

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4954458号
(P4954458)

(45) 発行日 平成24年6月13日(2012.6.13)

(24) 登録日 平成24年3月23日(2012.3.23)

(51) Int.Cl.

H05G 1/02 (2006.01)
H01J 35/16 (2006.01)

F 1

H05G 1/02
H01J 35/16

J

請求項の数 10 外国語出願 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-277091 (P2004-277091)
 (22) 出願日 平成16年9月24日 (2004.9.24)
 (65) 公開番号 特開2005-116525 (P2005-116525A)
 (43) 公開日 平成17年4月28日 (2005.4.28)
 審査請求日 平成19年9月19日 (2007.9.19)
 (31) 優先権主張番号 10/605,363
 (32) 優先日 平成15年9月25日 (2003.9.25)
 (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・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線管エネルギー吸収装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ハウジング(60)と、

該ハウジング(60)の内部に配置され、冷却材(68)によって包囲されたフレーム(62)と、

該フレーム(62)の内部に配置されており、材料破片の半径方向への放出により、該破片が前記フレームに衝突し、前記冷却材(68)を介して前記ハウジング(60)に向かう運動エネルギー波を発生する回転式ターゲット(74)と、

前記回転式ターゲット(74)の回転中心軸(86)に垂直に延在する垂直軸(84)の放出範囲に位置する前記ハウジング(60)の内面(76)に結合されることにより、前記運動エネルギー波に含まれるエネルギーを吸収すると共に、前記ハウジング(60)に亀裂が生じることを防ぐ柔軟性を有するように構成されている少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)と、

を備えた、X線管(18)。

【請求項 2】

前記少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)は、前記回転式ターゲット(74)の回転中心軸(86)に垂直に延在する垂直軸(84)を中心として前記回転式ターゲット(74)に電子が衝突する位置の中心から±30°の拡がりを有する放出範囲に位置する前記ハウジング(60)の内面(76)に結合されている、請求項1に記載のX線管。

【請求項 3】

10

20

前記冷却材(68)が絶縁油であり、前記回転式ターゲット(74)は、回転式アノード(64)の表面に配置された、グラファイト材料製のターゲット・キャップである、請求項2に記載のX線管。

【請求項4】

前記少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)は、圧縮可能であり、前記冷却材(68)が膨脹したときに前記ハウジング(60)の前記内面(76)に加わる圧力を低下させる、請求項2又は3に記載のX線管。

【請求項5】

前記フレーム(62)は、金属製の真空容器であり、

該フレーム(62)は、カソード(66)を収容しており、

10

前記カソード(66)から放出された電子は、真空間隙(70)を横断し、前記回転式ターゲット(74)に衝突してX線が発生する、請求項1乃至4のいずれかに記載のX線管。

【請求項6】

前記少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)は、前記回転式ターゲット(74)からの前記材料破片の分離により発生される前記少なくとも一つのエネルギー波を受けるように配向されている、請求項1乃至5のいずれかに記載のX線管。

【請求項7】

前記少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)は、フォーム(foam)、独立気泡フォーム、ポリオレフィンフォーム、オレフィンフォーム、ポリオレフィンプラスチックのいずれかにより形成されている、請求項1乃至6のいずれかに記載のX線管。

20

【請求項8】

前記エネルギー吸収装置(78)を前記ハウジング(60)の前記内面(76)に結合させる少なくとも一つのエネルギー吸収装置結合部(80)をさらに含んでいる請求項1乃至7のいずれかに記載のX線管。

【請求項9】

前記少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)は外皮層を有する独立気泡ポリオレフィンフォームを含んでいる、請求項1乃至8のいずれかに記載のX線管。

【請求項10】

前記少なくとも一つのエネルギー吸収装置(78)はトロイド形の形態を有し、X線を透過させるためのX線開口(90)を含んでいる、請求項1乃至9のいずれかに記載のX線管。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、X線管構成要素及びシステムに関する。さらに具体的には、本発明は、X線管の内部の運動エネルギーをX線管ハウジングによる吸収の前に吸収する装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

X線システムは典型的には、撮像工程でX線の発生のために用いられるX線管を含んでいる。X線管は、カソードと回転式アノードとの間の真空間隙を横断してX線を発生する。X線を発生するために、真空間隙に跨がって大電圧ポテンシャルが生成され、これにより、電子を電子ビームの形態で放出することが可能になる。電子ビームはカソードからアノード上のターゲットに向かって放出される。ターゲットはしばしば、アノードにロウ付けされたグラファイト材料製のキャップの形態を有する。

