

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4346864号
(P4346864)

(45) 発行日 平成21年10月21日(2009.10.21)

(24) 登録日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z
H 0 5 G 1/44 (2006.01)	H 0 5 G 1/44 A
H 0 5 G 1/46 (2006.01)	H 0 5 G 1/46

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2002-130923 (P2002-130923)	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成14年5月2日(2002.5.2)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公開番号	特開2003-31397 (P2003-31397A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公開日	平成15年1月31日(2003.1.31)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
審査請求日	平成17年4月27日(2005.4.27)		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(31) 優先権主張番号	10122041.3		1
(32) 優先日	平成13年5月7日(2001.5.7)	(74) 代理人	100070150
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		弁理士 伊東 忠彦
		(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線露出制御の方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線管のX線の発生を制御するための方法を実行するための自動の露出制御ユニットが提供されたX線発生器であって、

前記方法は、後続くステップ：

原則として超えられることが許可されるものではない最大の露出時間を予め設定すること；

前記X線管についての露出開始電圧を予め設定すること；

前記X線管のX線の発生を開始すると共にX線吸収をうけたX線を検出することによって前記X線吸収を測定すること；

前記X線吸収が、第一の閾値以上であるとき、前記最大の露出時間で前記露出開始電圧を変化させること、又は

前記X線吸収が、前記第一の閾値未満であるとき、一定の露出開始電圧で前記露出時間を変化させること

を含むと共に、

前記発生器は、

前記自動の露出制御ユニットは、X線管を制御するための複合の制御器を含むと共に、

前記複合の制御器は、対象のX線吸収を測定するための線量率検知素子に従うものである、線量制御器及び少なくとも一つの線量率制御器を含むと共に、

提供されたものは、前記X線管の線量率を増加させるための第一の線量率制御器のみな

10

20

らず前記 X 線管の前記線量率を低減させるための第二の線量率制御器であると共に、
前記線量率制御器は、並列に接続されたものである
ことを特徴とする、X 線発生器。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の X 線発生器 において、
最小の露出時間は、予め設定されたものであると共に、
前記 X 線吸収が、第二の閾値以下であるとき、前記最小の露出時間での前記露出開始電圧は、変化させられる、又は、
前記 X 線吸収が、前記第二の閾値を超えるものであるとき、一定の露出開始電圧での前記露出時間は、変化させられる
ことを特徴とする、X 線発生器。

10

【請求項 3】

請求項 1 に記載の X 線発生器 において、
前記露出電圧は、予め決められた最大の値までのみ増加させられると共に、
この最大の値を超える前記 X 線の発生の増加は、前記最大の露出電圧で前記露出時間を延長することによって行われることを特徴とする、X 線発生器。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか に記載の X 線発生器 において、
それは、最大の露出時間が、露出について予め設定されることができる、第一のユニットを含むと共に、
前記第一のユニットは、前記線量率検知素子並びに前記二つの線量率制御器の間に、前記線量率制御器に作用するように、接続されたものである
ことを特徴とする、X 線発生器。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の X 線発生器 において、
それは、最小の露出時間が、露出について予め設定されることができる、第二のユニットを含むと共に、
前記第二のユニットは、前記第一のユニット及び前記第二の線量率制御器の間に、それに作用するように、接続されたものである
ことを特徴とする、X 線発生器。

30

【請求項 6】

請求項 1 乃至 3 のいずれか に記載の X 線発生器 において、
前記線量率検知素子は、線量又は線量率の参照値を調節するための較正器及び分割器を介して、前記線量率制御器及び前記少なくとも一つの線量率制御器へ接続されたものである
ことを特徴とする、X 線発生器。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 3 のいずれか に記載の X 線発生器 において、
それは、X 線管についての露出電圧の開始値を調節する為のみならずその制御範囲及び最大の値を調節する為に、前記少なくとも一つの線量率制御器に従うものである第三のユニットを含むことを特徴とする、X 線発生器。

40

【請求項 8】

請求項 1 乃至 3 のいずれか に記載の X 線発生器 において、
それは、イメージ増倍管の形式に依存して調節可能なものである管電流因子を形成するためのみならず基本の値に依存して前記 X 線管にフィラメント電流を発生させるための、第四のユニットを含む
ことを特徴とする、X 線発生器。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の X 線発生器 において、
それは、前記分割器のみならず第四のユニットが、複数のバス配線を介して調節されることができる、マイクロプロセッサユニットを含むことを特徴とする、X 線発生器。

50

【請求項 10】

撮像する及び画像を処理するための少なくとも一つのデバイスを含む X 線システムであって、

それは、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の X 線発生器を含むことを特徴とする、X 線システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、X 線露出制御のため、特に、対象の動的な X 線検査の間に実行される露出、即ちその露出の間に対象の X 線吸収が変化する及び / 又は対象が移動する露出のための方法に関する。また本発明は、このような方法を実行するための自動露出制御デバイスが提供される X 線発生器に関する。

