

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2001年8月9日 (09.08.2001)

PCT

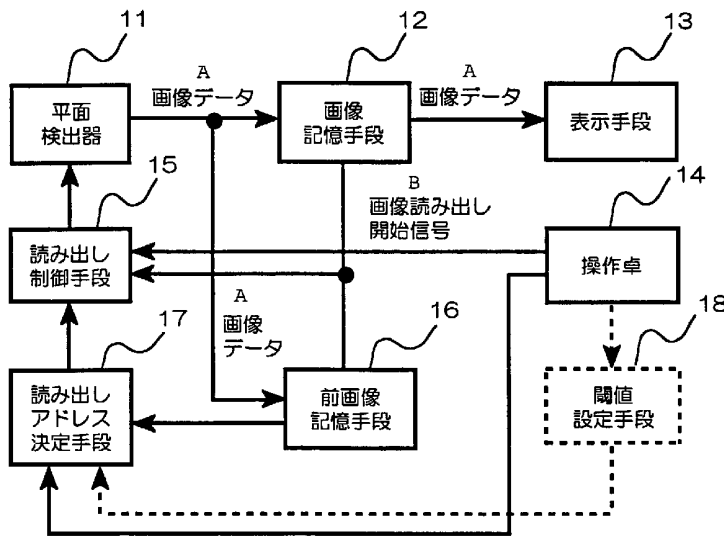
(10) 国際公開番号  
WO 01/56473 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 6/00
- (21) 国際出願番号: PCT/JP01/00700
- (22) 国際出願日: 2001年2月1日 (01.02.2001)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ: 特願2000-24318 2000年2月1日 (01.02.2000) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 鈴木克己 (SUZUKI, Katsumi) [JP/JP]; 〒277-0086 千葉県柏市永楽台2-9-25-310 Chiba (JP).
- (81) 指定国 (国内): US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

[続葉有]

(54) Title: X-RAY IMAGE DIAGNOSTIC APPARATUS

(54) 発明の名称: X線画像診断装置



(57) **Abstract:** An X-ray image diagnostic apparatus for creating an image free from motion artifact by clearing only pixels where the after image of the previous image is strong and thereby shortening the clearing time, comprising a flat panel detector that receives X-rays transmitted through a subject and outputs an X-ray image, image storage means where the X-ray image is stored, display means for displaying the X-ray image, an operation console for transmitting an image read start signal and a threshold value for extracting a specific pixel to be cleared, read control means for controlling read of image data from the flat panel detector (11), previous-image storage means for storing therein the image data on the previous image captured by the flat panel detector and overwrite therein the image data on the cleared specific pixel, and address determining means for extracting the specific pixel on the basis of the threshold value from the image data stored in the previous-image storage means and determining the address, whereby the read control means controls the read of the flat panel detector so that only the specific pixel the address of which is determined is cleared.

- 11...FLAT PANEL DETECTOR
- 15...READ CONTROL MEANS
- 17...READ ADDRESS DETERMINING MEANS
- A...IMAGE DATA
- 12...IMAGE STORAGE MEANS
- 16...PREVIOUS-IMAGE STORAGE MEANS
- 13...DISPLAY MEANS
- 14...OPERATION CONSOLE
- 18...THRESHOLD SETTING MEANS
- B...IMAGE READ START SIGNAL

[続葉有]



WO 01/56473 A1



添付公開書類：  
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

前画像の残像の多い画素だけを空読みすることにより、空読みに要する時間を短縮し、かつモーションアーチファクトのない画像を得るために、被検体の透過X線を受光してX線画像を出力する平面検出器と、このX線画像を記憶する画像記憶手段と、X線画像を表示する表示手段と、画像読み出し開始信号や空読みをする特定画素抽出のための閾値を送る操作卓と、平面検出器11の画像データの読み出し制御を行う読み出し制御手段と、平面検出器の前画像の画像データを記憶し、空読みした特定画素の画像データを上書き記憶する前画像記憶手段と、前画像記憶手段の画像データの中から上記閾値に基づき特定画素を抽出し、そのアドレスを決定する読み出しアドレス決定手段を具備し、読み出し制御手段がアドレス決定された特定画素のみの空読みを行うように平面検出器の読み出しを制御する。

## 明 細 書

## X線画像診断装置

## 5 技術分野

本発明は、被検体を透過したX線を平面検出器にて検出して被検体の診断部位のX線画像を得るX線画像診断装置に関し、特に平面検出器が有する残像を除去してモーションアーチファクトのない画像が得られるX線画像診断装置に関する。

## 10

## 背景技術

従来、X線画像診断装置では、被検体にX線を照射し、被検体の診断部位を透過したX線を平面検出器（参考文献；「Paul R. Granfors; Performance Characteristics of an Amorphous Silicon Flat panel X-ray Imaging Detector. Proc. SPIE Medical Imaging, Feb. 1999. pp. 480~488」）などのX線受光系で受像し、このX線受光系から出力されるX線画像をCRT（cathode-ray tube）モニタなどに表示する構成をとっている。

X線画像診断装置に使用されている平面検出器は、被検体を透過したX線を光に変換するシンチレータと、このシンチレータから出力される光を電荷に変換するフォトダイオード（例えば、アモルファスシリコン型）とから構成され、  
20 フォトダイオードの電荷をスイッチング素子（例えば、TFT（Thin Film Transistor））を經由して読み出すことによってX線画像を得ている。

上記の平面検出器において、フォトダイオードから一度電荷を読み出した後にも、フォトダイオード内に読み残しの電荷が存在することが知られている。  
25 図5に、フォトダイオード内の読み残し電荷、すなわち残像が時間と共にどのように減少するかを表した例を示す（詳細については、文献「R. L. Weisfield; High Performance Amorphous Silicon Image Sensor for X-ray Diagnostic Medical Imaging Applications. Proc. SPIE Medical Imaging, Feb. 1999. pp. 307~317.」を参照のこと）。図5から明らかのように、フォトダイオード内

の読み残しの電荷は、X線透視やX線撮影の画像を次々と撮像して行く1秒以下の短い時間では殆ど変化せず、次の画像に前画像の残像という形で影響を及ぼすことになり、画像にモーションアーチファクトが現れ、診断の障害となる。

前画像の残像を除去する方法としては、平面検出器から次の画像を画像記憶手段に記憶する前に、平面検出器のフォトダイオード内の読み残しの電荷を、  
5 画像記憶手段に記憶することなしに、読み出すこと（以下、空読みという）が行われている。

