

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-349254

(P2004-349254A)

(43) 公開日 平成16年12月9日(2004.12.9)

(51) Int.Cl.⁷

H 05 G 1/34

H 01 J 35/06

F 1

H 05 G 1/34

H 01 J 35/06

テーマコード(参考)

4 C 0 9 2

Z

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-148836 (P2004-148836)
 (22) 出願日 平成16年5月19日 (2004.5.19)
 (31) 優先権主張番号 0350162
 (32) 優先日 平成15年5月20日 (2003.5.20)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(71) 出願人 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・7100
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (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

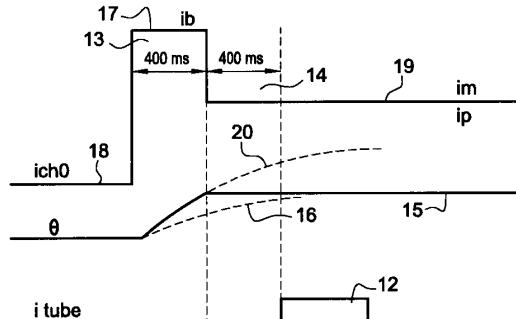
(54) 【発明の名称】放射線源の発熱体に給電する方法及び対応する線源

(57) 【要約】

【課題】任意のX線管のカソードの温度を稼働温度まで上昇させるときの速度及び精度を高める。

【解決手段】X線管のカソードの加熱時定数を決定する方法である。予備時間の間に印加される増強電流の値(i_{b})は、既存の加熱用待機電流(i_{ch0})及び後に用いられる稼働電流(i_p)の両方の関数でなければならない。カソード温度の漸進的上昇のモデルが、管に期待される管電流と得られる管電流との間の管電流誤差の最小化を生成する。このモデルは、4つのパラメータしか計算しないでよい。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放出される放射線の線源の発熱体に給電する方法であって、
 その強度が待機値である加熱用電流により前記発熱体を待機温度にまで加熱する工程と
 、
 放射線の放出の前の一定の時間の間に前記発熱体に前記加熱用電流の増強を施す工程と
 、
 この時間の後に、その強度が前記待機値と前記増強電流の値との間の中間値である電流
 を前記発熱体に印加する工程と、
 を備えており、

10

前記増強電流の値は、各回の放出毎に前記待機値及び中間値の関数として決定される、
 方法。

【請求項 2】

前記線源は放射線検査に適用される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記増強電流の値は、前記加熱用電流の漸進的上昇のモデルの関数として決定され、
 前記漸進的上昇のモデルは、前記線源に期待される線源電流と得られる線源電流との間
 の線源電流誤差の最小化を生成するモデルである、請求項 1 又は請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記モデルは次式を含んでおり、

20

$$i_p = i_b - [(i_b - i_0) / \{ ((i_b) / (i_0)) \cdot (\exp (t / (i_b)) - 1) + 1 \}]$$

ここで、

$$(i_b) = 1 / (a + b * i_b + c * i_b + d * i_b * i_b) \text{、及び} \\ (i_0) = 1 / (a + b * i_b + c * i_0 + d * i_b * i_0)$$

であり、 i_p は放出の開始時の発熱体電流であり、 i_b は増強用の発熱体過電流であり、
 i_0 は初期電流であり、 t は定数であり、 $a \sim d$ は前記線源のパラメータであり、

前記増強電流値 i_b は、前記待機電流の値 i_0 及び前記中間値 i_p を既知として繰り返
 しにより決定される、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記パラメータ a 、 b 、 c 及び d は、前記カソードが前記アノードに小さい焦点スポットを形成するか大きい焦点スポットを形成するかによって次の値

30

小さい焦点スポット : $a = -0.9658$ 、 $b = 0.0504$ 、 $c = 0.4072$ 、
 $d = 0.0124$

大きい焦点スポット : $a = -0.4045$ 、 $b = 0.0416$ 、 $c = 0.2663$ 、
 $d = 0.0215$

を有する、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記パラメータ a 、 b 、 c 及び d は、期待される管電流と検出される管電流との間に検
 出される誤差の最小化により決定される、請求項 4 又は請求項 5 に記載の方法。

40

【請求項 7】

前記時間は持続時間が 400 ミリ秒である、請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載
 の方法。

【請求項 8】

前記時間は、400 ミリ秒に近似的に等しい安定化の持続時間だけ前記放出に先行する
 、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

