

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3544755号

(P3544755)

(45) 発行日 平成16年7月21日(2004.7.21)

(24) 登録日 平成16年4月16日(2004.4.16)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 6/00

A 6 1 B 6/00 3 2 0 A

H 0 5 G 1/64

A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

H 0 5 G 1/64 E

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願平7-198628	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成7年8月3日(1995.8.3)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開平9-38071	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(43) 公開日	平成9年2月10日(1997.2.10)	(72) 発明者	西木 雅行 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
審査請求日	平成14年7月11日(2002.7.11)	(72) 発明者	名淵 好一郎 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に向けてX線を曝射するX線源と、
前記被検体を透過したX線を電荷信号に変換して蓄積する複数のX線検出素子を2次元的に配列したX線画像検出器と、
前記X線検出素子群の信号読出し範囲を設定する視野設定手段と、
前記信号読出し範囲内の前記X線検出素子に蓄積された電荷情報を読出す読出手段と、
1画像当たりのX線曝射時間を設定するものであり、前記信号読出し範囲に基づいて設定可能なX線曝射時間の最大値を変更する曝射時間設定手段と、
1画像当たりのX線曝射時間が、前記曝射時間設定手段で設定されたX線曝射時間となるように前記X線源を駆動するX線源駆動手段とを備えたことを特徴とするX線診断装置。

10

【請求項2】

被検体に向けてX線を曝射するX線源と、
前記被検体を透過したX線を電荷信号に変換して蓄積する複数のX線検出素子を2次元的に配列したX線画像検出器と、
前記X線検出素子群の信号読出し範囲を設定する視野設定手段と、
垂直ブランキング期間を示す垂直ブランキング信号を発生するものであり、設定された前記信号読出し範囲の広さに基づいて前記垂直ブランキング信号のパルス幅を換える同期信号発生手段と、
前記垂直ブランキング信号に同期して前記信号読出し範囲内の前記X線検出素子に蓄積さ

20

れた電荷情報を読み出す読出手段と、

前記垂直ブランキング信号に基づいて、前記垂直ブランキング期間内にX線曝射を行うように前記X線源を駆動するX線源駆動手段とを備えたことを特徴とするX線診断装置。

【請求項3】

前記X線画像検出器は、X線検出素子を行と列とを有するマトリックス状に配列し、前記視野設定手段は、前記信号読出し範囲を行単位又は列単位の少なくとも一方で行うことを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれか1項記載のX線診断装置。

【請求項4】

被検体に向けてX線を曝射するX線源と、

前記被検体を透過したX線電荷信号に変換して蓄積する複数のX線検出素子を2次的に配列したX線画像検出器と、

1画像当たりのX線曝射時間を設定する曝射時間設定手段と、

設定された前記X線曝射時間に基づいて、前記X線検出素子群の信号読出し範囲を設定する視野設定手段と、

前記信号読出し範囲内の前記X線検出素子に蓄積された電荷情報を読み出す読出手段と、

1画像当たりのX線曝射時間が、前記曝射時間設定手段で設定された前記X線曝射時間となるように前記X線源を駆動するX線源駆動手段とを備えたことを特徴とするX線診断装置。

【請求項5】

前記X線源により発生されたX線の曝射範囲を制限するX線絞り手段と、設定された前記信号読出し範囲にX線の曝射範囲が一致するように、前記X線絞り手段を制御するX線絞り制御手段とを備えたことを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載のX線診断装置。

【請求項6】

設定された前記信号読出し範囲を表示する表示手段を備えたことを特徴とする請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載されたX線診断装置。

【請求項7】

前記X線検出素子は、X線を光に変換するX線・光変換手段と、前記光を電気信号に変換する光・電気変換手段と、この光・電気変換手段から出力された電気信号を電荷として蓄積するコンデンサとを備えたものであることを特徴とする請求項1乃至請求項6のいずれか1項に記載されたX線診断装置。

【請求項8】

前記X線検出素子は、X線を電気信号に変換するX線・電気変換手段と、このX線・電気変換手段から出力された電気信号を電荷として蓄積するコンデンサとを備えたものであることを特徴とする請求項1乃至請求項6のいずれか1項に記載されたX線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、X線を放射させるX線発生器及びX線を直接又はそのX線により発生した光を介して検出するX線検出素子を2次的に配列した2次元走査型の画像検出器を備え、X線発生器から放射されたX線を被診断対象に照射すると共にこの被診断対象を透過したX線を画像検出器により検出するX線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線を被診断対象に照射し、この被診断対象を透過したX線を検出して、被診断対象の内部状態を診断するX線診断装置において、X線の照射時間をパルス状に制限し、この1パルス間に被診断対象を透過したX線を2次的(画像として)に検出して、その1パルス間の被診断対象の内部状態を診断するものがある。

【0003】

このようなX線診断装置は、2次元走査型画像検出器を備えて、パルス状に照射されるX

10

20

30

40

50

線による撮影を連続して複数回行うようになっている。

2次元走査型画像検出器としては、例えば図17に示すように構成されている。

【0004】

すなわち、2次元走査型画像検出器を形成するX線検出素子は、図18に示すように、入射光量に応じて信号電流を流すフォトダイオード101と、このフォトダイオード101からの信号電流により電荷を蓄積するコンデンサ(以下蓄積用コンデンサと称する)102と、この蓄積用コンデンサ102に蓄積された電荷を外部に電流として出力するためのTFT(薄膜トランジスタ)103とから構成されている。

【0005】

なお、フォトダイオード101のカソード端子とコンデンサ102の一方の端子との接続点は逆バイアス電源(-Vn)に接続され、フォトダイオード101のアノード端子と蓄積用コンデンサ102の他方の端子との接続点はTFT103の入力端子へ接続されている。

10

【0006】

2次元走査型画像検出器は、このX線検出素子を列(Column)及びライン(Row)にアレイ状に構成している。さらに、TFT103のゲート端子は、ライン毎に共通に接続され、ゲートドライバ104の各ライン出力端子に接続されている。

【0007】

このゲートドライバ104の各ライン出力端子から、それぞれ時間系列的に順番にパルス状の制御信号が出力するようになっており、このパルス状の制御信号により、同じラインのTFT103は同時にオン動作するが、異なるラインのTFT103はそれぞれ時間系列的に順番にオン動作する。