しかしながら、上記の従来技術では、前画像の残像を除去するためには、平面検出器の全部のフォトダイオード、すなわち全画素の空読みを行わなければならず、この空読みのために、さらに1画像の読み出しを行うだけの時間を  
10 待たなければならなかった。

また、X線画像内に非常に輝度の高い領域を持つような場合には、1回の空読みだけでは、残像の除去が不十分で、数画像分の空読みを行わなければならないことがある。

図6は、その例を説明するための図で、図6(a)は、X線像を受光した平面  
15 検出器のフォトダイオードに蓄積され電荷の分布の一例（X線画像）を示したものである。図6(a)のX線画像では、二次元のX又はYアドレスの中央部に非常に輝度の高い領域が存在することが多い。図6(b)は、図6(a)のX線画像について、1回の空読みを行った後の、平面検出器のフォトダイオードに蓄  
20 積された電荷の分布を示したもので、中央部にはまだ輝度の高い領域が残っている。このため、この高輝度部分の残像を除去するためには、数画像分の空読みが必要となる。

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、前画像の  
25 残像の多い画素だけを空読みすることにより、空読みに要する時間を短縮すると共に、前記残像によって発生するモーションアーチファクトを除去して高画質の画像が得られるX線画像診断装置を提供することである。

#### 発明の開示

上記目的を達成するため、本発明のX線画像診断装置は、被検体にX線を照射

するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線を入力してX線画像データを出力する平面X線検出器と、該出力したX線画像を画像データとして記憶する画像記憶手段と、該記憶した画像データを画像表示する表示手段と、画像の読出開始信号を出力する操作手段と、該出力した読出開始信号を受けて前記平面X線検出器からX線画像のデータを読み出し制御する読出制御手段とを備えたX線画像診断装置において、前記操作手段は、所定の時相より1つ前の時相で得たX線画像データを前記平面X線検出器から前記画像記憶手段へ読み出した後の読み出しデータの分布によりその読出範囲を決定する手段を備えると共に、前記読出制御手段は、該決定した読出範囲に基づいて前記平面X線検出器の読み残しデータを読み出し制御する手段を備えたものである。

また、画像の読み出し開始信号を出力する操作卓と、被検体の透過X線を受光してX線画像を出力する平面検出器と、該平面検出器から出力されるX線画像を画像データとして記憶する画像記憶手段と、該画像記憶手段に記憶されている画像データをX線画像として表示する表示手段と、前記操作卓からの画像の読み出し開始信号を受けて前記平面検出器からX線画像データを読み出すための制御を行う読み出し制御手段とを具備するX線画像診断装置において、前記平面検出器より出力されたX線画像の画像データを記憶するとともに、前記平面検出器が次の画像データを出力する前に前記平面検出器の特定画素の空読みを行い、該空読み画像データを上書き記憶する前画像記憶手段と、該前画像記憶手段に記憶されている画像データから特定画素を抽出し、該特定画素の位置に対応するアドレスを算出して前記読み出し制御手段に出力する読み出しアドレス決定手段とを備え、前記特定画素は画像データの輝度値を基準にして抽出され、前記読み出し制御手段は前記読み出しアドレス決定手段から入力された特定画素のアドレスに従って前記平面検出器の特定画素のみを空読みする制御を行うものである。

この構成では、従来のX線画像診断装置に対し、前画像記憶手段と読み出しアドレス決定手段を追加したことにより、前画像記憶手段にて画像データの輝度値を基準にした空読みをする特定画素の抽出及び特定画素から空読みした画像データによる上書きを行うことができるため、空読み前及び空読み後の平面

検出器における各画素での電荷の読み残し状況を把握することができ、更に読み出しアドレス決定手段にて空読みをする特定画素のアドレスを決定することができるので、読み出し制御手段を介して、平面検出器の特定画素のみの空読みを実施させることができる。その結果、空読みが特定画素のみに限定されるので、空読み時間の短縮が図られる。

5 本発明のX線画像診断装置では更に、前記前画像記憶手段の特定画素は特定値（以下、閾値という）以上の輝度値を持つ画素である。この構成では、平面検出器の画素のうちの空読みされる特定画素が特定の輝度値を閾値として抽出されるので、高輝度値を持つ画素が空読みされることになり、この空読みによって、平面検出器の読み残し電荷の多い画素から電荷の読み出しが行われ、効率良く読み残し電荷の低減が図られる。

10 本発明のX線画像診断装置では更に、前記前画像記憶手段の特定画素の抽出及び前記平面検出器の特定画素の空読みを複数回実行するものである。この構成では、空読みを1回実行しただけでは、平面検出器の読み残し電荷の除去が不十分な場合に、平面検出器の空読みする特定画素の抽出、空読みを2回以上実行するものであり、その結果、平面検出器の読み残し電荷の除去を十分に、かつ効率良く行うことができる。

15 本発明のX線画像診断装置では更に、前記前画像記憶手段の画像データから第2回目以降の空読みの特定画素を抽出する基準となる閾値は、前回の閾値に基づいて決定される。この構成では、空読みの特定画素の抽出基準の閾値を前回の閾値と関連付けて決定できるので、例えば両者の比率を一定にするなどして閾値が容易に決定される。また、平面検出器の画素の輝度値と関連付けて閾値が決定されるので、平面検出器に読み残された電荷の状況が容易に把握され、また平面検出器に読み残された電荷も確実に低減させることができる。

25 本発明のX線画像診断装置では更に、前記前画像記憶手段の画像データから第2回目以降の空読みの特定画素を1フレームの画素数から第1回目の空読みの特定画素の画素数を差し引いたものとする。この構成では、1フレームの画像データの読み出し時間の間に2回の空読みを行うことができる。例えば、第1回目の空読みで閾値以上の輝度値の大きい画素を読み出し、第2回目の空

読みで、輝度値の大きい順に画像データを読み出すことで、効率良く空読みを行うことができる。

#### 図面の簡単な説明

5 図1は本発明のX線画像診断装置の一実施例の構成を示すブロック図、図2は読み出しアドレス決定手段17において、前画像記憶手段16に記憶されている画像データの中から閾値以上の輝度値を持つ画素を空読みする特定画素として探し出す処理の流れを説明するためのフローチャート、図3は空読みの際の閾値と前画像記憶手段16に記憶されている画像データとの関係を説明するための模式図、図4は読み出しアドレス決定手段17において2回目の空読みを行う特定画素のアドレスを探し出す処理の流れを説明するためのフローチャート、  
10 図5は平面検出器の残像が時間と共にどのように減少するかを表した例、図6は平面検出器の残像の空読み前後の変化を表した例を示す図である。

