



特許協力条約に基づいて公開された国際出願

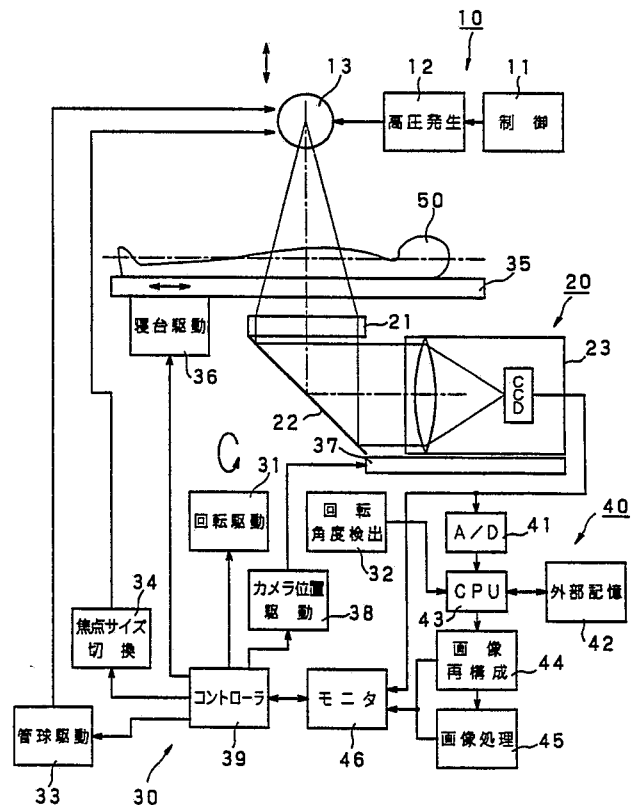
<p>(51) 国際特許分類 5 A61B 6/03</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO 93/19672</p> <p>(43) 国際公開日 1993年10月14日 (14.10.1993)</p>
------------------------------------	-----------	---

<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP93/00272</p> <p>(22) 国際出願日 1993年3月3日 (03. 03. 93)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平4/105282 1992年4月1日 (01. 04. 92) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP] 〒141 東京都品川区北品川6丁目7番35号 Tokyo, (JP) 科学技術庁放射線医学総合研究所長が代表する日本国 (DIRECTOR-GENERAL OF NATIONAL INSTITUTE OF RADIOLOGICAL SCIENCES, SCIENCE AND TECHNOLOGY AGENCY, AS A REPRESENTATIVE OF JAPANESE GOVERNMENT) [JP/JP] 〒263 千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号 Chiba, (JP)</p> <p>(72) 発明者; および</p> <p>(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 速藤真広 (ENDO, Masahiro) [JP/JP] 館野之男 (TATENO, Yukio) [JP/JP] 〒263 千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号 科学技術庁放射線医学総合研究所内 Chiba, (JP) 神保昌夫 (JINBO, Masao) [JP/JP] 日下部正宏 (KUSAKABE, Masahiro) [JP/JP] 佐藤一雅 (SATO, Kazumasa) [JP/JP]</p>	<p>岡崎 勉 (OKAZAKI, Tsutomu) [JP/JP] 〒141 東京都品川区北品川6丁目7番35号 ソニー株式会社内 Tokyo, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 小池 晃, 外 (KOIKE, Akira et al.) 〒105 東京都港区虎ノ門二丁目6番4号 第11森ビル11階 Tokyo, (JP)</p> <p>(81) 指定国 JP, US.</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書 補正書</p>
---	---

(54) Title : RADIATION DIAGNOSTIC APPARATUS

- (54) 発明の名称 放射線診断装置
- | | |
|-----------------------------------|--------------------------------|
| 11 ... control | 36 ... bed driving |
| 12 ... high-voltage generation | 38 ... camera position driving |
| 31 ... rotational driving | 39 ... controller |
| 32 ... rotational angle detection | 42 ... external storage |
| 33 ... tube bulb driving | 44 ... image reconstruction |
| 34 ... focus size switching | 45 ... image processing |
| (57) Abstract | 46 ... monitor |