20

【0008】

また、TFT103の出力端子は、列毎に共通に接続され、リードアウトアンプ(Read-out Amplifier)105とコンデンサ106とリセットスイッチ107とからなる積分回路を介して、マルチプレクサ108の各入力端子に接続されている。

【0009】

このマルチプレクサ108は、前記ゲートドライバ104の各ライン出力端子から出力される1パルス間に各入力端子に入力される信号をそれぞれ時間系列的に順番に1つずつ取込んでその出力端子から出力するようになっている。

30

【0010】

従って、ゲートドライバ104の各ライン出力端子から出力されたパルス状の制御信号により、1ラインのTFT103が同時のオン動作すると、蓄積用コンデンサ102に蓄積された電荷がTFT103を通過して出力され、この電流は積分回路にを介して電圧に変換され、マルチプレクサ108により順番に1つずつ(1ラインの1画素ずつ)出力される。このようにして1ラインの読取りが終了すると、次のラインの読取りが開始される。

すなわち、テレビジョンの走査線のように、ライン毎に各X線検出素子1個ずつ(1画素ずつ)順番に検出信号を読取って、1画面分の撮像データ(ビデオ信号)として出力するようになっている。

40

【0011】

ところで、連続して複数枚のX線画像を撮像する場合に、上述したような走査による1画面分の検出信号の読取りのタイミングを制御する信号としてVBL信号(垂直ブランキング信号)がある。これは、図19に示すように、各X線検出素子から1画面分の検出信号を読取る垂直有効期間Aの間に、読取りを行わない垂直ブランキング期間Bが設けられている。

【0012】

従って、図19の下部に示すX線の照射タイミングに示すように、X線の照射は垂直ブランキング期間B内に制限される。これは1画面分の検出信号の読取りで、走査の最初に読取られるX線検出素子と走査の最後に読取られるX線検出素子でX線の照射量が異ならな

50

いようにするためである。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

X線の照射量は、X線を発生するX線管の管電流を大きくすれば、増加させることはできるが、X線管に流す管電流にも上限があり、X線量を管電流を大きくせずに増加させる方法としては照射時間を長くする方法がある。

【0014】

しかし、上述したように、従来のX線診断装置ではX線の照射タイミングは、VBL信号の垂直ブランキング期間B内に制限されていたため、X線の照射時間Cを垂直ブランキング期間よりも長くできないので、例えば被検者の体厚が大きい場合に、十分に明瞭な投影X線画像を得るためには、X線照射量が不足するという問題があった。

10

そこでこの発明は、X線照射量の不足を改善することができるX線診断装置を提供することを目的とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】

請求項1記載の発明は、被検体に向けてX線を曝射するX線源と、被検体を透過したX線を電荷信号に変換して蓄積する複数のX線検出素子を2次元的に配列したX線画像検出器と、X線検出素子群の信号読出し範囲を設定する視野設定手段と、信号読出し範囲内のX線検出素子に蓄積された電荷情報を読出す読出手段と、1画像当たりのX線曝射時間を設定するものであり、信号読出し範囲に基づいて設定可能なX線曝射時間の最大値を変更する曝射時間設定手段と、1画像当たりのX線曝射時間が、曝射時間設定手段で設定されたX線曝射時間となるようにX線源を駆動するX線源駆動手段とを備えたものである。

20

【0016】

請求項2記載の発明は、被検体に向けてX線を曝射するX線源と、被検体を透過したX線を電荷信号に変換して蓄積する複数のX線検出素子を2次元的に配列したX線画像検出器と、X線検出素子群の信号読出し範囲を設定する視野設定手段と、垂直ブランキング期間を示す垂直ブランキング信号を発生するものであり、設定された信号読出し範囲の広さに基づいて垂直ブランキング信号のパルス幅を換える同期信号発生手段と、垂直ブランキング信号に同期して信号読出し範囲内のX線検出素子に蓄積された電荷情報を読み出す読出手段と、垂直ブランキング信号に基づいて、垂直ブランキング期間内にX線曝射を行うようにX線源を駆動するX線源駆動手段とを備えたものである。

30

【0017】

請求項3記載の発明は、請求項1乃至請求項2のいずれか1項に記載された発明において、X線画像検出器は、X線検出素子を行と列とを有するマトリックス状に配列し、視野設定手段は、信号読出し範囲を行単位又は列単位の少なくとも一方で行うものである。

【0018】

請求項4記載の発明は、被検体に向けてX線を曝射するX線源と、被検体を透過したX線電荷信号に変換して蓄積する複数のX線検出素子を2次元的に配列したX線画像検出器と、1画像当たりのX線曝射時間を設定する曝射時間設定手段と、設定されたX線曝射時間に基づいて、X線検出素子群の信号読出し範囲を設定する視野設定手段と、信号読出し範囲内のX線検出素子に蓄積された電荷情報を読出す読出手段と、1画像当たりのX線曝射時間が、曝射時間設定手段で設定されたX線曝射時間となるようにX線源を駆動するX線源駆動手段とを備えたものである。

40

【0019】

請求項5記載の発明は、請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載された発明において、X線源により発生されたX線の曝射範囲を制限するX線絞り手段と、設定された信号読出し範囲にX線の曝射範囲が一致するように、X線絞り手段を制御するX線絞り制御手段とを備えたものである。

【0020】

請求項6記載の発明は、請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載された発明において

50

、設定された信号読出し範囲を表示する表示手段を備えたものである。

【0021】

請求項7記載の発明は、請求項1乃至請求項6のいずれか1項に記載された発明において、X線検出素子は、X線を光に変換するX線・光変換手段と、光を電気信号に変換する光・電気変換手段と、この光・電気変換手段から出力された電気信号を電荷として蓄積するコンデンサとを備えたものである。

【0022】

請求項8記載の発明は、請求項1乃至請求項6のいずれか1項に記載された発明において、X線検出素子は、X線を電気信号に変換するX線・電気変換手段と、このX線・電気変換手段から出力された電気信号を電荷として蓄積するコンデンサとを備えたものである。