15 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明のX線画像診断装置の実施例を添付図面により説明する。

図1は、本発明のX線画像診断装置の一実施例の構成を示すブロック図である。

図1において、本実施例のX線画像診断装置は、被検体（図示せず）を透過した透過X線を受光してX線画像を出力する平面検出器（2次元検出器）11と、  
20 この平面検出器11から出力されるX線画像を画像データとして記憶する画像記憶手段12と、この画像記憶手段12に記憶されている画像データをX線画像としてモニタ等に表示する表示手段13と、操作者が平面検出器11の画像の読み出しを開始するための信号などを読み出し制御手段15に送る操作卓14と、操  
25 作卓14からの画像の読み出し開始信号などを受けて平面検出器11の画像データの読み出し制御を行う読み出し制御手段15と、この読み出し制御手段15からの制御信号により平面検出器11から出力された画像データが画像記憶手段12に記憶された後、画像記憶手段12に記憶されている画像データを記憶するとともに、この記憶された画像データの上に、空読みした特定画素のみの画像デ

ータを上書き記憶する前画像記憶手段 16 と、この前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データの中の特定画素だけを抽出し、それらの特定画素の位置に対応するアドレスを算出して、その特定画素のアドレスを読み出し制御手段 15 5 15 10 15 20 25

アドレス決定手段 17 とから構成される。

本発明における特徴部分は平面検出器 11 の画像データの空読みのやり方に関するものであり、図 1 において平面検出器 11 の画像データの空読みに関する要素は、平面検出器 11 と、前画像記憶手段 16 と、読み出しアドレス決定手段 17 と、読み出し制御手段 15 である。以下、これらの要素について、その内容を説明する。

15 20 25

まず、平面検出器 11 は、従来の技術の欄に記載した如く、平板状のシンチレータとフォトダイオードアレイから成り、フォトダイオードの電荷はスイッチング素子を經由して読み出される。平面検出器 11 によって X 線像が撮像されると、平面検出器 11 のフォトダイオードアレイの各素子に、X 線像の X 線量分布に対応した電荷が蓄積される。従って、フォトダイオードアレイの各素子は X 線画像の各画素に対応し、フォトダイオードアレイの各素子に蓄積された電荷は画像データ（画素値）に対応する。ここで、フォトダイオードに蓄積された電荷を完全に読み出すには時間がかかるので実質的な画像データとしては、フォトダイオードからスイッチング素子を介して読み出された電荷量が対応する。

20 25

読み出し制御手段 15 は、操作卓 14 からの画像読み出し開始信号を受けて、平面検出器 11 の画像データの 1 回目の読み出し制御を行い、読み出された 1 回目の画像データは画像記憶手段 12 と前画像記憶手段 16 に出力される。画像記憶手段 12 に出力された画像データは、そこで記憶され、表示手段 13 に表示されて、医用診断に供される。前画像記憶手段 16 に出力された 1 回目の画像データは、そこで記憶され、特定画素の抽出に使用される。

読み出し制御手段 16 は更に、読み出しアドレス決定手段 17 で決定された特定画素のアドレスの情報に基づいて、平面検出器 11 の特定画素のみについて、2 回目の画像データの読み出し、即ち空読みを行い、前画像記憶手段 16 に出力する。このとき、2 回目の画像データについては、画像記憶手段 12 には出力し

ない。前画像記憶手段 16 では、特定画素について、2 回目の画像データを 1 回目の画像データの上に上書き記憶する。

前画像記憶手段 16 は、読み出し制御手段 15 の制御のもとで、1 回目の画像データを記憶した後に、空読みの対象となる特定画素の抽出に利用される。特定画素の抽出された後に、前画像記憶手段 16 は、その特定画素について、2 回目の画像データを記憶する。前画像記憶手段 16 に記憶された各回目の画像データはそれぞれ、次の回の特定画素の抽出に利用される。

読み出しアドレス決定手段 17 は、前画像記憶手段 16 に記憶された画像データに基づき特定画素を抽出し、その抽出された特定画素の読み出しアドレスを決定して、読み出し制御手段 15 に出力するものである。

特定画素の抽出は、通常平面検査器 11 のフォトダイオードに蓄積された電荷に対応する画像データ、すなわち輝度値に基づいて行われる。この輝度値が大きい程残像が大きくなるので、所定の輝度値を輝度閾値（以下、閾値という）として設定し、この閾値より大きい輝度値を持つ画素を特定画素として抽出するものである。

この閾値の設定は、図 1 の実線で示す如く、操作卓 14 にて直接設定してもよいし、図 1 の破線で示す如く、閾値設定手段 18 を別に設けて、この閾値設定手段 18 にて設定してもよい。後者の場合、閾値設定手段 18 に閾値テーブルを持たせてその中から閾値を選択させるとか、閾値設定手段 18 に数式を持たせ、変数を選択させるとかして、閾値を設定することができる。また、この閾値設定の機能については、閾値を用いて特定画素の抽出を行う読み出しアドレス決定手段 17 に持たせてもよい。

特定画素の抽出は、1 回の場合もあるが、2 回以上の場合もある。1 回目の特定画素の抽出では、閾値は通常輝度値で設定されるが、2 回目以降については必ずしも輝度値のみではなく、他の項目、例えば画素数などで設定される場合もある。

また、閾値を輝度値で設定する場合、高い輝度値で設定すると、特定画素数が少なくなって読み出し時間は短縮するが、残像が多くなり、空読み回数を多くしなければならず、低い輝度値で設定すると、特定画素数が多くなり読み出



読み出し制御手段 15 は、読み出しアドレス決定手段 17 より送られた空読みする特定画素のアドレスに基づいて平面検出器 11 より画像データの読み出し（空読み）を行うとともに、読み出された画像データを前画像記憶手段 16 に上書き記憶する。

