

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5020466号  
(P5020466)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日(2012.6.22)

(51) Int.Cl.	F 1		
H01J 35/14	(2006.01)	H01J 35/14	
G21K 5/02	(2006.01)	G21K 5/02	X
G21K 5/08	(2006.01)	G21K 5/08	X
H01J 35/06	(2006.01)	H01J 35/06	E
H01J 35/10	(2006.01)	H01J 35/10	H

請求項の数 10 (全 8 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-358225 (P2004-358225)  
 (22) 出願日 平成16年12月10日 (2004.12.10)  
 (65) 公開番号 特開2005-203358 (P2005-203358A)  
 (43) 公開日 平成17年7月28日 (2005.7.28)  
 審査請求日 平成19年12月6日 (2007.12.6)  
 (31) 優先権主張番号 10/732,840  
 (32) 優先日 平成15年12月10日 (2003.12.10)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタディ、リバーロード、1番  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 智志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和  
 (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線ビームの発生方法及び装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

X線ビームを発生させる方法であつて、  
 陰極(104)を作動させて電子ビーム(108)を発生させる段階と、  
 前記陰極からの前記電子ビーム(108)を回転陽極(112)表面の中央凹部(120)  
 内に配置された加速電極(102)の選択可能な形状の開口(122)を通して配向する段階と、

前記電子ビーム(108)を前記陽極(112)表面上に鋭角に衝突させて前記陽極表面上に焦点(110)を形成する段階と、

前記加速電極(102)が発生する後方散乱電子を捕集する段階と、  
 を含み、

前記加速電極(102)の前記陽極(112)側の表面に、前記加速電極(102)の材  
 料よりも低原子番号の材が配置される、

方法。

## 【請求項 2】

前記加速電極(102)の炭素被膜された表面が発生する後方散乱電子を捕集し、  
 前記鋭角が最大で約20度である請求項1に記載の方法。

## 【請求項 3】

電子ビーム(108)を発生させる陰極(104)と、  
 回転陽極(112)表面の中央凹部(120)内に配置され、前記陰極からの電子ビーム

10

20

が通過する選択可能な形状の開口(122)を含む加速電極(102)と、前記電子ビームが鋭角に衝突するように位置付けられた前記陽極(112)と、を備え、

前記加速電極(102)の前記陽極(112)側の表面に、前記加速電極(102)の材料よりも低原子番号の材が配置され、前記加速電極(102)が発生する後方散乱電子を捕集する、X線源。

【請求項4】

前記鋭角が最大で約20度である請求項3に記載のX線源。

【請求項5】

前記陽極(112)がディスク形状を含み、前記ディスク形状が外周(116)と内周(118)と前記中央凹部(120)とによって定められる請求項3または4に記載のX線源。 10

【請求項6】

前記開口(122)内に配置された取り外し可能な挿入体を含む、請求項3乃至5のいずれかに記載のX線源。

【請求項7】

前記加速電極(102)がフィンを含む、請求項3乃至6のいずれかに記載のX線源。

【請求項8】

前記陰極(104)、前記加速電極(102)及び前記陽極(112)を収容するX線源フレームと、 20

前記X線源フレームのフレームケーシング内に冷却流体を循環させる手段と、を備え、

前記加速電極(102)が前記X線源フレームに結合され、前記冷却流体によって冷却される、請求項3乃至7のいずれかに記載のX線源。

【請求項9】

前記加速電極(102)の炭素被膜された表面を備え、該表面が後方散乱電子を捕集する、請求項3乃至8のいずれかに記載のX線源。

【請求項10】

ガントリと、検出器と、前記ガントリに結合された請求項3乃至9のいずれかに記載のX線源とを含むイメージングシステム。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、X線発生装置に関し、より具体的には、X線ターゲット上の電子ビームの入射角及び焦点を維持するための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用X線イメージングでは、X線管は、撮像される被検体を通過するX線ビームを発生させるのに利用される。より具体的には、X線源は、扇形ビームを投射し、一般に「イメージング平面」と呼ばれるデカルト座標系のX-Y平面内に位置するようにコリメートされる。X線ビームは、患者などの被検体を透過する。ビームは、被検体によって減弱された後に放射線検出器のアレイ上に入射する。検出器アレイで受光される減弱された放射線ビームの強度は、被検体によるX線ビームの減弱量によって決まる。アレイの各検出器素子は、検出器位置における減弱ビームの測定値である個別の電気信号を発生する。全ての検出器からの減弱計測値を個別に収集して透過プロフィールを形成する。 40