10

【0023】

【発明の実施の形態】

この発明の第1の実施の形態を図1乃至図8を参照して説明する。

図1は、この発明を適用したX線診断装置の要部回路構成を示すブロック図である。

【0024】

1は、図示しないがCPU(central processing unit)、ROM(read only memory)、RAM(random access memory)及び各種インターフェイス回路等から構成された制御部で、特に、後述する各種周辺装置のタイミングを制御するタイミング制御部1-1を備えている。

【0025】

20

前記制御部1は、オペレータの操作部2による操作指示に基づいて、X線の発生源であるX線管3の電力制御を行い、このX線管3から放射されたX線の照射方向を制限するX線絞り4の開閉を制御し、前記X線管3から前記X線絞り4を介して被検体に照射され、さらに透過したX線を検出するX線検出器5の駆動を制御する。

【0026】

また、前記制御部1は、X線検出器5からの検出信号(アナログ信号)をA/D(analogue/digital)変換部6を介してデジタルデータに変換し、このデジタルデータを画像メモリ7に記憶させ、この画像メモリ7に記憶されたデジタルデータをD/A(digital/analogue)変換部8を介して再びアナログ信号に変換し、このアナログ信号によりCRT(cathode ray tube)ディスプレイ9によりX線画像を表示させる。

30

【0027】

なお、前記X線検出器5は、従来技術で説明したように(図17及び図18参照)、2次元走査型画像検出器であり、フォトダイオード、コンデンサ(蓄積用コンデンサ)、TFTから構成されたX線検出素子をマトリクス状に配置し、ゲートドライバによりライン方向のX線検出素子のTFTを制御し、X線検出素子から出力される検出信号は、リードアウトアンプ、蓄積用コンデンサ及びリセットスイッチからなる積分回路を介して、マルチプレクサにより列方向に順次読取られて出力される。

【0028】

前記タイミング制御部1-1は、前記X線検出器5に対して、そのリセットスイッチをONさせるアンプリセット信号、そのゲートドライバの読取りのためのパルスを出力するポート(ライン)を選択するラインセレクト信号、そのマルチプレクサの信号を取込むポート(列)を選択する列セレクト信号を供給している。また、前記A/D変換部6及び前記D/A変換部8に対しては、変換のためのタイミング信号(サンプリング信号)を供給し、前記画像メモリ7に対しては、データの読取り/書込みを制御するリード/ライトタイミング信号を供給している。

40

【0029】

また前記操作部2には、前記X線絞り4及び前記X線検出器5における視野を設定する視野設定部2-1及び前記X線管3におけるX線の照射時間(照射パルス幅)を設定する照射時間設定部2-2が設けられている。

50

【 0 0 3 0 】

このような構成の第 1 の実施の形態においては、図 2 に示すような処理の流れにしたがって撮像条件が設定され、この設定された撮像条件に基づいて実際の撮像が行われる。

【 0 0 3 1 】

図 2 は、制御部 1 が撮像動作前に行う撮像条件設定処理の流れを示す図である。

まず、ステップ 1 (S T 1) の処理として、操作部 2 の照射時間設定部 2 - 2 により X 線パルス幅の指定入力があるか否かを判断する。ここで、X 線パルス幅の指定入力はないと判断すると、ステップ 2 (S T 2) の処理として、操作部 2 の視野設定部 2 - 1 により読取ラインの指定入力 (読取ライン数及び読取開始ラインの指定入力) があるか否かを判断する。ここで、読取ラインの指定入力はないと判断すると、ステップ 3 (S T 3) の処理として、操作部 2 により全視野を読取範囲とする入力があるか否かを判断する。ここで、全視野を読取範囲とする入力もないと判断すると、再び前述したステップ 1 の処理へ戻るようになっている。

10

【 0 0 3 2 】

また、前述したステップ 1 の処理で、X 線パルス幅の指定入力があると判断すると、ステップ 4 (S T 4) の処理として、その指定入力された X 線パルス幅を実際に X 線管 3 に通電するパルス幅として設定する。

【 0 0 3 3 】

ステップ 5 (S T 5) の処理として、この X 線パルス幅に基づいて、可能な読取ライン数を算出し、この算出により得た可能読取ライン数を示す表示を C R T ディスプレイ 9 に表示する。

20

ステップ 6 (S T 6) の処理として、視野設定部 2 - 1 により読取ラインの指定入力があるまでの待機状態となる。

【 0 0 3 4 】

このステップ 6 の処理で、読取ラインの指定入力があると、ステップ 7 (S T 7) の処理として、この指定入力されたライン (指定入力された読取開始ラインから読取ライン数分のライン) を読取ラインとして設定する。

この読取ラインの設定が終了すると、この撮像条件設定処理を終了するようになっている。

【 0 0 3 5 】

また、前述したステップ 2 の処理で、読取ラインの指定入力があると判断すると、ステップ 8 (S T 8) の処理として、この指定入力されたラインを読取ラインとして設定する。

30

次に、ステップ 9 (S T 9) の処理として、設定された読取ラインに基づいて、X 線パルス幅の最大値を算出して設定し、後述するステップ 10 (S T 10) の処理へ移行するようになっている。

【 0 0 3 6 】

また、前述したステップ 3 の処理で、全視野を読取範囲とする入力があると判断すると、ステップ 11 (S T 11) の処理として、全ラインを読取ラインとして設定する。

次に、ステップ 12 (S T 12) の処理として、X 線パルス幅の最大値を通常値に設定し、次のステップ 10 の処理へ移行するようになっている。

40

【 0 0 3 7 】

ステップ 10 の処理は、設定されている X 線パルス幅の最大値を C R T ディスプレイ 9 に表示して、X 線パルス幅 (X 線照射時間) の指定入力を要求する表示を行う。

【 0 0 3 8 】

次に、ステップ 13 (S T 13) の処理として、照射時間設定部 2 - 2 により X 線パルス幅の指定入力があるまでの待機状態となる。

X 線パルス幅の指定入力が行われると、ステップ 14 (S T 14) の処理として、この指定入力された X 線パルス幅を実際に X 線管 3 に通電するパルス幅として設定する。この X 線パルス幅の設定画終了すると、この撮像条件設定処理を終了するようになっている