- 5 空読み終了後、操作卓 14 より透視モードでの X 線画像の読み出しを開始する信号がすぐに入力されなければ、すなわち次の時相での透視モードへの移行に時間的余裕がある場合には、前画像記憶手段 16 に記憶されている、1 回目の空読み時に上書きされた画像データを用い 2 回目の空読みを行う。この 2 回目の空読みを行う特定画素のアドレスを決めるための閾値としては、1 回目の空読み
- 10 10 空読みで使用した閾値（特定の値）に基づいて新たな閾値が操作卓 14、又は閾値設定手段 18 で設定されて読み出しアドレス決定手段 17 に送られる。この新しい閾値の設定法については後述する。

- 上記の空読み処理は、操作卓 14 より透視モードでの X 線画像の読み出しを開始する信号が入力されるまで繰り返される。これらの処理を繰り返すことにより、空読み時間を短縮するために特定画素だけを空読みするだけでなく、別の
- 15 15 モードが操作卓 14 より入力されるまでの時間的余裕がある場合には、より広範囲の画像データの空読みを行うことができる。

- 次に、図 2 を用いて読み出しアドレス決定手段 17 の動作例を説明する。図 2 は、読み出しアドレス決定手段 17 において、前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データの中から閾値以上の輝度値を持つ画素を空読みする特定画素として探し出す処理の流れを説明するためのフローチャートである。
- 20 20

- 図 2 において、前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データは、読み出しアドレス決定手段 17 の判断ブロック 21 に 1 画素ずつ読み出される。判断ブロック 21 では、読み出された画素の画像データと、予め決められた閾値とを比較
- 25 25 する。前画像記憶手段 16 から読み出された画素の画像データが閾値より大きい場合には、処理ブロック 22 にてこの画素のアドレスが空読みをする特定画素のアドレスとして決定され、読み出し制御手段 15 に送られる。読み出しアドレス決定手段 17 は、以上述べた処理を前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データの画素の数だけ繰り返し行う。

次に、2回目の空読みの際の閾値の決定法の一例について説明する。

この2回目の空読みの際の閾値T1は1回目の空読みで使用した閾値に基づいて新しい閾値として操作卓13又は閾値設定手段18によって設定され、読み出しアドレス決定手段17に送られる。1回目の空読み時の閾値をTとし、平面検出器11のフォトダイオード内の蓄積電荷に対する電荷読み出し後の読み残し電荷の割合をW%とすると、新たに設定する2回目の空読みの際の閾値T1は、下式で表される。

$$T1 = T \times (W/100) \dots (1)$$

図3は、空読みの際の閾値と前画像記憶手段16に記憶されている画像データとの関係を説明するための模式図である。図3(a)は、前画像記憶手段16に記憶されている空読み前の画像データの任意の1ラインの輝度分布を示している。図3(a)において、予め決められている閾値T以上の輝度領域 $\alpha$ (領域S2とS4)に対応する特定画素のアドレスが読み出しアドレス決定手段17で決められ、そのアドレスに従って各特定画素の空読みが読み出し制御手段15によって行われる。

図3(b)は、空読み後の前画像記憶手段16に記憶されている画像データの任意の1ラインの輝度分布を示している。空読みの行われた特定画素は、前画像記憶手段16に、上書き記憶されるため、前画像記憶手段16に記憶される空読み後の画像データは、図3(b)に示す如く、空読みされた領域S2とS4の特定画素についての画像データは、最初の輝度値のW%の輝度値分布を有し、空読みされなかった輝度領域S1とS3とS5の画素についての画像データは、最初の輝度値(閾値T以下)のままの輝度値分布を有する。

ここで、操作卓13又は閾値設定手段18では、式(1)に従って、新たな閾値T1(=T×(W/100))を設定し、読み出しアドレス決定手段17ではこの新しい閾値T1以上の輝度領域 $\alpha$ 1(領域S12とS2とS3とS4とS51とS53)に対応する特定画素のアドレスを決定し、そのアドレスに従って読み出し制御手段15によって2回目の空読みが行われる。

また、繰り返し空読みを行う場合には、3回目以降の空読みの閾値(T2、T3...)については、上記の2回目の空読みの閾値T1(=T×(W/100))と同様に、

$T2=T1 \times (W/100)$  などとして設定すればよい。

- 次に、繰り返し空読みを行う場合の 2 回目の空読みの閾値の決め方の他の例について説明する。この例は、1 回目の空読みと 2 回目の空読みを、平面検出器 11 から 1 枚の画像を読み出す時間と同じ時間内に終わらせようとするものである。このことから、例えば、平面検出器 11 から読み出される画像データの総数、すなわち 1 枚の画像の画素数を  $N$ 、1 回目の空読みで前画像記憶手段 16 に上書き記憶した画像データの数を  $n1$  としたとき、2 回目の空読みの対象となる画像データの数  $n2$  は、

$$n2=N-n1 \quad \dots (2)$$

- 10 で表される。

2 回目の空読みの閾値  $T1$  は、1 回目の空読み終了時に前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データを輝度値の高い順に画素を並べた場合の  $n2$  番目の画素の輝度値となる。従って、この閾値  $T1$  は、式(1)の如く自動的に決まらず、前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データの中から探す必要がある。

- 15 以下に、読み出しアドレス決定手段での本例の閾値を用いた 2 回目の空読みを行う画素のアドレスを決定する処理手順について説明する。図 4 は、読み出しアドレス決定手段 17 において 2 回目の空読みを行う特定画素のアドレスを探し出す処理の流れを説明するためのフローチャートである。

- 図 4 において、前画像記憶手段 16 には、1 回目の空読みが終了した後の、空読み画像データを上書き記憶した画像データが記憶されている。まず、処理ブロック 41 では、前画像記憶手段 16 の画像データの中から最大輝度値  $T_{max}$  が検出される。次に、判断ブロック 42 では、前画像記憶手段 16 から読み出された画像データと前記最大輝度値  $T_{max}$  とを比較し、同じ値である場合にはこの画像データは次の判断ブロック 43 に送られる。もし、前画像記憶手段 16 から読み出された画像データと前記最大輝度値  $T_{max}$  とが異なる値の場合には、処理ブロック 44 にて最大輝度値  $T_{max}$  の値が変更される。

- 25 次に、判断ブロック 43 では、送られてきた画像データが 2 回目の空読みを行う画像データの数  $n2$  に含まれるのか否かを判断し、空読みを行う画像データの数  $n2$  に含まれる場合には、処理ブロック 45 にて、前記画像データのアドレス