【0003】

電子の放出時に、カソードの内部に収容されているフィラメントが、その内部に電流が流れることにより白熱状態まで加熱される。電子は高電圧ポテンシャルによって加速され

50

てターゲットに衝突し、ここで急激に減速してX線を放出する。高電圧ポテンシャルは、X線管内部、特にアノード内部に多量の熱を発生する。

【0004】

カソード及びアノードは、挿入部又はフレームとも呼ばれる真空容器内部に位置している。フレームは典型的には、絶縁油のような循環冷却流体で充填されているハウジングに封入されている。冷却流体はしばしば、二つの目的を果たす。すなわち、真空容器を冷却すること、及びアノードとカソードとの間に高電圧絶縁を設けることである。

【特許文献1】米国特許第6487273号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

時間が経つにつれて、X線システムの利用を通じて、またターゲット材料又は製造時の欠陥の結果として、ターゲットの材料破片がアノードから離脱し又は分離する可能性がある。材料破片はターゲットのキャップから半径方向に放出された後にフレームに衝突し得る。

【0006】

ターゲット破片の運動エネルギー、及び破片のフレームとの急激な衝突から、冷却流体にエネルギー波が発生し得る。冷却流体は運動エネルギーの一部を吸収する。残余運動エネルギーはハウジングに伝達されて、ここで残余エネルギーの大部分が吸収される。残余運動エネルギーの強度はハウジングに亀裂を生ずるのに十分であり、亀裂から絶縁油を漏洩させる可能性がある。絶縁油の漏れによってX線管の誤動作が生じ得る。また、絶縁油が他の敏感なX線システム備品に接触してその性能に悪影響を与える場合がある。さらに、絶縁油が放出されて検査されている患者に触れて望ましくない場合もある。

20

【0007】

このため、X線管の回転式ターゲットの材料破片の分離によって発生されてX線管ハウジングに伝わる運動エネルギーの伝達を最小限に抑える装置であって、X線管内部の環境に耐えることが可能な装置が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、撮像管用の運動エネルギー吸収装置を提供する。エネルギー吸収装置は、撮像管のハウジングに流体的に結合されているエネルギー吸収体を含んでいる。運動エネルギーは、ハウジング内部の回転式ターゲットからの材料破片の分離によって発生され得る。

30

【0009】

本発明の実施形態は幾つかの利点を提供する。本発明は、X線管ハウジングの亀裂を防ぐことにより、冷却材の漏れ及びこれに伴う欠点を防ぐことができる。エネルギー吸収装置は、X線管内部で発生される運動エネルギーを、ハウジングによって吸収され得る前に吸収する。

【0010】

また、X線管ハウジング内部に配置されているエネルギー吸収装置は、X線管内部に加わる圧力の制御を助けることができる。このように、本発明は、ハウジングの構造的健全性を保護することができ、結果として、X線管の寿命を延ばすことができる。

40

【0011】

本発明自体は、これに伴う利点と共に、以下の詳細な説明を図面と共に参照することにより最もよく理解されよう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明のさらに完全な理解のために、図面に極く詳細に示されており本発明の例として以下に記載される実施形態をここで参照すべきものとする。

【0013】

X線管ハウジングへの運動エネルギーの伝達を最小限に抑える装置について本発明を説明

50

するが、以下の装置は、様々な目的に適用することができ、計算機式断層写真法（CT）システム、放射線治療システム、X線イメージング・システム、及び当技術分野で公知の他の応用に限定されない。本発明は、X線管、CT管、及び当技術分野で公知の他の撮像管に適用することができる。

【0014】

以下の説明では、様々な動作パラメータ及び構成要素を一つの構築済実施形態として説明する。これら特定のパラメータ及び構成要素は例として包含されており、限定を意味するものではない。

【0015】

また、主にX線管の回転式ターゲットからの材料破片の分離によって発生される運動エネルギーの吸収に関して本発明を説明するが、本発明を、他のX線管構成要素及びこれらの構成要素から分離される材料破片によって発生される運動エネルギーを吸収するのに用いてもよい。

