

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4759148号  
(P4759148)

(45) 発行日 平成23年8月31日(2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月10日(2011.6.10)

(51) Int.Cl.

*H05G* 1/00 (2006.01)  
*H01J* 35/14 (2006.01)

F 1

H05G 1/00  
H01J 35/14

C

8

請求項の数 8 外国語出願 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2001-15167 (P2001-15167)
(22) 出願日	平成13年1月24日 (2001. 1. 24)
(65) 公開番号	特開2001-297892 (P2001-297892A)
(43) 公開日	平成13年10月26日 (2001. 10. 26)
審査請求日	平成20年1月21日 (2008. 1. 21)
(31) 優先権主張番号	09/547242
(32) 優先日	平成12年4月11日 (2000. 4. 11)
(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 聰志  
(72) 発明者 エリック・リフシン  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ラウド  
ンビル、アッパー・ラウドン・ロード、3  
8番  
(72) 発明者 アミー・リンセビグラー・スマントコウス  
キー  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフ  
トン・パーク、デボンシャイア・ウェイ、  
53番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ターゲットの熱負荷当りのX線管パワーを増加する装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

- a ) 表面を有する X 線発生ターゲットを含む X 線管陽極と、
  - b ) 電子ビーム軸を有する X 線管陰極であって、前記電子ビーム軸が焦点において前記ターゲットの前記表面と交差し、また前記電子ビーム軸は前記ターゲットの前記表面に対して第 1 の角度で方向づけられており、前記第 1 の角度が ほぼ 20° である X 線管陰極と、
  - c ) 中心点を有する表面を含む X 線管窓であって、前記焦点と前記中心点とを結ぶ線が、前記ターゲットの前記表面に対して第 2 の角度をなしておあり、前記第 2 の角度が ほぼ 7° である X 線管窓と、を具備する X 線管構体。

【請求項2】

前記電子ビーム軸及び前記中心点は、前記ターゲットの前記表面に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定している請求項 1 に記載の X 線管構体。

【請求項3】

ほぼ 200 kV 未満のエネルギーを有する X 線を発生する請求項 1 又は 2 に記載の X 線管構体。

【請求項4】

- a ) 表面を有する X 線発生ターゲットを含む X 線管陽極と、
  - b ) 電子ビーム軸を有し、且つ前記ターゲットに入射したときにはほぼ 200 kV 未満のエネルギーを有する X 線を生じさせる電子を発生する X 線管陰極であって、前記電子ビーム軸が焦点において前記ターゲットの前記表面と交差し、また前記電子ビーム軸は前記

ターゲットの前記表面に対して第1の角度で方向づけられており、前記第1の角度がほぼ20°であるX線管陰極と、

c) 中心点を有する表面を含むX線管窓であって、前記焦点と前記中心点とを結ぶ線が、前記ターゲットの前記表面に対してほぼ7°の第2の角度をなし、前記電子ビーム軸と前記中心点が、前記ターゲットの前記表面に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定しているX線管窓と、を具備するX線管構体。

**【請求項5】**

X線を発生する方法において、

- a) 電子ビーム軸を有する電子ビームを発生する過程と、
- b) 前記電子ビームを方向づけてX線発生ターゲットの表面上の焦点に入射させてX線を発生する過程であって、前記電子ビーム軸が前記ターゲットの前記表面に対してほぼ20°の第1の角度をなすようにした、当該X線を発生する過程と、
- c) 前記ターゲットの前記表面に対してほぼ7°の第2の角度をなすX線を利用する過程と、を含んでいる方法。

**【請求項6】**

前記電子ビーム軸及び前記中心点は、前記ターゲットの前記表面に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定している請求項5に記載の方法。

**【請求項7】**

前記過程b)は、ほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を発生する請求項5又は6に記載の方法。