が空読み対象となる特定画素のアドレスとして決定され、読み出し制御手段 15 に送られる。しかし空読みを行う画像データの数  $n2$  に含まれない場合 ( $n2$  を越えた場合) には、処理ブロック 46 にて、空読み対象となる特定画素のアドレスを探し出す処理は終了とされる。以上の処理は、処理ブロック 47 にて、空読み画素数が  $n2$  に達するまで繰り返し行われる。

上記の例では、平面検出器 11 の 1 枚の画像を読み出す時間だけ空読みを行う場合について説明したが、例えば、循環器検査のように撮影と撮影との間隔が数画像分空いていて、その時間が予めわかっているときには、空読みをある決められた回数だけ繰り返したり、或いは前画像記憶手段 16 に記憶されている画像データを全て所望の値  $T_{max}$  以下にするなどの条件を設定して上記の処理を繰り返したりすればよい。ここで、所望の値  $T_{max}$  は、残像が次の画像に影響を与えない輝度値として決められる値である。

更に、上記実施例では、撮影モードから透視モードへ時相を移行する場合について述べたが、本発明は透視モードから撮影モードへの移行時、或いは撮影モードで 2 枚以上の X 線画像を読み出すときの次の画像の画像データを読み出すまでの間や透視モードと透視モードとの間についても適用可能であることは言うまでもない。

また、本実施例では、画像記憶手段と前画像記憶手段とを別個の記憶手段として設けたもので説明したが、画像記憶手段の一部を前画像記憶手段として使用するように構成してもよいことは言うまでもない。

以上説明した如く、本発明によれば、前画像の中の残像の多い画素だけを選んで空読みすることができるので、空読みに要する時間を短縮することが可能な X 線画像診断装置を提供することができる。

## 請求の範囲

1. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線を入力してX線画像データを出力する平面X線検出器と、該出力したX線画像を画像データとして記憶する画像記憶手段と、該記憶した画像データを画像表示する表示手段と、画像の読出開始信号を出力する操作手段と、該出力した読出開始信号を受けて前記平面X線検出器からX線画像のデータを読み出し制御する読出制御手段とを備えたX線画像診断装置において、前記操作手段は、所定の時相より1つ前の時相で得たX線画像データを前記平面X線検出器から前記画像記憶手段へ読み出した後の読み残しデータの分布によりその読出範囲を決定する手段を備えると共に、前記読出制御手段は、該決定した読出範囲に基づいて前記平面X線検出器の読み残しデータを読み出し制御する手段を備えたことを特徴とするX線画像診断装置。
2. 前記読出制御手段は、前記読み出し範囲を決定する手段で決定した所定の時相より1つ前の時相の前記平面検出器に残っているX線画像データの特定画素のアドレス情報に基づいて、前記平面検出器より前記特定画素を読み出させることを特徴とする請求項1に記載のX線画像診断装置。
3. 前記特定画素の抽出は、前記平面X線検出器に残っているX線画像データの輝度値に基づいて行われることを特徴とする請求項2に記載のX線画像診断装置。
4. 前記特定画素の抽出は、所定の輝度値を輝度閾値（以下、閾値という）として設定し、この閾値より大きい輝度値を持つ画素を特定画素として抽出することを特徴とする請求項3に記載のX線画像診断装置。
5. 閾値設定手段を設け、この閾値設定手段で前記閾値を設定を設定することを特徴とする請求項4に記載のX線画像診断装置。

6. 前記閾値の設定は、前記閾値設定手段に閾値テーブルを持たせ、その中から閾値を選択することを特徴とする請求項5に記載のX線画像診断装置。
- 5 7. 前記閾値の設定は、前記閾値設定手段に数式を持たせ、変数を選択することによって閾値を設定することを特徴とする請求項5に記載のX線画像診断装置。
8. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線を入力してX線画像データを出力する平面X線検出器と、該出力したX線画像を画像データとして記憶する画像記憶手段と、該記憶した画像データを画像表示する表示手段と、画像の読出開始信号を出力する操作手段と、該出力した読出開始信号を受けて前記平面X線検出器からX線画像のデータを読み出し制御する読出制御手段とを備えたX線画像診断装置において、前記平面
- 10 検出器より出力されたX線画像の画像データを記憶すると共に、前記平面検出器が次の画像データを出力する前に前記平面検出器の特定画素の空読みを行い、該空読み画像データを上書き記憶する前画像記憶手段と、該前画像記憶手段に記憶されている画像データから特定画素を抽出し、該特定画素の位置に対応するアドレスを算出して前記読み出し制御手段に出力する読み出しアドレス決定
- 15 手段とを備え、前記特定画素は画像データの輝度値を基準にして抽出され、前記読み出し制御手段は前記読み出しアドレス決定手段から入力された特定画素のアドレスに従って前記平面検出器の特定画素のみを空読みする制御を行うことを特徴とするX線画像診断装置。
- 20
9. 前記前画像記憶手段の特定画素は特定値（以下、閾値という）以上の輝度値を持つ画素であることを特徴とする請求項2に記載のX線画像診断装置。
- 25
10. 閾値設定手段を設け、この閾値設定手段で前記閾値を設定を設定することを特徴とする請求項9に記載のX線画像診断装置。

- 1 1. 前記閾値の設定は、前記閾値設定手段に閾値テーブルを持たせ、その中から閾値を選択することを特徴とする請求項 10 に記載の X 線画像診断装置。
- 5 1 2. 前記閾値の設定は、前記閾値設定手段に数式を持たせ、変数を選択することによって閾値を設定することを特徴とする請求項 10 に記載の X 線画像診断装置。
- 10 1 3. 前記前画像記憶手段の特定画素の抽出及び前記平面検出器の特定画素の空読みを複数回実行することを特徴とする請求項 8 に記載の X 線画像診断装置。
- 1 4. 前記前画像記憶手段の画像データから第 2 回目以降の空読みの特定画素を抽出する基準となる閾値は、前回の閾値に基づいて決定されることを特徴とする請求項 9 に記載の X 線画像診断装置。
- 15 1 5. 前記前画像記憶手段の画像データから第 2 回目以降の空読みの特定画素となる閾値は、この第 2 回目以降の空読みの特定画素の 1 フレームの画素数から第 1 回目の空読みの特定画素の画素数を差し引いたものとすることを特徴とする請求項 1 4 に記載の X 線画像診断装置。

