

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6441015号  
(P6441015)

(45) 発行日 平成30年12月19日 (2018. 12. 19)

(24) 登録日 平成30年11月30日 (2018. 11. 30)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 6/00 (2006. 01)** A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z  
 H 0 5 G 1/56 (2006. 01) H 0 5 G 1/56 K

請求項の数 12 (全 16 頁)

|           |                              |           |   |
|-----------|------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2014-205883 (P2014-205883) | (73) 特許権者 | 594164542<br>キヤノンメディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地 |
| (22) 出願日  | 平成26年10月6日 (2014. 10. 6)     | (74) 代理人  | 110001771<br>特許業務法人虎ノ門知的財産事務所                       |
| (65) 公開番号 | 特開2016-73449 (P2016-73449A)  | (72) 発明者  | 高仲 信<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>医用システムエンジニアリング株式会社内  |
| (43) 公開日  | 平成28年5月12日 (2016. 5. 12)     | (72) 発明者  | 白石 邦夫<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>医用システムエンジニアリング株式会社内 |
| 審査請求日     | 平成29年10月5日 (2017. 10. 5)     | (72) 発明者  | 大家 伸介<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>医用システムエンジニアリング株式会社内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置及びX線管制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を照射するX線管と、  
 撮影又は透視におけるX線の照射条件に応じて、前記X線管のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する判定部と、  
 前記判定部によって前記電圧を印加すると判定された場合に、前記照射条件に基づいて照射されるX線の波尾が除去されるよう前記グリッドに電圧を印加するグリッド制御部とを備える、X線診断装置。

【請求項2】

X線を照射するX線管と、  
 撮影又は透視におけるX線の照射条件に応じて、前記X線管のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する判定部と、  
 前記判定部によって前記電圧を印加すると判定された場合に、前記照射条件に基づいて照射されるX線の波尾が生じるタイミングで前記グリッドに電圧を印加するグリッド制御部とを備える、X線診断装置。

【請求項3】

前記判定部は、前記照射条件としての前記X線の管電圧及び管電流の少なくとも一方が、予め設定されるそれぞれの閾値より低い場合に、前記電圧を印加すると判定する、請求項1又は2に記載のX線診断装置。

## 【請求項 4】

被検体を透過した前記 X 線を検出する X 線検出部と、  
前記 X 線検出部によって検出された X 線の検出データに基づいて、前記照射条件を決定する決定部とを更に備え、

前記判定部は、前記決定部によって決定された照射条件に応じて、前記電圧を印加するか否かを判定する、

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 5】

前記決定部は、前記被検体の透視において前記 X 線検出部によって検出された X 線の検出データに基づいて、前記被検体の撮影における前記照射条件を決定し、

前記判定部は、前記決定部により決定された前記照射条件に応じて、前記被検体の撮影において前記 X 線管のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する、

請求項 4 に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 6】

前記決定部は、前記 X 線のパルスが複数回連続して照射されるごとに、前記照射条件を決定し、

前記判定部は、前記決定部によって前記照射条件が決定されるごとに、当該照射条件に基づく前記 X 線が照射される場合に、前記電圧を印加するか否かを当該照射条件に応じて判定する、

請求項 4 に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 7】

パルス透視において、前記電圧を印加せずに X 線のパルスを所定期間連続して発生させるモードを実行する制御部を更に備え、

前記決定部は、前記モードにおいて前記 X 線のパルスが複数回連続して照射されるごとに、前記照射条件を決定する、

請求項 6 に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 8】

前記制御部は、前記パルス透視が開始されると、前記モードを開始する、

請求項 7 に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 9】

前記制御部は、前記パルス透視において、操作者からの指示に応じて前記モードを開始する、

請求項 7 に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 10】

前記制御部は、予め設定された所定の指示を受け付けた場合に、前記パルス透視が開始されると、前記モードを開始する、

請求項 7 に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 11】

撮影又は透視における X 線の照射条件に応じて、X 線管のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する判定ステップと、

前記判定ステップで前記電圧を印加すると判定された場合に、前記照射条件に基づいて照射される X 線の波尾が除去されるよう前記グリッドに電圧を印加するグリッド制御ステップと

を有する、X 線管制御方法。

## 【請求項 12】

撮影又は透視における X 線の照射条件に応じて、X 線管のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する判定ステップと、

前記判定ステップで前記電圧を印加すると判定された場合に、前記照射条件に基づいて照射される X 線の波尾が生じるタイミングで前記グリッドに電圧を印加するグリッド制御ステップと

10

20

30

40

50

を有する、X線管制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X線診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線診断装置では、被検体Pに対してX線のパルス照射した場合に、パルスの下降波形が緩やかになることがある。この緩やかな下降波形（以下、波尾と称する）は、画像化に寄与しないばかりか、被検体Pにとって不要な被曝となってしまう。波尾は、X線のパルスの出力が低いほど生じやすいことが知られている。このため、撮影よりも低出力である透視においては、X線管のグリッドに電圧をかけて熱電子の放出を抑えることで、波尾を除去（切断）するグリッド制御と呼ばれる技術が利用されている。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】高野博司、茶畑圭一、坂本和彦、小倉泉、「高電圧半導体スイッチによる高速パルス透視システム」、日本放射線技術学会雑誌、第57巻、第10号、2001年10月、p.1209-1217

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、波尾による不要な被曝を適切に低減することができるX線診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態のX線診断装置は、X線管と、判定部と、グリッド制御部とを備える。X線管は、X線を照射する。判定部は、撮影又は透視における前記X線の照射条件に応じて、前記X線管のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する。グリッド制御部は、前記判定部によって前記電圧を印加すると判定された場合に、前記照射条件に基づいて照射されるX線の波尾が除去されるよう前記グリッドに電圧を印加する。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るX線診断装置の構成の一例を示す図である。

【図2A】図2Aは、波尾について説明するための図である。

【図2B】図2Bは、波尾について説明するための図である。

【図3】図3は、グリッド制御について説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るX線診断装置による処理を説明するためのフローチャートである。

