

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4810056号  
(P4810056)

(45) 発行日 平成23年11月9日(2011.11.9)

(24) 登録日 平成23年8月26日(2011.8.26)

(51) Int.Cl.

F 1

HO 1 J 35/14 (2006.01)  
HO 1 J 35/06 (2006.01)HO 1 J 35/14  
HO 1 J 35/06

A

請求項の数 12 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-281406 (P2003-281406)  
 (22) 出願日 平成15年7月29日 (2003.7.29)  
 (65) 公開番号 特開2004-63471 (P2004-63471A)  
 (43) 公開日 平成16年2月26日 (2004.2.26)  
 審査請求日 平成18年7月26日 (2006.7.26)  
 審判番号 不服2010-3687 (P2010-3687/J1)  
 審判請求日 平成22年2月22日 (2010.2.22)  
 (31) 優先権主張番号 10/064,606  
 (32) 優先日 平成14年7月30日 (2002.7.30)  
 (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 聰志  
 (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】高放出X線管用のカソード

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

X線源を作動させるための方法であって、  
 カソード(12)の单一のエミッタ(24)から電子を放出する段階と、  
 前記エミッタの前面に配置され、開口を有するカソード前面部材と、前記エミッタを挟んで前記カソード前面部材と向かい合うように配置されたバッキングとの間をバイアスすることにより、前記開口を通過する電子ビーム(34)をアノード(18)上の焦点上へ集束させかつ偏向させ、該アノード(18)からX線が放出されるようにする段階と、  
 を含み、

前記エミッタは前記バッキングと前記開口との間に配置され、

前記エミッタは前記開口と平行で平坦な形状の前面(28)を備え、該前面が前記エミッタにおける電子の放出面積の最も大きな部分であり、

前記カソード前面部材と前記バッキングとの間のバイアスを変更することにより前記電子ビーム(34)の圧縮比を修正する段階を含むことを特徴とする方法。

## 【請求項2】

前記バッキング(36)は、Vハ"ックでバイアスされ、前記カソード前面部材(32)の前記開口(30)は、V開口でバイアスされ、前記エミッタ(24)は、Vエミッタでバイアスされていることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

## 【請求項3】

Vハ"ック < Vエミッタの場合には、Vハ"ック Vエミッタの場合よりも大きなビー

10

20

ム圧縮比が得られる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記バッキングは、複数のバッキング絶縁体（42）を介して前記カソード前面部材に對して接合され、前記カソード前面部材と前記バッキングとの間に開放された空洞（26）が形成される、請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

前記圧縮比を修正する段階が、より大きい熱電子エミッタ面積からの熱電子の電子放出を開始し、引き続いてより高い電子ビーム圧縮比と組み合わせる段階を含む、請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の方法。

【請求項 6】

アノード（18）に対向し、該アノードから間隔を置いて配置されたカソード組立体（22）における電子放出の高ビーム電流を、X線管（10）における様々な寸法にされた焦点へ集束させる方法であって、

請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載のX線源を作動させるための方法により、前記電子ビーム（34）を前記アノード（18）上の前記焦点へ導く、ことを特徴とする方法。

【請求項 7】

X線管（10）用のカソード（12）であって、

アノード（18）に対向し、該アノードから間隔を置いて配置され、前記X線管（10）の作動中に前記カソード（12）が前記アノード（18）に対して負の電位に維持されているカソード組立体（22）を含み、該カソード組立体（22）は、

前記カソード組立体中に配置された、前記X線管（10）の作動中に電子ビーム（34）を前記アノード（18）上の焦点に対して放出するための単一のエミッタ（24）と、

前記エミッタ（24）の第1の側に配置された、それによって形成された開口（30）を有するカソード前面部材（32）と、

前記エミッタ（24）の第2の側に配置され、バッキング絶縁体（42）を介して前記カソード前面部材（32）に作動可能に接合されたバッキング（36）と、

前記カソード前面部材と前記バッキングとの間にバイアスを加えるための手段と、

前記カソード前面部材と前記バッキングとの間のバイアスを変更することにより前記電子ビーム（34）の圧縮比を修正する手段と、

を含み、

前記エミッタは前記バッキングと前記開口との間に配置され、

前記エミッタは前記開口と平行で平坦な形状の前面（28）を備え、該前面が前記エミッタにおける電子の放出面積の最も大きな部分であることを特徴とするカソード（12）。

【請求項 8】

前記圧縮比を修正する手段が、より大きい熱電子エミッタ面積からの熱電子の電子放出を開始し、引き続いてより高い電子ビーム圧縮比と組み合わせる、請求項 7 に記載のカソード（12）。

【請求項 9】

前記バッキング（36）は、Vハーフクでバイアスされ、前記カソード前面部材（32）の前記開口（30）は、V開口でバイアスされ、前記エミッタ（24）は、Vエミッタでバイアスされており、Vハーフク < Vエミッタの場合には、Vハーフク Vエミッタの場合よりも大きなビーム圧縮比が得られることを特徴とする、請求項 7 に記載のカソード（12）。