A rotation driving device (31) causes a radiation source (10) and a two-dimensional sensor (20) to integrally rotate around an object (50) to be examined. An X-ray bulb (13) emits X-rays onto the object (50) pulsationally. An X-ray/light converting element (21) converts an X-ray transmission image into an optical image. A CCD camera (23) picks up this optical image. An information processing apparatus (40) reconstructs a three-dimensional image on the basis of the two-dimensional images which are obtainable in plural directions. A display monitor (46) displays this three-dimensional image. A controller (39) controls the distance between the X-ray bulb (13) and the X-ray/light converting element (21) and the focus size of the X-ray tube (13) in accordance with the size of the object (50). Consequently, a high resolution three-dimensional image can be obtained in a short time with small distortion in a wide range. Compared to conventional apparatuses, the amount of X-ray exposure can be reduced significantly.



(57) 要約

回転駆動装置 31 は、放射線源 10 と 2 次元センサ 20 を一体として被検体 50 を周回させる。X 線管球 13 は、X 線をパルス的に被検体 50 に照射する。X 線/光変換素子 21 は、X 線透過像を光学的像に変換する。CCD カメラ 23 は、この光学的像を撮像する。情報処理装置 40 は、得られる複数方向の 2 次元画像を基に 3 次元画像を再構成し、ディスプレイモニタ 46 は、この 3 次元画像を表示する。コントローラ 39 は、被検体 50 の大きさに基づいて、X 線管球 13 と X 線/光変換素子 21 の距離及び X 線管球 13 の焦点サイズを制御する。この結果、広範囲の領域であって、歪みが少なく、分解能が高い 3 次元画像を短時間に得ることができ、また、X 線被曝量を従来の装置に比して大幅に削減することができる。

情報としての用途のみ

PCT に基づいて公開される国際出願のパンフレット第 1 頁に PCT 加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	FR	フランス	MW	マラウイ
AU	オーストラリア	GA	ガボン	NL	オランダ
BB	バルバドス	GB	イギリス	NO	ノルウェー
BE	ベルギー	GN	ギニア	NZ	ニュージーランド
BF	ブルキナ・ファソ	GR	ギリシャ	PL	ポーランド
BG	ブルガリア	HU	ハンガリー	PT	ポルトガル
BJ	ベナン	IE	アイルランド	RO	ルーマニア
BR	ブラジル	IT	イタリア	RU	ロシア連邦
CA	カナダ	JP	日本	SD	スーダン
CF	中央アフリカ共和国	KP	朝鮮民主主義人民共和国	SE	スウェーデン
CG	コンゴ	KR	大韓民国	SK	スロヴァキア共和国
CH	スイス	KZ	カザフスタン	SN	セネガル
CI	コート・ジボアール	LI	リヒテンシュタイン	SU	ソウエイト連邦
CM	カメルーン	LK	スリランカ	TD	チャード
CS	チェコスロヴァキア	LU	ルクセンブルグ	TG	トーゴ
CZ	チェッコ共和国	MC	モナコ	UA	ウクライナ
DE	ドイツ	MG	マダガスカル	US	米国
DK	デンマーク	ML	マリ	VN	ヴェトナム
FI	フィンランド	MN	モンゴル		
ES	スペイン	MR	モーリタニア		