50

。

【0039】

例えば図3に示すように、上から $(x + 1)$ 番目のラインを読取開始ラインとして、全ライン数 n からライン数 x を減算したライン数 $(n - x)$ を読取ライン数として設定すると、 $(x + 1)$ 番目のラインから n 番目のラインまでの領域Dが読取ラインとなる。

【0040】

このとき、新・VBL信号(読取ライン数の制限による変更された垂直ブランキング信号)とX線の照射タイミングとは図4に示すようになる。

垂直ブランキング期間Eは、従来の垂直ブランキング期間Bより、本来0番目のラインから x 番目のラインまでを読取る期間F分延長される。従って、垂直有効期間Gは、従来の垂直有効期間(A)から期間Fが削られたものである。

10

【0041】

従って、X線の照射タイミングの照射時間(X線パルス)Hは、垂直ブランキング期間Eの最初の部分に設けられたリセット期間Jを除く期間K内に制限される。すなわち、照射時間Hの最大値は期間Kである。

【0042】

なお、リセット期間Jは、読取りを行わないライン上のX線検出素子(画素)に散乱線やベーリングクリア(シンチレータによるX線散乱)等による光入射やX線検出素子自体から発生する暗電流の影響により蓄積された電荷及び、読出しラインの画素に暗電

20

流の影響により蓄積された電荷を適切なタイミングで放電するように設けられている。

なお、このリセット期間Jは、X線照射を行う前に行えば良い。またX線照射を行った後に行っても良いものである。

【0043】

このリセット期間Jでは、対象となる全てのラインに対してゲートドライバからパルスと同時に又はさらに組分けした各組毎にパルスを供給して読取りが行われる。当然、読取ったデータは全て無効として処理される。

【0044】

また図5に示すように、上から $(y + 1)$ 番目のラインを読取開始ラインとして、全ライン数 n からライン数 y を減算したライン数 $(n - y)$ より小さいライン数 z ($z < n - y$)を読取ライン数として設定すると、 $(y + 1)$ 番目のラインから $(y + z)$ 番目のラインまでの領域Dが読取ラインとなる。

30

【0045】

このとき、新・VBL信号とX線の照射タイミングとは図6に示すようになる。

なお、この図6中の記号(アルファベット)は、図4と同一内容の期間には同一記号を付して、その説明は省略する。

期間F1は、本来0番目のラインから y 番目のラインまでを読取る期間であり、期間F2

は、本来 $(y + z + 1)$ 番目のラインから n 番目のラインまでを読取る期間である。

【0046】

また、例えば被検体の体厚からX線の照射時間を最初に決定した場合、このX線の照射時間が先に設定され、この設定された照射時間(X線パルス幅)に基づいて、垂直ブランキング期間を算出され、垂直有効期間Gが算出され、最終的に可能な読取ライン数が算出されて表示される。

40

【0047】

オペレータは、この表示された可能な読取ライン数以下で読取ラインの設定を行えば、所望の照射時間でX線が被検体に照射され、設定された読取ラインで読取が行われる。

【0048】

さらに、この第1の実施の形態では、読取ラインを任意に設定することができたが、例えば視野を全ラインとする通常動作(視野100%)に対して、図7(a)に示すように、視野を全ラインの90%に制限する第1視野制限動作(視野90%)、図7

50

(b) に示すように、視野を全ラインの 70% に制限する第 2 視野制限動作、図 7 (c) に示すように、視野を全ラインの 50% に制限する第 3 視野制限動作を予め設定しておき、これらの動作を切換により選択指定するようにしても良いものである。なお、各動作における V B L 信号は図 8 に示すようになる。もちろん、図 7 では読取りができる領域 D は中央に設定されているが、視野の範囲内であればその位置を自由に移動させることができる。

【 0049 】

このように第 1 の実施の形態によれば、読取ライン数を制限することにより V B L 信号の垂直有効期間のうち、制限により読取の対象外となったラインについての読取時間を削減することができ、その削減した時間分垂直ブランキング期間に加えることにより、X 線の照射時間を長くすることができる。また、X 線の照射時間を長く設定した時には、可能な読取ライン数を算出して表示し、読取ラインの設定を要求することにより、所望の照射時間で X 線の撮像を行うことができる。

10

すなわち、X 線照射量の不足を改善することができる。

【 0050 】

この発明の第 2 の実施の形態を図 9 乃至図 11 を参照して説明する。なお、この第 2 の実施の形態の X 線診断装置の要部回路構成は、前述した第 1 の実施の形態とほとんど同一なので、同一部材には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0051 】

この X 線診断装置は、図 9 に示すような処理の流れにしたがって、撮像条件が設定され、この設定された撮像条件に基づいて実際の撮像が行われる。

20

図 9 は、制御部 1 が撮像動作前に行う撮像条件処理の流れを示す図である。

【 0052 】

まず、ステップ 21 (S T 2 1) の処理として、操作部 2 の照射時間設定部 2 - 2 により X 線パルス幅の指定入力があるか否かを判断する。ここで、X 線パルス幅の指定入力はないと判断すると、ステップ 22 (S T 2 2) の処理として、操作部 2 の視野設定部 2 - 1 により読取範囲の指定入力 (読取ライン数、読取開始ライン及び読取開始列、読取終了列の指定入力) があるか否かを判断する。ここで、読取範囲の指定入力はないと判断すると、ステップ 23 (S T 2 3) の処理として、操作部 2 により全視野を読取範囲とする入力があるか否かを判断する。ここで、全視野を読取り範囲とする入力もないと判断すると、再び前述したステップ 21 の処理へ戻るようになっている。

30

【 0053 】

また、前述したステップ 21 の処理で、X 線パルス幅の指定入力があると判断すると、ステップ 24 (S T 2 4) の処理として、その指定入力された X 線パルス幅を実際に X 線管 3 に通電するパルス幅として設定する。

【 0054 】

ステップ 25 (S T 2 5) の処理として、この X 線パルス幅に基づいて、可能な読取ライン数及び可能な読取列数を算出し、この算出により得た可能読取ライン数及び読取列数を示す標準的な読取範囲を C R T ディスプレイ 9 の画面に表示する。