【0003】

既知の第3世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが被検体と交差する角度が定常的に変化するようにイメージング平面内で被検体の周りをガントリと共に回転する。X線源は典型的には、焦点位置でX線ビームを放出するX線管を含む。X 50

線検出器は典型的に、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と、コリメータに隣接するシンチレータと、シンチレータに隣接する光検出器とを含む。

【特許文献1】米国特許第6052434号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

既知のX線管は、回転するターゲットアノードと整列した陰極を含む。陰極エミッタで発生した電子ビームは陽極に向けて配向され、陽極表面上で焦点を形成する。その結果X線ビームが、陽極から放出される。陰極エミッタから放出された電子ビームの形状及び焦点は、陰極によって定められる。陰極内部での整形及び集束にもかかわらず、ビームが陽極へ移動すると、X線管内部の電場が電子を加速して、場合によってはビームの偏向及び集束外れを生じる可能性がある。電子ビームが望ましい形状及び焦点を有さない場合には、結果として生じるX線ビームも同様にこのような特性が欠如することになる。結果として、このようなX線ビームを利用して収集された投影データに基づいて生成された画像の画質は望ましいものほど高くはない可能性がある。10

【課題を解決するための手段】

【0005】

1つの態様においては、X線ビームを発生させる方法を提供する。本方法は、陰極を作動させて電子ビームを発生させる段階と、陰極からの電子ビームを加速電極の選択可能な形状の開口を通して配向する段階と、電子ビームを小角度で陽極表面上に衝突させて陽極表面上に焦点を形成する段階とを含む。20

【0006】

第2の態様では、X線源を提供し、該X線源は、電子ビームを発生させる陰極と、陰極からの電子ビームが通過する選択可能な形状の開口を含む加速電極と、電子ビームが小角度で衝突するように配置された陽極を含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

陽極及び陰極アセンブリの種々の実施形態を本明細書で説明する。このようなアセンブリは、コンピュータトモグラフィー(CT)機械、より具体的には第3世代CT機械に関して説明される場合が多いが、該アセンブリは、こうしたCT機械での実施に限定されるものではなく、他の適用分野でも同様に利用可能である。従って、CT機械に関するこのようなアセンブリの説明は、単に例示的なものに過ぎない。30

【0008】

図1と図2を参照すると、コンピュータトモグラフィー(CT)イメージングシステム10が「第3世代」CTスキャナの典型的なガントリ12を含むものとして示されている。ガントリ12は、X線ビーム16をガントリ12の反対側の検出器アレイ18へ向かって投影するX線源14を有する。検出器アレイ18は、患者22などの被検体を透過する投射X線を全体的に感知する検出器素子20によって形成される。各検出器素子20は、衝突X線ビームの強度、即ち被検体又は患者22を透過する時のビームの減弱を表わす電気信号を生成する。X線投影データを収集するスキャン中、ガントリ12と該ガントリに搭載された構成要素は、回転中心24の周りを回転する。1つの実施形態においては、図2に示すように、検出器素子20は1つの横列に配列され、その結果、単一の画像スライスに対応する投影データがスキャン中に収集される。他の実施形態では、検出器素子20は複数の平行な横列に配列され、その結果、複数の平行スライスに対応する投影データをスキャン中に同時に収集することができる。40

【0009】

ガントリ12の回転とX線源14の作動は、CTシステム10の制御機構26によって制御される。制御機構26は、X線源14に電力及びタイミング信号を供給するX線コントローラ28と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリモータコントローラ30とを含む。制御機構26内のデータ収集システム(DAS)32は、検出器素子250

0からのアナログデータをサンプリングして、後続の処理のためにデータをデジタル信号に変換する。画像再構成装置34は、サンプリングされデジタル化されたX線データをDAS32から受け取り、高速画像再構成を実行する。再構成画像は、コンピュータ36への入力として印加され、該画像を大容量記憶装置38内に保存する。