10

【0002】**【従来の技術】**

人体及びその器官の X 線検査に対して、検査区域の最適な露出を達成するために、X 線発生器に対する多数の設定を実行する必要がある。このことは、様々な器官又は領域の密度が本質的に非常に異なると共に、また人それぞれ、即ち関連する人のサイズ及び体重に依存して異なる、という事実による。できるだけ少ない放射線量を当てると同時に患者の安全な検査を保証するために、さらに、実際に全ての国において、所定の制限内でのみ所定のパラメータを調節する又は変化させることを許容する公の規制がある。

20

【0003】

特に、互いに依存し、互いに適合されなければならず、異なる方法で各時間に獲得される画像に影響する、以下のパラメータには注意を払うべきである。

【0004】

他方では、X 線管（即ち、本質的に露出電圧（kV））の線量率は、撮像される対象のコントラスト及びそのコントラストの範囲を決定する。しかしながら、放射線量は、まず最初に、画像の信号対雑音比を決定するが、特に移動する対象の場合に画像の鮮明さを最適化するために、露出時間は、所定の最大値を超えてはならない。さらに、これらのパラメータの適合又は選択に対して、検査される対象の密度（X 線吸収）、即ち、概して、患者の厚さを考慮することも必要である。最後に、様々な法的な規則及び規制は、放射観測装置に入射する X 線量にも適用する。

30

【0005】

これらのパラメータの調節における部分的な自動化に関して、様々な方法及び装置が知られている。例えば、EP 0 073 644 が、相対的な硬度、フィルム及びホイルの感度などのような所定の二次的な条件を予め選択した後、最初に、プログラム化された線量に到達するまで、プログラム化された管の電圧及びプログラム化された管の電流で X 線露出を実行し、その瞬間まで経過する時間を測定する方法を記載する。次に、その X 線電圧及びその mA プロダクトの代わりに前記測定される時間と関連し蓄積される値を使用すると同時に、X 線露出を継続する。このように X 線の線量及び / 又は線出力を撮像される対象の密度（対象の透明度）に適合させる。

40

【0006】**【発明が解決しようとする課題】**

前記パラメータの一つが他の、予め設定された、又は測定されたパラメータに依存して決定される、この及び他の部分的に自動化された方法及び装置は、画質が、関連する予めの設定を適切に発見する点でオペレータの技能にかなりの程度依存するという欠点を有する。これらの方法及び装置は、特に線量が最適に調節されない場合に、吸収の変化によって自動的に課される露出時間の延長が、画像における鮮明さの欠除をもたらす場合もあるので、例えば露出を移動する造影剤と共に行わなければならない動的な過程の場合にも、それら方法及び装置の限界にしばしば到達する。

【0007】

50

従って、本発明の目的は、即ち、特に前述の種類の動的な検査の場合に、画質をさらに強調することができるX線露出制御のための方法を提供することである。

【0008】

さらに、また本発明の目的は、このような方法を実行するための、及び自動化の程度をさらに増加させ、よって画質がもはやオペレータの技能に、そのように高度に依存しない自動露出制御デバイスを含むX線発生器を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

この目的は、その方法が以下の段階、即ちある露出に対して、原則として限度を超えてはならない最大の露出時間 (T_{max}) を予め設定すること、検査される対象に依存してX線管に対する露出開始電圧 (kV) を予め設定すること、X線露出を開始して対象のX線吸収を測定すること、X線吸収が第一の閾値 (B) 以上であるとき、最大の露出時間 (T_{max}) で露出開始電圧 (kV) を変化させることによって露出を制御すること、又は、X線吸収が第一の閾値 (B) 未満であるとき、一定の露出開始電圧 (kV) で露出時間を変化させることによって露出を制御すること、を含むことを特徴とする、前述の種類の方法を開示する請求項1に一致して達成される。

10

【0010】

これに関連して露出開始電圧 (kV) と共に最大露出時間 T_{max} を“ 予め設定する ” ことが、例えば他の入力データに依存してマイクロプロセッサユニット、又はそれら二つの変数の確定したプログラミングによって実行される予めの設定だけでなく、オペレータによる予めの設定を意味することを理解することができる。また、このことは、以後に説明する、調節に対する全てのさらなる可能性に対して成り立つ。

20

【0011】

請求項4と一致して、この目的は、また、このような方法を実行するための自動露出制御ユニットが提供されたX線発生器によって達成され、そのX線発生器は、自動露出制御ユニットがX線管を制御する複合制御器を含み、その複合制御器は、対象のX線吸収を測定するための線量率検知素子に従う、線量制御器及び少なくとも一つの線量率制御器を含むことを特徴とする。

【0012】

これらの解決方法の特別な利点は、特に、その検査の間に検査される対象の吸収が変化する、動的な検査の場合に、過剰な露出時間による不鮮明な画像の危険性を回避するという事実にある。さらに、適度に速い切り替え技術を使用するとき、(概して検査される器官の器官電圧 (kV) である) 露出開始電圧 (kV) の制御をほぼ約1乃至2ms後に終わらせることができるので、次に吸収が露出の間一定のままであるとき、本質的に露出を一定の露出電圧 (kV) で実行する。