【図5】図5は、第1の実施形態に係るX線診断装置による処理を説明するためのタイミングチャートである。

40

【図6】図6は、第2の実施形態に係るX線診断装置による処理を説明するためのタイミングチャートである。

【図7】図7は、第3の実施形態に係るX線診断装置による処理を説明するためのタイミングチャートである。

【図8】図8は、第3の実施形態の変形例1に係るX線診断装置による処理を説明するためのタイミングチャートである。

【図9】図9は、第3の実施形態の変形例2に係るX線診断装置による処理を説明するためのタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照して、実施形態に係る X 線診断装置を説明する。

## 【 0 0 0 8 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 の構成の一例を示す図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、高電圧発生器 1 1 と、X 線管 1 2 と、X 線絞り装置 1 3 と、天板 1 4 と、C アーム 1 5 と、X 線検出器 1 6 とを備える。また、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、C アーム回転・移動機構 1 7 と、天板移動機構 1 8 と、C アーム・天板機構制御部 1 9 と、X 線制御部 2 0 と、システム制御部 2 1 と、入力部 2 2 と、表示部 2 3 とを備える。また、第 1 の実施形態に係る X 線

10

## 【 0 0 0 9 】

また、図 1 に示すように、高電圧発生器 1 1 は、グリッド制御部 1 1 A を備える。また、X 線制御部 2 0 は、判定部 2 0 A を備える。また、画像処理部 2 4 は、生成部 2 4 A と、決定部 2 4 B とを備える。なお、被検体 P は、X 線診断装置 1 0 0 に含まれない。

## 【 0 0 1 0 】

高電圧発生器 1 1 は、X 線制御部 2 0 による制御の下、高電圧を発生し、発生した高電圧を X 線管 1 2 に供給する。X 線管 1 2 は、高電圧発生器 1 1 から供給される高電圧を用いて、X 線を発生させる。すなわち、高電圧発生器 1 1 は、X 線管 1 2 に供給する管電圧及び管電流を調整することで、X 線管 1 2 から発生される X 線の線量を調整する。なお、

20

## 【 0 0 1 1 】

X 線絞り装置 1 3 は、X 線制御部 2 0 による制御の下、X 線管 1 2 が発生した X 線を、被検体 P の関心領域に対して選択的に照射されるように絞り込む。例えば、X 線絞り装置 1 3 は、スライド可能な 4 枚の絞り羽根を有する。X 線絞り装置 1 3 は、X 線制御部 2 0 による制御の下、これらの絞り羽根をスライドさせることで、X 線管 1 2 が発生した X 線を絞り込んで被検体 P に照射させる。天板 1 4 は、被検体 P を載せるベッドであり、図示しない寝台の上に配置される。

## 【 0 0 1 2 】

C アーム 1 5 は、X 線管 1 2、X 線絞り装置 1 3 及び X 線検出器 1 6 を保持する。X 線管 1 2 及び X 線絞り装置 1 3 と X 線検出器 1 6 とは、C アーム 1 5 により被検体 P を挟んで対向するように配置される。

30

## 【 0 0 1 3 】

X 線検出器 1 6 は、被検体 P を透過した X 線を検出する。例えば、X 線検出器 1 6 は、マトリックス状に配列された検出素子を有する。各検出素子は、被検体 P を透過した X 線を電気信号に変換して蓄積する。X 線検出器 1 6 は、各検出素子に蓄積された電気信号を検出データとして画像処理部 2 4 に送信する。

## 【 0 0 1 4 】

C アーム回転・移動機構 1 7 は、C アーム 1 5 を回転及び移動させるための機構であり、天板移動機構 1 8 は、天板 1 4 を移動させるための機構である。C アーム・天板機構制御部 1 9 は、システム制御部 2 1 による制御の下、C アーム回転・移動機構 1 7 及び天板移動機構 1 8 を制御することで、C アーム 1 5 の回転や移動、天板 1 4 の移動を調整する。

40

## 【 0 0 1 5 】

X 線制御部 2 0 は、高電圧発生器 1 1、X 線管 1 2 及び X 線絞り装置 1 3 を制御することで、被検体 P に対して X 線を照射させる。例えば、X 線制御部 2 0 は、システム制御部 2 1 による制御の下、高電圧発生器 1 1 を制御し、X 線管 1 2 に供給する管電圧及び管電流を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線量や ON / OFF を制御する。また、例えば、X 線制御部 2 0 は、システム制御部 2 1 による制御の下、X 線絞り装置 1 3 が有する絞り羽根の開度を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線の照射範囲

50

を制御する。なお、X線制御部20が備える判定部20Aの処理については、後述する。

【0016】

画像処理部24は、画像に関する処理を行う。例えば、生成部24Aは、X線検出器16によって検出された検出データを用いてX線画像データを生成する。具体的には、生成部24Aは、X線検出器16から受信した電気信号に対して、電流・電圧変換やA(Analog)/D(Digital)変換、パラレル・シリアル変換を行い、X線画像データを生成する。そして、生成部24Aは、生成した画像データを画像記憶部25に格納する。画像記憶部25は、画像処理部24によって生成された画像データを記憶する。なお、画像処理部24が備える決定部24Bの処理については、後述する。

【0017】

入力部22は、X線診断装置100を操作する医師や技師などの操作者から各種指示を受け付ける。例えば、入力部22は、マウス、キーボード、ボタン、トラックボール、ジョイスティックなどを有する。入力部22は、操作者から受け付けた指示を、システム制御部21に転送する。

【0018】

表示部23は、操作者の指示を受け付けるためのGUI(Graphical User Interface)や、画像記憶部25が記憶する画像データなどを表示する。例えば、表示部23は、モニタを有する。なお、表示部23は、複数のモニタを有してもよい。

【0019】

システム制御部21は、X線診断装置100全体の動作を制御する。例えば、システム制御部21は、入力部22から転送された操作者の指示に従ってX線制御部20を制御することで、被検体Pに対してX線を照射させる。また、例えば、システム制御部21は、操作者の指示に従ってCアーム・天板機構制御部19を制御し、Cアーム15の回転や移動、天板14の移動を調整する。

【0020】

また、システム制御部21は、操作者の指示に従って、画像処理部24による画像処理、若しくは解析処理などを制御する。また、システム制御部21は、操作者の指示を受け付けるためのGUIや画像記憶部25が記憶する画像などを、表示部23のモニタに表示するように制御する。