#### 【0010】

コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40を介してオペレータから指令及びスキャナパラメータを受け取る。付随する冷陰極管表示装置42によって、オペレータは、コンピュータ36からの再構成画像及び他のデータを観察することができる。オペレータが与えた指令及びパラメータは、コンピュータ36によって使用されて、DAS32、X線コントローラ28及びガントリモータコントローラ30に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、モータ式テーブル46を制御するテーブルモータコントローラ44を作動させて患者22をガントリ12内で位置付ける。具体的には、テーブル46は、患者22の各部分をガントリ開口48を通して移動させる。

#### 【0011】

図3は、X線管50の概略図である。X線管50は、ガラス又は金属製のエンベロープ52を含み、該エンベロープは、その一方の端部で内部に封入された陰極支持部54を有する。陰極56の電子放出フィラメントは、回転X線ターゲット64の勾配付環状焦点トラックエリア62に電子ビーム60を集束する焦点カップ58内に配置された絶縁体上に装着される。ターゲット64は、ロータ組立体68から延びるロータシャフト66上に支持される。

#### 【0012】

作動中、回転磁場がロータ組立体68内に誘起されて、ロータシャフト66の回転を引き起こす。加えて、電子ビーム60は、陰極カップ58から放出されて、X線ターゲット64の勾配付環状焦点トラックエリア又は表面62上に集束される。電子ビーム60は、陽極64と衝突し、その結果としてX線が発生する。焦点は、電子ビーム60によって陽極表面62上に形成され、該焦点からX線ビームが放射される。X線ビームは、エンベロープ52のウインドウを貫いて患者などの撮像される被検体を透過する。

#### 【0013】

上記の説明のように、陰極エミッタから放出される電子ビームの形状及び焦点は、陰極(例えば陰極フィラメント)によって定められる。しかしながら、ビームが陽極へ移動するときに、X線管内部の電場は電子を加速して、場合によってはビームの偏向及び集束外れを生じる可能性がある。このような電子ビームの偏向及び集束外れは、望ましいX線ビームの生成に悪影響を与える。

#### 【0014】

図4は、加速電極102を含む例示的なX線源組立体150の概略図である。より具体的には、陰極カップ106を含む電子銃104は、陽極112の勾配付表面110上に衝突する電子ビーム108を放出するように位置決めされる。陰極カップ106は、例示的な実施形態において、異なる焦点寸法及び/又は焦点形状を選択的に与える多数のフィラメントを含む。例示的な実施形態では、陰極カップ106及び/又はフィラメントは、結果として発生する電子ビームの陽極112上へ集束を容易にすると共に銃104の運動感度を低減させる凹面形状を有する。

#### 【0015】

1つの例示的な実施形態では、ターゲット陽極112はディスク形状であり、陽極112の形状は、図4に示すように、外周116、内周118、及び中央凹部120によって定められる。中央凹部120は、加速電極102を収容する。外周116は、焦点領域である勾配付ターゲット表面110を含む。加速電極102は、焦点領域に近接するように位置付けられる。加速電極102を中央凹部120内に収容することによって、ビーム経路の最小化が可能となり、これが、より良好な焦点形成に繋がる。また、陽極112は中央切欠部114を含み、該中央部切欠は、電子ビーム108の焦点近傍での加速電極102の配置を容易にする。陽極112の寸法形状A及びBの選定によって、電子銃104か

10

20

30

40

50

ら陽極 112 の焦点までの電子ビーム経路を短く又は長くすることができる。作動状態では、陰極 104 から発生した電子ビーム 108 は、加速電極 102 の選択可能な形状の開口 116 を通って配向され、小角度で陽極 112 に衝突する。ビーム 108 が陽極 112 表面と成す小角度は、最大で約 20 度である。ビーム 108 の小角度衝突は良好なエネルギー分布に繋がり、X 線管を高出力レベルで作動できることは当業者には容易に理解されるであろう。陽極上での熱応力もまた、ビーム 108 の小角度衝突によって低減される。また、陽極 112 は多くの様々な形状とすることができ、図 4 に示す例示的な形状に限定されることは当業者であれば容易に理解されるであろう。