30

【0013】

従属請求項は、本発明の都合のよい、さらなるバージョン及び実施例に関する。

【0014】

請求項2及び3に一致したバージョンは、その方法を、動作のさらなる範囲によって、所定の検査条件又は対象の特性にいつでも良好に適合することを可能にする。

40

【0015】

請求項5に開示する実施例は、両方向における線量率の非常に速い制御を可能にする。

【0016】

請求項6及び7に開示する実施例は、それぞれ、露出に対して最大及び最小の露出時間の調節を可能にする。請求項9に開示する実施例は、その最大値と共にその制御範囲が調節可能である、露出電圧 (kV) に対する開始の値の調節を可能にするのに対して、請求項8に開示する実施例は、線量又は線出力に対する参照値の調節を可能にする。

【0017】

【発明の実施の形態】

本発明のさらなる詳細、特徴、及び利点は、図面を参照して与えられる好適な実施例の以

50

下の記載から明確になると思われる。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、X 線システムの本質的な構成要素は、患者 P を横切るとと共に検査される領域の画像をイメージ増倍管 1 1 に投影する X 線を発生させるための、X 線管 1 0 を含む。カメラ 1 4 によって取り込むと共に対応する電気信号に変換するために、レンズ及び絞りデバイス 1 2、1 3 によって束ねられる光信号に変換するために、既知の方式でこの画像を増倍する。通常、レントゲン技師 R が、検査される対象 P の領域を観察することを可能にするために、これらの信号を、モニター 1 6 が接続されたデジタル画像処理デバイス 1 5 へ供給する。

【 0 0 1 9 】

X 線管 1 0 は、高電圧発生器 2 0 によって電圧供給される。高電圧発生器 2 0 は、高電圧のオン及びオフを切り替えるための電源スイッチ 2 1 を介して、通常の本線の電圧 W を高電圧発生器 2 0 に対して適切な入力電圧に変換することに役立ち、よって (X 線管にかかる高電圧である) 露出電圧 (k V) の値を決定する変換器 2 2 へ接続される。

【 0 0 2 0 】

三つの以前に述べたパラメータは、以下のようにこれらの構成要素によって影響を与えられるか、又は変動する。

【 0 0 2 1 】

患者が露出される露出時間及び放射線量を、第一の制御信号による電源スイッチ 2 1 の適切な制御によって、調節することができる。X 線管 1 0 の線量率は、変換器 2 2 の制御によって、従って第二の制御信号により露出電圧 (k V) を変動させることによって調節される。さらに、X 線管 1 0 のフィラメント電流を、高電圧発生器 2 0 の対応する入力に存在する第三の制御信号によって、調節することができる。前述した三つの制御信号は、複数のバス配線 B 2 乃至 B 8 を介してマイクロプロセッサユニット 2 0 0 によって制御される、複合制御器 1 0 0 によって発生する。

【 0 0 2 2 】

最後に、カメラ 1 4 の領域で見出されると共に患者及び他の画像に影響を与える対象の X 線吸収によって決定される線量又は線量率の形態で、複合制御器 1 0 0 に対する制御変数を生成するために、カメラ 1 4 にはビームスプリッター 3 0 が提供される。ビームスプリッター 3 0 は、線量信号又は線量率信号を発生させるために、対応する検知素子 3 1 (光検知素子) に向けられる X 線から副ビームを形成する。光検知素子 3 1 は、前記線量又は線量率に規格化される電圧を発生させる、較正器 3 2 に接続される。この電圧は、分割器 3 3 に印加され、それによって、線量 (例えば、 $0.66 \mu\text{Gy}$) 又は線量率 (例えば、 $0.66 \mu\text{Gy} / \text{s}$) に対する参照値を調節することができる。このために、分割器は、第一のバス B 1 を介して、マイクロプロセッサユニット 2 0 0 へ接続される。分割器 3 3 の出力信号は、複合制御器 1 0 0 へ適用される。

【 0 0 2 3 】

複合制御器 1 0 0 は、それ自体既知であると共に分割器 3 3 の出力信号を受信する線量制御器 1 1 0 (A m p l i m a t) を含み、また、比較器と共にこの信号に対する積分器も含む。線量制御器は、電源スイッチ 2 1 に対する第一の制御信号を発生させ、光検知素子 3 1 で測定される線量に依存して露出に対する露出時間、及び分割器 3 3 を介して調節される線量参照値を制御する。

【 0 0 2 4 】

例えば、約 4 m s から 4 0 0 0 m s までの範囲に対する名目上の時間選択器 1 2 0 も提供される。また、この選択器は、露出時間の窓の上限 T m a x 又は最大露出時間 (例えば、5 0 m s) の参照値を調節するために、分割器 3 3 の出力信号を受信すると共に第二のバス B 2 を介してマイクロプロセッサユニット 2 0 0 によって制御することができる。

【 0 0 2 5 】

名目上の時間選択器 1 2 0 は、第一の出力を介して、第一の線量率制御器 1 3 0 へ、第二の出力を介して、例えば (1 及び 0 . 1 の間の因子を有する減衰器として実現される) 1