【0021】

ところで、X線画像診断では、被検体Pに対してX線のパルス照射した場合に、パルスの下降波形が緩やかになることがある。この緩やかな下降波形(以下、波尾と称する)は、画像化に寄与しないばかりか、被検体Pにとって不要な被曝となってしまう。

【0022】

図2A及び図2Bは、波尾について説明するための図である。図2Aには、波尾30がある場合のX線のパルス波形の一例を示す。また、図2Bには、波尾がない場合のX線のパルス波形の一例を示す。図2A及び図2Bにおいて、横方向は、時間(経過時間)に対応する。なお、図2A及び図2Bでは、パルス透視や連続撮影等のように、複数のパルスを連続して照射する場合を例示するが、これに限らず、波尾は、連続透視や単回の撮影等のように、パルスを一回のみ照射する場合にも同様に生じうる現象である。

【0023】

図2Aに示すように、波尾30があると、各パルスの下降波形が緩やかになってしまう。この波尾30は、X線管12の管電流が低いほど生じやすい。画像化に用いられるのは矩形波のX線であるため(図2B参照)、波尾30は、画像化に寄与しないばかりか、被検体Pにとって不要な被曝となってしまう。

【0024】

この波尾30を除去(切断)するため、グリッド制御と呼ばれる技術が利用されている。グリッド制御とは、X線管12のグリッドに電圧をかけて熱電子の放出を抑えることで、波尾30を除去する技術である。

【0025】

10

20

30

40

50

図3は、グリッド制御について説明するための図である。図3には、X線管12の内部構造と熱電子の放出との関連を示す。図3の上段には、大焦点フィラメント31、小焦点フィラメント32、ターゲット33及びグリッド34等を含むX線管12の内部構造の一例を示す。また、図3の中段には、グリッド制御がオンの場合における陽極-陰極間の電圧と熱電子36の動きとの関連を例示する。また、図3の下段には、グリッド制御がオフの場合における陽極-陰極間の電圧と熱電子36の動きとの関連を例示する。なお、図3の上段、中段及び下段における陽極-陰極間の位置関係は、それぞれ対応している。

【0026】

図3の上段及び下段に示すように、グリッド制御がオフの場合、陰極である大焦点フィラメント31又は小焦点フィラメント32から熱電子36が放出され、陽極であるターゲット33に衝突することで、X線が発生する。ここで、グリッド制御がオンになると、大焦点フィラメント31及び小焦点フィラメント32の間のコモン35とグリッド34との間に電圧(グリッド電圧、若しくはバイアス電圧とも称する)が印加され、図3の中段に示すように、熱電子36の放出が抑制される結果、X線の発生が抑制される。例えば、X線の各パルスが下降するタイミングでグリッド制御をオンにすることで、波尾30が抑制され、X線の各パルスが矩形波となる(図2B参照)。

【0027】

上記のグリッド制御は、例えば、撮影のように、X線を照射する照射条件が高電圧若しくは高電流である場合には、X線管12の仕様を逸脱してしまう場合があった。また、一般的に、透視におけるX線の照射条件は、撮影の照射条件よりも低電圧かつ低電流であり、波尾が生じやすい。このようなことから、グリッド制御は、パルス透視において広く利用されている。

【0028】

一方、近年の画像処理技術の向上により、低線量のX線でも高画質の画像が得られるようになり、また、被検体Pに対する被曝量を低減させたいというニーズも高まっている。このような背景から、X線の照射条件は、透視に限らず撮影においても低く抑えることが望ましい。しかしながら、照射条件が低くなると、撮影においても波尾が生じ、被検体Pへの不要な被曝が増えてしまう場合がある。

【0029】

そこで、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、以下の処理により、波尾による不要な被曝を適切に低減することを可能にする。

【0030】

以下、第1の実施形態では、ある被検体Pについて透視を行ってから撮影を行う場合に、その撮影において、波尾による不要な被曝を適切に低減する場合を説明する。なお、実施形態はこれに限定されるものではなく、他の実施形態については、第2の実施形態以降にて説明する。

【0031】

なお、以下の実施形態において、受像面におけるX線パターンに含まれている情報を、直接又は間接的に記録する技法を「撮影」と称する。また、撮影のうち、規則的又は不規則な一連の負荷によるX線パターンを記録するものを「連続撮影」と称する。また、一連のX線パターンを連続的又は周期的に可視像とし、これを連続的に表示する技法を「透視」と称する。また、透視のうち、透視にかかる全期間にわたって連続的にX線を照射するものを「連続透視」と称し、パルス状のX線を間欠的に照射するものを「パルス透視」と称する。なお、本実施形態は、撮影や透視の定義によらず、効果を奏するものである。つまり、本実施形態は、X線パターンの記録の有無や表示の有無、表示態様等に関わらず、波尾による不要な被曝を適切に低減することを可能にする。

【0032】

図1の説明に戻る。決定部24Bは、X線検出器16によって検出されたX線の検出データに基づいて、照射条件を決定する。例えば、決定部24Bは、被検体Pの透視においてX線検出器16によって検出されたX線の検出データに基づいて、被検体Pの撮影にお

10

20

30

40

50

ける照射条件を決定する。

【 0 0 3 3 】

一例としては、決定部 2 4 B は、自動輝度調整 (Automatic Brightness Control : A B C ) により X 線の照射条件を決定する。ここで、A B C とは、複数のパルスによって複数の画像データを得る場合に、各パルスの照射条件を変化させて各画像データの輝度を一定に自動調整する処理である。例えば、決定部 2 4 B は、あるパルスについて、生成部 2 4 A によって生成された画像データを取得する。続いて、決定部 2 4 B は、取得した画像データのうち、予め操作者により設定された関心領域内の平均輝度値を算出する。そして、決定部 2 4 B は、算出した平均輝度値と、予め設定された基準値とを比較する。ここで、平均輝度値が基準値より高い場合には、決定部 2 4 B は、次に生成される画像の平均輝度値が下がるように、X 線の照射条件として管電圧 [ k V ] 及び管電流 [ m A ] をより低い値に決定する。一方、平均輝度値が基準値より低い場合には、決定部 2 4 B は、次に生成される画像の平均輝度値が上がるように、照射条件をより高い値に決定する。そして、決定部 2 4 B は、決定した照射条件を X 線制御部 2 0 の判定部 2 0 A に出力する。