明 細 書

放射線診断装置

技 術 分 野

本発明は、放射線診断装置に関し、特に 3 次元画像を得ることができる放射線診断装置に関する。

背 景 技 術

放射線診断装置としては、例えば所謂 X 線テレビジョン装置や X 線 C T (Computer Tomography) 装置等が知られている。

従来の X 線テレビジョン装置は、被検体に X 線を照射して得られる X 線透過像を所謂 X 線イメージインテンシファイアで明るい光学的像に変換し、この光学的像をビデオカメラで撮像するようになっている。したがって、この X 線テレビジョン装置では、2 次元画像を得ることができるが、3 次元画像（多断層面の像）を得ることができなかつた。また、X 線イメージインテンシファイアは、最大でも 14 インチ（直径が約 35 cm）であり、大視野を得ることができず、例えば胸部全体をカバーすることができなかつた。また、画像歪みが大きく、振動や地磁気の影響を受けやすいという問題もあつた。

一方、従来の X 線 C T 装置は、X 線源と 1 次元アレイセンサを一体として被検体を周回させ、1 次元アレイセンサから得られる複数

方向の 1 次元の透過像から例えば所謂コンボリューション・バックプロジェクション法（参考文献：L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, "Practical cone-beam algorithm," J. Opt. Soc. Am. A/Vol. 1, No. 6 612-619/June 1984）や高速フーリエ変換（FFT）法により断層面の像を形成するようになっている。したがって、この X 線 CT 装置では、例えば、1 回転する毎に高々 2～3 枚の断層面の像しか得ることができず、多断層面の像、例えば 128 断層面の像を得るためには、1 断層当たり 5 秒とすると、640（ $= 5 \times 128$ ）秒の時間を要してしまう。したがって、患者を対象とする臨床装置としては不十分であり、また、X 線被曝量が膨大になるという問題があった。換言すると、被曝量を考慮すると、患者の頭と足を結ぶ体軸方向の分解能をあまり高くすることができなかつた。

以上のように、従来の X 線テレビジョン装置では、3 次元画像を得ることができない等の問題があり、一方、従来の X 線 CT 装置では、3 次元画像を得ることはできるが、時間がかかる、X 線被曝量が多い、体軸方向の分解能が悪い等の問題があった。

本発明は、このような実情に鑑みてなされたものであり、広範囲の領域であって、歪みが少なく、分解能が高い 3 次元画像を短時間に得ることができる放射線診断装置の提供を目的とするものである。

発 明 の 開 示

本発明に係る第 1 の放射線診断装置は、放射線を出力する放射線出力手段と、放射線出力手段と被検体を介して対向する位置に配設

され、被検体を透過した放射線の強度分布を検出する２次元放射線検出手段と、放射線出力手段と２次元放射線検出手段を一体として被検体を周回させる回転駆動手段と、２次元放射線検出手段からの複数方向の放射線の強度分布に基づいて、３次元画像を形成する情報処理手段とを備えることを特徴とする。

本発明に係る第２の放射線診断装置は、第１の放射線診断装置において、放射線出力手段がＸ線源からなり、２次元放射線検出手段がＸ線を可視光に変換するＸ線／光変換素子と、ＣＣＤカメラとからなることを特徴とする。

本発明に係る第３の放射線診断装置は、第２の放射線診断装置において、Ｘ線／光変換素子が希土類元素を含む蛍光体からなることを特徴とする。

本発明に係る第４の放射線診断装置は、第１の放射線診断装置において、放射線出力手段と２次元放射線検出手段間の距離を可変とする駆動手段を備えることを特徴とする。

本発明に係る第５の放射線診断装置は、第４の放射線診断装置において、２次元放射線検出手段からの放射線の強度分布に基づいた画像を表示する表示手段と、表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、画面に占める被検体の像の割合が所定値以上となる放射線出力手段と２次元放射線検出手段間の距離を求めると共に、この距離となるように駆動手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする。

本発明に係る第６の放射線診断装置は、第４又は第５の放射線診断装置において、放射線出力手段が少なくとも２つの焦点サイズを有するＸ線源からなり、放射線出力手段と２次元放射線検出手段間