発熱体を備えたカソードと、

アノードと、

前記発熱体に給電する手段と、

50

その強度が待機値である待機温度にまで前記発熱体を加熱して、放出の前の一定の時間の間に前記発熱体に前記加熱用電流の増強を施すと共に、この時間の後に、その強度が前記待機値と前記増強電流の値との間の中間値である電流を前記発熱体に印加する手段と、各回の放出毎に前記待機値及び中間値の関数として前記増強電流の値を決定する手段と、を備えた放射線源。

【請求項 10】

前記増強電流の値を決定する前記手段は、前記加熱用電流の漸進的上昇のモデルを含んでおり、該漸進的上昇のモデルは、当該線源に期待される線源電流と得られる線源電流との間の線源電流誤差の最小化を生成するモデルである、請求項 9 に記載の線源。

10

【請求項 11】

前記モデルは次式を具現化し、

$$i_p = i_b - [(i_b - i_0) / \{ ((i_b) / (i_0)) \cdot (\exp (t / (i_b)) - 1) + 1 \}]$$

ここで、

$$(i_b) = 1 / (a + b * i_b + c * i_b + d * i_b * i_b)、及び$$

$$(i_0) = 1 / (a + b * i_b + c * i_0 + d * i_b * i_0)$$

であり、 i_p は放出の開始時の発熱体電流であり、 i_b は増強用の発熱体過電流であり、 i_0 は初期電流であり、 t は定数であり、 $a \sim d$ は当該線源のパラメータであり、

前記増強電流値 i_b は、前記待機電流の値 i_0 及び前記中間値 i_p を既知として繰り返しにより決定される、請求項 10 に記載の線源。

20

【請求項 12】

前記パラメータ a 、 b 、 c 及び d は、前記カソードが前記アノードに小さい焦点スポットを形成するか大きい焦点スポットを形成するかによって次の値

小さい焦点スポット : $a = -0.9658$ 、 $b = 0.0504$ 、 $c = 0.4072$ 、
 $d = 0.0124$

大きい焦点スポット : $a = -0.4045$ 、 $b = 0.0416$ 、 $c = 0.2663$ 、
 $d = 0.0215$

を有する、請求項 11 に記載の線源。

30

【請求項 13】

コンピュータ上で実行されると請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか一項の工程を実行するコード手段を備えたコンピュータ・プログラム。

【請求項 14】

コンピュータ上で実行されると請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか一項の工程を実行するコードを担持した担体上のコンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線源の要素に給電する方法に関する。具体的には、本発明は、X線管のカソードの発熱フィラメントに給電する方法に関する。本発明は医療分野、特に血管撮像分野で利用することができる。本発明は、X線管を用いて生成される画像の品質に関する。本発明はまた、X線管自体に関する。

40

【背景技術】

【0002】

放射線画像の取得のために、患者の身体のような対象がX線による照射を受け、X線は対象を透過して対象内で部分的に減弱され、残りの照射は検出器すなわちフィルム又は電子式検出器によって検知される。固体X線源の代わりに、X線発生が可能な電子管が放射線源として用いられている。電子管は利用時の柔軟性が高い。電子管を用いて、発生されるX線の硬度(X線のエネルギー、従ってフォトン線の周波数に関連する)及び発生されるX線の放出量(delivery rate)を制御することができる。

50

【0003】

X線の放出量は測定結果の関数として選択され、測定結果は検出器で収集されるエネルギーの積算によって現われる。さらに、説明を簡単にするために、X線の大部分が検出器に到達するとすると、対象が大きいほど必要とされる放出量は大きい。検出器は、結果を現わすためにエネルギーに関連したダイナミック・レンジを有するので、検出器が受け取る面素当たりのエネルギーの平均量は、画像コントラストが可能な限り効率的に分布するように、このダイナミック・レンジの中央（又は期待値）に位置していなければならない。蓄積されるエネルギーが大き過ぎると、検出器は飽和して、対象の透明な部分でコントラストの損失が生ずる。反対に、受光するエネルギーが小さすぎると、検出器は照射不足となり、対象の最も肉厚の部分でコントラストの損失が生ずる。

10

【0004】

X線の硬度は、管のアノードとカソードとの間の高電圧によって主に制御される一方、X線の放出量はアノードの加熱用電流に主に依存する。硬度については、カソードから放出される電子は、高電圧が高まると共に特に速い速度でアノードに衝突する。このアノードへの衝突から高エネルギー値のX線が発生される。また同時に、アノードに投射されるべくカソードから放出され得る電子の数はカソードの励起状態に特に依存しており、励起状態自体は熱状態に依存している。最終的に、X線放出量に直接関係する管電流の流量がこのようにして管の温度に関係付けられる。