10

【0016】

図1及び図2に、本発明の実施形態による撮像管エネルギー吸収アセンブリ11を用いたマルチ・スライスCTイメージング・システム10の遠近図及びブロック図を示す。イメージング・システム10は、X線管アセンブリ14と検出器アレイ16とを有するガントリ12を含んでいる。X線管アセンブリ14は、X線発生装置又はX線管18を有する。管18は、X線ビーム20を検出器アレイ16に向かって投射する。管18及び検出器アレイ16は、並進動作が可能なテーブル22の周囲を回転する。テーブル22は、z軸に沿ってアセンブリ14と検出器アレイ16との間を並進して、ヘリカル・スキャンを実行する。ビーム20は、患者ボア26内部に位置する患者24を透過した後に検出器アレイ16で検出される。検出器アレイ16はビーム20を受光すると投影データを発生し、この投影データを用いてCT画像を形成する。

20

【0017】

管18及び検出器アレイ16は中心軸28の周りを回転する。ビーム20は多数の検出器素子30によって受光される。各々の検出器素子30が、入射するX線ビーム20の強度に対応する電気信号を発生する。ビーム20は、患者24を透過するにつれて減弱する。ガントリ12の回転及び管18の動作は制御機構32によって制御される。制御機構32は、管18へ電力信号及びタイミング信号を供給するX線制御器34と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御器36とを含んでいる。データ取得システム(DAS)38が、検出器素子30から発生されたアナログ・データをサンプリングして、このアナログ・データをデジタル信号へ変換して後続の処理に供する。画像再構成器40が、サンプリングされてデジタル化されたX線データをDAS38から受け取って、高速画像再構成を実行してCT画像を形成する。主制御器又はコンピュータ42が大容量記憶装置44にCT画像を記憶させる。

30

【0018】

コンピュータ42はまた、操作者コンソール46を介して操作者から指令及び走査パラメータを受け取る。表示器48によって、操作者は再構成画像及びコンピュータ42からの他のデータを観察することができる。操作者が供給した指令及びパラメータは、DAS38、X線制御器34及びガントリ・モータ制御器36の動作時にコンピュータ42によって用いられる。加えて、コンピュータ42は、テーブル22を並進させるテーブル・モータ制御器50を動作させて、ガントリ12に患者24を配置する。

40

【0019】

X線制御器34、ガントリ・モータ制御器36、画像再構成器40、コンピュータ42、及びテーブル・モータ制御器50は、中央処理ユニット、メモリ(RAM及び/又はROM)、並びに付設の入力バス及び出力バスを有するコンピュータのようなマイクロプロセッサを基本要素とするものであってよい。X線制御器34、ガントリ・モータ制御器36、画像再構成器40、コンピュータ42及びテーブル・モータ制御器50は、中央制御ユニットの一部であってもよいし、又は図示のように各々独立型の構成要素であってもよ

50

い。

【0020】

図3に、本発明の実施形態による撮像管エネルギー吸収アセンブリ11の利用を組み入れたX線管アセンブリ14の断面図を示す。撮像管18は外側ハウジング60を含んでおり、ハウジング60は挿入部又はフレーム62を有する。フレーム62は金属製であってよく、回転式アノード64及びカソード66を収容している。フレーム62は冷却材68によって包囲されており、冷却材68はポンプ及び熱交換器（両方とも図示されていない）を介してフレーム62の周囲を循環して冷却される。冷却材68は絶縁油の形態であってよい。電子は真空間隙70を横断してカソード66から回転式アノード64まで通過し、ここでアノード64に衝突してX線を発生する。すると、X線は走査の目的でハウジング60の窓72を透過する。
10

【0021】

回転式アノード64はその表面にターゲット74を有している。ターゲット74は、ターゲット・キャップの形態にあり、グラファイト材料製であってよい。ターゲット74の材料破片が回転式アノード64から分離して、フレーム62に衝突すると、ここから発生した運動エネルギーがフレーム62及び周囲の冷却材68に伝達される。運動エネルギーはエネルギー波の形態で伝達される。運動エネルギーは、冷却材68によって部分的に吸収される。残余運動エネルギーの大部分の量がエネルギー吸収アセンブリ11によって吸収されて、極く僅かな乃至ゼロの運動エネルギーがハウジング60に伝達されるようになる。
20

【0022】

エネルギー吸収アセンブリ11はまた、X線管18内部に収容されている構成要素及び材料の温度ゆらぎによって生ずる可能性のあるハウジング60に加わる圧力を安定させると共に低減する。例えば、X線管18が動作すると、X線管18内部の温度が上昇して、冷却材68のような内部構成要素及び材料の膨脹を招き得る。構成要素及び材料の膨脹によって、ハウジング60に圧力が加わる可能性がある。エネルギー吸収装置11は圧縮可能であるため、ハウジング60内部の容積を実質的に増大させることにより圧力の上昇の安定化を助ける。容積の増大によって、ハウジング60の内面76のような内壁又は内面に加わる圧力が低下する。
20