10

**【請求項8】**

X線を発生する方法において、

- a) 電子ビーム軸を有する電子ビームを発生する過程と、
- b) 前記電子ビームを方向づけてX線発生ターゲットの表面上の焦点に入射させて、ほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を発生する過程であって、前記電子ビーム軸が前記ターゲットの前記表面に対してほぼ20°の第1の角度をなすようにした、当該X線を発生する過程と、
- c) 前記ターゲットの前記表面に対してほぼ7°の第2の角度をなし、かつ前記電子ビーム軸とともに、前記ターゲットの前記表面に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定するこれらのX線を利用する過程と、を含んでいる方法。

20

30

**【発明の詳細な説明】**

**【0001】**

**【発明の属する技術分野】**

本発明は一般的にはX線管に関し、特に、ターゲットに加えられたパワーに対するX線エネルギー束の比がより大きいX線管に関する。

**【0002】**

**【従来の技術】**

医療分野で使用されるX線装置は、通常、加熱されて電子のビームを放出する陰極と、一方の表面が陰極に対向するターゲットを有する（通常、回転する）陽極と、窓取付け部により固定されたX線透過窓を含むガラス及び／又は金属製の周囲フレームとを含むX線管を含む。通常、陰極は、電子がターゲット表面上の焦点にターゲット表面に対してほぼ90°の角度で入射するように方向づけられる。放出された電子の一部は、ターゲット表面に入射してX線を発生し、そのX線の一部は、X線ビームとしてX線透過窓を介してフレームから出射する。通常、X線窓は、ターゲット表面に対してほぼ7°の角度でターゲット表面から離間するX線を受けられるように配置される。放出された電子の中には、ターゲット表面に入射した時に、X線を発生せずに後方散乱するものもある。後方散乱した電子の多くは、続けて、X線透過窓及び窓取付け部を含むフレームに入射し、フレームを加熱する。フレームは、熱放射線などのその他の熱源により内側からも加熱される。加熱されたフレームは、通常、フレームと専用のX線透過窓を有する周囲ケーシングとの間に位置する油又は水などの液体冷媒により冷却される。

40

50

**【0003】****【発明が解決しようとする課題】**

ターゲット表面に入射する電子のパワーのほぼ1パーセント未満は、X線のパワーに変換される。電子ビームのパワーを増加すれば、管のX線パワー出力も増加するであろう。しかしながら、電子ビームのパワーを増加すると、ターゲットの熱負荷が許容し難いほど高くなり、最終的に、X線パワー出力が制限されることになる。ターゲットの熱負荷当りのX線管パワーの比を増加させるためのX線管構体及びX線を発生する方法が必要とされている。

**【0004】****【課題を解決するための手段】**

本発明の第1の実施態様において、X線管構体は、X線管陽極、X線管陰極及びX線管窓を含む。陽極は、表面を有するX線発生ターゲットを含む。陰極は電子ビーム軸を有する。電子ビーム軸は焦点においてターゲット表面と交差し、かつターゲットの表面に対して第1の角度で方向づけられる。第1の角度は15°～60°の範囲にある。窓は中心点を有する表面を含み、焦点と中心点とを結ぶ線はターゲット表面に対して第2の角度をなす。

**【0005】**

本発明の第2の実施態様において、X線管構体は、X線管陽極、X線管陰極及びX線管窓を含む。陽極は表面を有するX線発生ターゲットを含む。陰極は電子ビーム軸を有する。電子ビーム軸は焦点においてターゲット表面と交差し、かつターゲットの表面に対して第1の角度で方向づけられる。第1の角度は15°～60°の範囲にある。X線管陰極は、ターゲットに入射したときにほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を生じさせる電子を発生する。窓は中心点を有する表面を含み、焦点と中心点とを結ぶ線は、ターゲット表面に対して第2の角度をなす。第2の角度は第1の角度より小さい。電子ビーム軸及び中心点は、ターゲット表面に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定する。