【0005】

従って、放射線画像の取得、さらに一般的には放射線検査は、一旦患者のような対象が管と検出器との間の中間位置に配置されたら、曝射時に照射を発するように管を駆動することを要求する。曝射の持続時間は、検出器によって検知されるエネルギーの蓄積のもう一つの相乗因子である。電子の自発的放出によってカソードが過度に速く消耗するという理由で、カソードが放出を行なうときにのみカソードを加熱する公知の方法が幾つか存在している。実用では、カソードは、稼働温度である高温（約4000K）よりも遙かに低い温度に保たれることができる。

20

【0006】

すると、管が委ねられるパルス式運転が、カソードの発熱時定数に関係する問題点に遭遇する。この問題点は、管を管温度に設定するのを遅らせる。過度に低い温度のカソードは過度に弱い管電流を発するので、所与の照射持続時間にわたる放出X線の累積エネルギーは期待される累積エネルギーと異なるものになる。

30

【0007】

この問題点を克服するために、放出インパルスの前に、カソードが稼働温度に到達するようにカソードを予熱する公知の方法が存在する。しかしながら、この予熱は極めて緩慢で約4秒～5秒掛かる。分野によっては、特に造影剤を患者の血液に送り込むと同時に動脈及び静脈分布系の放射線撮像曝射を行なうような血管撮像分野では、これほど緩慢であると許容できないことは言うまでもない。この造影剤は、心搏によって押し出されて波動の形態で血液内に拡散する。換言すると、改善されたコントラストは、無作為で且つ注射時刻に関連した時刻（date）において1秒間に近い時間にわたって一過性で見ることしかできず、何れにせよ4秒又は5秒という待ち時間とは殆ど相容れない。

40

【0008】

この問題点を克服するために、加熱用電流に増強（boost）電流値を付加する短時間パルスによって待機電流（カソード発熱の保持を可能にする）の値から稼働電流（期待されるX線放出量に対応する）へ移行させる公知の方法が存在する。すると、全く同じ熱時定数について、カソードの温度の漸進的上昇が大幅に高速化する。この増強電流を400ミリ秒に略等しい較正された持続時間にわたって印加した後には、カソードの加熱用電流は稼働値になる。この稼働値は、待機電流の値と増強電流の値との間にある。

【0009】

一般的には、一例ではやはり400ミリ秒に等しい安定化時間を引き続き設け、その終結時に本来の照射を行なうことができる。この照射は、用いられる管技術に応じて、アノ

50

ードとカソードとの間での高電圧の切り換えによって発生させてもよいし、又はカソードとアノードとの間に介設されている制御格子の電圧の切り換えによって発生させてもよい。かかるアプローチは良好な結果を与え、一時的な増強電流が印加されていないときに得られる結果よりもどんな場合でも良好な結果を与える。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、放出量の制御に関する最近の要求はさらに大きい。具体的には、パルス発生中の管の平均放出量は、期待される平均値の±10%のウィンドウの範囲内に収まらなければならぬ。増強電流を印加しても大きなばらつきが生じて、管電流を所望の精度で制御し得ないことが認識されてきた。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の実施形態はこの問題点を克服するためのものである。測定から、実際には、増強電流は、一回限りで決定した値及び持続時間で付加されるのではなく、得られるべき稼働電流（カソードの稼働温度をそこで安定させるべき電流）に依存し、且つ増強電流の前の待機電流の関数でなければならないことが判明した。そして、増強電流の値を駆動し制御する（一例ではこの増強電流の所与の持続時間にわたって）ことにより、有用なX線照射中の管の平均電流がウィンドウ内又は期待される電流の±1.5%の範囲内に収まっている、すなわち期待に完全に従った値にあると保証することが可能になった。

20

【0012】

一実施形態では、経験的な方法を用いて増強電流の値を待機電流及び稼働電流の関数として表形式で羅列するのではなく、特に単純な解析モデルを設定した。このモデルは、精密な計算を可能にし、一つの管から他の管へ移行させることが可能であるという利点を有する。実際に、同じモデルであっても、X線管の間で性質の差から上述の許容範囲への適合を最早許さない異なる形態の挙動が生ずる。異なる形態の挙動のマッピングを各々の管毎に見直さなければならないのではなく、比較的単純な一連の実験によって管に関わるモデルのパラメータを決定することができる。ある管のモデルのパラメータはこの管に固有のものである。モデルは全ての管に共通のものである。この手順によって、X線管の利用時の精度の問題点、及び得られる管の間のばらつきが考慮に入れられる産業規模応用の問題点が解決する。