ステップ 26 (S T 2 6) の処理として、視野設定部 2 - 1 により読取範囲の指定入力があるまでの待機状態となる。

40

【 0055 】

このステップ 26 の処理で、読取範囲の指定入力があると、ステップ 27 (S T 2 7) の処理として、この指定入力されたライン (指定入力された読取開始ラインから読取ライン数分のライン) を読取ラインとして設定し、この指定入力された列 (指定入力された読取開始列から読取終了列までの列) を読取ライン列として設定する。

【 0056 】

この読取範囲 (読取ライン及び読取列) の設定が終了すると、ステップ 28 (S T 2 8) の処理として、その設定された読取範囲を示す表示を C R T ディスプレイ 9 の画面に表示し、この撮像条件設定処理を終了するようになっている。

50

【 0 0 5 7 】

また、前述したステップ 2 2 の処理で、読取範囲の指定入力があると判断すると、ステップ 2 9 (S T 2 9) の処理として、この指定入力されたラインを読取ラインとして設定し、この指定入力された列を読取ライン列として設定する。

【 0 0 5 8 】

この読取範囲の設定が終了すると、ステップ 3 0 (S T 3 0) の処理として、その設定された読取範囲を示す表示を C R T ディスプレイ 9 の画面に表示する。

次に、ステップ 3 1 (S T 3 1) の処理として、設定された読取範囲に基づいて、X 線パルス幅の最大値を算出して設定し、後述するステップ 3 2 (S T 3 2) の処理へ移行するようになっている。

10

【 0 0 5 9 】

また、前述したステップ 2 3 の処理で、全視野を読取範囲とする入力があると判断すると、ステップ 3 3 (S T 3 3) の処理として、全ラインを読取ラインとして設定し、全列を読取列として設定する。

次に、ステップ 3 4 (S T 3 4) の処理として、X 線パルス幅の最大値を通常値に設定し、次のステップ 3 2 の処理へ移行するようになっている。

【 0 0 6 0 】

ステップ 3 2 の処理は、設定されている X 線パルス幅の最大値を C R T ディスプレイ 9 に表示して、X 線パルス幅 (X 線照射時間) の指定入力を要求する表示を行う。

【 0 0 6 1 】

次に、ステップ 3 5 (S T 3 5) の処理として、照射時間設定部 2 - 2 により X 線パルス幅の指定入力があるまでの待機状態となる。

20

X 線パルス幅の指定入力が行われると、ステップ 3 6 (S T 3 6) の処理として、この指定入力された X 線パルス幅を実際に X 線管 3 に通電するパルス幅として設定する。この X 線パルス幅の設定が終了すると、この撮像条件設定処理を終了するようになっている。

【 0 0 6 2 】

例えば図 1 0 に示すように、上から ($y + 1$) 番目のラインを読取開始ラインとして、全ライン数 n からライン数 y を減算したライン数 ($n - y$) より小さいライン数 z ($< n - y$) を読取ライン数として設定すると、($y + 1$) 番目のラインから ($y + z$) 番目のラインまでが読取ラインとなる。

30

また、左から ($s + 1$) 番目の列 (画素) を読取開始列、左から ($s + t$) 番目の列を読取終了列として設定すると、($s + 1$) 番目の列から ($s + t$) 番目の列までが読取列となる。

この読取ライン及び読取列により囲まれる領域 D が読取範囲となる。

【 0 0 6 3 】

図 1 1 は、従来の H B L 信号 (水平ブランキング信号) と上述したように読取範囲を設定したときの新・H B L 信号を示す図である。

この H B L 信号 (新・H B L 信号) は、V B L 信号の垂直有効期間 G (A) に関係するもので、V B L 信号の垂直有効期間 G (A) が 1 枚分の撮像画像の各ラインを読取るための期間であるのに対して、H B L 信号の水平有効期間 L (新・H B L 信号の水平有効期間 M) は、その 1 ライン分の画素を読取るための期間である。

40

【 0 0 6 4 】

すなわち、1 画素を読取るためにかかる時間に 1 ライン分の画素数を乗算したものが水平有効期間 L であり、この水平有効期間 L に 1 枚分の撮像画像のライン数と乗算したものが垂直有効期間 A である。

【 0 0 6 5 】

そして、上述したように読取範囲を設定した場合は、1 画素を読取るためにかかる時間に 1 ライン分の画素のうちの読取列として設定された画素数を乗算したものが水平有効期間 M となり、さらにこの水平有効期間 M に 1 枚分の撮像画像のラインのうちの読取ライン

50

として設定されたライン数を乗算したものが垂直有効期間となる。

【0066】

従って、全ラインを読取ラインとして設定しても、列（画素）により読取範囲を制限すると、水平有効期間が短縮し、それにつれて垂直有効期間が短縮し、この短縮分が垂直ブランキング期間の延長分となる。その結果、X線パルス幅の最大値が長くなる。

【0067】

このようにこの第2の実施の形態によれば、前述した第1の実施の形態における効果を得ることができると共に、読取範囲を列でも制限することができるので、より効率的にX線の照射時間を長くすることができる。すなわち、X線照射量の不足をより効率的に改善することができる。

10

【0068】

さらに、設定した読取範囲をCRTディスプレイ9の画面に表示することにより、設定した読取範囲を容易に確認することができるので、読取範囲の設定の操作性の向上を図ることができ、確実に所望の部位（例えば患部、検査組織）のX線撮像を行うことができる。

【0069】

この発明の第3の実施の形態を図12乃至図16を参照して説明する。なお、この第3の実施の形態のX線診断装置の要部回路構成も、前述した第1の実施の形態とほとんど同一なので、同一部材には同一符号を付してその説明は省略する。

【0070】

特に、この第3の実施の形態では、X線の照射部分を目視により確認できるように、X線管3の内部に可視光源が内蔵されている。

20

このX線診断装置は、図12に示すような処理の流れにしたがって、撮像条件が設定され、この設定された撮像条件に基づいて実際の撮像が行われる。

この図12に示す撮像条件設定処理と前述した第2の実施の形態における撮像条件設定処理（図9参照）とで、異なる点は以下に説明する部分だけである。

【0071】

すなわち、ステップ27（ST27）及びステップ29（ST29）の読取範囲の設定（指定ライン設定、指定列設定）の処理とステップ28（ST28）及びステップ30（ST30）の読取範囲画面表示の処理との間に、次の2つの処理がそれぞれ順番に挿入される。