【0023】

エネルギー吸収アセンブリ11は、ハウジング60に直接結合されてその内部に位置し、またフレーム62及び冷却材68を介して回転式ターゲット74に流体的に結合される。エネルギー吸収アセンブリ11は、ハウジング60の内面76に結合される。エネルギー吸収アセンブリ11は、エネルギー吸収装置78と、一対のエネルギー吸収装置結合部80とを含んでいる。
30

【0024】

エネルギー吸収装置78はエネルギー吸収体82を含んでいる。エネルギー吸収装置78は、材料破片の分離によって発生されるエネルギー波を受けるように配向される。本発明の一実施形態では、エネルギー吸収装置78は一定の放出範囲内で放出されるエネルギー波を少なくとも受けるように配向される。放出範囲は図4に最も分かり易く示されており、角度によって表わされている。エネルギー吸収装置78は、放出範囲の外部のエネルギー波を受けることもできる。放出範囲は、回転式アノード64の回転中心軸86から垂直に延在する垂直軸84から約±30°の拡がりにわたっている。放出範囲は、頂点88がターゲット74の略中心に位置している。
40

【0025】

図3に戻って、エネルギー吸収装置78は、図示のようにトロイド形実体の形態であってよい。エネルギー吸収装置78はまた、やはり図示するように、X線を透過させるための開口90を有していてよい。単一のエネルギー吸収装置を図示しているが、任意の数のエネルギー吸収装置を用いてよい。エネルギー吸収装置78は任意の形状又は形式であってよく、また撮像管18内部の様々な位置に位置していてよい。

【0026】

50

20

30

40

50

エネルギー吸収装置 7 8 は、フォーム (foam) 、独立気泡フォーム、ポリオレフィンフォーム、オレフィンフォーム、ポリマー、ポリオレフィンプラスチック、類似の特性を有する他の何らかの材料、又はこれらの組み合わせで形成されていてよい。本発明の実施形態では、エネルギー吸収装置 7 8 は、外皮層を有する独立気泡ポリオレフィンフォームで形成されている。

【0027】

エネルギー吸収装置 7 8 が一対のエネルギー吸収装置結合部 8 0 を介して内面 7 6 に結合されているものとして図示しているが、エネルギー吸収装置 7 8 は、当技術分野で公知の様々な手法を用いてハウジング 6 0 に結合されていてよい。この手法としては、接合、接着、締結、口ウ付け、溶接、スポット溶接、当技術分野で公知の他の何らかの手法、又はこれらの組み合わせがある。結合部 8 0 は、図示のようなブラケットの形態であってもよいし、又は他の何らかの形態であってもよい。結合部 8 0 は、締結具の形態であってもよいし、又はエネルギー吸収装置 7 8 を覆って設けられるカバーの形態であってもよい。結合部 8 0 は、ハウジング 6 0 から独立していてもよいし、ハウジング 6 0 の一部として一体形成されていてもよい。

10

【0028】

本発明は、X線管内部の運動エネルギーの吸収のための装置を提供する。この装置は、X線管内部の環境に耐えることが可能である。この装置は、回転式アノードからの材料破片の分離によって発生されるエネルギーを吸収する。本発明はまた、X線管のハウジングに加わる圧力を安定させると共に最小限に抑える。本発明は、廉価に製造することができ、またX線管内部で容易に具現化することができる。

20

【0029】

以上に述べた装置及び方法は、当業者にとっては、当技術分野で公知の様々な応用及びシステムに合わせて構成することが可能である。以上に述べた発明は、本発明の真の範囲から逸脱せずに変形することができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の実施形態による撮像管エネルギー吸収アセンブリを用いたマルチ・スライス CTイメージング・システムの模式的ブロック図である。