**【0006】**

本発明の第1の方法は、X線を発生するための方法であり、過程a)からc)を含む。過程a)は、電子ビーム軸を有する電子ビームを発生することを含む。過程b)は、電子ビーム軸がX線ターゲットの表面に対して15°～60°の範囲の第1の角度をなすように、電子ビームを方向づけてX線発生ターゲットの表面上の焦点に入射させて、X線を発生することを含む。過程c)は、ターゲットの表面に対して第2の角度をなすこれらのX線を利用することを含む。

**【0007】**

本発明の第2の方法は、X線を発生するための方法であり、過程a)からc)を含む。過程a)は、電子ビーム軸を有する電子ビームを発生することを含む。過程b)は、電子ビーム軸がX線ターゲットの表面に対して15°～60°の範囲の第1の角度をなすように、電子ビームを方向づけてX線発生ターゲットの表面上の焦点に入射させて、ほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を発生することを含む。過程c)は、ターゲットの表面に対して第1の角度よりも小さい第2の角度をなし、かつ電子ビーム軸とともに、ターゲットの表面に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定するX線を利用することを含む。

**【0008】**

本発明に従って、第1の角度（通常、電子ビーム入射角と呼ばれるが、ここでは「」とする）及び第2の角度（通常、X線放出角と呼ばれるが、ここでは「」とする）を選択することにより、幾つかの利益及び利点が得られる。例えば、実験データを用いて行われたコンピュータによるベンチマークシミュレーションは、が7°に等しく、が15°～20°に等しい場合、ほぼ1.5のX線エネルギー束の増加を示している。この増加は、が7°でが9°である従来技術の構成によるX線エネルギー束と比較して計算される。その比較において、ターゲットに加えられたパワー（すなわち、温度により測定された熱負荷）及びターゲットの焦点温度は、本発明の構成及び従来技術の構成の両方において

10

20

30

40

50

て同一であり、本発明の構成のX線スペクトルが、適正に比較を行なうために、従来技術の構成と同じ平均フォトン（すなわち、X線）エネルギーを得るべくろ過されることは、当業者には明らかなことであろう。1.5の増加は、本発明の構成のターゲットにおける同じ熱負荷及び同じ焦点温度に対するX線パワー出力が、従来技術の構成と比較して50パーセント増加したことを意味する。また、本発明の構成のX線管は、従来技術の構成のX線管と比較して、同じX線パワー出力且つより低い温度で（管の寿命を延ばすために）動作させることができる。

## 【0009】

## 【発明の実施の形態】

次に、図面において、図1は、本発明のX線管構体10の一実施例を概略的に示す。図1に示す第1の実施態様において、X線管構体10は、X線管陽極12、X線管陰極14及びX線管窓16を含む。陽極12は、表面20を有するX線発生ターゲット18を含む。陰極14は、電子ビーム軸22を含む。電子ビーム軸22は、焦点24でターゲット18の表面20と交差し、ターゲット18の表面20に対して第1の角度26で方向づけられる。第1の角度26は、15°～60°の範囲にある。窓16は、当業者には知られるよう、X線透過窓であり、中心点30を有する表面28を含む。中心点30は、幾何学的な中心点である。例えば、窓の表面が矩形の形状である場合、中心点は、その矩形の対角線の交差する点である。焦点24と中心点30とを結ぶ線32は、ターゲット18の表面20に対して第2の角度34をなす。