【請求項 10】

それによって形成された開口（30）を有する少なくとも1つの中間電極部材（52）を更に含み、前記少なくとも1つの中間電極部材（52）は、前記カソード前面部材（32）と前記バッキング（36）との間に配置され、前記少なくとも1つの電極部材（52）は、前記エミッタ（24）から放出された前記電子ビーム（34）を意のままに成形するように構成されていることを特徴とする、請求項 7 乃至 9 のいずれかに記載のカソード

10

20

30

40

50

( 1 2 )。

【請求項 1 1】

前記パッキングは、複数のパッキング絶縁体(42)を介して前記カソード前面部材に對して接合され、前記カソード前面部材と前記パッキングとの間に開放された空洞(26)が形成される、請求項7乃至10のいずれかに記載のカソード(12)。

【請求項 1 2】

アノードと、請求項7乃至11のいずれかに記載のカソード(12)とを備えるX線管(10)。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的にX線管に関し、より具体的には、X線管のカソード構成に関する。

【背景技術】

【0002】

現在入手可能な医療用X線管は一般的に、エミッタとカップとを有するカソード組立体を含む。カソード組立体は、一般的に平面の金属又は複合構造体であるX線管アノード又はターゲットに面するように配向される。カソードとアノードとの間の空間は真空にされる。

【0003】

20

一般的なカソード設計の欠点は、一般的に螺旋状に巻かれたタンゲステン線フィラメントを含むエミッタが、どちらかと言えば大きくなりがちであり、電子がフィラメント表面の全ての表面から放射状に外向きに放出されることである。従って、全電子軌道がその初期の発散運動からアノード表面上の極めて小さな焦点に向かって向け直されるように、極めて調整された電位分布を真空中に作り出すようにカップは設計されなければならない。このことは通常、均一にバイアスされたカソードカップを、フィラメントの極めて近傍において、電場が受動的に成形されて焦点を生じるように注意深く機械加工されたプロファイルを有するように構成することによってなされる。設計目的のためには、コイル状フィラメントを中実の放出円筒として取り扱い、そのコイルの個々の巻き線レベルについての詳細を無視しても通常は十分である。また、焦点長さはその幅を大きく変えるものではないエミッタ・カップの変更によって多かれ少なかれ個別に設定することができるので、その二次元形状全体ではなくて焦点幅のみを関心の対象とすることで通常は十分である。しかしながら、たとえこの設計の自由度をもってしても、そのような調整された電場を生成し、小さな焦点幅を生じるようにカップを設計することは実際には困難である。現在の最先端技術レベルは、アノード上の0.1ミリメートル幅の焦点上に収束させることができる、即ちビーム圧縮比を10とすることができる、およそ1ミリメートルの主要直径をもつフィラメント・コイルとする程度である。

30

【0004】

しかしながら、医療用画像形成における最近の進歩は、上述の技術を使用して得られることができるよりも大きな電子ビーム電流とより良好な電子ビーム光学機器とを必要とする。焦点におけるより高い電子ビーム電流密度に到着するための1つの方法は、より大きな熱電子エミッタ面積を使用して開始し、引き続いてより高い電子ビーム圧縮比(焦点面積をフィラメントの放出面積で除した比によって定義される)と組み合わせすることである。電子エミッタの普遍的な制約は、カソードとアノードとの間で計測された場合の正味放出電流が、エミッタの一次放出電流を増大させることによってただ無制限に増大はされ得ないということである。本明細書中で使用する場合、一次放出とは、エミッタ表面から出ていく電子を意味し、その表面へ戻る如何なる電子も含まない。もっと正確に言えば、エミッタにおける正味放出電流密度は制限される。熱電子の電子放出は、約4A/cm<sup>2</sup>に制限される。正味放出電流は、一次放出電流から、エミッタ表面へ戻る全ての電子電流を差し引いたものである。熱電子エミッタにおける低い加熱電流及び低いエミッタ温度に

40

50

対応する極めて低い一次放出電流密度の下では、この正味放出電流密度は、一次放出電流密度のあらゆる増大にほぼ正比例して増大することになる。逆に、極めて高い一次放出電流密度の下では、エミッタ表面の直ぐ前での電子密度は、電子雲の自己電荷がカソード・アノード電位差によって生じたエミッタ表面における電場を完全に妨害するほど高くなる。この後者の状態は、飽和エミッタと呼ばれ、一次電流密度が更に増大しても、感知できるほどに正味放出電流を増大させない。これら2つの極限状態の間に、滑らかな遷移状態があり、そこでは、一次放出電流密度における増大は、正味放出電流における比例した増大よりも小さい増大を生じ、多くの場合、実際のX線管は、この遷移状態において動作する。全ての電子エミッタは、エミッタ材料及び放出機構とは関係なく、この基本的プロセスによって制約される。