30

【0072】

まず、ステップ41（ST41）及びステップ42（ST42）の処理として、ステップ27及びステップ29で設定された読取範囲に基づいて、その設定された読取範囲以外にはX線が照射されないように、X線絞り4を調節する。

【0073】

例えば、X線絞り4の開度を調節すると、図13（a）及び図13（b）に示すように、X線の照射範囲（有効視野）が調節される。図13（a）の開度Lに対しては照射範囲Mが形成され、この開度Lより絞った開度Nに対しては、照射範囲Mより狭い照射範囲Pが形成される。

40

従って、ここでは、読取視野と照射範囲とが一致するように、X線絞り4の開度が調節される。なお、被検体はX線絞り4とX線検出器5との間に位置する。

【0074】

またX線は可視ではないが、この第3の実施の形態では、X線管3の内部に可視光源11が内蔵されているので、そのX線の照射範囲が、図13に示すように、可視光源11からの（可視）光の照射範囲と一致するので、目視により確認することができる。

【0075】

次に、ステップ43（ST43）及びステップ44（ST44）の処理として、X線管3に内蔵された可視光源11を点灯させる。

また、ステップ33（ST33）の全ライン・全列設定の処理とステップ34（S

50

T 3 4) の X 線パルス幅の最大値を通常値に設定する処理との間に、次の 2 つの処理がそれぞれ順番に挿入される。

【 0 0 7 6 】

まず、ステップ 4 5 (S T 4 5) の処理として、X 線絞り 4 を通常開度に調整する。次に、ステップ 4 6 (S T 4 6) の処理として、可視光源 1 1 を点灯させる。

【 0 0 7 7 】

従って、読取範囲の設定の処理が行われると、その設定された読取範囲に合わせて、X 線絞り 4 が調節される。すなわち、読取範囲外には X 線が照射されないようになる。さらに、可視光源 1 1 が点灯して、このときの X 線の照射範囲、すなわち読取範囲が X 線検出器 5 の検出面 (X 線受光面) に可視光の照射により示される。

10

【 0 0 7 8 】

ところで、ステップ 2 8 (S T 2 8) 及びステップ 3 0 (S T 3 0) の読取範囲画面表示の処理で、その設定された読取範囲を CRT ディスプレイ 9 の画面に表示する一例を図 1 4 に示す。ここでは、CRT ディスプレイ 9 の画面の一部にウィンドウ 1 2 を開いて読取範囲を表示する。

【 0 0 7 9 】

このように第 3 の実施の形態によれば、前述した第 2 実施例と同様な効果を得ることができ、さらに、読取範囲の設定に合わせて、X 線絞り 4 を調節することにより、その設定された読取範囲の外側への X 線の照射を防止することができる。

【 0 0 8 0 】

従って、被検体へ不要な X 線の被曝を避けることができ、被検体 (検診者、患者) への負担が軽減されるという効果を得ることができる。

20

また、X 線管 3 に可視光源 1 1 を内蔵したことにより、設定した読取範囲に一致する X 線の照射範囲が可視光源 1 1 からの光により、X 線検出器 5 の検出面 (被検体) に直接示すことができるので、読取範囲の設定の操作性の向上を図ることができ、より確実に所望の部位 (例えば患部、検査組織) の X 線撮像を行うことができる。

【 0 0 8 1 】

なお、読取範囲あるいは X 線の照射範囲を表示について、上述した可視光源 1 1 を使用した方法及び CRT ディスプレイ 9 の画面に表示する方法以外には、例えば図 1 5 に示すように、X 線検出器 5 の裏面 (検出面の反対側の面) に幾つかの代表的な読取範囲に合

30

せて配置された複数の発光ダイオードを設けて、読取範囲が設定されたときに、該当する位置に配置された発光ダイオードを発光させて、読取範囲を表示する方法もある。また、図 1 6 に示すように X 線検出器 5 の検出面 (X 線受光面) に、代表的な読取範囲を示す印刷を施すという方法もある。

【 0 0 8 2 】

【 発明の効果 】

以上詳述したようにこの発明によれば、複数の X 線検出素子から構成される X 線検出器の読取範囲を制限することにより、垂直ブランキング信号の垂直ブランキング期間のパルス幅の割合を大きくすることにより X 線の照射パルス幅の最大値を大きくして、X 線照射量の不足を改善することができる X 線診断装置を提供できる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 この発明の第 1 の実施の形態の X 線診断装置の要部回路構成を示すブロック図。

【 図 2 】 同実施の形態の X 線診断装置で撮像動作前に行われる撮像条件設定処理の流れを示す図。

【 図 3 】 同実施の形態の X 線診断装置における読取ラインの設定の第 1 の例を示す図。

【 図 4 】 同実施の形態の X 線診断装置における図 3 の第 1 の例に対応する垂直ブランキング信号と X 線の照射タイミングを示す図。

【 図 5 】 同実施の形態の X 線診断装置における読取ラインの設定の第 2 の例を示す図。

50

【図 6】同実施の形態の X 線診断装置における図 5 の第 2 の例に対応する垂直ブランキング信号と X 線の照射タイミングを示す図。

【図 7】同実施の形態の X 線診断装置における読取ラインの 3 通りの設定の一例を示す図。

【図 8】同実施の形態の X 線診断装置における図 7 の読取ラインの 3 通りの設定の一例に対応する垂直ブランキング信号のタイミングの変化を示す図。

【図 9】この発明の第 2 の実施の形態の X 線診断装置で撮像動作前に行われる撮像条件設定処理の流れを示す図。

【図 10】同実施の形態の X 線診断装置における読取範囲の設定の一例を示す図。

【図 11】同実施の形態の X 線診断装置における通常（従来）の水平ブランキング信号（HBL）と図 10 の一例に対応する水平ブランキング信号（新・HBL）野タイミングを示す図。 10