10

【 0 0 3 4 】

このように、決定部 2 4 B は、生成済みの画像データを用いたフィードバック制御により、各画像データの輝度を一定に自動調整する。なお、上記の A B C は、連続撮影やパルス透視等、複数のパルスによって複数の画像データを得る場合のみならず、本実施形態で説明するように、透視の後に行われる撮影 ( 単回撮影 ) の照射条件を決定する場合にも適用可能である。

20

【 0 0 3 5 】

なお、上記の説明では、照射条件として、X 線管 1 2 の管電圧 [ k V ] 及び管電流 [ m A ] が調整される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、管電圧 [ k V ] 及び管電流 [ m A ] のうち、いずれか一方のみを調整する場合であってもよい。また、例えば、決定部 2 4 B は、管電圧 [ k V ] 及び管電流時間積 [ m A s ] を決定する場合であってもよい。

【 0 0 3 6 】

X 線制御部 2 0 は、例えば、決定部 2 4 B によって決定された照射条件に基づいて、高電圧発生器 1 1、X 線管 1 2 及び X 線絞り装置 1 3 を制御することで、被検体 P に対して X 線を照射させる。また、X 線制御部 2 0 において、判定部 2 0 A は、以下の処理を実行する。

30

【 0 0 3 7 】

判定部 2 0 A は、X 線管 1 2 から照射される X 線の照射条件に応じて、X 線管 1 2 のグリッド 3 4 に電圧を印加するか否かを判定する。例えば、判定部 2 0 A は、決定部 2 4 B によって照射条件が決定された後に、その照射条件に基づく X 線が照射される場合に、グリッド 3 4 に電圧を印加するか否かをその照射条件に応じて判定する。

【 0 0 3 8 】

一例としては、判定部 2 0 A は、照射条件としての X 線の管電圧 [ k V ] 及び管電流 [ m A ] が、予め設定されるそれぞれの閾値より低い場合に、グリッド 3 4 に電圧を印加すると判定する。例えば、判定部 2 0 A は、決定部 2 4 B によって決定された管電圧 [ k V ] が第 1 閾値以下であるか否かを判定する。そして、管電圧 [ k V ] が第 1 閾値以下である場合には、判定部 2 0 A は、決定部 2 4 B によって決定された管電流 [ m A ] が第 2 閾値以下であるか否かを判定する。そして、管電流 [ m A ] が第 2 閾値以下である場合には、判定部 2 0 A は、決定された照射条件ではグリッド制御を行うと判定する。そして、判定部 2 0 A は、グリッド制御を行う旨の判定結果を高電圧発生器 1 1 のグリッド制御部 1 1 A へ通知する。

40

【 0 0 3 9 】

一方、管電圧 [ k V ] が第 1 閾値より大きい場合、若しくは、管電流 [ m A ] が第 2 閾値より大きい場合には、判定部 2 0 A は、決定された照射条件ではグリッド制御を行わないと判定する。そして、判定部 2 0 A は、グリッド制御を行わない旨の判定結果を高電圧

50

発生器 11 のグリッド制御部 11 A へ通知する。

【 0040 】

このように、判定部 20 A は、決定部 24 B により決定された照射条件に応じて、X 線管 12 のグリッドに電圧を印加するか否かを判定する。なお、上記の第 1 閾値及び第 2 閾値は、X 線管 12 の仕様に基づいて決定される。つまり、これらの閾値は、照射条件が X 線管 12 の仕様を満たす範囲内で適切に波尾が抑制されるように設定される。

【 0041 】

グリッド制御部 11 A は、判定部 20 A によって電圧を印加すると判定された場合に、グリッド 34 に電圧を印加する。例えば、グリッド制御部 11 A は、判定部 20 A によって電圧を印加すると判定された場合に、図 3 のグリッド制御を行うことで、波尾を抑制する。

10

【 0042 】

例えば、グリッド制御部 11 A は、判定部 20 A から受け付けた判定結果がグリッド制御を行う旨のものであれば、対応する照射条件に基づく X 線のパルスが照射され、そのパルスが下降するタイミングで、グリッド 34 に電圧を印加する。これにより、グリッド制御部 11 A は、パルスの照射に伴う波尾の発生を抑制する。

【 0043 】

一方、グリッド制御部 11 A は、判定部 20 A から受け付けた判定結果がグリッド制御を行わない旨のものであれば、対応する照射条件に基づく X 線のパルスが照射されても、グリッド 34 に電圧を印加しない。

20

【 0044 】

このように、例えば、グリッド制御部 11 A は、判定部 20 A によって電圧を印加すると判定された場合に、グリッド制御を行う。

【 0045 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 100 による処理を説明するためのフローチャートである。図 4 に示す例では、透視における X 線の照射条件から撮影時の照射条件を決定することが予め設定されており、透視が行われた後に図 4 の各処理が実行される。

【 0046 】

図 4 に示すように、透視が行われると、決定部 24 B は、X 線検出器 16 によって検出された X 線の検出データに基づいて、X 線の照射条件を決定する (ステップ S101)。例えば、決定部 24 B は、自動輝度調整 (Automatic Brightness Control: ABC) により X 線の照射条件を決定する。

30

【 0047 】

続いて、判定部 20 A は、決定部 24 B によって決定された管電圧 [kV] が第 1 閾値以下であるか否かを判定する (ステップ S102)。そして、管電圧 [kV] が第 1 閾値以下である場合には (ステップ S102, Yes)、判定部 20 A は、決定部 24 B によって決定された管電流 [mA] が第 2 閾値以下であるか否かを判定する (ステップ S103)。そして、管電流 [mA] が第 2 閾値以下である場合には (ステップ S103, Yes)、判定部 20 A は、グリッド制御あり、つまり、決定された照射条件ではグリッド制御を行うと判定する (ステップ S104)。そして、判定部 20 A は、グリッド制御を行う旨の判定結果をグリッド制御部 11 A へ通知する。この場合、グリッド制御部 11 A は、対応する照射条件に基づく X 線のパルスが照射され、そのパルスが下降するタイミングで、グリッド 34 に電圧を印加する。