10

## 【0005】

カソードの全体的能力を特徴付けるための有用な性能指数は、比  $I / V^{3/2}$  として定義されるパービアンスであり、ここで、 $I$  は正味電子電流であり、 $V$  はカソード・アノード間の電位差である。更に、真空中における電子の自己電荷は、電位を変える場合があり、時として焦点ボケと呼ばれる、焦点寸法の拡大のような望ましくない変化を引き起こす可能性がある。従って、正味電流についての設計目標を満たすことができ、更にそれら固有の飽和電流密度よりもはるかに下で作動するカソード設計は、利点があるものとなり得る。最終的に、熱電子エミッタの耐用年数とその作動温度との間にはトレードオフが通常は存在し、より低い温度、従ってより低い一次放出電流密度の下でエミッタを作動させることが望ましいこととなる。

20

## 【0006】

一般的カソード設計の別の欠点は、電子を適切に収束するために必要とされるカップ設計が、カソードの飽和電流、従ってフィラメントが該カップから離れて自由な空間において作動される場合に期待されるX線放出に優る最大取得可能X線放出における大きな減少を生じることである。具体的には、螺旋状巻き線フィラメントからの最初の放射方向に向けられた電子分布が小さな焦点上へと向け直されなければならないという前述の必要性により、フィラメント・エミッタはどちらかと言えば狭いスロット内に置かれることになる。残念なことに、このことが、フィラメントの前面に対しても法線をなした電場を、カソード・アノード間の隙間に存在する、 $V / L$  のオーダで表される平均電場よりも著しく低い値に減少させる。ここで、 $V$  はカソードとアノードとの間の電位であり、 $L$  はカソード・アノード間隔である。電子放出が全くない状態におけるエミッタ表面に対して法線をなした電場の強度は、フィラメント表面上の各点の飽和電流密度を決定する。更に、エミッタ表面に対して法線をなした電場の強度は、アノードに最も近い、フィラメントの表面部分上のみが最も高くなり、該強度はこの一点から離れるにつれて減少し、従って、飽和電流密度はこの1つの特定位置から離れるにつれて減少する。原則として、放出面積は、より高い全放出電流を得るために常に増大させることができるが、上で述べたように、焦点寸法の望ましくない増大も招くことなくフィラメント寸法を増大させることは困難である。

30

## 【0007】

従来のフィラメント・カップカソード設計の別の制約は、フィラメント上の様々な位置から放出された電子の軌道が、該電子がカソードからアノードへ移動するときに互いに交差する事がないような層流電子ビームに似た何らかの電子ビームを形成することは実際には極めて困難であることである。その結果、アノード表面上の焦点幅を横切る電流密度の空間分布は、最良の変調伝達関数、従って最良の画質を生じるガウス分布にならない。その代わりに、焦点の電流分布は、一般的に二重ピーク状になる。ターゲット上の焦点内のピーク電子電流は、アノードのピーク温度能力によって制約される。従って、実際のピーク電流密度が、任意のアノード設計についての別の方法の等価ガウス空間分布のピーク電流密度を超える程度にまで、全電流、従って最大達成可能X線フルエンスが減少されることになる。電子流れは、電子電流の望ましいガウス空間分布を作り出すために必ずしも層流に近いものである必要はないが、従来のフィラメント・カップカソード設計によつ

40

50

て作り出された電子ビームの高度に非層流的な性質は、ガウス焦点の形成を実際には極めて困難にする。従来のフィラメント・カップカソード設計の別の制約は、異なった（例えば、大きい又は小さい）焦点のための新規カソードを設計する必要なく焦点寸法を変更することが実際には極めて困難であることである。

【特許文献 1】米国特許第 5 9 0 7 5 9 5 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

より高い放出電流と、より小さな焦点幅と、より良好な変調伝達関数とを同時に提供するエミッタ・カップカソードは、これまで得られていない。従って、上述の欠点を克服するエミッタ・カップ X 線管カソードを提供することは望ましい。より高いビーム電流を、より小さくかつ可変的な寸法にされた焦点へ収束させる能力と組み合わせて放出能力を改善することの重要性は、現行の熱電子放出技術を使用する医療用画像形成システムの画質を改善する必要性から明確に求められている。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

従来のカソード設計を用いて別 の方法で得ることができるよりも実質的に大きいパーキアンス及びビーム圧縮比の電子ビームを提供するように構成された、エミッタと差動バイアスされたエミッタ・カップとを有する X 線管のための方法と装置が開示される。1 つの実施形態において、X 線源を作動させるための方法は、ビーム経路に沿ってカソードから電子ビームを放出する段階と、差動バイアスされたカソードによって双極子場を生成し、電子ビームを双極子場及び差動バイアスと相互作用させて、該電子ビームをアノード上の焦点上へ集束させかつ偏向させ、該アノードから X 線が放出されるようにする段階とを含む。双極子場は、差動バイアスを変更するための手段を用いて修正されて、アノード上への電子ビームを成形し、所定の電子ビーム圧縮比を生成する焦点寸法を生じさせる。