の距離に応じて焦点サイズを切り換え選択する切換手段を備えることを特徴とする。

本発明に係る第 7 の放射線診断装置は、第 1 の放射線診断装置において、2次元放射線検出手段は、その画角を調節する画角調節手段を具備することを特徴とする。

本発明に係る第 8 の放射線診断装置は、第 7 の放射線診断装置において、放射線出力手段が X 線源からなり、2次元放射線検出手段が X 線を可視光に変換する X 線/光変換素子と、画角調節手段としてズームレンズを具備した CCD カメラとからなることを特徴とする。

本発明に係る第 9 の放射線診断装置は、第 7 の放射線診断装置において、放射線出力手段が X 線源からなり、2次元放射線検出手段が X 線を可視光に変換する X 線/光変換素子と、CCD カメラとからなり、画角調節手段として CCD カメラを、その光軸方向に移動する移動手段を備えることを特徴とする。

本発明に係る第 10 の放射線診断装置は、第 1 の放射線診断装置において、被検体である患者を載置する寝台と、寝台を患者の体軸方向に移動する寝台駆動手段とを備えることを特徴とする。

本発明に係る第 11 の放射線診断装置は、第 10 の放射線診断装置において、2次元放射線検出手段からの放射線の強度分布に基づいた画像を表示する表示手段と、表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、関心領域が表示手段の画面の略中央に位置するように寝台駆動手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする。

本発明に係る第 12 の放射線診断装置は、第 1 の放射線診断装置

において、情報処理手段は、コンボリユージョン・バックプロジェクション法により、3次元画像を形成することを特徴とする。

本発明に係る第13の放射線診断装置は、第12の放射線診断装置において、情報処理手段は、被検体である患者の体軸方向又は体軸方向に直交する方向の2次元画像を形成することを特徴とする。

図面の簡単な説明

図1は、本発明を適用した放射線診断装置の具体的な構成を示すブロック図である。

図2は、上記放射線診断装置を構成する画像再構成ユニットの具体的な動作を説明するためのフローチャートである。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明に係る放射線診断装置の一実施例を図面を参照しながら説明する。

本発明を適用した放射線診断装置は、例えば図1に示すように、放射線を出力する放射線源10と、該放射線源10と被検体50を介して対向する位置に配設され、被検体50を透過した放射線の強度分布を検出する2次元センサ20と、上記放射線源10と2次元センサ20を一体として被検体50を周回させたり、上記放射線源10と2次元センサ20間の距離を変える等を行う駆動装置30と、上記2次元センサ20からの複数方向の放射線の強度分布に基づ

いて、3次元画像を形成する情報処理装置40とを備える。

さらに、上記放射線源10は、上述の図1に示すように、制御装置11と、該制御装置11の制御のもとに高電圧を発生する高電圧発生器12と、該高電圧発生器12からの高電圧により放射線、例えばX線を出力するX線管球13とから構成され、該X線管球13は、少なくとも2つの所謂焦点サイズを有し、それらが選択できるようになっている。

また、上記2次元センサ20は、同じく図1に示すように、被検体50を透過したX線を可視光に変換するX線/光変換素子21と、該X線/光変換素子21からの可視光の光軸を直角に曲げるミラー22と、上記X線/光変換素子21で形成される光学的像を撮影するCCDビデオカメラ（以下単にCCDカメラという）23とから構成される。

また、上記駆動装置30は、同じく図1に示すように、上記放射線源10と2次元センサ20を一体として被検体50を周回させる回転駆動装置31と、該回転駆動装置31で回転された回転角度を検出する回転角度検出器32と、上記X線管球13とX線/光変換素子21間の距離を可変とする管球駆動装置33と、上記X線管球13の焦点サイズを切り換え選択する焦点サイズ切換器34と、被検体50である患者を載置する寝台35と、該寝台35を患者の体軸方向に移動する寝台駆動装置36と、上記CCDカメラ23を取り付け、カメラの光軸方向に移動するカメラ取付台37と、該カメラ取付台37を、ミラー22で反射された可視光の光軸方向に移動するカメラ位置駆動装置38と、これらを制御するコントローラ39とを備える。