40

【 0048 】

一方、管電圧 [kV] が第 1 閾値より大きい場合 (ステップ S102, No)、若しくは、管電流 [mA] が第 2 閾値より大きい場合には (ステップ S103, No)、判定部 20 A は、グリッド制御なし、つまり、決定された照射条件ではグリッド制御を行わないと判定する (ステップ S105)。そして、判定部 20 A は、グリッド制御を行わない旨の判定結果をグリッド制御部 11 A へ通知する。この場合、グリッド制御部 11 A は、対応する照射条件に基づく X 線のパルスが照射されても、グリッド 34 に電圧を印加しない

50

## 【 0 0 4 9 】

なお、図 4 は一例に過ぎない。例えば、管電圧 [ k V ] による判定処理であるステップ S 1 0 2 の処理、及び、管電流 [ m A ] による判定処理であるステップ S 1 0 3 の処理は、必ずしも上記の順序で実行されなくてもよい。例えば、管電流 [ m A ] による判定処理が実行された後に、管電圧 [ k V ] による判定処理が実行されてもよい。また、管電流 [ m A ] による判定処理、及び、管電圧 [ k V ] による判定処理のうち、いずれか一方のみが実行される場合であってもよい。

## 【 0 0 5 0 】

図 5 は、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 による処理を説明するためのタイミングチャートである。図 5 において、横方向は、時間（経過時間）に対応する。また、「X - R A Y O N」は、X 線のパルス照射可能なタイミングを表す。また、「X - R A Y A c t u a l」は、X 線のパルスが実際に照射されるタイミングを表す。また、「I m a g e」は、X 線による画像化が行われるタイミングを表す。また、「A B C」は、決定部 2 4 B における A B C により X 線の照射条件が決定されるタイミングを表す。また、「照射条件通知」は、決定部 2 4 B から判定部 2 0 A へ X 線の照射条件が通知されるタイミングを表す。

## 【 0 0 5 1 】

図 5 に示すように、期間 T 1 において、X 線制御部 2 0 の制御により X 線のパルスが被検体 P に照射され、連続透視による画像化が行われる。そして、この画像化のデータに基づいて、決定部 2 4 B は、期間 T 2 において、A B C により X 線の照射条件を決定し、決定した照射条件を X 線制御部 2 0 へ通知する。X 線制御部 2 0 は、決定部 2 4 B によって決定された照射条件に基づいて、期間 T 3 において撮影を行う。ここで、X 線制御部 2 0 の判定部 2 0 A は、通知された照射条件に応じて、グリッド 3 4 に電圧を印加するか否かを判定する。そして、判定部 2 0 A は、判定結果を高電圧発生器 1 1 のグリッド制御部 1 1 A へ通知する。グリッド制御部 1 1 A は、通知された判定結果がグリッド制御を行う旨のものであれば、期間 T 3 のパルスが下降するタイミングでグリッド 3 4 に電圧を印加する。これにより、グリッド制御部 1 1 A は、パルスの照射に伴う波尾 3 0 の発生を抑制する。

## 【 0 0 5 2 】

なお、図 5 は一例に過ぎない。例えば、図 5 では、透視として連続透視が行われる場合を説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、パルス透視が行われる場合であってもよい。また、例えば、期間 T 3 の撮影において、撮影時の照射線量を測定して撮影時間を制御する自動露出制御（Automatic Exposure Control : A E C）が適用される場合であってもよい。

## 【 0 0 5 3 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、X 線の照射条件に応じて、グリッド制御を行う。このため、X 線診断装置 1 0 0 は、波尾による不要な被曝を適切に低減することができる。

## 【 0 0 5 4 】

例えば、X 線診断装置 1 0 0 は、ある被検体 P について透視を行った後に、その透視の結果に基づいて自動的に X 線の照射条件を決定して撮影を行う場合がある。この場合、X 線診断装置 1 0 0 は、決定した照射条件に応じて、グリッド制御の要否を自動的に判定し、適宜グリッド制御を行う。このように、X 線診断装置 1 0 0 は、照射条件が自動的に決定される場合にも、波尾による不要な被曝を適切に低減することができる。

## 【 0 0 5 5 】

なお、第 1 の実施形態では、透視に基づいて撮影の照射条件が決定される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、準備用に低線量の撮影を行ってから撮影を行う場合にも、1 回目の撮影の照射条件を用いて 2 回目の撮影の照射条件を決める場合にも適用されてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 6 】

また、例えば、第 1 の実施形態では、X 線の照射条件が決定部 2 4 B により決定される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、操作者からの指示により、X 線の照射条件が予め登録されている場合であってもよい。この場合、例えば、判定部 2 0 A は、登録済みの照射条件を読み出して、読み出した照射条件に応じて、X 線管 1 2 のグリッド 3 4 に電圧を印加するか否かを判定する。そして、グリッド制御部 1 1 A は、判定部 2 0 A によって電圧を印加すると判定された場合に、グリッド 3 4 に電圧を印加する。すなわち、X 線診断装置 1 0 0 は、必ずしも決定部 2 4 B を備えていなくてもよい。

## 【 0 0 5 7 】

( 第 2 の実施形態 )

上記の第 1 の実施形態では、透視に基づいて撮影の照射条件が決定される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、実施形態は、連続撮影に適用される場合であってもよい。そこで、第 2 の実施形態では、連続撮影に適用される場合を説明する。

## 【 0 0 5 8 】

第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、図 1 に示した X 線診断装置 1 0 0 の構成と基本的に同様であるが、処理の一部が相違する。そこで、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

## 【 0 0 5 9 】

第 2 の実施形態に係る決定部 2 4 B は、X 線のパルスが複数回連続して照射されるごとに、X 線の照射条件を決定する。また、第 2 の実施形態に係る判定部 2 0 A は、決定部 2 4 B によって照射条件が決定されるごとに、照射条件に基づく X 線が照射される場合に、電圧を印加するか否かを、その照射条件に応じて判定する。以下、第 2 の実施形態に係る処理を、タイミングチャートを用いて説明する。