10

20

30

40

50

及び10の間の時間窓因子を発生させるためのユニット140へ接続され、それによって露出時間窓の下限 T_{min} 又は最小露出時間の参照値(例えば10ms)は、選択される最大露出時間 T_{max} から形成される。その因子は、マイクロプロセッサユニット200及び第三のバスB3を介して入力される最小露出時間 T_{min} と一致して決定される。そのユニット140の出力信号は、第二の線量率制御器135の入力で存在する。

【0026】

第一の線量率制御器130は、本質的に、約5kHzの範囲における平均速度を有するPID制御器を含み、正の補正、即ちX線管に対する露出電圧(kV)の(増加する)上方への制御にのみ役立つ。第二の線出力制御器135は、本質的に、約10kHzの範囲における高速度を有するPID制御器を含み、もっぱら負の補正、即ち、露出電圧(kV)の(減少する)下方への制御に役立つ。

10

【0027】

二つの線量率制御器130、135の出力信号は、第一のリミッター150に適用される。そのリミッターは、第四のバスB4を介してマイクロプロセッサユニット200によって制御され、線量率制御器によって(例えば、開始の値に対して、それぞれ、+25kV若しくは+15kVによって、又は-15kV若しくは-10kVによって)最大限に露出電圧(kV)を増加させてもよい又は減少させてもよい制限値の調節に役立つ。

【0028】

露出開始電圧(kV)に対する参照値を、マイクロプロセッサユニット及び第五のバスB5を介して調節することができる。ヒトの検査の場合において、この参照値は、一般的に検査される器官の器官電圧(kV)である(例えば、70kV)。この目的に対して、第五のバスB5は、第一のリミッター150の出力に接続される、信号ミキサー160に接続され、その調節された開始の値及び線量率制御器によって発生する電圧値を加算することによって露出電圧(kV)を発生させるために役立つ。

20

【0029】

また、信号ミキサー160によって加算された露出電圧(kV)に対する第二のリミッター170も提供される。この第二のリミッターは、マイクロプロセッサユニット200及び第六のバスB6を介して、例えば、55kVから125kVまでのこの電圧に対して許容可能な全体的範囲の調節を可能にする。この第二のリミッター170は、適切な露出電圧(kV)の値を高電圧発生器20によって発生させることができるような方式で、この変換器を介して通常の本線の電圧Wを変換するために、その第二のリミッターの出力として、変換器22へ最終的に供給される第二の制御信号を発生させる。

30

【0030】

また、複合制御器100は、選択されたイメージ増倍管の形式に依存して管電流の因子を発生させるためのユニット180も含み、マイクロプロセッサユニット200によって第七のバスB7を介して所望の電流因子を入力することが可能であり、前記因子は、例えば1及び2.5の間にある。

【0031】

最後に、ユニット180の出力は、マイクロプロセッサユニット及び第八のバスB8を介して調節することができる基本値(例えば、200mA)に、及びユニット180によって決定される管電流の因子に、依存してフィラメント電流に対する参照値を発生させるために、ユニット190へ接続される。第三の制御信号を発生させる、ユニット190の出力は、高電圧発生器20へ供給され、フィラメント電流に対して決定される参照値がX線管10を通じて流れるような方式で、この発生器を制御する。

40

【0032】

その都合がよい特性は、X線システムを、吸収の速い変化を伴う動的な検査(例えば、造影剤での結腸の検査)に対して使用するとき、特に明確になる。この点において、次のことに気づくことになる。画像受信器における許容可能な放射線量は、公の規制によって決定されるために、通常指定されるので、この線量は、既知の露出制御システムにおいて本質的に一定に保たれる。結果として、検査される対象における吸収の変化の場合に、即ち

50

移動する造影剤のために、露出時間を複数の画像の獲得中に変動させる。このことは、鮮明な画像を得るために必要な約 100 ms の最大露出時間を明らかに超えるという危険性を伴う。患者の厚さが、水等価の値の形態で検知されるとき、約 3.3 ms 及び 530 ms 間の露出時間の範囲は、120 mm から 450 mm までの水等価の値の範囲に対して既知の自動露出デバイスによって、及び故に約 160 の因子による変動によって、調節される。この因子は、非常に高過ぎると考えられ、不鮮明な画像をもたらす場合もある。

【0033】

複合制御器を有する X 線発生器の動作（多数の段階又は多数の範囲の制御器）を、図 2 を参照して以後詳細に記載するつもりである。

【0034】

本発明の制御と一致して複合制御器 100 における線量率制御器 130、135 は、調節可能な露出時間の範囲が限度を超えないと共に特に鮮明な画像を保障するための最大の露出時間 T_{max} が限度を超えないか、又は既知の自動露出デバイスにおけるよりも著しく高い吸収値の場合にのみ限度を超えるような方式で、本質的に対象の密度（即ち患者の厚さ）を表す検知素子 31 によって測定された線出力に依存して、露出の値（kV）を制御する。このために、必要な露出時間 t （又は T_{max} ）が経過した後、線量制御器 110 は、並行して、検知素子 31 によって測定された線量に依存して、X 線管のスイッチを切ることによって、適切な露出に必要な値（本質的には一定値）まで既知の方式で露出毎の線量を制御する。この目的に必要なとされる線出力 D_R は、式 $D_R = D / t$ に一致して決定される。