【図 12】この発明の第 3 の実施の形態の X 線診断装置で撮像動作前に行われる撮像条件設定処理の流れを示す図。

【図 13】同実施の形態の X 線診断装置の読取範囲の設定に対する X 線絞りの状態を示す斜視図。

【図 14】同実施の形態の X 線診断装置の CRT ディスプレイの画面の一部に表示された読取範囲を示す図。

【図 15】同実施の形態の X 線診断装置の読取範囲の設定状態（有効視野）の表示方法の第 1 の例を示す斜視図。 20

【図 16】同実施の形態の X 線診断装置の読取範囲の設定状態（有効視野）の表示方法を示す第 2 の例を示す図。

【図 17】従来例の 2 次元走査型画像検出器の構成を示す一部回路を含むブロック図。

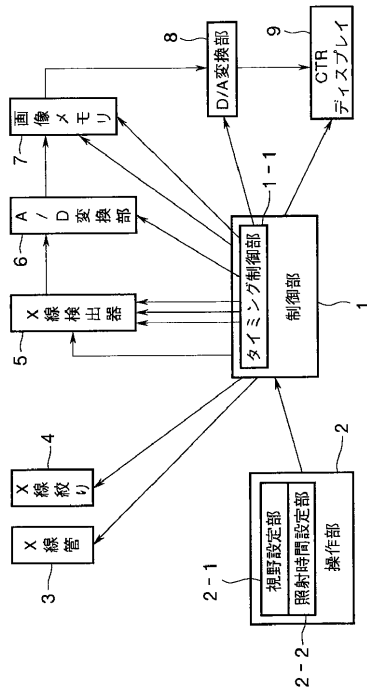
【図 18】同従来例の 2 次元走査型画像検出器を形成する X 線検出素子を示す回路図。

【図 19】同従来例の 2 次元走査型画像検出器における垂直ブランキング信号（VBL 信号）と X 線の照射タイミングを示す図。

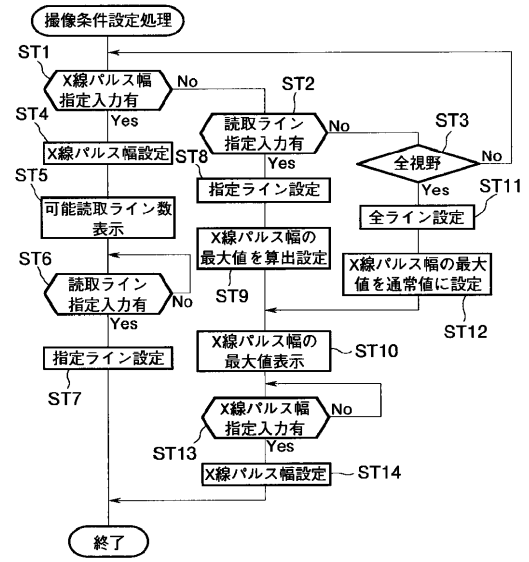
【符号の説明】

- 1 ... 制御部、
- 1 - 1 ... タイミング制御部、
- 2 ... 操作部、
- 2 - 1 ... 視野設定部、
- 2 - 2 ... 照射時間設定部、
- 3 ... X 線管、
- 4 ... X 線絞り、
- 5 ... X 線検出器、
- 9 ... CRT ディスプレイ、
- 1 1 ... 可視光源。