そして、この放射線診断装置では、X線管球13からのX線を被検体50に照射して得られるX線透過像をX線/光変換素子21で可視光の像（光学的像）に変換し、この光学的像をCCDカメラ23で撮像すると共に、以上の動作を、回転駆動装置31により放射線源10と2次元センサ20を一体として被検体50を周回させ、所定の回転角度毎に、すなわち所定の周期で繰り返し、得られる複数方向の2次元画像に基づいて、3次元画像を形成するようになっている。

具体的には、制御装置11は、所定の管電圧及び管電流を短い時間であって所定の周期（以下パルスのという）でX線管球13に印加するように高電圧発生器12を制御する。例えば、制御装置11は、被検体50である患者の頭と足を結ぶ体軸に直交する面においてX線管球13と2次元センサ20が一体となって $180 + \alpha$ 度回転（ α は所謂ファン（fan）角度であり、以下単にX線管球13が半回転という）する間に、X線照射回数が120回以上となるように高電圧発生器12を制御する。そして、X線管球13からのX線は寝台35に載置された被検体50を透過し、この結果、X線/光変換素子21には、被検体50内部のX線吸収係数 μ の差異による強度分布を有するX線が入射される。なお、X線管球13の回転角度は、例えば1回転（ $360 + \alpha$ 度）としてもよい。

X線/光変換素子21は、X線阻止能力に優れた希土類元素を含む蛍光体、例えば $Gd_2O_2S:Tb$ 、 $Gd_2O_2S:Eu$ 等からなると共に、その形状が例えば胸部全体をカバーできる平面状のものであり、X線を可視光に変換する。X線/光変換素子21からの可視光は、ミラー22でその光軸が直角に曲げられ、CCDカメラ23に入射されて

、光学的像の撮影が行われる。そして、CCDカメラ23からのビデオ信号は、情報処理装置40に供給される。ところで、上述のように、X線/光変換素子21としてX線阻止能力に優れた希土類元素を含む蛍光体を用いると共に、ミラー22で可視光の光軸を曲げ、CCDカメラ23にX線/光変換素子21で変換されなかったX線が照射されないようにすることにより、X線に起因するCCDカメラ23の故障を未然に防止することができる。なお、CCDカメラの代わりに、例えば所謂撮像管を用いたビデオカメラを用いてもよい。

情報処理装置40は、例えば上述の図1に示すように、上記CCDカメラ23からのビデオ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器41と、該A/D変換器41からのデジタルビデオ信号を記憶する外部記憶装置42と、上記回転角度検出器32からの回転角度情報に基づいて、上記A/D変換器41からのデジタルビデオ信号の取り込み等を制御する中央演算装置（以下CPUという）43と、上記外部記憶装置42から読み出されたデジタルビデオ信号に輝度補正等の前処理を施すと共に、前処理されたデジタルビデオ信号、すなわち複数方向の2次元画像に基づいて3次元画像を形成する画像再構成ユニット44と、該画像再構成ユニット44からの3次元画像に必要な応じて輪郭抽出等の画像処理を施す画像処理装置45と、該画像処理装置45からの3次元画像データに基づいた画像を表示すると共に、画面上の位置等が指定可能なディスプレイモニタ46とから構成される。

そして、A/D変換器41は、CCDカメラ23からのビデオ信号、例えば輝度信号をデジタル信号に変換し、得られる輝度デー

タはCPU 43の制御のもとに外部記憶装置42に記憶される。具体的には、回転角度検出器32は、放射線源10と2次元センサ20が一体となって被検体50を周回するときの回転角度を検出し、CPU 43は、この回転角度情報に基づき、上述したX線管球13のパルスの照射に同期して輝度データを収集し、収集した輝度データを外部記憶装置42に記憶するように制御を行う。すなわち、被検体50に照射するX線をパルスのことにすることにより、連続的に照射する場合と比較して、被検体50の無駄な被曝を防ぐことができると共に、例えば、照射時間が短いので、X線の照射強度を高めることができ、所謂S/N (Signal to Noise ratio)を改善することができる。なお、例えば、輝度データを外部記憶装置42に記憶する代わりに、情報処理装置40の内部メモリに記憶するようにしてもよい。