【0035】

この動作を説明するために、図 2 は、露出時間（水平軸）及び水等価の値（垂直軸）で表現される対象の密度（X 線吸収）間の関係を示す。さらに、吸収を増加させる、画像に影響を与える要素も以下の説明のために対象の密度に加えなければならない。

【0036】

この表現において、制御器は、四つの異なる動作範囲で動作する。比較的薄い患者に提供されると共に約 160 mm（点 A）の水等価の値以下に広がる第一の範囲 1 において、露出時間は、回路技術の側面（例えば、寄生容量）で決定され、この表現においては結局約 11 ms になる最小値 T_{min} で一定に保持されるか、又は、第三のバス B3 を介して調節され得る。この範囲において、第二の線量率制御器 135 による露出電圧（kV）の滑らかな変動によって露出を適合させ、前記露出電圧（kV）を、第五のバス B5 を介して予め設定した開始値（平均の器官電圧（kV））から開始し、対象の密度に依存して、ほとんど約 15 kV まで減少させるので、最小の露出時間 T_{min} 内に形成された画像は、露出され過ぎることはない。

【0037】

対象の密度に約 160 mm から約 240 mm までの水等価の値が提供される第二の範囲（点 A 及び B の間）において、露光電圧（kV）は、その予め設定した開始値又は平均の器官の kV 値（例えば図 1 を参照して記載される約 70 kV）で一定のままであり、露光時間 t を、線量制御器 110 によって、対象の密度（水等価の値）に依存して、約 11 ms 及び約 50 ms の間で制御する。

【0038】

引き続く第三の範囲 III は、対象の密度に対して、約 240 mm から約 360 mm までの（点 B 及び C の間の）水等価の値が提供される。この範囲において、露出時間 t は、予め設定された最大値 T_{max} （この場合には約 50 ms）で一定のままであり、露出電圧（kV）を、予め設定した開始値から開始し、対象の密度（水等価の値）に依存して、第一の線量率制御器 130 によって、ほとんど約 25 kV まで滑らかに増加させるので、適切な露出を、最大の露光時間 T_{max} （ $D_R = D / T_{max}$ ）で達成する。

【0039】

最後に、第四の範囲 IV（点 C より上）は、対象の密度に対して、約 360 mm から約 450 mm までの水等価の値が提供される。この範囲において、露出電圧（kV）は、第二

10

20

30

40

50

のリミッター 170 によって決定され、結果として予め設定した開始値の和及び約 25 kV の最大の増加から生じる、その最大値で一定のままである。露出は、露光時間 t の滑らかな延長によって、線量制御器 110 によって、約 50 ms からほとんど約 150 ms にまで増加する。この例において、たとえこの最大露出時間が、鮮明な画像 (約 100 ms) に対して以前に述べた最大値より長いとしても、この値は、その値がもっぱら厚い患者に対して得られるので、対象の密度及び運動による不鮮明さの点での妥協として医学の観点からまだ許容できる。

【0040】

各々の露出の開始で、(必要であれば)線量率制御器の一つを、複合制御器 100、即ち、検知素子 31、較正器 32、及び駆動器 33 によって発生する電圧(制御電圧)に適用される制御変数、及び、それぞれ調節された最大及び最小の露出時間 T_{max} 及び T_{min} に依存して、活動させる。

10

【0041】

名目上の時間選択器 120 及び時間窓因子ユニット 140 は、この目的のために提供される。さらに、例えば 1.0 ボルトの各々の参照値は、二つの線量率制御機 130、135 と関連付けられ、第二の線量率制御器 135 は、時間窓因子ユニット 140 によって実現される減衰因子によって、(式、参照値/減衰因子=実効参照値、と一致して形成される)例えば 5.0 ボルトの実効参照値を有する。

【0042】

名目上の時間選択器 120 において、制御電圧は、重み付けされる、即ち、第二のバス B2 を介して実行されるような最大の露出時間 T_{max} の調節に依存して、対応する因子を受ける。

20

【0043】

この重み付けされた制御電圧は、露出の開始で(高い吸収及び/又は小さな T_{max} に対応する)第一の参照値以下であるとき、記載された方式(範囲 III)で露出電圧(kV)を増加させるために、第一の線量率制御器 130 を活動させる。

【0044】

さらに、ユニット 140 において、名目上の時間選択器 120 によって供給される重み付けされた制御電圧は、第三のバス B3 を介して実行されるような最小の露出時間 T_{min} の調節に依存して、対応する時間窓因子を受ける。

30

【0045】

時間窓因子を受けるこの重み付けされた制御電圧が第二の参照値(低吸収及び/又は大きな T_{min})以上であるとき、記載された方式(範囲 I)で露出電圧(kV)を減少させるために、第二の線量率制御器 135 を活動させる。