30

【0013】

本発明の一実施形態は、放出の前に放射線源の発熱体に給電する方法に関するものであって、この方法は、その強度が待機値である加熱用電流によって発熱体を待機温度にまで加熱する工程と、放出の前の一定の時間の間に発熱体に加熱用電流の増強を施す工程と、この時間の後に、その強度が待機値と増強電流の値との間の中間値である電流を発熱体に印加する工程とを備えており、ここで、増強電流の値は、各回の放出毎に待機値及び中間値の関数として決定される。

【0014】

本発明の一実施形態は、放射線源に関するものであり、この放射線源は、発熱体を備えたカソードと、アノードと、発熱体に給電する手段と、その強度が待機値である待機温度にまで発熱体を加熱して、放出の前の一定の時間の間に発熱体に加熱用電流の増強を施すと共に、この時間の後に、その強度が待機値と増強電流の値との間の中間値である電流を発熱体に印加する手段と、各回の放出毎に待機値及び中間値の関数として増強電流の値を決定する手段とを備えている。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

本発明及びその実施形態は、以下の記載及び添付図面からさらに明確に理解されよう。これらの図面は単に指示のために掲げられており、如何なる意味でも本発明の範囲を限定するものではない。

50

【0016】

図1は、本発明の方法の一実施形態を具現化するのに用いることのできるX線管1を示す。管1は、カソード2と、例えば回転式のアノード3とを含んでいる。カソード2は直接型カソードであっても間接型カソードであってもよい。ここでは、カソード2はその発熱体によって表わされている。カソード及びアノードが互いに対し高電圧下に置かれると、カソード2は高速の電子を放出し、電子はアノード3のターゲットに衝突するとアノードによるX線4の放出を促し、このX線4を用いて特に医療分野での放射線撮像を行う。管1は制御手段5を含んでおり、制御手段5は、アドレス、データ及び制御バス7を介して入出力インターフェイス8、プログラム・メモリ9及びデータ・メモリ10に結合されているマイクロプロセッサ6によって形成されている。入出力インターフェイス8はマン・マシン・インターフェイス(図示されていない)から命令を受け取るように設計されており、このマン・マシン・インターフェイスを用いて管1の所望の動作を指令することができる。メモリ9に含まれているプログラム11を用いて、X線4が期待される値に厳密に固定されるようなマイクロプロセッサ6による一連の動作の実行を可能にする。

10

【0017】

血管形式の放射線撮像の分野では(図2)、例えば、加熱用待機電流*i_{ch0}*が入出力インターフェイス8に持続的に加えられてカソードのフィラメント2に給電している。図2は、加熱用電流のタイミング図の下方にカソードの温度のグラフの図を掲げている。また、図2は、グラフの下方にX線4の放出量を直接的に表わすアノード電流としても知られる管電流*i*を示している。公知の方法で、照射を発する曝射12の前に、カソード2は、一例では400ミリ秒に等しい所与の時間13にわたって増強電流*i_b*によって予熱される。ここでの説明では以下、この例示的な400ミリ秒という持続時間を選択する。しかしながら、後に、特にモデルによって他の持続時間を選択することが如何にして可能になるかを示すことにする。但し、400ミリ秒という持続時間はカソード2に対する正常な負荷に対応しているので好ましい持続時間である。

20

【0018】

増強電流を印加する時間13の後には曝射12を生じさせることが可能になる。しかしながら、従来技術では、本来の曝射12を行なう前に、一例ではやはり400ミリ秒に等しい安定化時間14だけ待つことが好ましい。本発明の一実施形態では、かかる持続時間14を必須としないことも可能である。安定化時間14の間、及び曝射時間12の間には、カソード電流*i_p*は、待機電流の値*i_{ch0}*と増強電流の値*i_b*との間の中間値を有する電流となっている。

30

【0019】

図2はまた、増強電流時間13を用いる効用の模式図も与えている。増強電流時間13を用いなければ、カソードの温度はカソードの熱定数に関係した緩慢な漸進的上昇16で安定化後の温度15に到達するであろう。増強電流を印加し、熱定数が近似的に同じである場合には、増強電流時間13の終結時に曝射12の開始時刻の十分に前に稼働温度15に達する。結果として、増強電流を用いると、安定化後の温度15を相対的に高い精度で達成することができる。