20

【0010】

別の実施形態においては、X 線管のためのカソードが開示される。カソードは、アノードに対向し、該アノードから間隔を置いて配置されたカソード組立体を含む。カソードは、X 線管の作動中にアノードに対して負の電位に維持される。カソード組立体は、X 線管作動中に電子ビームをアノード上の焦点に対して放出するためのエミッタと、該エミッタの第 1 の側に配置された、それによって形成された開口を有するカソード前面部材とを含む。バッキングが、エミッタの第 2 の側に配置され、バッキング絶縁体を介してカソード前面部材に動作可能に接合される。カソード組立体は更に、カソード内に差動バイアスを加えて、焦点寸法を可変的に変更するための手段を含む。カソードバッキングは、V ハックでバイアスされ、カソード前面部材の開口は、V 開口で個別にバイアスされ、エミッタは、V エミッタでバイアスされており、V ハック < V エミッタの場合には、V ハック V エミッタの場合よりも大きなビーム圧縮比が得られる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

図 1 及び図 2 は、エミッタ 14 とカップ 16 とを有するカソード 12 を含む従来の X 線管 10 を示す。カソード 12 は、一般的に平面の金属又は複合構造体である X 線管のアノード 18 又はターゲットに面するように配向される。高 X 線束が必要な多くの用途において、アノード自体は、焦点におけるピークアノード温度を容認可能な値に保つために、高速（一般的に、1 0 0 0 から 1 0 , 0 0 0 回転 / 分）で回転させられる円盤である。カソード組立体は一般的に、アノードに対して 2 0 から 2 0 0 kV だけ負に保持される。カソードとアノードとの間の空間即ち空隙は、真空にされて間隙の電圧隔離能力を改善し、電子 - 原子衝突による散乱を減少させる。エミッタ 14 は一般的に、螺旋状に巻かれたタンゲステン線フィラメントであり、該タンゲステン線フィラメントは、数アンペアの電流を該線に通すことによって、電子の熱電子放出に十分な温度にまで加熱される。エミッタ 14 は、カップ 16 内に配置される。カソードとアノードとの間の電位差は、熱電子的に放

40

50

出された電子を所望の運動エネルギーにまで加速し、それらをアノード上の適切な線状焦点へ導き、そこでは続いてアノード材料の特性である制動放射の類のプロセスによってX線が発生させられる。カップの形状は、電子ビームがアノードに衝突するときに所望の電子ビーム断面、つまり焦点寸法及び形状を形成するように選択される。真空中の電位は、電位又はバイアスを、エミッタとカップとの間に加えることによって更に変更できる。実際のカソード組立体は、全放出電流、焦点の線幅、及びその他の性能指標との間で最善の折衷を作り出すように設計される。

## 【0012】

図3は、図1に示されたフィラメント-カップのような、従来のフィラメント-カップ設計に一般的な、二重ピークの焦点電流分布を示すグラフである。上で説明したように、これは、そのような従来のフィラメント-カップカソード設計によって発生させられた電子ビームの性質が極めて非層流であることの結果であり、そのことは、焦点電流のガウス分布の形成を実際問題として極めて困難にする。

10

## 【0013】

本開示の例示的な実施形態によれば、ほぼ平坦な焦点電流分布を作り出すエミッタ-カップカソード構成が提供される。図4は、以下に説明する本開示の例示的な実施形態を使用してコンピュータ・シミュレーションした、そのような望ましいガウス焦点電流分布を示すグラフであり、該ガウス焦点電流分布は、より良好な変調伝達関数、従ってX線画像形成における最善の画質を生じる。

## 【0014】

20

図5及び図6は、本開示の例示的な実施形態によるエミッタ-カップX線管カソード22を示す。カソード22は、空洞26内に配置されたエミッタ24を含む。本開示の好ましい実施形態(図6を参照)によれば、エミッタ24はコイル状フィラメントであり、該フィラメントの少なくとも1側は、数平方ミリメータのオーダの放出面積を持つほぼ平面の形状を有する。本明細書で使用される「ほぼ平面の」とは、巻かれた線フィラメントと区別されるが必ずしも平坦とは限らない形状を意味する。つまり、表面は多少湾曲を有していてもよい。

## 【0015】

従来のコイル状フィラメントとは対照的に、ほぼ平面のエミッタが有する1つの利点は、1つの面から放出された電子がほぼ同一方向(その面に対して法線をなした)に移動することであり、一方、コイル(又はコイルの一部分、例えば半分でさえ)から放出された電子は、組織化された正味集合運動を殆どもたない。しかしながら、いずれの場合においても、有限エミッタ温度により生じるランダム成分が存在するので、電子の運動は全体が集合的ということではない。コイル状フィラメントの場合、発散電子軌道の全てを小さな焦点に集めるように電位を成形するのは、極めて困難であるが、他方、ほぼ平坦なエミッタの場合、電子軌道は既にほぼ適切な方向になっており、電位は、同一焦点を作り出すようにその軌道を運動させることのみに必要とされる。

30

## 【0016】

あらゆる適切なエミッタ材料と適切な電子放出モードが、本開示のエミッタ-カップカソードに対して使用できる。適切なエミッタ材料の1例は、1から数ミルの例示的な範囲の厚さを有するタンゲステン箔である。タンゲステン箔は、適切な金属成形技術を使用することで、該箔を精密に成形し、パターン化し、また別の方法で細工することができる利点をもたらす。また、該タンゲステン箔は、電流をタンゲステンに通すことにより又は間接的な方法により抵抗加熱されて、熱電子メカニズムによって電子を放出することができる。