【0046】

制御電圧が参照値の間にあるとき、露出電圧(kV)は、その開始値を常に維持すると共に、露出制御は、もっぱら線量制御器 110 (範囲 II)によって実行される。

【0047】

従って、120 mm から 450 mm までの水等価の値の範囲に対して、本発明と一致した複合制御器は、11 ms から 150 ms までの露出時間の範囲を提示する。これは、たった 13.6 の因子による変動に対応する。さらに、100 ms の最大露出時間の値が、これが図 2 にも示される(細い)線 L によって説明されるような本発明と一致する複合制御器の欠除においてもはや約 290 mm の水等価の値に対する場合(又は線量制御器 110 のみによる制御の場合)であるかもしれないのに対して、要求に応じて、例えば結腸の検査に対して、約 420 の水等価の値に対してのみ限度を超えられる。

40

【0048】

T_{max} 及び T_{min} に対して同じ値が選択されるとき、この一定値における露出を、もっぱら露出電圧(kV)の変動を介して制御することになる。

【0049】

好ましくは、 T_{max} 及び T_{min} の調節によって、三つの異なる範囲 II を選択するこ

50

とができる。これらの範囲は、例えば、（成人に対して）20ms及び100msの間に
 加えて、（子供に対して）5ms及び25msの間、並びに（示すように）10ms及び
 50msの間にある。

【0050】

これらの範囲と無関係に、所望の画質（信号対雑音比）に依存して選択される線量、公の
 規制、患者に対する許容可能な分量、及び／又はオペレーターによるイメージ増倍管の形
 式は、マイクロプロセッサユニット及び第一のバスB1を介して選択される。イメージ
 増倍管の形式を切り替えるとき、線量の因子を管の電流（露出電流）に変換するので、選
 択される露出電流（kV）を維持する。例えば38/27/17cmのイメージ増倍管の
 形式の場合に、管の電流を、例えば、1/1.6/2.5の因子によって増加させる。記
 載されるユニット180及び190は、この目的に使用する。

10

【0051】

範囲I及びIIIにおける最小値及び最大値の間の露出電圧（kV）の制御は、マイクロ
 プロセッサユニット200及び第四のバスB4を介して調節することができる。好まし
 くは、例えば、露出開始電圧（kV）（平均器官電圧（kV））に対して（示すように）
 -15kV及び+25kVの間、又は-10kV及び+15kVの間にある二つの電圧範
 囲が提供される。

【0052】

この例に対して、第二の線量率制御器135（負の制御器）が最大で-10kV又は-1
 5kVだけ範囲Iにおいて露出開始電圧（kV）を減少させることに役立つのに対して、
 第一の線量率制御器130（正の制御器）は、最大で+15kV又は+25kVだけ範囲
 IIIにおける露光開始電圧（kV）を増加させるために配置される。個別の制御器を各
 々の方向に対して使用するので、及びできるだけ速く（特にアナログの）切り替え技術
 を適切に選択するので、相応して露出開始電圧（kV）（及びよってX線の線量率）の速い
 増加及び減少が可能であるので、露出電圧（kV）の制御を、後に露出電圧（kV）が線
 量制御器100による露出の終結まで本質的に一定のままである、露出の開始の約1ms
 乃至2ms後に、終わらせる。

20

【0053】

要約すると、本発明に一致する複合制御器は、線量制御器が範囲IIによって定義される
 時間窓を残す必要がないか、又は本質的に高い対象の密度（点C）の場合にその時間
 窓を残さなければならないような方式で、対象の密度（患者の厚さ）に依存してX線管の
 線量率 D_R の制御を可能にすることができるので、最適な画像の鮮明さは、動的な
 露出の場合にも保証される。次に、露出時間 t を、即ち独立に、及びオペレーターによ
 って調節される線量 D からの反応効果なしで、式 $t = D / D_R$ （範囲II及びIII）と一
 致して制御する。露出時間がそれぞれ T_{min} 及び T_{max} で一定である範囲I及びII
 Iにおいて、露出電圧（kV）を、後にその露出時間が露出の終了（線量制御器110に
 よる露出のスイッチを切る）までに本質的に一定であるままである、露出の開始後1ms
 乃至2ms内で式 $D_R = D / t$ に一致して調節する。

30

【0054】

明瞭さのために、“対象”の検出されたX線吸収は、X線管及びピックアップデバイス（
 カメラ14）に直接配置される検知素子31の間のビーム経路に存在する他の要素による
 吸収も常に含まれることを気付くことができる。このように、検査される対象及び（イメ
 ージ増倍管11、レンズ12などのような）全ての画像に影響を与える要素を考慮すると同時
 に、露出が最適であることを保証する。

40

【0055】

記載した制御の概念は、その場合に相応して小さな最大露出時間 T_{max} （“時間の優先”）
 の調節が、露出時間が単一の画像に対して利用可能な時間より長くなることを予防す
 ることができるので、特に急速で連続な多くの画像の形成の場合に都合がよい。