## 【0010】

一設計例において、第1の角度26は15°～30°の範囲にあり、第2の角度34は5°～15°の範囲にある。別の設計例において、第1の角度26はほぼ20°であり、第2の角度34はほぼ7°である。本発明を説明するにあたり、用語「ほぼx°」は、「x°±2°」を意味する。一構成において、電子ビーム軸22及び中心点30は、通常、ターゲット18の表面20に対してほぼ垂直に方向づけられる平面（すなわち、図1の紙面）を規定する。本発明を説明するにあたり、用語「ほぼ垂直」は、「垂直±2°」を意味する。一例において、陰極14は、ほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を発生するターゲット18に入射する電子（電子ビーム軸22を中心として一列になるように配置される）を発生する。線32を中心として一列になるように配置されるX線の中には、窓16を通過し、医療的な診察などの種々の目的に使用されるものもある。通常、医療的な診察に使用されるX線は、ほぼ200kV未満のエネルギーを有する。本発明を説明するにあたり、用語「ほぼ200kV未満」は、「205kV未満」を意味する。なお、電子ビーム軸22は、軌道が電子ビーム軸22と一致するこれらの電子の進行方向を示す指向性の線である。また、線32は、軌道が線32と一致するX線の進行方向を示す指向性のある線である。一実施例において、第2の角度34は、第1の角度26より小さい。

## 【0011】

図1に示す第2の実施態様において、X線管構体10は、X線管陽極12、X線管陰極14及びX線管窓16を含む。陽極12は、表面20を有するX線発生ターゲット18を含む。陰極14は、電子ビーム軸22を含む。電子ビーム軸22は、焦点24でターゲット18の表面20と交差し、かつターゲット18の表面20に対して第1の角度26で方向づけられる。第1の角度26は、15°～60°の範囲にある。陰極14は、ターゲット18に入射したときにほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を生じさせる電子を発生する。窓16は、当業者には知られるように、X線透過窓であり、中心点30を有する表面28を含む。中心点30は、幾何学的な中心点である。焦点24と中心点30とを結ぶ線32は、ターゲット18の表面20に対して第2の角度34をなす。第2の角度34は、第1の角度26より小さい。電子ビーム軸22及び中心点30は、ターゲット18の表面20に対してほぼ垂直に方向づけられる平面（すなわち、図1の紙面）を規定する。一設計例において、第1の角度26は15°～30°の範囲にあり、第2の角度34は5°～15°の範囲にある。別の設計例において、第1の角度26はほぼ20°であり、第2の角度34はほぼ7°である。

10

20

30

40

50

## 【0012】

本発明の第1の方法は、X線を発生するための方法であり、過程a)～c)を含む。過程a)は、電子ビーム軸22を有する電子ビームを発生することを含む。過程b)は、電子ビーム軸22がX線ターゲット18の表面20に対して15°～60°の範囲の第1の角度26をなすように、電子ビームを方向づけてX線発生ターゲット18の表面20上の焦点(焦点24と呼ばれる幾何学的中心を有する)に入射させて、X線を発生することを含む。過程c)は、ターゲット18の表面20に対して第2の角度34をなすこれらのX線を利用することを含む。

## 【0013】

本発明の第1の方法の一適用例において、第1の角度26は15°～30°の範囲にあり、第2の角度は5°～15°の範囲にある。第1の方法の別の適用例において、第1の角度26はほぼ20°であり、第2の角度はほぼ7°である。本発明の第1の方法の一例において、過程c)は、電子ビーム軸22と共に、ターゲット18の表面20に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定するX線を利用するることを含む。第1の方法の別の例において、過程b)は、ほぼ200kV未満のエネルギーを有するX線を発生することを含む。一使用例において、第2の角度34は、第1の角度26より小さい。

10

## 【0014】

本発明の第2の方法は、X線を発生するための方法であり、過程a)～c)を含む。過程a)は、電子ビーム軸22を有する電子ビームを発生することを含む。過程b)は、電子ビーム軸22がX線ターゲット18の表面20に対して15°～60°の範囲の第1の角度26をなすように、電子ビームを方向づけてX線発生ターゲット18の表面20上の焦点(焦点24と呼ばれる幾何学的中心点を有する)に入射させて、X線を発生することを含む。過程c)は、ターゲット18の表面20に対して第1の角度26よりも小さい第2の角度34をなし、かつ電子ビーム軸22とともに、ターゲット18の表面20に対してほぼ垂直に方向づけられる平面を規定するX線を利用するることを含む。本発明の第2の方法の一適用例において、第1の角度26は15°～30°の範囲にあり、第2の角度は5°～15°の範囲にある。第2の方法の別の適用例において、第1の角度26はほぼ20°であり、第2の角度はほぼ7°である。