40

## 【0017】

図6の実施形態においては、エミッタ24は、湾曲した側面27とほぼ平面の前面28とを有する全体的なブロックとして示されている。エミッタ・ブロックは、空洞26内に配置される。エミッタは、ターゲット表面に面しており、該ターゲット表面は、エミッタに対して幾らかの正の電位(バーケット)、一般的には例えば医療用画像形成用途に

50

おいては20~200kVに保持される。エミッタによって発生された電子は、電位差によって加速され、アノード18に衝突し、該アノードにおいて、特性X線と制動X線の両方が生成される。

#### 【0018】

多くの従来の医療用X線管においては、アノードは、理想的にされた点又は線になっておらず、或いは、実用的電子銃の穴あきアノードの場合でさえそのようになっておらず、むしろ、アノードは平面に近い。ほぼ平面のアノードにおいて、電場線は、所望の焦点から多少放射方向外向きに延びるのではなくて、アノード表面に対して法線をなしており、アノードが点又は線により厳密に近似している場合に比べて、カソードにより電子軌道をより強力に収束させる必要があることになる。

10

#### 【0019】

図5及び図6の実施形態は、線状焦点の平面アノードをもつX線管で用いるのに最適化されたカップ構成を示す。該カップ構成は以下のように、エミッタ24と、カソード前面部材32によって形成された開口30とを含む。部材32内の開口30は、エミッタ24により形成された電子ビーム34の形成を完成させるような電位( $V_{開口}$ )になっている。エミッタ24は、該エミッタ24のもう一方の側においてカソード前面部材32と向かい合っているカソードバッキング36から延びる。エミッタ24は、該エミッタ24の2つの電極38を介してカソードバッキング36から延び、該2つの電極38はそれぞれの周りに絶縁体40を有し、該絶縁体40が、( $V_{ハ・ック}$ )の電位を有するカソードバッキング36から絶縁して、エミッタ24を電位( $V_{エミッタ}$ )に維持する。カソードバッキング36は、バッキング絶縁体42を介してカソード前面部材32との間で電気的絶縁が維持された状態で、該カソード前面部材32に対して動作可能に接合される。カソードバッキング36は、平面の表面を有するように示されているが、該バッキングが、別の幾何学形状を有してもよいことは当業者には理解されるであろう。更に、開口30は、固定スロットに限定されるものではなく、ビーム34の長さプロファイルを制限するように調節できるタブ(バイアスされた)を含むことができる。カソード組立体22は、差動バイアスされて、望ましい層流であり、共心であり、かつ均質である電子ビームに極めて近似したものを作り出す。

20

#### 【0020】

差動バイアスとは、例示的な実施形態において、開口30におけるカソード前面部材32を( $V_{開口}$ )で、バッキング36を( $V_{ハ・ック}$ )で、カソード(図5)のフィラメント( $V_{フィラメント}$ )を有するエミッタ24を( $V_{エミッタ}$ )で、個別にバイアスすることを意味する。フィラメントの周りにおけるカップの幾何学形状によって達成される、従来のカソードにおける電場の受動的成形とは対照的に、個別バイアス方式は、電子ビーム34を抽出し加速するのに必要な電場の能動的成形を可能にする。従って、カソードカップ構成要素を別々にバイアスすることはまた、焦点寸法の範囲全体にわたっての、該焦点寸法の連続的調節も可能にする。例えば、血管X線画像形成管においては、この範囲は0.3mmから1.0mmまでの焦点とすることができます。

30

#### 【0021】

焦点においてより高い電子ビーム電流密度に到達する1つの例示的な方法は、より大きい熱電子エミッタ面積からの熱電子の電子放出を開始し、引き続いてより高い電子ビーム圧縮比(焦点面積をフィラメントの放出面積で除した比によって定義される)と組み合わせることである。従来のカソードにおける放出が制約される問題点は、コイル状フィラメント中に直線部分を含むことによって最適化される。

40

#### 【0022】

差動バイアス( $V_{ハ・ック} < V_{フィラメント}$ )は、より大きいビーム圧縮比を可能にする改善されたビーム光学機器を提供する。これは、一部は、放出面積の最も大きな部分が平坦な形状であることによるものである。第2に、これは、フィラメント表面近くに差動的な負の電位(つまり、 $V_{ハ・ック}$ )が存在することにより、フィラメントの湾曲部分からの電子放出が減少することによって達成される。例示的な実施形態においては、この差