このようにして、外部記憶装置42に記憶された複数方向（例えば120以上の方向）の輝度データは、再びCPU 43の制御のもとに読み出されて、画像再構成ユニット44に供給される。

画像再構成ユニット44は、読み出された輝度データに幾何的な歪みを補正する幾何歪補正、輝度補正、輝度データをX線吸収データに変換する等の前処理を施し、得られる複数方向のX線吸収データを用いて、例えば所謂コンボリューション・バックプロジェクション法や高速フーリエ変換 (FFT) 法により、複数の断層面の像 (3次元画像データ) を形成し、この3次元画像データを画像処理装置45に供給する。

具体的には、例えば図2に示すように、ステップST1において、画像再構成ユニット44は、操作者が3次元画像データを全領域

にわたって形成するように操作を行ったかを判断し、該当するときはステップ S T 3 に進み、該当しないときはステップ S T 2 に進む。

ステップ S T 2 において、画像再構成ユニット 4 4 は、ステップ S T 1 において指定された領域における断層面が体軸方向の断層面か、体軸に直交する方向の断層面かを判断し、体軸方向のときはステップ S T 5 に進み、体軸に直交する方向のときはステップ S T 4 に進む。

ステップ S T 3 において、画像再構成ユニット 4 4 は、3次元画像データを形成する領域を全領域としてステップ S T 1 1 に進む。

ステップ S T 4 において、画像再構成ユニット 4 4 は、3画像データを形成する領域を指定領域としてステップ S T 1 1 に進む。

また、ステップ S T 5 において、画像再構成ユニット 4 4 は、3次元画像データを形成する領域を指定領域としてステップ S T 2 1 に進む。

ステップ S T 1 1 において、画像再構成ユニット 4 4 は、内蔵するメモリの3次元画像データを記憶するための再構成領域を初期化、例えば値を0とし、ステップ S T 1 2 に進む。

ステップ S T 1 2 において、X線の強度は中心部が強く、周辺部が弱くなることから、画像再構成ユニット 4 4 は、予め測定したX線強度分布に基づいて、位置によるバラツキを補正する。すなわち、例えば、予め測定した最大輝度分布、最小輝度分布をそれぞれ $M(x, y)$ 、 $B(x, y)$ とし、収集された回転角度 d における輝度データを $i_a(x, y)$ とすると、画像再構成ユニット 4 4 は、下記式 1 によ

り補正後の輝度データ $I_a(x, y)$ を求め、ステップ S T 1 3 に進む。

$$I_a(x, y) = (i_a(x, y) - B(x, y)) / (M(x, y) - B(x, y)) \quad \dots \text{式 1}$$

ステップ S T 1 3 において、X線は吸収体内を通過すると指数関数で強度が低下することから、画像再構成ユニット 4 4 は、補正後の輝度データ $I_a(x, y)$ から吸収係数 (X線吸収データ) $P_a(x, y)$ を例えば下記式 2 により求め、ステップ S T 1 4 に進む。なお、H は任意の係数であり、その値は例えば 1 0 0 0 である。

$$P_a(x, y) = H - (H / \text{Log} H) \times \text{Log}(H \times I_a(x, y)) \quad \dots \text{式 2}$$

ステップ S T 1 4 において、画像再構成ユニット 4 4 は、X線吸収データ $P_a(x, y)$ と補正関数 (例えば Shepp と Logan の補正関数) のコンボリューション (重畳積分) を行い、投影データを生成した後、ステップ S T 1 5 に進む。