図1

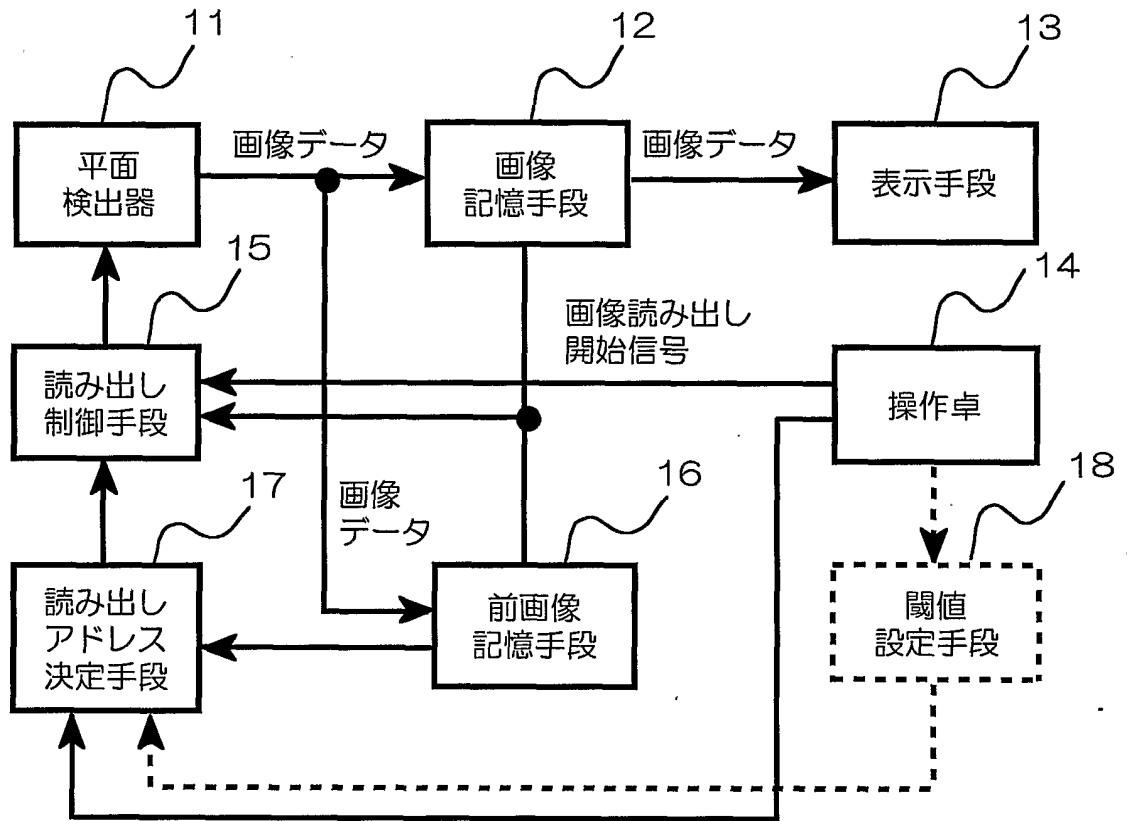


図2

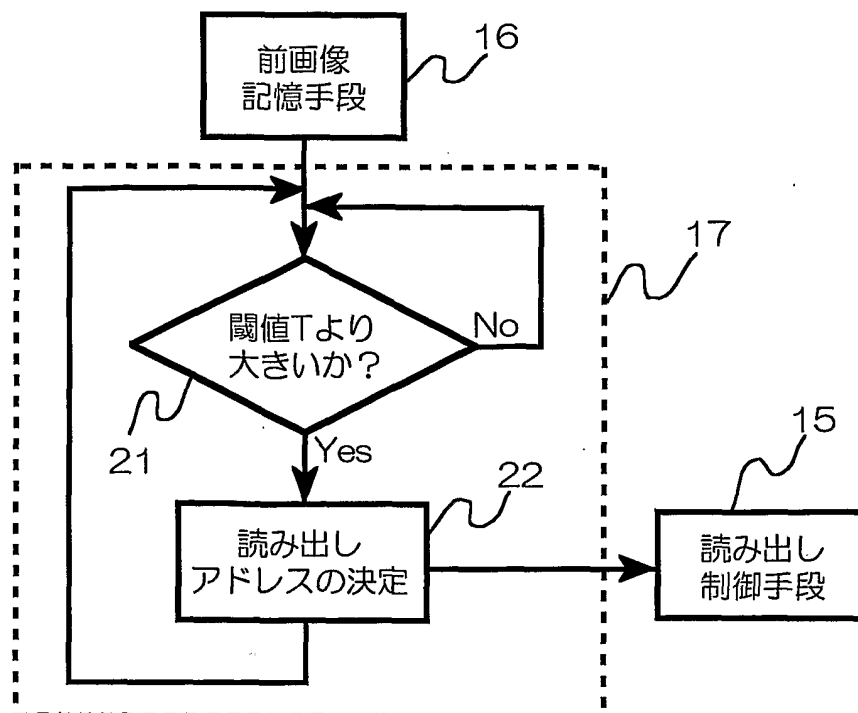