20

## 【0015】

本出願人等は、第1の角度26(通常、電子ビーム入射角と呼ばれるが、ここでは「」とする)及び第2の角度34(通常、X線放出角と呼ばれるが、ここでは「」とする)の様々な値に対するX線エネルギー束増加についてのデータを得るために、何度かの実験を行なった。「増加」は、第1の角度及び第2の角度の種々の値に対するX線エネルギー束を、第1の角度26が90°(すなわち、が90°に等しい)で第2の角度34が7°(すなわち、が7°に等しい)の従来技術の構成を使用して得られたX線エネルギー束で割ったことを意味する。ここでは、ターゲット18に加えられたパワー(すなわち、温度で測定された熱負荷)は、本発明の構成及び従来技術の構成の両方において同一であり、本発明の構成のX線スペクトルは、適正に比較を行なうために、従来技術の構成と同じ平均フォトン(すなわち、X線)エネルギーを得るべく過されることとは、当業者には明らかなことであろう。1.5の増加は、本発明の構成のターゲット18における同じ熱負荷及び同じ焦点温度に対するX線パワー出力が、従来技術の構成と比較して50パーセント増加することを意味する。また、本発明の構成のX線管構体10は、従来技術の構成のX線管構体と比較して、同じX線パワー出力で且つより低い温度で(管の寿命を延ばすために)動作させることができる。

30

## 【0016】

本出願人等は、コンピュータプログラムに対してベンチマークテストを行なうための実験データを使用して、100～150kV用に最適化された電子顕微鏡法コンピュータコードに基づくモンテカルロ(Monte-Carlo)コンピュータプログラムシミュレーションを行なった。ベンチマークテストを行なったモンテカルロシミュレーションの結果は、y軸が(すなわち、第1の角度26)を表わし、x軸が(すなわち、第2の角度34)を表わ

40

50

す X 線エネルギー束増加を示す x - y 等高線図として、図 2 に提示される。驚くべきことに、本出願人等は、増加が少なくとも 1 . 5 ( すなわち、図 2 の囲まれた 1 . 5 0 の等高線の線上及び線内の領域 ) である「スイートスポット」を発見した。なお、 1 5 ° 未満の ( すなわち、第 1 の角度 2 6 ) 及び / 又は 5 ° 未満の ( すなわち、第 2 の角度 3 4 ) で X 線管を製造することが、機械的且つ設計上困難であることは、当業者には明らかなことであろう。また、 9 ° の 及び 7 ° の を有する従来技術の X 線管構成を、 をほぼ 7 ° に保ちつつ、ほぼ 2 0 ° の を有するように変形することにより、機械的且つ設計上の困難を最小限に抑えつつ、図 2 及び図 3 により明らかのように、 X 線エネルギー束増加を結果として 1 . 5 0 近くできることにも留意すべきである。 X 線エネルギー束増加の改善を提供するより広範囲な設計の外囲器は、図 2 から明らかのように、適度の機械的再設計により、 1 5 ° ~ 3 0 ° の範囲の ( 第 1 の角度 2 6 ) と、 よりも小さく且つ 5 ° ~ 1 5 ° の範囲にある ( 第 2 の角度 ) とを必要とする。図 2 の目盛りからは外れるが、本出願人等は、 が 1 5 ° ~ 6 0 ° の範囲にあり、かつ が より小さい場合、 X 線エネルギー束において向上が見られることを発見した。

#### 【 0 0 1 7 】

以上、例示の目的で、本発明の実施例の方法及び表現を説明してきた。以上の説明は、全てを網羅するものではなく、開示した形態のみに本発明を限定するものではない。多数の変形及び変更が可能であることは、上述の教示の観点から明らかである。本発明の趣旨の範囲は、添付の特許請求の範囲によって規定されるべきである。