50

動的な負の電圧は、約 10 kV よりも小さく、一方、ビーム電位は約 80 から約 120 kV の間である。

【0023】

ビーム光学機器の更なる改善は、フィラメントの幾何学形状を最適化することによって、例えば、直線部分を凸状部分で置き換えることによって達成することができる。また、長さ方向に見た場合に真直ぐなフィラメントによって差動バイアスされたカソードを、長さ方向に凸形状をなすフィラメントを使用して更に改善することが考えられる。これは、更に高い圧縮比を可能にするであろう。従来のカソードに比較して、例示的な実施形態におけるコイル直径は、フィラメント・エミッタ 24 近くにあるカソード組立体の前面を (V 開口) で及びバッキングを (V ハ・ック) で個別にバイアスすることを使用して電子ビーム形成を能動的に成形することによる可変差動バイアスされたカソードを使用することで、一層大きくなる。結果として、フィラメントの線直径は増大させることができる。線直径が大きければ、該フィラメントが同一の相対温度の下で作動される場合に、フィラメント寿命が増大することは、当業者には分かるであろう。

【0024】

例示として図 7 を参照すると、電子軌道の個別処理を行なっている場合のエミッタ - カップの様々な部分を見ることができる。放出表面 28 の形状が平面であることは、初期電子運動が焦点に向かう、つまり、電子速度の初期熱分布により達成され得る範囲に向かうことを保証する。カソードバッキング 36 における V ハ・ックは、電子ビームの端縁に沿って電位を成形する。開口 30 における V 開口は、中間エネルギーの電子ビームについて最終ビーム処理を行なうために使用される。開口を越えても電子の運動量は充分に大きいので、更なる誘導は必要でもないし、特に有意義でもなく、また、電子は、残存のカソード - アノード電位差によって、該電子が焦点に到着するまで加速される。

【0025】

都合がいいことには、図 5 及び図 6 の実施形態は、与えられた幅、又はより一般的には、与えられた表面面積を有するエミッタに対して、結果として小さな焦点幅になり、従って、放出電流を犠牲にすることなく高いビーム圧縮比を生じる。従来技術においては、カソードカップはフィラメントに対して負にバイアスされ、従ってパービアンスを減少させる。ここに開示した例示的な差動バイアスされたカソードは、一次に対するパービアンスを変化させない、つまり、V 開口と V ハ・ックとを加えたものは、V ハ・ックを変更することによって収束が行なわれるが、ほぼ一定に維持される。

【0026】

次に図 7 を参照すると、別の例示的な実施形態が示されており、この実施形態は、開口 32 とバッキング 36 電極との間に挿入された第 2 の電極 52 を有する。電場を成形することに対する自由度を増大させるために、前部電極 (つまり、開口 32) とバッキング 36 との間に多重の電極 / 開口を挿入することが考えられる。例えば、2 つ又はそれ以上の開口を前後の電極 32、36 間に挿入することができる。しかしながら、製造のためには、電極は最少 (つまり、2 つの電極、開口 32 及びバッキング 36) に制限することが望ましい。

【0027】

図 8 は、図 5 及び図 6 のエミッタ - カップカソードのようなエミッタ - カップカソードから得られた電子ビーム 34 の形成と電子ビームのプロファイルとを示す。図 8 は、カソード組立体 22 の中心において断面で表示された、差動バイアスされたカソードについてのコンピュータ・シミュレーションである。ビーム幅の集束が示されている。シミュレーションの目的で、フィラメントは、長さ方向において真直ぐであると仮定される。電子ビームは、0.5 mm 焦点に集束される。シミュレーションは、上で説明した物理的理由から線状焦点をシミュレーションするために、図 6 に示すのと同様な二次元断面として近似できるカソード - アノード幾何学形状の幾何学的構成を使用して開始される。(代わりに、点焦点を作り出すことを意図した設計をシミュレーションするためには、円筒対称を仮定することができる。) カソード及びアノード表面は、特定電位において完全導体である

10

20

30

40

50

と仮定される。より具体的には、 $V_{\text{ハッカ}}$ は(-4.2 kV)であり、 $V_{\text{フィラメント}}$ は(0 V)であり、 $V_{\text{前面}}$ (つまり、 $V_{\text{開口}}$ )は(0 V)であり、そして、 $V_{\text{ターケット}}$ は(80 kV)である。介在空間は、離散化され、この領域内の電位は、二次有限要素法によって求められる。各々が多数の実電子を表す偽性電子は、放出された電子の熱分布を模写するように、初期の方向及びエネルギーの分布で放出表面の各要素面積から発射される。偽性電子の軌道は、該軌道が金属表面、通常はアノードに交差するまで積分される。繰返しの手順が続き、そこでは、離散化メッシュの各要素内にある電子の自己電荷が、偽性電子の軌道についての知識から求められ、その後電位が再計算される。この繰返し手順は、予め設定された収束基準に到達するまで繰り返される。一旦収束すると、焦点における電子電流の空間分布は、偽性電子の軌道から再構成されることができる。このシミュレーション方法は、設計試験用媒介物を現実に製造することに比較して、通常の実用的利点を有し、また、この方法は、全ての重要な物理的特性が知られていること、また、電位及び偽性電子の軌道についての解は、よく知られた手順によって恣意的に正確に得ることができることの両方の理由から、定量的に正確である。