【0056】

複合制御器のさらなる本質的な利点は、それを非常に一般的に使用することができるとい

50

う事実にある。このことは、主として、露出に対する全ての関連するデータ、例えば、検査される器官に依存して選択される露出開始電圧 (kV)、露出時間窓、露出電圧 (kV) の制御範囲などをマイクロプロセッサユニットを介して制御するという事実による。

【0057】

さらに、制御器を、選択される画像受信機と独立に使用することができ、新規なデジタルフラット検出器 (FDXD) 又はストレージホイル (PCR) だけでなく既知のイメージ増倍管ビデオカメラと併せて使用することができる。直接的な技術 (FDXD、PCR) の場合において、線量率信号に対する出力を伴うイオン化チャンバーによって、速い信号応答時間 ($< 100 \mu s$) でその線量率信号を獲得すると同時に、第一の場合 (間接的な技術) において、線量率信号を、速い信号応答時間 ($< 100 \mu s$) を伴う光検知素子によって得る。次に、好ましくは、絶対的な線量の値 (μGy) 又は絶対線量率の値 ($\mu Gy/s$) に対する校正を、1.0 V の参照電圧で行う。

10

【0058】

制御器のストラテジーの制御を、EPXデータベース構造においてプログラムすることができる。

【0059】

対象の吸収が変化する連続画像 (動画) の画像の形成に対する露出だけでなく信号画像の形成のための露出に、複合制御器を使用することができる。

【0060】

さらに、複合制御器を、例えば、従来のフィルムホイル技術などだけでなく断層撮影法、デジタル直接撮像 (DSI)、映画撮影技術のようなデジタル露出技術のような全ての医学の技術に、また他のX線システムにも使用することができる。

20

【付記】

付記 (1) : 対象の動的X線検査の間に実行されるX線の露出を制御する方法であって、前記露出に対して、原則として限度を超えてはならない最大露出時間を予め設定するステップと、前記検査をされる前記対象に依存してX線管に対する露出電圧を予め設定するステップと、前記X線露出を開始して前記対象のX線吸収を測定するステップと、前記X線吸収が第一の閾値以上である場合には、前記最大露出時間で前記露出電圧を変化させることによって、前記露出を制御するステップ、又は前記X線吸収が前記第一の閾値未満である場合には、一定の前記露出電圧で前記露出の時間を変化させることによって前記露出を制御するステップと、を含むことを特徴とする方法。

30

付記 (2) : 前記露出に対して最小露出時間が予め設定され、前記X線吸収が第二の閾値以下である場合には、前記露出は、前記最小露出時間で前記露出電圧を変化させることによって起こるか、又は、前記X線吸収が前記第二の閾値を超える場合には、前記露出は、一定の前記露出電圧で前記露出の時間を変化させることによって起こることを特徴とする付記 (1) に記載の方法。

付記 (3) : 前記露出電圧は、予め決められた最大値までのみ増加させられ、前記最大値を超える前記露出の増加は、前記露出電圧の前記最大値で前記露出の時間を延長することによって行われることを特徴とする付記 (1) に記載の方法。

付記 (4) : 付記 (1) 乃至 (3) のいずれか一つに記載の方法を実行する自動露出制御ユニットが提供されたX線発生器であって、前記自動露出制御ユニットは、前記X線管を制御する複合制御器を含み、前記複合制御器は、前記対象の前記X線吸収を測定する線量率検知素子に従う、線量制御器及び少なくとも一つの線量率制御器を含むことを特徴とするX線発生器。

40

付記 (5) : 前記X線管の線量率を増加させる第一の前記線量率制御器及び前記X線管の前記線量率を減少させる第二の前記線量率制御器が提供され、前記第一及び前記第二の線量率制御器は、並列に接続されることを特徴とする付記 (4) に記載のX線発生器。

付記 (6) : 前記露出に対して前記最大露出時間を予め設定することが可能な第一のユニットを含み、前記第一のユニットは、前記線量率検知素子並びに前記第一及び第二の線量率制御器の間に接続され、前記第一及び第二の線量率制御器に作用することを特徴とす

50

る付記（５）に記載のＸ線発生器。

付記（７）：前記露出に対して前記最小露出時間を予め設定することが可能な第二のユニットを含み、前記第二のユニットは、前記第一のユニット及び前記第二の線量率制御器の間に接続され、前記第二の線量率制御器に作用することを特徴とする付記（６）に記載のＸ線発生器。

付記（８）：前記線量率検知素子は、線量又は線量率の参照値を調節する較正器及び分割器を介して、前記線量制御器及び前記少なくとも一つの線量率制御器へ接続されることを特徴とする付記（４）に記載のＸ線発生器。

付記（９）：前記Ｘ線管に対する露出電圧の開始値を調節すると共に前記露出電圧の制御範囲及び最大値を調節する、前記少なくとも一つの線量率制御器に従う第三のユニットを含むことを特徴とする付記（４）に記載のＸ線発生器。

10

付記（１０）：イメージ増倍管の形式に依存して調節可能である管電流因子を形成することに加えて基本値に依存して前記Ｘ線管にフィラメント電流を発生させる、第四のユニットを含むことを特徴とする付記（４）に記載のＸ線発生器。