40

【0020】

しかしながら、本発明の一実施形態では、一旦決定された限りの増強電流は、予備の待機電流の値*i_{ch0}*及び中間稼働電流の値*i_p*の如何を問わず、十分なものではなく、曝射12の間の稼働電流平均値に過度のばらつきを招くことが判明している。本発明の一実施形態では、時間13での増強電流の値(*i_b*)17を、曝射12の前の待機電流の値(*i_{ch0}*)18及び曝射12の間に用いることのできる中間値である稼働電流の値(*i_p*)19に依存するものとする。この依存は、時間13の持続時間に関係付けられる。

【0021】

当然、かかる方法及びかかる装置は、行なわれる検査が曝射12の時刻を無作為に決定しなければならない血管形式の検査である場合や、準備時間を最大限短縮する又は場合によっては安定化時間14まで通過することが適当である場合に特に有用である。図2は、

50

増強電流 17 による予熱時定数 20 によって、時間 13 の終結時に稼働温度 15 に正確に達することが可能になることを模式的に示している。

【0022】

図 3 は、稼働温度の厳密且つ期待される設定を導くために、回路 5 によって具現化されるプログラムを示している。最初のサブプログラム 21 では、時間 13 の持続時間 22、時間 14 の持続時間 23、及び待機電流（値 18 を有する）の持続時間 24 についての情報を受け取る。サブプログラム 21 はさらに、カソード 2 が劣化を起こさないとして、超えてはならない加熱用電流の値を示す情報 25、 i_{chmax} を受け取る。従って、プログラム 11 のサブプログラム 21 は、時間 13 の持続時間 22 について増強電流の値 17（以下、増強電流を表わす「 i_{boost} 」に添って i_b とする）の計算を行なう。サブプログラム 21 は、フィラメントの増強電流の計算のためのモデルである。

【0023】

プログラム 11 はさらに、加熱用電流の挙動を、印加される高電圧についての情報 27 及び管電流の期待される値 28 の関数としてモデル化するのに用いられるもう一つのサブプログラム 26 を有している。従って、サブプログラム 26 は、カソード 2 を保持するのに用いられる稼働電流の値を示す値 i_p19 を有する情報 i_p を生成する。サブプログラム 21 もまた情報 i_p を受け取って、増強電流 i_b17 の計算を可能にする。一旦、これらの異なる要素が算出されたら、プログラム 11 のサブプログラム 29 が、算出された値でのカソード 2 及びアノード 3 の実効指令を与えることを可能にする。次いで、管 1 を異なるパラメータの関数として動作させて、曝射 12 を発生する。次いで、サブプログラム 30 を用いて、曝射 12 の間に発生される管電流の実際の値（及びその加熱用電流における等価な値 i_m ）を測定する。この値を期待される値 i_p と比較する。比較が行なわれると、各管毎に値 i_m が値 i_p に等しくなるようにサブプログラム 21 のパラメータを調節する手段が得られる。

【0024】

実用では、生産ラインから離れるときに各々の設備毎に標準的なパラメータを設定されたサブプログラム 21 を供給する。これらの標準的なパラメータを、設置時の較正段階で、限定された回数の実験で調節する。次いで、一旦、パラメータが調節されたら、設備を顧客に納品する。必要があれば、設備の経時と共に適時又は定期的にプログラム 30 によってサブプログラム 21 のパラメータを変更することも可能である。しかしながら、プログラム 11 がサブプログラム 30 を含んでいないような設備の納品を想定することも可能であり、このときはパラメータ設定は製品ユニットにおいて一度限りで行なわれている。

【0025】

図 4 は、フィラメントの温度 と等価管電流との間の対応の図である。図 4 にプロットした値から、アノード温度 の等価管電流 I_{equ} への変換式を導くことが可能である。この式（1）は、 $I_{equ} = 4 + 3 + 2 + \dots$ である。すると、この式（1）により、増強電流時間 13 の所期の持続時間、好ましい例では例えば 400 ミリ秒にわたるフィラメントの挙動のシミュレーションを得ることが可能になる。このシミュレーションはフィラメントの抵抗率、フィラメントを構成する材料の性質及び物理学的データを考慮に入れており、終結時でのフィラメントの温度を知ることを可能にする。

【0026】

図 5（A）は、第一に増強電流 13 の間でのフィラメントの温度の漸進的上昇を示し、第二に持続時間 13 の終結時に達した温度 13 に等価な値 i_p を示している。

【0027】

図 5（B）に示す曲線は、このシミュレーションの結果をそれぞれ電流 i_b の値の関数として与えている。9 本の曲線が示されており、時間 13 の前の待機電流の値 i_{ch0} の関数としてパラメータ表現されている。これらの曲線は極く大雑把に言えば、期待される電流 i_p が電流 i_b の少なくとも二次の関数であることを示す放物線部分の形状を有している。さらに、言うまでもなく、期待される稼働電流（グラフ 5（B）の水平線によって表わされている）は、増強電流が大きいほど迅速に得られる。或いは、この場合にも、待