#### 【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の X 線管構体の実施例の概略図。

【 図 2 】 方位角が 0 ° であり、幾本かの等高線が図面を明瞭にする目的で省略され、 及び ( ° で示される ) の種々の値に対する X 線エネルギー束増加を示す等高線図。

【 図 3 】 が 7 ° の場合の の種々の値 ( ° で示される ) に対する X 線エネルギー束増加を示す図。

#### 【 符号の説明 】

1 0 X 線管構体

1 2 X 線管陽極

1 4 X 線管陰極

1 6 X 線管窓

1 8 X 線発生ターゲット

2 0 、 2 8 表面

2 2 電子ビーム軸

2 4 焦点

2 6 第 1 の角度

3 0 中心点

3 2 線

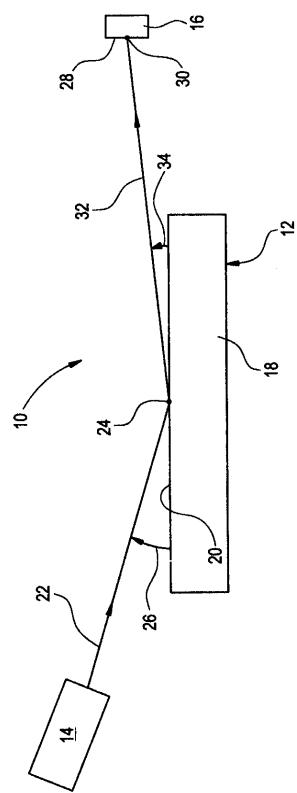
3 4 第 2 の角度

10

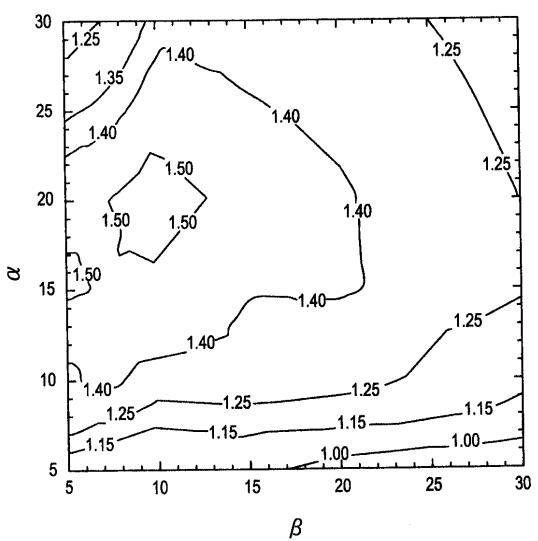
20

30

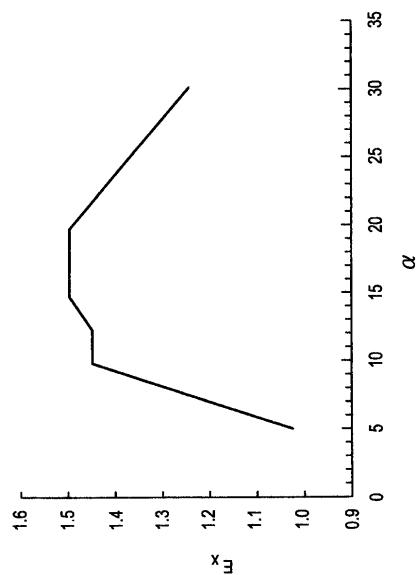
【図1】



【図2】



【図3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 レンピット・サラソー

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

(72)発明者 サブハシシュ・ロイ・チョウドゥリー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、オールバニ、サンド・クリーク・ロード、422番

(72)発明者 ウィリアム・ガイ・モーリス

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、レクスフォード、リバービュー・ロード、668番

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開平05-502330(JP,A)

特開昭60-254538(JP,A)

特開昭62-024543(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H05G 1/00 - 1/70

H01J 35/00 - 35/32