#### 【0016】

加速電極 102 は、加速電極 102 とターゲット 112 間に存在するはずの電場を低減し、即ち、銃 104 からの電子ビーム 108 の電子が該電子の運動を乱す可能性がある力を殆ど受けないか又は全く受けない空間を低減するよう位置決めされる。一般に、加速電極 102 は、加速電極 102 とターゲット 112 間の領域又は区域が電子ビームを遷移する影響が重要ではないような低い電場を有するようにする。より具体的に、1 つの実施例では、加速電極 102 は、陰極である銃 104 に対して正の電位に維持され、従って、電子ビーム 108 の電子を陰極から離れる方向へ加速させる。

#### 【0017】

加速電極 102 は、孔又は開口 122 を含み、銃 104 からの電子ビーム 108 は開口 122 を通過して陽極 112 上に衝突する。開口 122 の入口 124 での形状と出口 126 での形状又はその双方の形状は、入射角、即ちビーム 108 が陽極 112 上で衝突する角度に集束させて制御するように選択することができる。加えて、開口 122 内に取り外し可能な挿入体を配置して、集束 / 入射角の容易な変更、交換及び / 又は再調整を行うことも可能である。

#### 【0018】

加速電極 102 は、対流冷却法によって冷却することができる。具体的には、冷却流体を電極 102 に供給して、電極 102 の温度を事前に設定された範囲で維持することができる。冷却を容易にするために、電極 102 は、フィンを含むか、或いは冷却を促進する幾何学的形状を有することができる。電極 102 はまた、X 線源フレームに結合され、フレームケーシング内を循環する冷却流体によって冷却することができる。

#### 【0019】

加速電極 102 は、コレクタとして機能することもできる。具体的には、加速電極 102 は、後方散乱電子の捕集を促進する幾何学的形状を有することができる。選択される実際の形状は、後方散乱電子の軌跡に応じて決まる。後方散乱電子の大多数を捕集する表面は、図 4 に示すように、炭素（例えばグラファイト）などの低原子番号の材料 128 が被覆されて、スプリアス放射の影響を制限することができる。

#### 【0020】

加速電極 102 はまた、後方散乱電子線束及び / 又は熱放射線束の小部分だけを捕獲するように構成することもできる。その結果、電子加熱の加速は、加速電極 102 が後方散乱電子を捕集するように明確に構成された時ほどは大きくはない。同様に、具体的な幾何学的形状は後方散乱電子の軌跡に応じて決まる。

#### 【0021】

更に、加速電極 102 は、接地電位、或いは、これより高い負電位又は正電位で動作することができる。望ましい電位を与える特定の回路配置は、当然 X 線管の配置に依存する。加速電極 102 の電位を制御することによって、銃 104 からの電子ビーム 108 の集束が容易になる。

#### 【0022】

バイポーラ構成では、加速電極は、ターゲット陽極に近接して配置することができ、即ち、加速電極と陽極は、回転する陽極と静止した加速電極との間の機械的クリアランスの維持に必要な距離だけ隔てられているに過ぎない。陽極と加速電極は、陽極と加速電極の双方が同じ電圧であり誘電隔離が不要であるので、このような構成で互いに近接して配置

10

20

30

40

50

することができる。加速電極のホットスポットを局所的に低下させるために、ターゲット陽極上の焦点に面した加速電極表面を、機械的及び誘電的クリアランスに必要とされるよりも大きな距離で配置して、後方散乱電子及び／又は熱放射線束の集中を回避するようになることができる。