## 【 0 0 6 0 】

図 6 は、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 による処理を説明するためのタイミングチャートである。図 6 において、横方向は、時間 ( 経過時間 ) に対応する。また、「 X - R A Y O N 」は、X 線のパルスを照射可能なタイミングを表す。また、「 X - R A Y A c t u a l 」は、X 線のパルスが実際に照射されるタイミングを表す。また、「 I m a g e 」は、X 線による画像化が行われるタイミングを表す。また、「 A B C 」は、決定部 2 4 B における A B C により X 線の照射条件が決定されるタイミングを表す。また、「照射条件通知」は、決定部 2 4 B から判定部 2 0 A へ X 線の照射条件が通知されるタイミングを表す。

## 【 0 0 6 1 】

図 6 に示すように、期間 T 1 において X 線制御部 2 0 の制御により X 線のパルスが被検体 P に照射されると、期間 T 2 において画像化が行われる。そして、この画像化のデータに基づいて、決定部 2 4 B は、期間 T 3 において A B C により X 線の照射条件を決定し、期間 T 4 において決定した照射条件を X 線制御部 2 0 へ通知する。X 線制御部 2 0 は、決定部 2 4 B によって決定された照射条件に基づいて、期間 T 5 において撮影を行う。ここで、X 線制御部 2 0 の判定部 2 0 A は、通知された照射条件に応じて、グリッド 3 4 に電圧を印加するか否かを判定する。そして、判定部 2 0 A は、判定結果を高電圧発生器 1 1 のグリッド制御部 1 1 A へ通知する。グリッド制御部 1 1 A は、通知された判定結果がグリッド制御を行う旨のものであれば、期間 T 5 のパルスが下降するタイミングでグリッド 3 4 に電圧を印加する。これにより、グリッド制御部 1 1 A は、パルスの照射に伴う波尾 3 0 の発生を抑制する。

## 【 0 0 6 2 】

なお、図 6 は一例に過ぎない。例えば、図 6 では、決定部 2 4 B から通知された X 線の照射条件が、その直後の撮影 ( 期間 T 5 の撮影 ) に適用される場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、決定部 2 4 B から通知された照射条件は、期間 T 5 よ

10

20

30

40

50

り後の撮影に適用されればよい。ただし、決定部 2 4 B から通知された照射条件は、可能な限り早い段階の撮影に適用することが好ましい。

【 0 0 6 3 】

また、期間 T 1 の撮影等、期間 T 5 以前の撮像におけるグリッド制御の要否については、第 1 の実施形態にて説明したように、予め透視を行っておき、その透視に基づいて決定される照射条件を用いて判定してもよいし、或いは、連続撮影用に操作者により予め設定された照射条件の初期値を用いて判定してもよい。

【 0 0 6 4 】

このように、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、連続撮影においても、波尾による不要な被曝を適切に低減することができる。例えば、連続撮影中に被検体 P が動い 10  
てしまった場合、若しくは X 線の照射方向を変更した場合等には、被検体 P の体厚が変化してしまう可能性がある。このような場合に、X 線の照射条件が下がると、波尾が生じてしまう場合がある。このため、X 線診断装置 1 0 0 は、X 線の照射条件が一定以下に下がった場合に、グリッド制御を行うことで、波尾による不要な被曝を適切に低減することができる。

【 0 0 6 5 】

( 第 3 の実施形態 )

上記の第 1 及び第 2 の実施形態では、撮影においてグリッド制御の要否を判定する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、実施形態は、パルス透視においてグリッド制御の要否を判定する場合であってもよい。そこで、第 3 の実施形 20  
態では、パルス透視においてグリッド制御の要否を判定する場合を説明する。

【 0 0 6 6 】

なお、第 3 の実施形態では、パルス透視の一例として、高線量率制御 ( High Level Control : H L C ) 透視が行われる場合を説明する。また、第 3 の実施形態では、H L C 透視中に、一定期間通常の透視画像よりも高画質の画像を提供するためのモード ( 以下、ブーストモードと称する ) が利用される。通常、パルス透視では、撮影の照射条件よりも低 30  
管電流のパルスを長時間照射するため、波尾が生じやすい。このため、通常のパルス透視では、グリッド制御を行うのが一般的である。これに対して、ブーストモードは、透視の照射条件よりも高電流のパルスを短時間照射する透視モードであり、例えば、心臓のように、動きボケが生じる場合に有効なモードである。このため、ブーストモードでは、管電流が一定値以上照射される限り、波尾を抑制するためのグリッド制御を必要としない。しかしながら、第 1 の実施形態で説明したように、X 線の照射条件は、低く抑えることが望ましく、これはブーストモードにおいても例外ではない。そこで、第 3 の実施形態では、パルス透視中のブーストモードに A B C を適用し、パルスごとに照射条件を決定する場合において、波尾による不要な被曝を適切に低減することを目的として、グリッド制御の要否を判定する場合を説明する。

【 0 0 6 7 】

第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、図 1 に示した X 線診断装置 1 0 0 の構成と基本的に同様であるが、処理の一部が相違する。そこで、第 3 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとし、同様の点については説明を省略する。 40

【 0 0 6 8 】

第 3 の実施形態に係るシステム制御部 2 1 は、所定期間、ブーストモードによるパルス透視を実行する。このブーストモードは、操作者が入力部 2 2 を用いてモードを指定可能な状態で、システム制御部 2 1 に予め設定されている。なお、ブーストモードが所定期間行われるのは、この期間を超えると X 線の照射条件が X 線管 1 2 の仕様を逸脱してしまう場合があるからである。また、ブーストモードは、グリッド 3 4 に電圧を印加せずに X 線のパルスを所定期間連続して発生させるモードであると言える。

【 0 0 6 9 】

例えば、システム制御部 2 1 は、パルス透視が開始されると、ブーストモードを開始する。これにより、操作者は、パルス透視の開始時にブーストモードによる高画質画像を閲 50

覧することができるので、ブーストモードが終了して画質が低下しても、高画質画像に描写されていた画像の特徴を思い描きつつ閲覧することができる。

【 0 0 7 0 】

図 7 は、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 による処理を説明するためのタイミングチャートである。図 7 において、縦方向は、管電流 [ m A ] に対応し、横方向は、時間（経過時間）に対応する。なお、図 7 に示す例では、ブーストモード期間中には照射条件に応じてグリッド制御の要否が判定され、ブーストモード期間外には通常のパルス透視が行われる場合を説明する。