付記（１１）：複数のバス配線を介して、前記分割器及び前記第一のユニットから第四のユニットまでを調節することが可能なマイクロプロセッサユニットを含むことを特徴とする付記（１０）に記載のＸ線発生器。

付記（１２）：撮像する及び画像を処理する少なくとも一つのデバイスを含むＸ線システムであって、付記（４）乃至（１１）のいずれか一つに記載のＸ線発生器を含むことを特徴とするＸ線システム。

20

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明と一致するＸ線発生器が提供されたＸ線システムの回路図を示す。

【図２】対象の密度に依存する露出時間の変動を説明する図を示す。

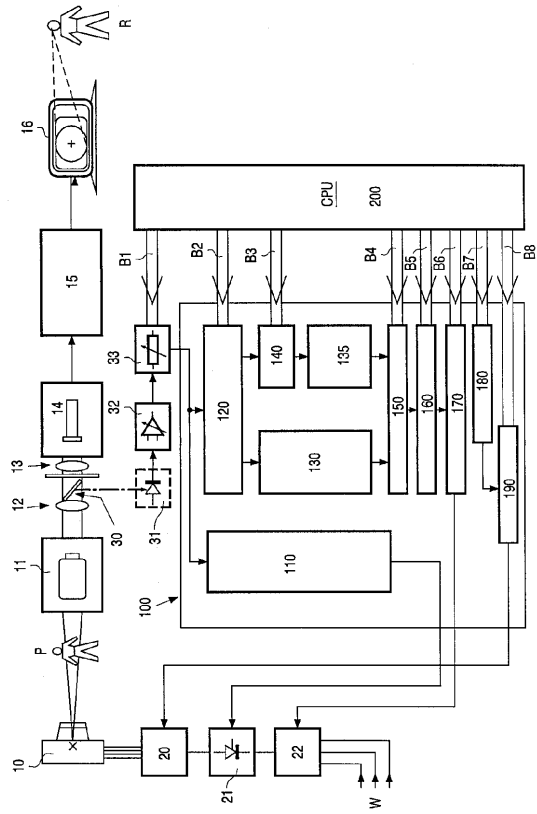
【符号の説明】

- １０ Ｘ線管
- １１ イメージ増倍管
- １２、１３ レンズ及び絞りデバイス
- １４ カメラ
- １５ デジタル画像処理デバイス
- １６ モニター
- ２０ 高電圧発生器
- ２１ 電源スイッチ
- ２２ 変換器
- ３０ ビームスプリッター
- ３１ 検知素子
- ３２ 較正器
- ３３ 分割器
- １００ 制御器
- １１０ 線量制御器
- １２０ 時間選択器
- １３０、１３５ 線量率制御器
- １４０ 時間窓因子発生ユニット
- １５０、１７０ リミッター
- １６０ 信号ミキサー
- １８０ 管電流因子発生ユニット
- １９０ 参照値発生ユニット
- ２００ マイクロプロセッサユニット

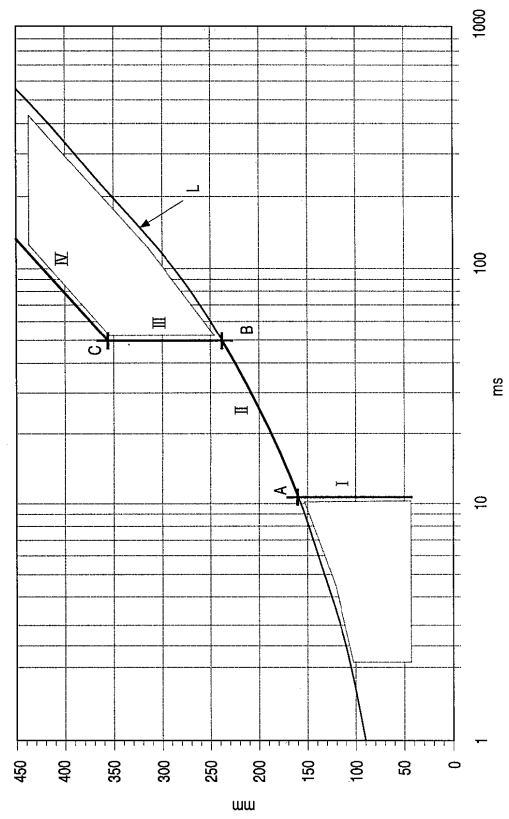
30

40

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者 ヨーアヒム ブレンドラー

ドイツ連邦共和国, 2 2 1 1 5 ハンブルク, エードゥアルト ムンヒシュトラーク 1 6

(72)発明者 ホルスト アルメンディンガー

ドイツ連邦共和国, 2 5 3 3 6 エルムスホルン, ハイน์リヒシュトラーク 7 - 9

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 0 1 2 2 8 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/00

H05G 1/44

G21K 1/04

G21K 5/00

G21K 5/02

A61B 6/00

H05G 1/44

H05G 1/46

G21K 1/04

G21K 5/00

A61B 6/00

H05G 1/44

G21K 1/04

G21K 5/00

G21K 5/02

H05G 1/46

H05G 1/64

5/02