30

【図2】本発明の実施形態による撮像管エネルギー吸収アセンブリを有する図1のマルチ・スライス CTイメージング・システムのブロック図である。

【図3】本発明の実施形態による撮像管エネルギー吸収アセンブリの利用を組み入れたX線管アセンブリの断面図である。

【図4】本発明の実施形態による回転式アノード及び撮像管エネルギー吸収アセンブリの拡大断面図である。

【符号の説明】

【0031】

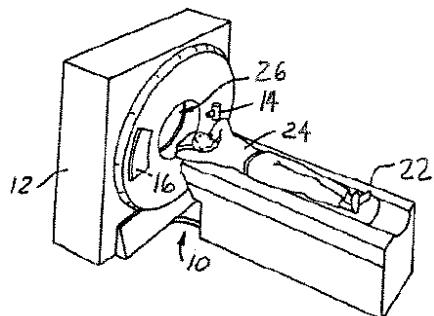
- 1 0 マルチ・スライス CTイメージング・システム
- 1 1 撮像管エネルギー吸収アセンブリ
- 1 2 ガントリ
- 1 4 X線管アセンブリ
- 1 6 検出器アレイ
- 1 8 X線管
- 2 0 X線ビーム
- 2 2 テーブル
- 2 4 患者
- 2 6 患者ボア
- 2 8 中心軸
- 3 0 検出器素子
- 3 2 制御機構

40

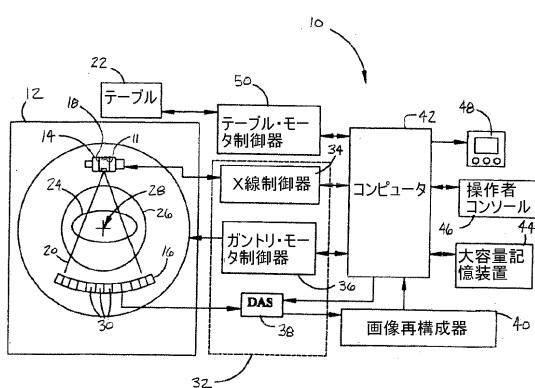
50

| | | |
|-----|--------------|----|
| 4 8 | 表示器 | |
| 6 0 | ハウジング | |
| 6 2 | フレーム | |
| 6 4 | 回転式アノード | |
| 6 6 | カソード | |
| 6 8 | 冷却材 | |
| 7 0 | 真空間隙 | |
| 7 2 | 透過窓 | |
| 7 4 | ターゲット | |
| 7 6 | ハウジング内面 | 10 |
| 7 8 | エネルギー吸收装置 | |
| 8 0 | エネルギー吸收装置結合部 | |
| 8 2 | エネルギー吸收体 | |
| 8 4 | 垂直軸 | |
| 8 6 | 回転中心軸 | |
| 8 8 | 頂点 | |
| 9 0 | 開口 | |

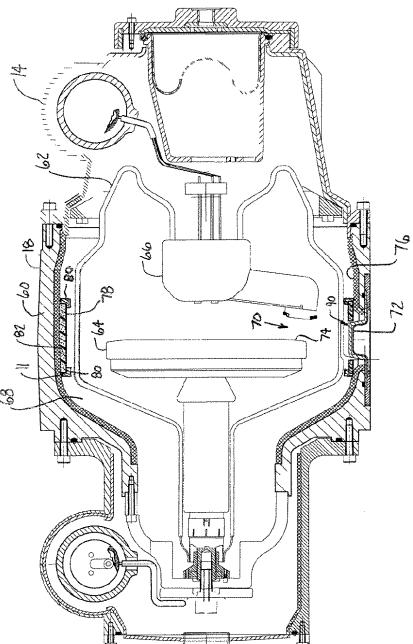
【図1】



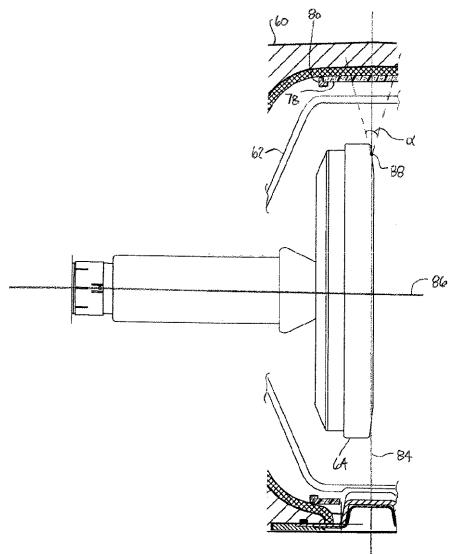
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 チャールズ・ビー・ケンダル

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ウィロウ・リッジ・レーン、1682
5番

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開平09-106775(JP,A)

実開昭56-109266(JP,U)

特開2001-273998(JP,A)

特開2001-196019(JP,A)

特開平11-064599(JP,A)

特開平07-335389(JP,A)

特開平03-190095(JP,A)

特開平02-155154(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H05G 1/02

H01J 35/16