【 0 0 7 1 】

図 7 に示すように、決定部 2 4 B は、ブーストモードにおいて、各パルスによって画像化が行われるごとに、この画像化のデータに基づいて、A B C により X 線の照射条件を決定する。そして、判定部 2 0 A は、決定された照射条件に応じて、グリッド 3 4 に電圧を印加するか否かを判定する。判定部 2 0 A は、判定結果を高電圧発生器 1 1 のグリッド制御部 1 1 A へ通知する。グリッド制御部 1 1 A は、通知された判定結果がグリッド制御を行う旨のものであれば、パルスが下降するタイミングでグリッド 3 4 に電圧を印加する。これにより、グリッド制御部 1 1 A は、パルスの照射に伴う波尾の発生を抑制する。

【 0 0 7 2 】

そして、所定期間が経過して、ブーストモードが終了すると、通常のパルス透視に移行する。この通常のパルス透視では、各パルスが照射されるごとにグリッド制御が行われる。例えば、X 線制御部 2 0 は、X 線のパルスを発生させる際に、グリッド制御部 1 1 A に対してグリッド制御を行う旨の指示を通知する。グリッド制御部 1 1 A は、通知された指示を受け付けると、X 線管 1 2 により発生したパルスが下降するタイミングでグリッド 3 4 に電圧を印加する。これにより、グリッド制御部 1 1 A は、パルスの照射に伴う波尾の発生を抑制する。

【 0 0 7 3 】

なお、図 7 の例では、ブーストモード期間中に照射される各パルスでの画像化においてグリッド制御の要否を判定する場合を説明したが、これに限らず、ブーストモード期間外のパルスでの画像化においてもグリッド制御の要否を判定してもよい。

【 0 0 7 4 】

このように、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、パルス透視中のブーストモードに A B C を適用し、パルスごとに照射条件を決定する場合において、波尾による不要な被曝を適切に低減することができる。

【 0 0 7 5 】

（第 3 の実施形態の変形例 1）

上記の第 3 の実施形態では、パルス透視の開始とともにブーストモードが開始される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、ブーストモードは、操作者の指示に応じて開始されてもよい。

【 0 0 7 6 】

例えば、システム制御部 2 1 は、パルス透視において、操作者からの指示に応じてブーストモードを開始する。

【 0 0 7 7 】

図 8 は、第 3 の実施形態の変形例 1 に係る X 線診断装置 1 0 0 による処理を説明するためのタイミングチャートである。図 8 において、縦方向は、管電流 [ m A ] に対応し、横方向は、時間（経過時間）に対応する。

【 0 0 7 8 】

図 8 に示すように、パルス透視中に、ブーストモードを開始する旨の指示を操作者から受け付けると、システム制御部 2 1 は、ブーストモードを開始する。これにより、操作者は、任意のタイミングでブーストモードを開始することができる。なお、ブーストモードにおけるグリッド制御の要否の判定については、図 7 と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

(第3の実施形態の変形例2)

また、上記のブーストモードは、所定の指示に連動させて開始してもよい。所定の指示とは、例えば、ステント固定表示用の画像処理等、特定の画像処理を実行する旨の指示である。なお、ステント固定表示用の画像処理とは、例えば、血管内インターベンション治療において、カテーテル位置の指標となるステントマーカを表示画面上の略同一の位置に固定させて表示するための画像処理技術である。このステント固定表示用の画像処理は、例えば、複数のパルスから複数の画像データがそれぞれ生成される場合に、各画像データにおけるステントマーカの位置を検出し、検出した位置が表示画面上で略一致するように各画像データを補正するものである。ここで、ステント固定表示用の画像処理とブーストモードとを連動させるのは、血管内インターベンション治療においては医師による精密な手技が求められるため、高画質の画像を表示するのが好ましいと考えられるからである。

10

【0080】

例えば、システム制御部21は、予め設定された所定の指示を受け付けた場合に、パルス透視が開始されると、ブーストモードを開始する。

【0081】

図9は、第3の実施形態の変形例2に係るX線診断装置100による処理を説明するためのタイミングチャートである。図9において、縦方向は、管電流[mA]に対応し、横方向は、時間(経過時間)に対応する。

【0082】

図9に示すように、所定の指示として、ステント固定表示用の画像処理を実行する旨の指示を操作者から受け付けると、システム制御部21は、パルス透視が開始された場合に、ブーストモードを開始するよう設定を行う。そして、実際にパルス透視が開始されると、まず、ブーストモードによる画像化が行われる。このように、X線診断装置100は、SMS等、高画質の画像化が望まれるような指示とブーストモードとを連動させておくことで、当該指示を操作者から受け付けた場合に、自動的にブーストモードを開始することができる。なお、ブーストモードにおけるグリッド制御の要否の判定については、図7と同様であるので説明を省略する。

20

【0083】

なお、図9では、ステント固定表示用の画像処理を実行する旨の指示とブーストモードとを連動させる場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、高画質の画像を表示することが好ましいと考えられる画像処理がパルス透視や連続撮影と連動して実行される場合には、ブーストモードを連動させるのが好ましい。

30

【0084】

また、第3の実施形態で説明したブーストモードは、グリッド制御の要否判定とは別に実施されても上記の効果奏するものである。

【0085】

また、上述した第1～第3の実施形態において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

40

【0086】

また、例えば、上記の実施形態では、X線診断装置100がCアーム15を備える場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、X線診断装置100は、X線管12及びX線絞り装置13を支持する支持部(アーム)と、X線検出器16を支持する支持部とをそれぞれ個別に備えていてもよい。この場合、例えば、X線診断装置100は、これらの支持部を回転及び移動させるための機構を備える。

【0087】

50

また、上記の実施形態及び変形例で説明した処理は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0088】