図3

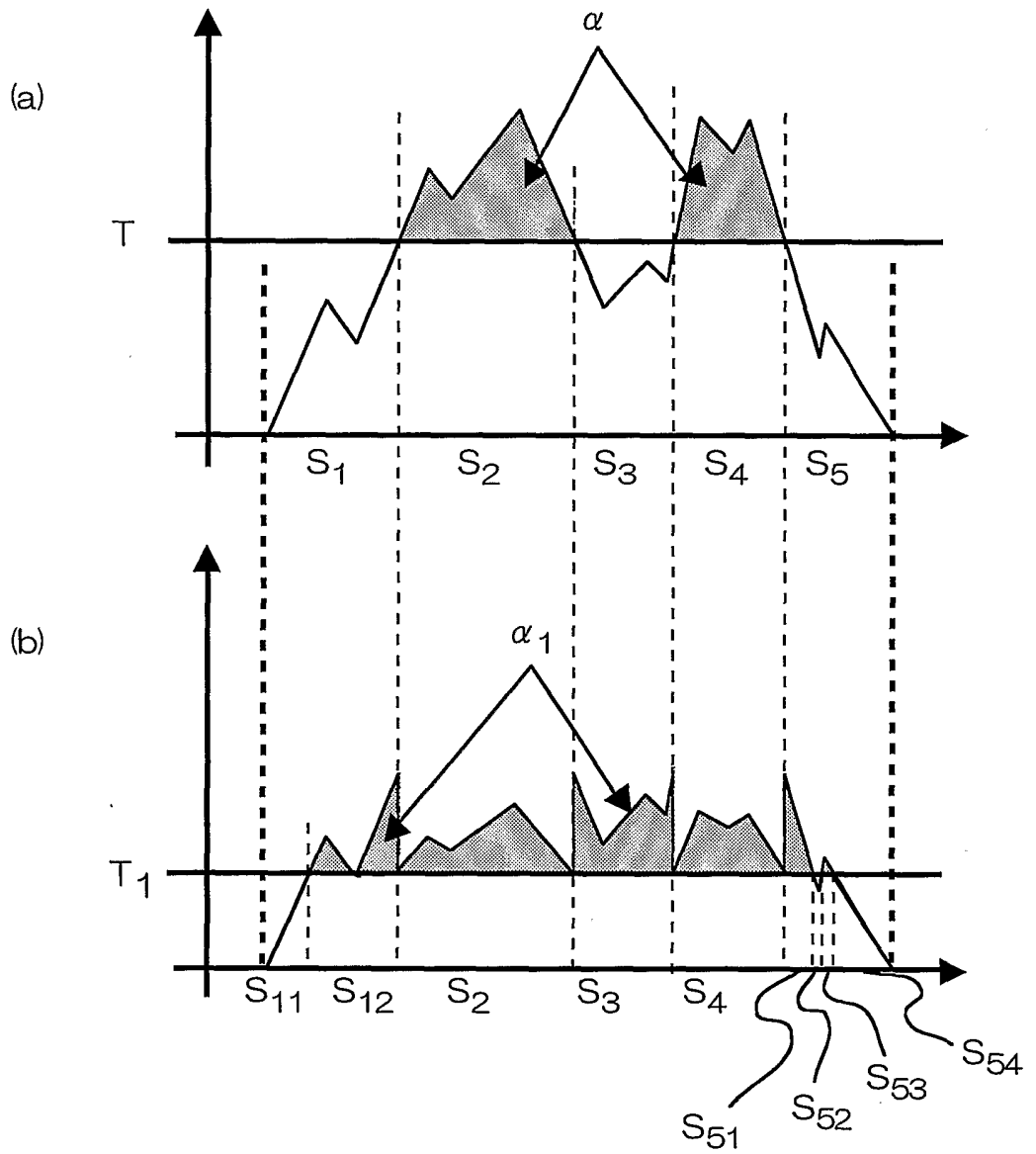
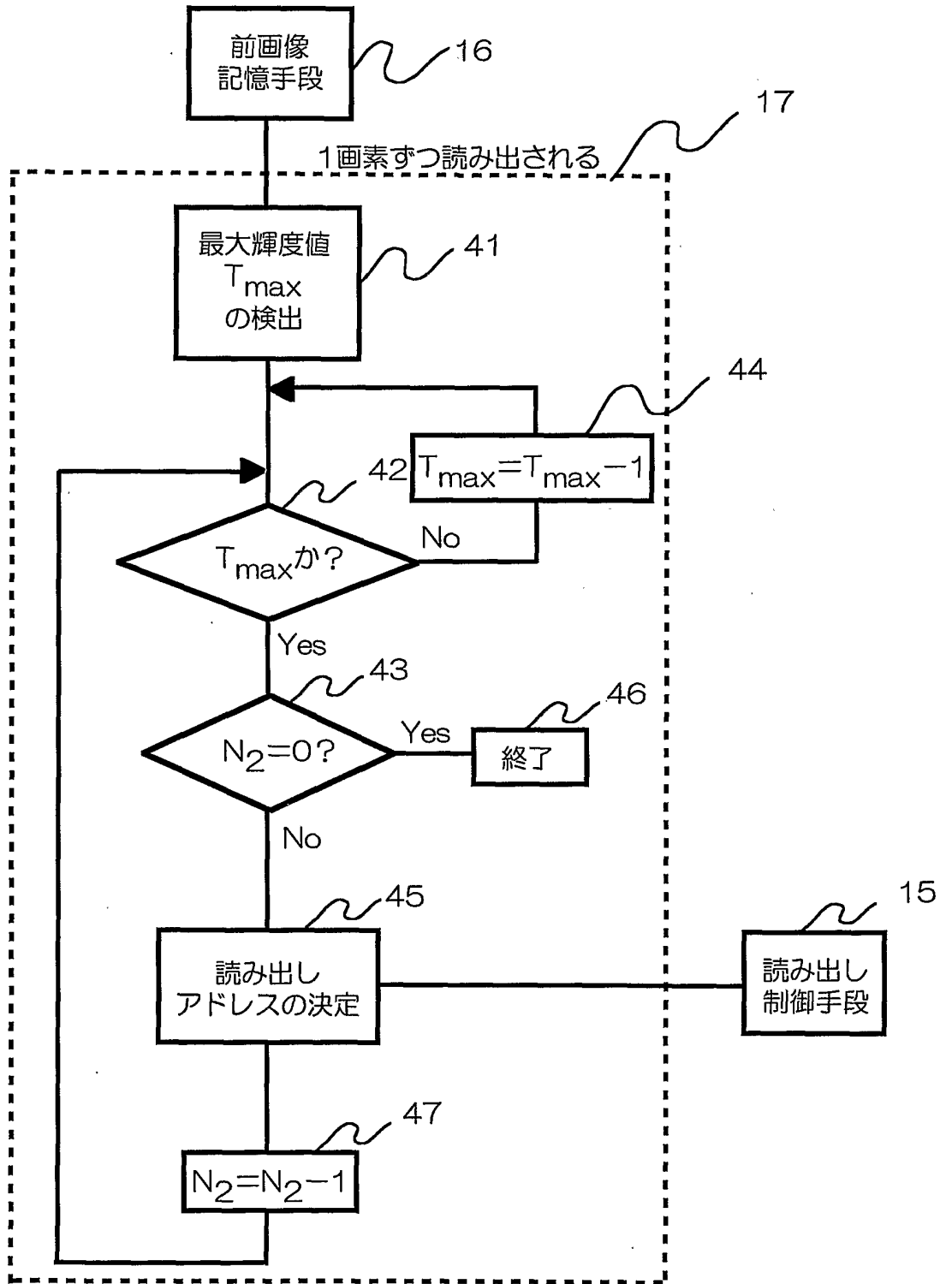