**【0023】**

本発明を種々の特定の実施形態に関して説明してきたが、本発明が、請求項の技術的精神及び範囲内で変更を実施可能なことは当業者であれば理解するであろう。

**【図面の簡単な説明】**

**【0024】**

【図1】CTイメージングシステムの図。

10

【図2】図1に示すシステムの概略ブロック図。

【図3】X線管の概略図。

【図4】加速電極を含むX線源組立体の概略図。

**【符号の説明】**

**【0025】**

102 加速電極

104 陰極

108 電子ビーム

110 焦点

112 陽極、ターゲット

20

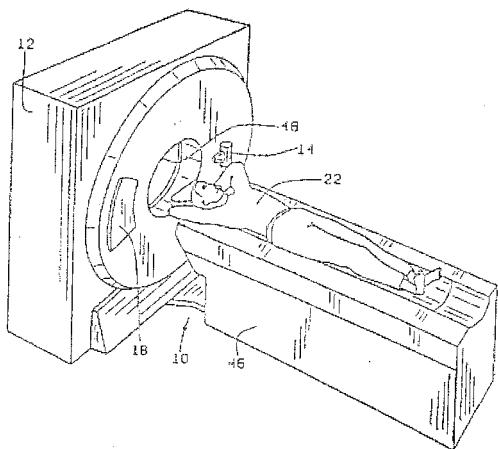
116 外周

118 内周

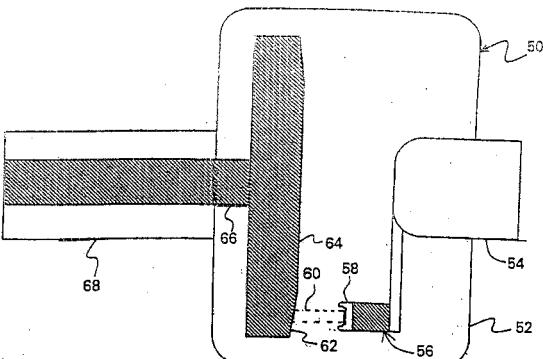
120 中央凹部

122 開口

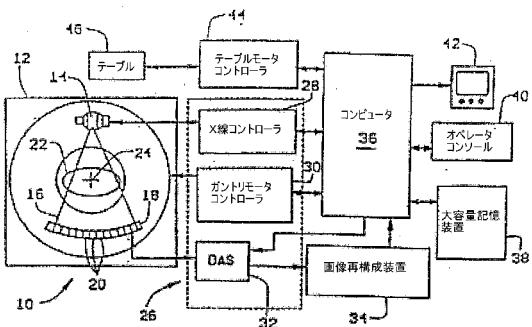
**【図1】**



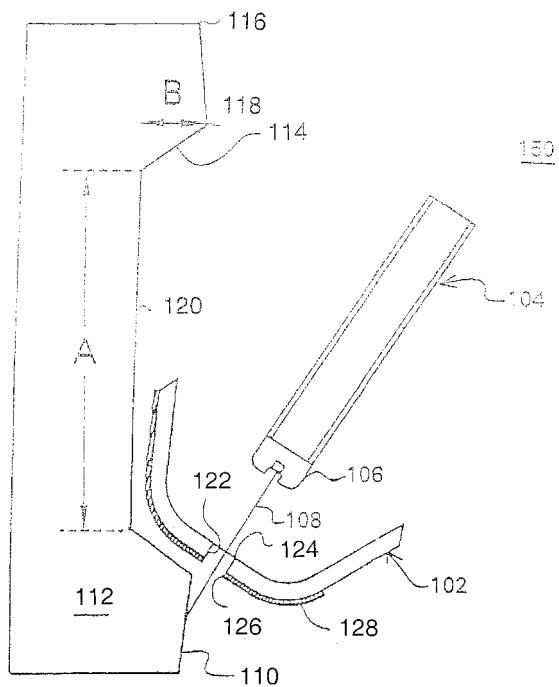
**【図3】**



**【図2】**



【図4】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
**H 05 G 1/00 (2006.01)** H 05 G 1/00 E  
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 2 0 C

(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、スケネクタディ、ワシントン・アベニュー、15番  
(72)発明者 エイミー・リンゼビグラー・スマントコフスキー<sup>+</sup>  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリifton・パーク、デボンシャー・ウェイ、53番  
(72)発明者 レムピット・サラソ<sup>+</sup>  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、パークレー・アベニュー、2280番

審査官 山口 剛

(56)参考文献 特開平08-287854 (JP, A)  
特開平03-194834 (JP, A)  
特開平11-185680 (JP, A)  
国際公開第02/058100 (WO, A1)  
特開昭58-059546 (JP, A)  
特開平01-134842 (JP, A)  
特表2002-528878 (JP, A)  
実開昭61-013454 (JP, U)  
国際公開第02/015221 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
H 01 J 35/00 - 35/32