#### 【0028】

本発明によるカソードは、1つより多い正味電流と焦点寸法とを要求する画像プロトコルの要求に更に合致するように改良することができる利点がある。なお更に、そのようなカソードは、低いビーム電流に対しては比較的小さな焦点幅を生成するように、また、より高い管電流に対してはより大きな焦点を生成するように設計し、それによってターゲット上のピーク熱応力を管理することができる。

#### 【0029】

本開示の差動バイアスされたエミッタ - カップカソード構成の幾つかの付加的な利点は、以下のように確認された。アノードそれ自身は中実である必要はないが、電子ビームを更に処理及び使用できるように穴あけできる必要がある。この新規エミッタ - カップカソード構成の放出面積、飽和電流、及びパービアンスは、従来の設計で達成できるよりも全て著しく大きいので、より大きな正味電流が可能である。従来の設計と比較して、本発明は著しく高いビーム圧縮比を達成できるので、同一の大きなエミッタにより小焦点モードが可能である。2つではなくて1つのエミッタを使用することの大きな利点は、機械的な複雑さが減少することにもまして、2つの作動モードにおいて生成された焦点がアノード上の同一の物理的位置に中心合わせされる、つまり、焦点が一致することである。良好に一致することは、ある種の医療用画像形成プロトコルにおいて必要とされ、また、単一エミッタ設計は、2 - フィラメントのカソード設計において不整合を生じる可能性を回避する。実際に、アノード表面の熱限界に対応するために、高輝度モードにおける焦点寸法は通常、低輝度モードにおける焦点寸法よりも大きいので、更なる作動上の利点がこの設計によって達成できる。この可変焦点寸法は、カソード組立体において個別のバイアスを変化させることで、焦点ボケが制御可能な方法で発生することを許すことにより、本開示において容易に達成できる。差動バイアスされたカソード組立体を使用することで、従来技術のコイル状フィラメントカソードの2 ~ 3倍以上の放出が可能である。更に、画質のトレードオフによる最適化が、連続調節可能な焦点寸法により可能となる。更に、グリッディングのために、付加的なカソード形状は何も必要ない。グリッディングは、 $V_{\text{フィラメント}} > V_{\text{開口}}$ で、つまり、バイアスがけが反転された場合に、達成される。本開示はまた、より堅牢なフィラメント(より大きな線直径)を可能にし、従ってフィラメント寿命の延長を可能にする。差動バイアスされたカソードに対して必要とされる電気接続が従来のカソード管におけるよりも少ない状態で、全て公知の技術が使用される。本開示は、フィラメントの高さ設定及び中心合わせにおける必要な精度が従来技術のカソードよりも低い状態の単純な機械設計を提供し、また、脈管、血管、及びCT用途において使用される、従来技術のカソードに比較して低コストのカソードを提供する。

#### 【0030】

本明細書において本発明の好ましい実施形態を図示し説明してきたが、そのような実施形態は実例のみの目的でなされていることは明らかであろう。当業者には、本明細書にお

10

20

30

40

50

ける本発明から逸脱することなく、数多くの変形、変更及び置き換えが想到されであろう。従って、本発明は、同時に提出する特許請求の範囲の技術思想及び技術的範囲によってのみ限定されることを意図している。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】従来のX線管カソード設計の斜視図。

【図2】図1のX線管の断面図。

【図3】図1及び図2に示したX線管のような従来のX線管のアノード表面における電子電流の空間分布を示す、焦点プロファイルのグラフ。

【図4】本発明の好ましい実施形態により構成されたX線管についての、コンピュータ・シミュレーションした焦点プロファイルを示すグラフ。 10

【図5】本開示の好ましい実施形態によるエミッタ・カップカソードの概略斜視図。

【図6】図5のエミッタ・カップカソードの断面図。

【図7】図6のエミッタ・カップカソードの別の例示的な実施形態の断面図。

【図8】図5及び図6のエミッタ・カップカソードのようなエミッタ・カップカソードのコンピュータ・シミュレーションから得られた電子ビームの空間プロファイルを示すグラフ。