図4



4/4

図5

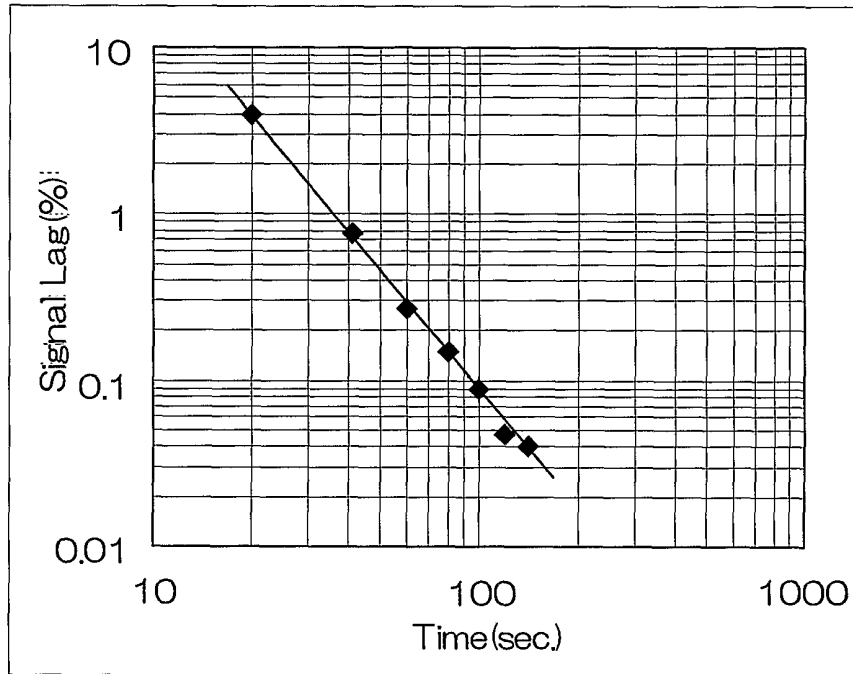
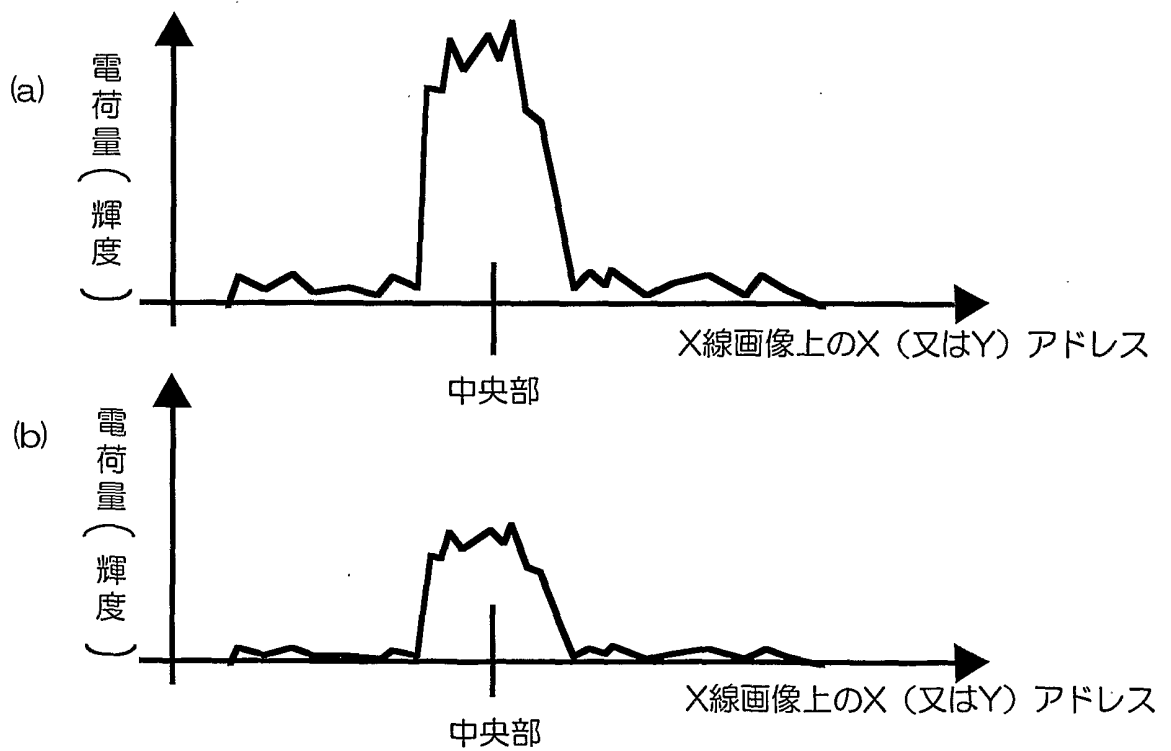


図6



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP01/00700

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B 6/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B6/00, G01T1/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 10-170657, A (General Electric Co., <GE>), 26 June, 1998 (26.06.98) & US, 5668375, A	1-15
P,A	JP, 2000-175892, A (Konica Corporation), 27 June, 2000 (27.06.00) (Family: none)	1-15
P,A	JP, 2000-292598, A (Konica Corporation), 20 October, 2000 (20.10.00) (Family: none)	1-15

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
---	--

Date of the actual completion of the international search  
21 February, 2001 (21.02.01)

Date of mailing of the international search report  
06 March, 2001 (06.03.01)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl <sup>7</sup> A 6 1 B 6 / 0 0		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl <sup>7</sup> A 6 1 B 6 / 0 0, G 0 1 T 1 / 2 4		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年	
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 1 年	
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 1 年	
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 1 年	
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 10-170657, A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 26. 6月. 1998 (26. 06. 98) & US, 5668375, A	1-15
P, A	JP, 2000-175892, A (コニカ株式会社) 27. 6月. 2000 (27. 06. 00)(ファミリーなし)	1-15
P, A	JP, 2000-292598, A (コニカ株式会社) 20. 10月. 2000 (20. 10. 00)(ファミリーなし)	1-15
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	21. 02. 01	国際調査報告の発送日
		06.03.01
国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官 (権限のある職員)	2W 9163
日本国特許庁 (ISA/JP)	小田倉 直人 印	
郵便番号100-8915	電話番号 03-3581-1101	内線 3290
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		