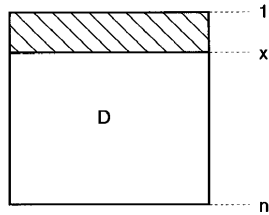
【 図 1 】



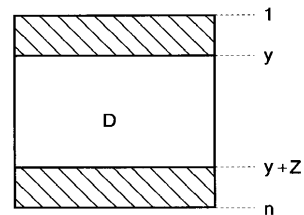
【 図 2 】



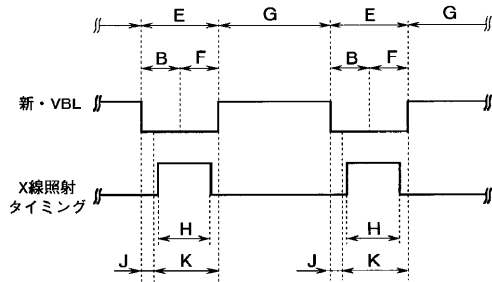
【 図 3 】



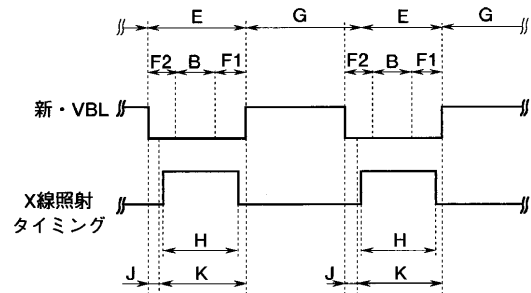
【 図 5 】



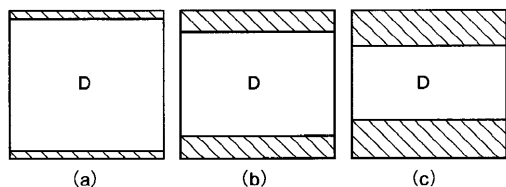
【 図 4 】



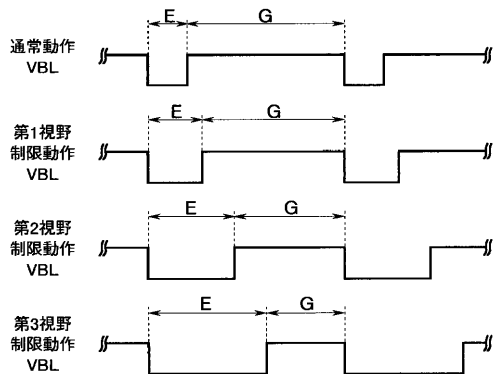
【 図 6 】



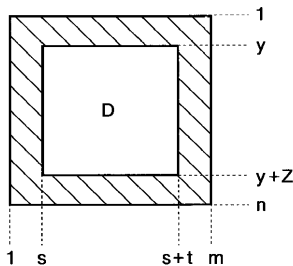
【 図 7 】



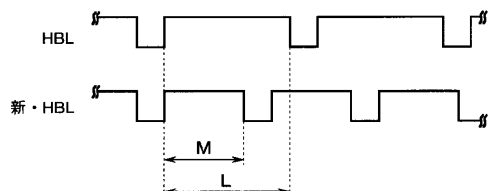
【 図 8 】



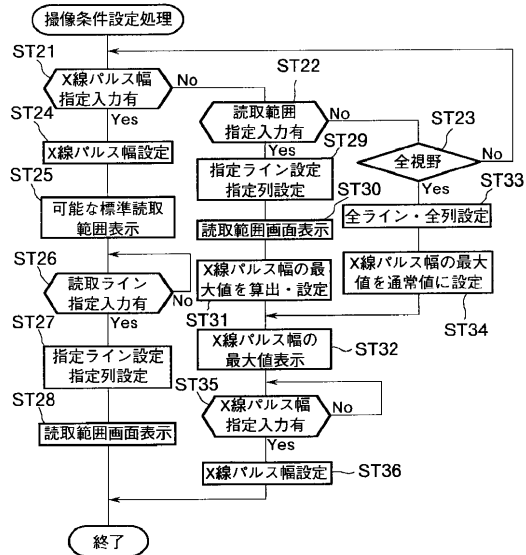
【 図 10 】



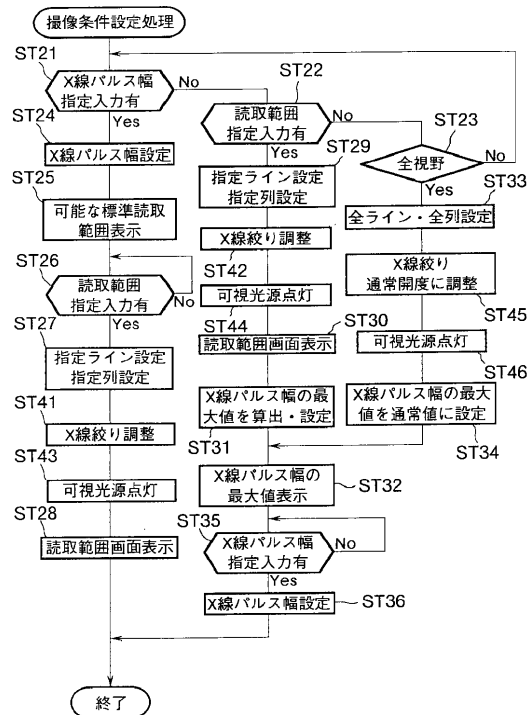
【 図 11 】



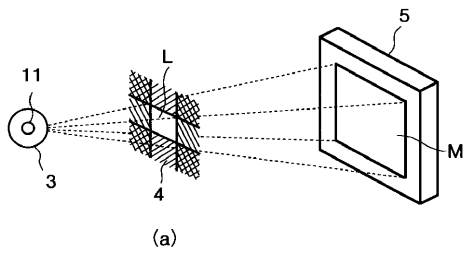
【 図 9 】



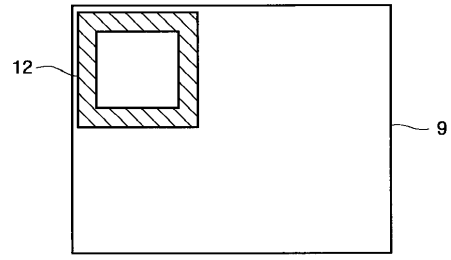
【 図 12 】



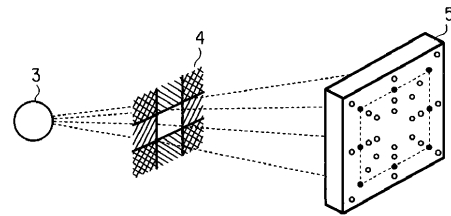
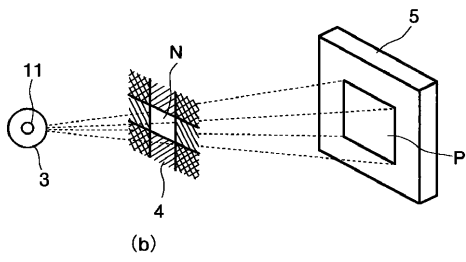
【図13】



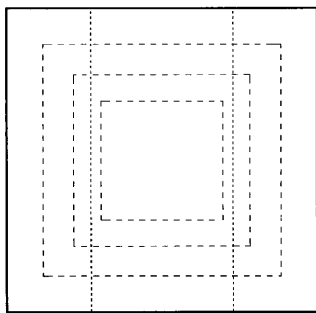
【図14】



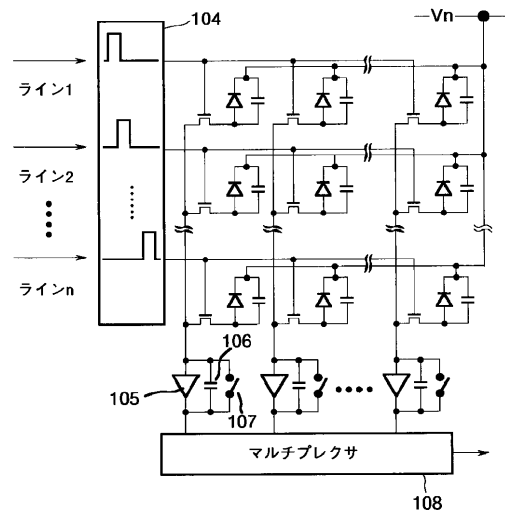
【図15】



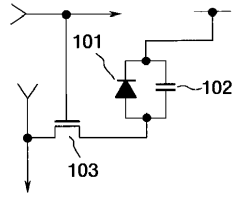
【図16】



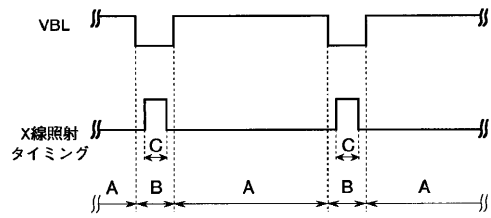
【図17】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 塚本 明
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 山田 真一
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 斎須 亨
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 富崎 隆之
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 田中 学
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 永井 清一郎
栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メディカルエンジニアリング株式会社内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平07-059764(JP,A)
特開昭59-040834(JP,A)
特開昭59-040835(JP,A)
実開平02-102208(JP,U)
特開昭60-010600(JP,A)
特開平05-237080(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 6/00

H05G 1/64