機電流が小さいほど、パルス 1 3 の間での増強電流は大きくなければならない。

【0028】

図 6 は、図 5 (B) の幾つかの条件について、図 5 (B) の実験に対応して測定された加熱用電流の測定値 i_m の図を示す。

【0029】

図 7 は、シミュレーション・モデルを決定するのに用いられる諸要素を示す。このモデルは一つの管についての増強電流 i_b の決定の単純化を可能にするものであり、当該管、従って生産される管の各々で図 5 (B) に示すマッピングを実行する必要をなくす。第一に、このマッピングの取得は、時間が掛かり且つ煩雑な工程を伴う。第二に、このマッピングの取得は、大量のメモリの占有を必要とするか、又は所要の精度を得るためにさらに複雑な補間の必要性を伴う。

【0030】

本発明の一実施形態では、問題点は、フィラメントが動作させられる条件が異なることによるフィラメント加熱時定数の漸進的増大に由来することが判明した。本発明の一実施形態は、加熱用電流の値のドリフトを測定することに関する。加熱用電流はカソード・フィラメントの抵抗率に依存しており、抵抗率自体はカソードの温度に依存しており、カソードの温度自体は経時的に漸進的に上昇する。従って、時間 1 3 の間にカソード 2 に伝達される熱エネルギーは一定ではなく時定数を導く。この漸進的上昇はさらに、定常的に生ずる熱散逸を考慮に入れている。本発明の一実施形態は、増強電流 i_b と得られる電流 i との間に生ずる可能性の高い差に関してこのドリフトを標準化することに関する。曲線 7 は、加熱用電流 i_{ch0} から値 i_b までにわたる値の半開放区間について、 $1/$ と表わされるこの漸進的上昇が取る形態を示している。この区間は、 $i = i_b$ については標準化によって無限の値が導かれるため半開放となる。これらの曲線は、図 7 のグラフの右側に示す値の対について表わされている。

【0031】

これらの曲線は、 i が i_b に近付くときには漸近線を示し、直線の全体的形状を有しており、漸進的上昇の線形性を表わすと解釈される。実際に、フィラメントの熱時定数 τ が温度と共に変化していなかつたら、次の式 (2) が書かれていたであろう。

【0032】

$$\begin{aligned} i_p &= i_b - (i_b - i_0) * \exp(-t/\tau), \quad (\tau \text{ は定数}) \quad \text{すなわち}, \\ di_p/dt &= (i_b - i_0) * \exp(-t/\tau) / \tau, \quad \text{すなわち} \\ di_p/dt &= (i_b - i_p) / \tau, \quad \text{すなわち} \\ 1/ &= di_p/dt / (i_b - i_p) \end{aligned}$$

一次モデルでは、 $1/$ について定数が得られる。このことは、本書に示すモデルでは認められない。というのは、総じてこれらの曲線は次の式 (3) を導くからである。

【0033】

$$\begin{aligned} 1/ &= di/dt / (i_b - i) = a + b * i_b + i * (c + d * i_b), \\ \text{すなわち} \end{aligned}$$

$$i_p = i_b - [(i_b - i_0) / \{ (i_b / (i_0)) * (\exp(t / (i_b)) - 1) + 1 \}]$$

ここで、

$$\begin{aligned} (i_b) &= 1 / (a + b * i_b + c * i_b + d * i_b * i_b), \quad \text{及び} \\ (i_0) &= 1 / (a + b * i_b + c * i_0 + d * i_b * i_0) \end{aligned}$$

である。

【0034】

この式によって、モデルの複雑さが少なくなり、4 つの係数 a 、 b 、 c 、 d を有する単純なモデルとなる。一般的には、待機電流の増強電流の自乗を考慮に入れる第五の係数を考える必要はない。これら他の変数を考慮に入れても、1.5% の範囲という期待される精度の限界に近い値になることを証明することができる。この観点で、図 8 は、モデル及び測定値の極く細かく絡み合った曲線を用いて、一方では算出された値、及び他方では測

10

20

20

30

40

50

定された値について増強電流の値の関数としての図を示す。この図は、それぞれ 2.5 アンペア及び 3.5 アンペアという 2 種類の例示的な待機電流 i_{ch0} について示されている。

【0035】

実験から判明したことによると、このようにして算出されたモデルは約 1.5 % の効率で有効であり、期待される 10 % よりも遙かに大きい。一例では、パラメータ a、b、c、d は、カソードがアノードに小さい焦点スポットを形成するか又は大きい焦点スポットを形成するかによって次の各値を有する。

