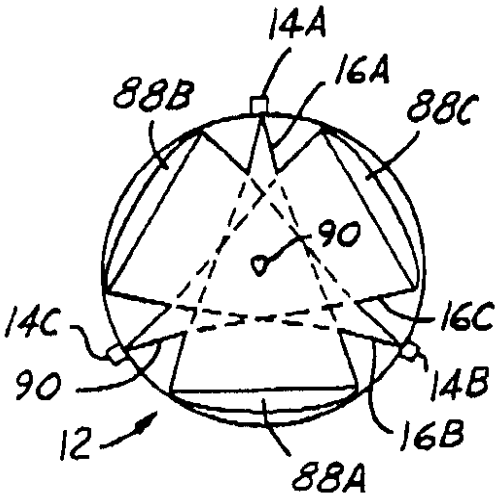
【図３】



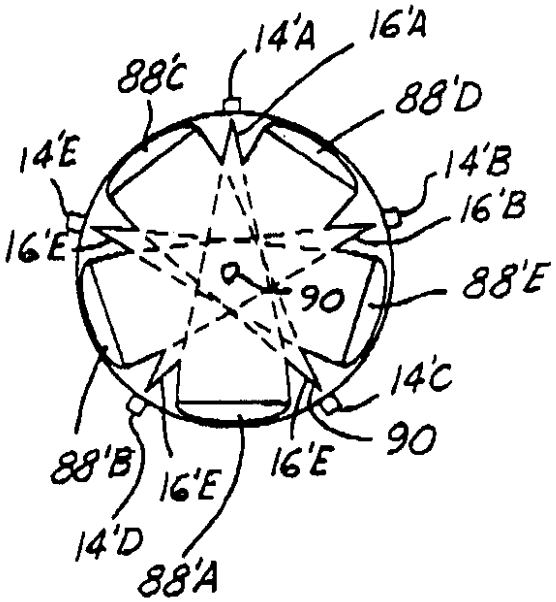
【図４】



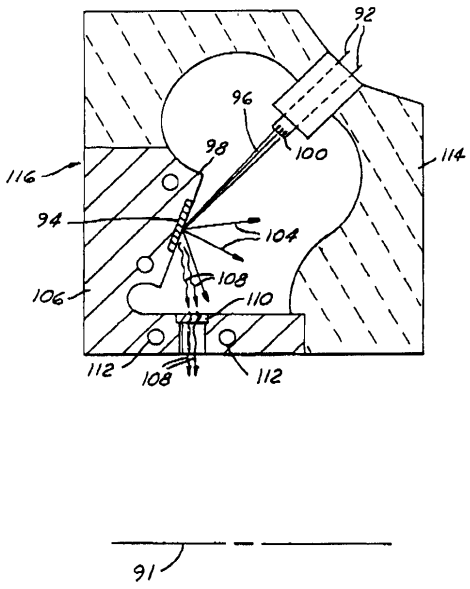
【図５Ａ】



【図５Ｂ】



【図６】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		FI		
H01J 35/06	*(2006.01)*	G21K	5/02	X
H01J 35/18	*(2006.01)*	G21K	5/08	C
		G21K	5/08	X
		H01J	35/06	B
		H01J	35/18	

(72)発明者 ブルース・エム・ダナム
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、メクォン、ノース・メルローズ・コート、９８１５番
(72)発明者 ジョン・スコット・プライス
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーワトサ、ノース・６９ティーエイチ・ストリート、２６１８番
(72)発明者 コリン・リチャード・ウィルソン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ウォーナー・ロード、８８２番
(72)発明者 ダグラス・ジェイ・スナイダー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、エル・ランチョ・ドライブ、２６８５番

合議体
審判長 村田 尚英
審判官 伊藤 幸仙
審判官 神 悦彦

(56)参考文献 特開平８－２６４１３９（ＪＰ，Ａ）
特開平４－２６２３４８（ＪＰ，Ａ）
特開昭５８－２１２０４５（ＪＰ，Ａ）
特開昭６１－１４００４２（ＪＰ，Ａ）
特開平３－２３０４６０（ＪＰ，Ａ）
特開昭５３－４２６９６（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
H01J35/00-35/32
A61B 6/03