【符号の説明】

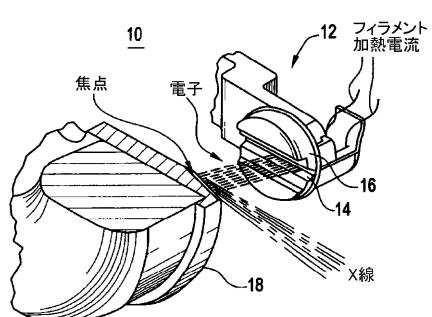
【0032】

2 2	カソード組立体
2 4	エミッタ
2 6	空洞
3 0	開口
3 2	カソード前面部材
3 6	バッキング
4 2	バッキング絶縁体

20

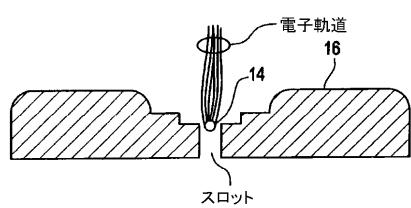
【図1】

従来技術

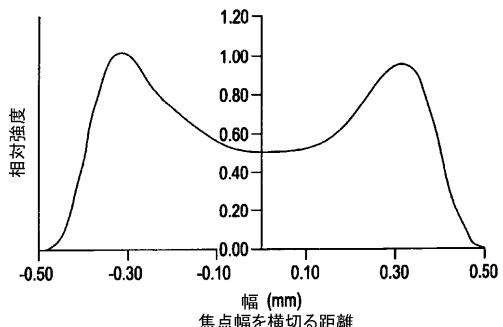


【図2】

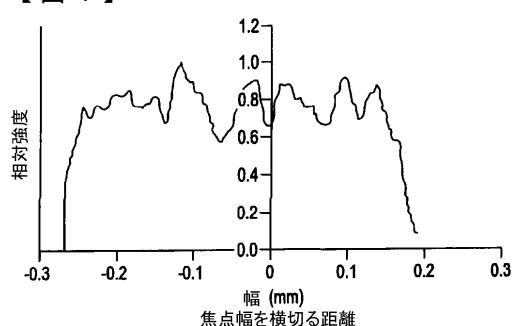
従来技術



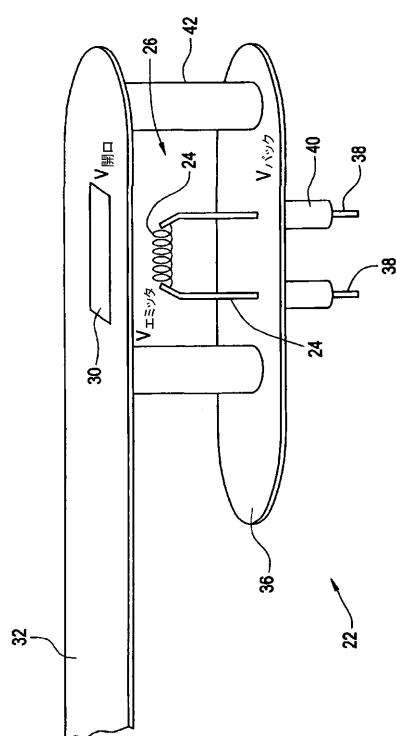
【図3】



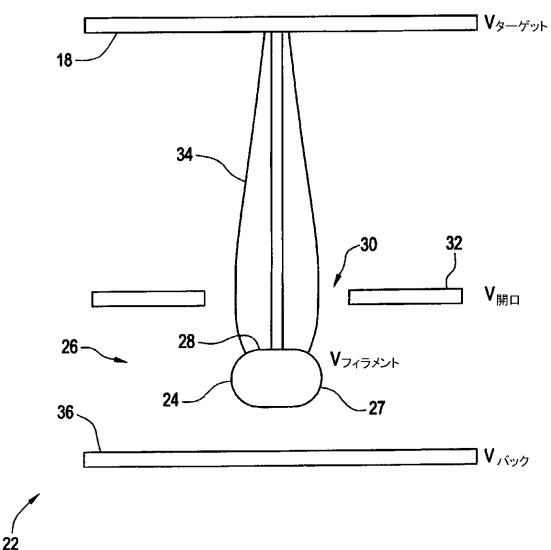
【図4】



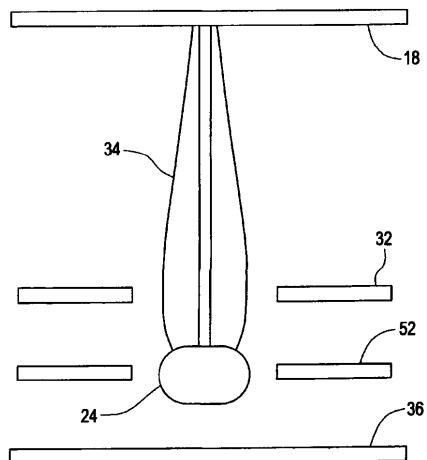
【図5】



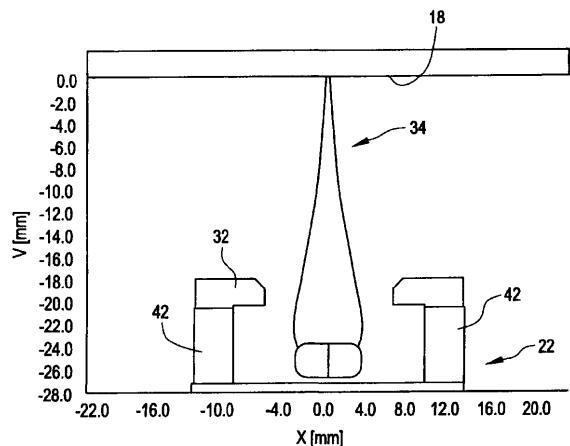
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(72)発明者 セルジオ・ルメートル

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ホワイトフィッシュ・ベイ、ノース・ウッドラフ・アベニュー  
一、4715番

合議体

審判長 村田 尚英

審判官 伊藤 幸仙

審判官 神 悅彦

(56)参考文献 特開平10-3872 (JP, A)

国際公開第00/25342 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H01J35/06

H01J35/14