以上、説明した少なくともひとつの実施形態によれば、波尾による不要な被曝を適切に低減することができる。

10

【0089】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

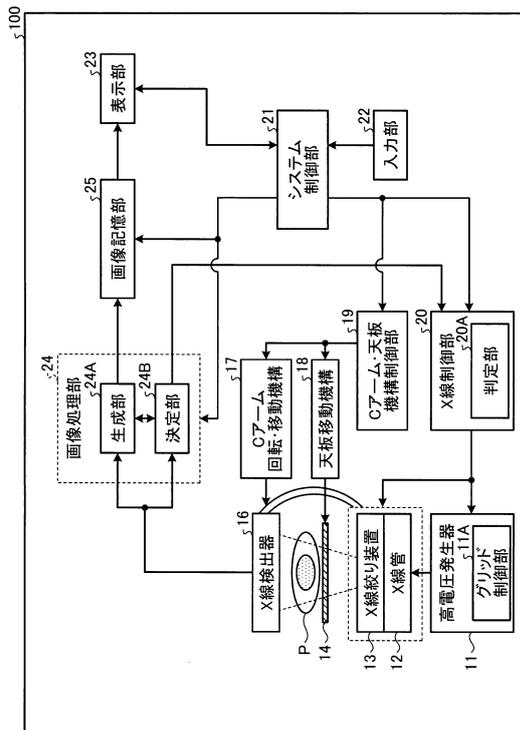
【符号の説明】

【0090】

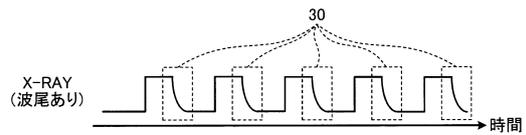
- 100 X線診断装置
- 11A グリッド制御部
- 12 X線管
- 20A 判定部

20

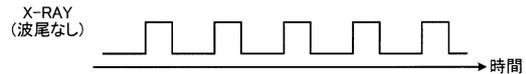
【図1】



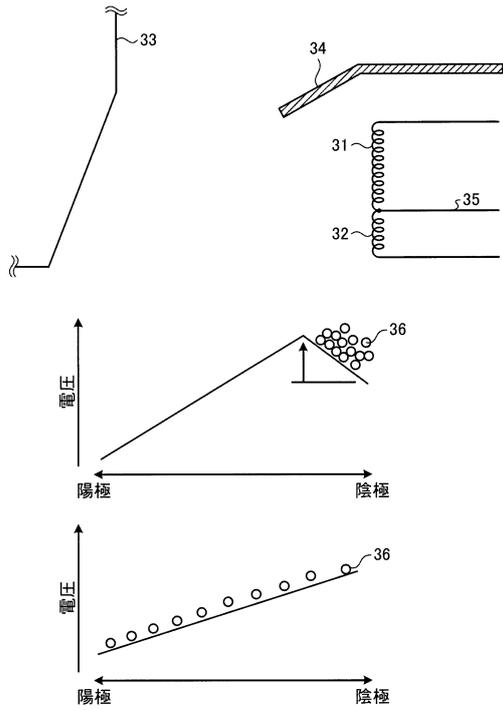
【図2A】



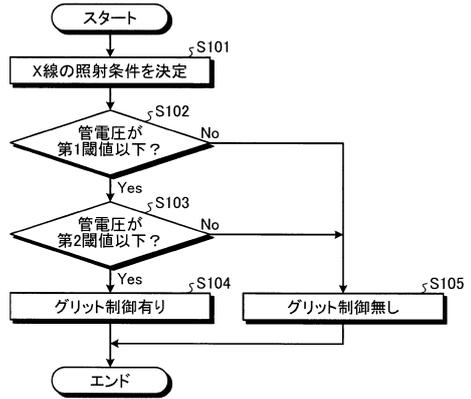
【図2B】



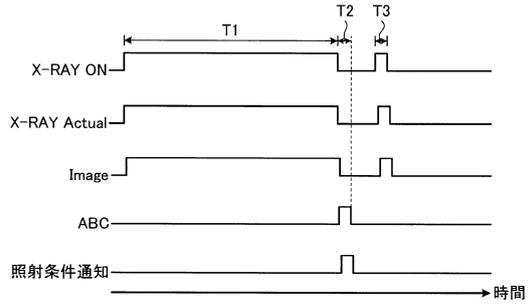
【図3】



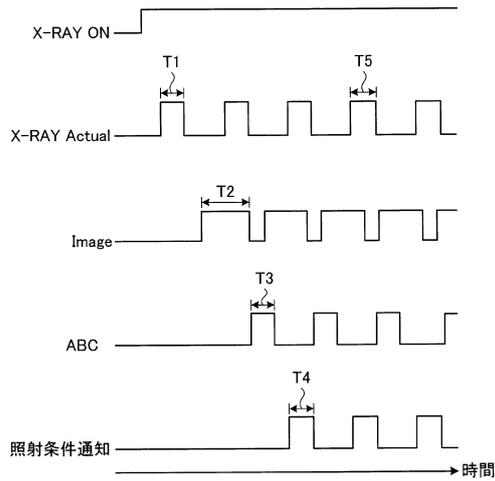
【図4】



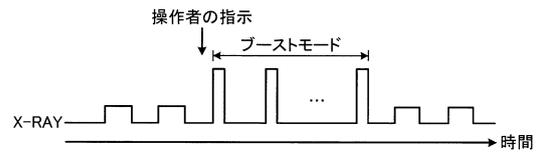
【図5】



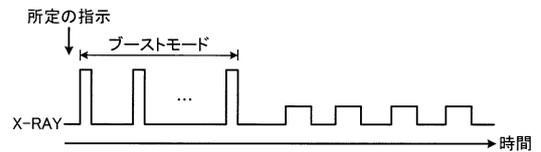
【図6】



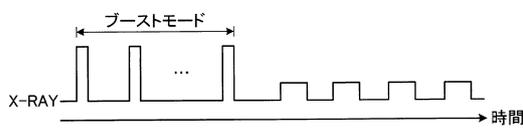
【図8】



【図9】



【図7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 西川 健太郎

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 伊知地 和之

(56)参考文献 特開2008-073115(JP,A)

特開2011-147615(JP,A)

特開平05-258893(JP,A)

米国特許出願公開第2014/0270055(US,A1)

特開2014-064756(JP,A)

特開2014-182879(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

H01J 35/00 - 35/32

H05G 1/00 - 2/00