

(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.	F I
<b>H05G 1/00 (2006.01)</b>	H05G 1/00 C
<b>H01J 35/14 (2006.01)</b>	H01J 35/14

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)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成13年1月24日 (2001.1.24)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2001-297892 (P2001-297892A)		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
(43) 公開日	平成13年10月26日 (2001.10.26)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成20年1月21日 (2008.1.21)		弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	09/547242	(72) 発明者	エリック・リフシン
(32) 優先日	平成12年4月11日 (2000.4.11)		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
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	アミー・リンセビグラ・スメントコウスキー
			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、5 3 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200kV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 200 kV 未満のエネルギーを有する X 線を発生する請求項 5 または 6 に記載の方法。

【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 200 kV 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。

【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。

## 【 0 0 0 3 】

## 【 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。

## 【 0 0 0 4 】

## 【 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  $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$  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。

10

## 【 0 0 0 5 】

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  $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$  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 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。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。

20

## 【 0 0 0 6 】

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  $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$  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

30

## 【 0 0 0 7 】

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  $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$  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 200 kV 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。

40

## 【 0 0 0 8 】

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を得られる。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  $7^{\circ}$  に等しく、 が  $15^{\circ} \sim 20^{\circ}$  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  $7^{\circ}$  で が  $9^{\circ}$  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

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、 $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$ の範囲にある。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。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 $15^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の範囲にあり、第2の角度34は $5^{\circ} \sim 15^{\circ}$ の範囲にある。別の設計例において、第1の角度26はほぼ $20^{\circ}$ であり、第2の角度34はほぼ $7^{\circ}$ である。本発明を説明するにあたり、用語「ほぼ $x^{\circ}$ 」は、「 $x^{\circ} \pm 2^{\circ}$ 」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 $\pm 2^{\circ}$ 」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、 $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 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 $15^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の範囲にあり、第2の角度34は $5^{\circ} \sim 15^{\circ}$ の範囲にある。別の設計例において、第1の角度26はほぼ $20^{\circ}$ であり、第2の角度34はほぼ $7^{\circ}$ である。

## 【 0 0 1 2 】

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 2 2 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 2 2 が X 線ターゲット 1 8 の表面 2 0 に対して  $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$  の範囲の第 1 の角度 2 6 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 1 8 の表面 2 0 上の焦点 ( 焦点 2 4 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 1 8 の表面 2 0 に対して第 2 の角度 3 4 をなすこれらの X 線を利用することを含む。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の第 1 の方法の一適用例において、第 1 の角度 2 6 は  $15^{\circ} \sim 30^{\circ}$  の範囲にあり、第 2 の角度は  $5^{\circ} \sim 15^{\circ}$  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 2 6 はほぼ  $20^{\circ}$  であり、第 2 の角度はほぼ  $7^{\circ}$  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 2 2 と共に、ターゲット 1 8 の表面 2 0 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。第 1 の方法の別の例において、過程 b ) は、ほぼ  $200 \text{ kV}$  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 3 4 は、第 1 の角度 2 6 より小さい。

## 【 0 0 1 4 】

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 2 2 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 2 2 が X 線ターゲット 1 8 の表面 2 0 に対して  $15^{\circ} \sim 60^{\circ}$  の範囲の第 1 の角度 2 6 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 1 8 の表面 2 0 上の焦点 ( 焦点 2 4 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 1 8 の表面 2 0 に対して第 1 の角度 2 6 よりも小さい第 2 の角度 3 4 をなし、かつ電子ビーム軸 2 2 とともに、ターゲット 1 8 の表面 2 0 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。本発明の第 2 の方法の一適用例において、第 1 の角度 2 6 は  $15^{\circ} \sim 30^{\circ}$  の範囲にあり、第 2 の角度は  $5^{\circ} \sim 15^{\circ}$  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 2 6 はほぼ  $20^{\circ}$  であり、第 2 の角度はほぼ  $7^{\circ}$  である。