【0036】

小さい焦点スポット : $a = -0.9658$ 、 $b = 0.0504$ 、 $c = 0.4072$ 、10
 $d = 0.0124$

大きい焦点スポット : $a = -0.4045$ 、 $b = 0.0416$ 、 $c = 0.2663$ 、
 $d = 0.0215$

これから分かるように、式 (3) によって推奨される計算は、稼働電流 i_p 及び待機加熱用電流 i_{ch0} が既知であっても増強電流 i_b の値を直接的には与えない。実用では、この手順は、加熱用電流の可能な値の上限にあるとして既知である値及び加熱用電流の可能な値の下限にあるとして既知である値を取った状態での繰り返しによって実行される。例えば、上限にあるとして既知である値は最大加熱用電流 i_{chmax} の値である。下限にあるとして既知である値は待機加熱用電流 i_{ch0} の値である。次いで、この方法は二分法によって進む。例えば、中間増強電流の一選択肢、例えば上限値と下限値という二つの値の和の 2 分の 1 に等しい中間増強電流から得られる加熱用電流の値の計算を行なう。算出された稼働電流値と所望の値との間に認められた差に応じて、増強電流の値を徐々に修正して、前回の計算値よりも期待される稼働電流に近い稼働電流の新たな値を算出する。誤差が閾値、例えば 3 mA に設定されている閾値を下回ったら計算を止める。実用では、3 回又は 4 回の繰り返しの終結時に増強電流の値が得られ、繰り返しにも拘わらず計算がかなり単純であるため、この計算は極めて高速であり得る。1 ギガヘルツの速度で動作する最近のプロセッサであれば、これらの全計算を 1 ミリ秒未満の計算時間内に極めて容易に収めることができる。このように、誤差は、加熱用電流の漸進的上昇の選択されたモデルの関数として増強電流の値を決定することにより算出される。選択された漸進的上昇のモデルは、X 線管に期待される管電流と得られる管電流との間の管電流誤差を最小化する。実用では、管電流をその等価な加熱用電流（所与の高電圧について）で置き換えてよい。

【0037】

当業者は、開示された実施形態の構造 / 方法及び / 又は作用及び / 又は結果及び / 又は工程、並びにその等価物の様々な改変を本発明の範囲から逸脱せずに施し又は提案することができる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図 1】本発明の方法を具現化するのに用いることのできる X 線管の模式図である。

【図 2】放出が生じているときのカソードの予熱及び過熱の各段階の模式図である。

【図 3】設定用パラメータの準備の原理、及び一旦これらのパラメータが既知になった後には期待される放出を得るための X 線管の設定の原理を示す図である。

【図 4】本発明の方法のさらに分かり易い説明を与えるために用いられるグラフである。

【図 5 (A)】本発明の方法のさらに分かり易い説明を与えるために用いられるグラフである。

【図 5 (B)】本発明の方法のさらに分かり易い説明を与えるために用いられるグラフである。

【図 6】本発明の方法のさらに分かり易い説明を与えるために用いられるグラフである。

【図 7】本発明の方法のさらに分かり易い説明を与えるために用いられるグラフである。

【図 8】本発明の方法のさらに分かり易い説明を与えるために用いられるグラフである。

20

30

40

50

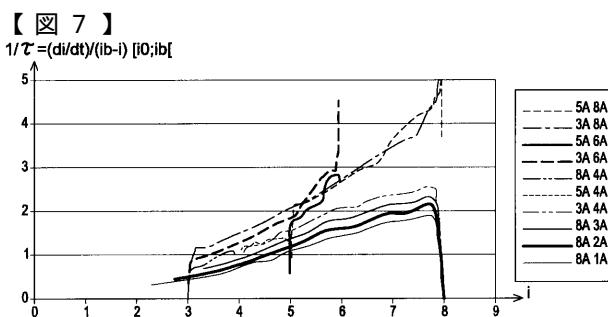
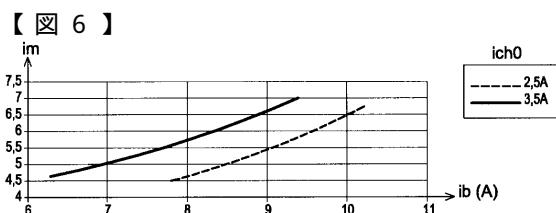
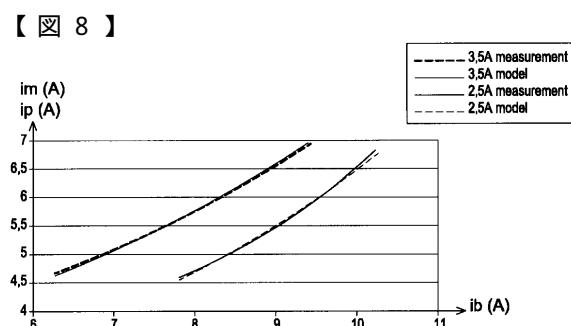
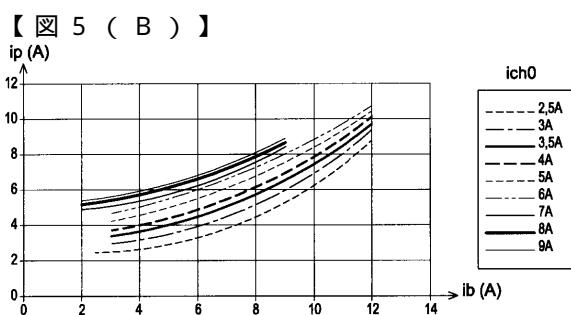
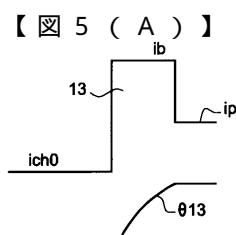
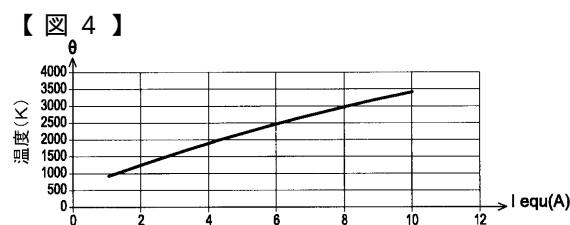
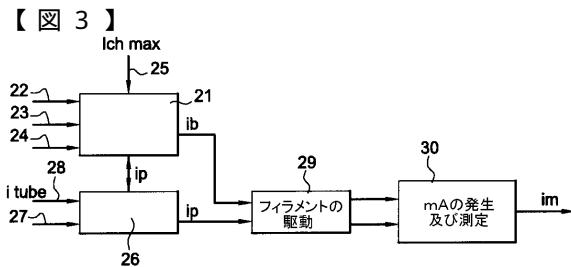
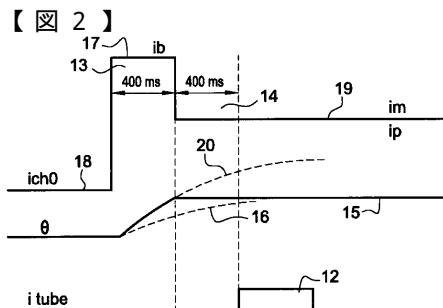
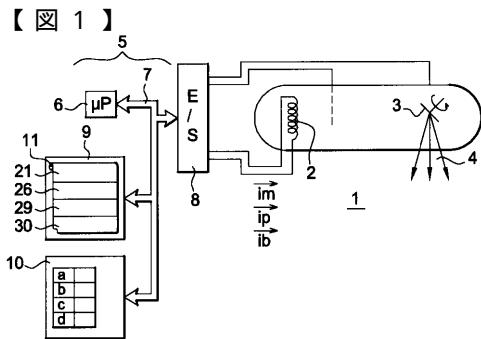
【符号の説明】

【0039】

- 1 X線管
- 2 カソード
- 3 アノード
- 4 X線
- 5 制御手段
- 6 マイクロプロセッサ
- 7 アドレス、データ及び制御バス
- 8 インタフェイス
- 9 プログラム・メモリ
- 10 データ・メモリ
- 11 プログラム
- 12 曝射
- 13 予熱時間
- 14 安定化時間
- 15 安定化後の温度
- 16 緩慢な漸進的上昇
- 17 増強電流の値 (i_b)
- 18 待機電流の値 (i_{ch0})
- 19 稼働電流の値 (i_p)
- 20 予熱時定数
- 22 時間13の持続時間
- 23 時間14の持続時間
- 24 待機電流の持続時間
- 25 加熱用電流の最大値
- 26 サブプログラム
- 27 印加される高電圧
- 28 管電流の期待される値

10

20



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 パトリック・クレティエン

フランス、92130・イシ・レ・ムリノー、アレ・マティス、5番

F ターム(参考) 4C092 AA01 AB04 AC03 BD06 CE12 CF08 CH02

【外國語明細書】

2004349254000001.pdf