## 【 0 0 1 5 】

本出願人等は、第 1 の角度 2 6 ( 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 3 4 ( 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 2 6 が  $90^{\circ}$  ( すなわち、 が  $90^{\circ}$  に等しい ) で第 2 の角度 3 4 が  $7^{\circ}$  ( すなわち、 が  $7^{\circ}$  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 1 8 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 1 8 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 1 0 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。

## 【 0 0 1 6 】

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、 $100 \sim 150 \text{ kV}$  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 2 6 ) を表わし、x 軸が ( すなわち、第 2 の角度 3 4 ) を表わ

10

20

30

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1.50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、15°未満の（すなわち、第1の角度26°）及び/又は5°未満の（すなわち、第2の角度34°）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20°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により明らかなように、X線エネルギー束増加の結果として1.50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から明らかなように、適度の機械的再設計により、15°～30°の範囲の（第1の角度26°）と、よりも小さく且つ5°～15°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15°～60°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。

10

#### 【0017】

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。

20

#### 【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。

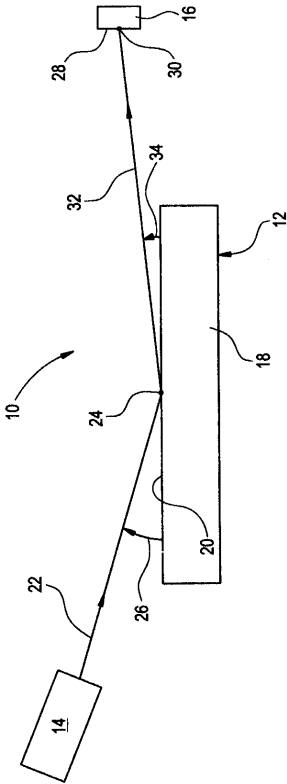
【図3】が7°の場合のの種々の値（°で示される）に対するX線エネルギー束増加を示す図。

#### 【符号の説明】

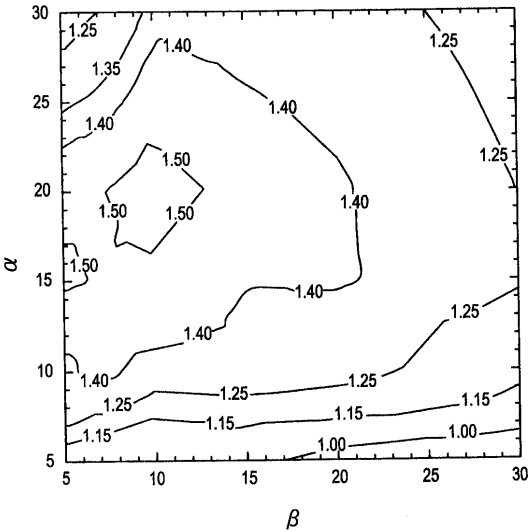
- 10 X線管構体
- 12 X線管陽極
- 14 X線管陰極
- 16 X線管窓
- 18 X線発生ターゲット
- 20、28 表面
- 22 電子ビーム軸
- 24 焦点
- 26 第1の角度
- 30 中心点
- 32 線
- 34 第2の角度

30

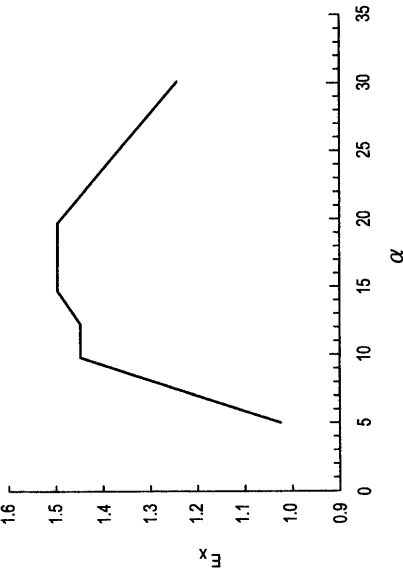
【図 1】



【図 2】



【図 3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 レンビット・サラソー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、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