ステップ S T 1 5 において、画像再構成ユニット 4 4 は、ステップ S T 1 1 において初期化した再構成領域に投影データを累積的に記憶し、ステップ S T 1 6 に進む。

ステップ S T 1 6 において、画像再構成ユニット 4 4 は、全方向の投影データを累積的に記憶したかを判断し、該当するときはステップ S T 1 7 に進み、該当しないときはステップ S T 1 2 に戻る。すなわち、ステップ S T 1 2 ~ ステップ S T 1 6 のループにおいて、例えば 3 次元構成となっている再構成領域の各画素位置に、各方向からの投影データを逆投影 (バックプロジェクション) して順次累積する。この結果、再構成領域には 3 次元の吸収係数画像が形成

される。ところで、画像再構成ユニット 4 4 は、ステップ S T 3 を介してこのループを実行したときは、全領域にわたって吸収係数画像を形成するが、ステップ S T 4 を介してこのループを実行すると、指定された領域、例えば体軸に直交する 1 枚あるいは複数枚の断層面の吸収係数画像を形成する。

ステップ S T 1 7 において、画像再構成ユニット 4 4 は、再構成領域に形成された吸収係数画像の各画素の値を、予め測定されている空気及び水の吸収係数値で校正して、所謂 C T ナンバ値に変換する。かくして、画像再構成ユニット 4 4 は、C T ナンバ値からなる 3 次元画像データ（複数の断層面の像）を形成する。ところで、バックプロジェクション法により 3 次元画像データを形成するには、多くの演算が必要であり（時間がかかり）、この放射線診断装置では、バックプロジェクション法により、全領域における 3 次元画像データを形成する前に、上述したように所望の領域を指定し、この領域における 1 枚あるいは複数枚の断層面の像であって、C T ナンバからなる 2 次元画像データ（体軸に直交する断層面の像）を形成し、後述するようにこの 2 次元画像データに基づいた画像をディスプレイモニタ 4 6 に表示することができ、操作者は表示された画像を観察して、収集した輝度データの良否、例えばノイズ等の影響の有無を短時間で確認することができる。換言すると、例えば雑音が多く、再度輝度データの収集が必要か否かを、患者を待たせることなく判断することができる。

一方、ステップ S T 2 1 において、画像再構成ユニット 4 4 は、再構成領域を初期化して、ステップ S T 2 2 に進む。

ステップ S T 2 2 において、画像再構成ユニット 4 4 は、上記式

1により補正後の輝度データ $I_d(x, y)$ を求め、ステップ S T 2 3に進む。

ステップ S T 2 3において、画像再構成ユニット 4 4 は、補正後の輝度データ $I_d(x, y)$ から X線吸収データ $P_d(x, y)$ を上記式 2により求め、ステップ S T 2 4に進む。

ステップ S T 2 4において、画像再構成ユニット 4 4 は、X線吸収データ $P_d(x, y)$ と補正関数のコンボリューションを行い、投影データを生成した後、ステップ S T 2 5に進む。

ステップ S T 2 5において、画像再構成ユニット 4 4 は、全周にわたって投影データを生成したかを判断し、該当するときはステップ S T 2 6に進み、該当しないときはステップ S T 2 2に戻る。

ステップ S T 2 6において、画像再構成ユニット 4 4 は、再構成領域におけるステップ S T 5で指定した指定領域の各画素位置に、各方向からの投影データをバックプロジェクションして順次累積し、ステップ S T 2 7に進む。この結果、再構成領域には、体軸方向における1枚あるいは複数枚の2次元の吸収係数画像が形成される。すなわち、全領域に対してバックプロジェクションを行っていないので、短時間に2次元の吸収係数画像を得ることができる。

ステップ S T 2 7において、画像再構成ユニット 4 4 は、再構成領域に形成された吸収係数画像の各画素の値を、C Tナンバ値に変換する。かくして、画像再構成ユニット 4 4 は、C Tナンバ値からなる1枚あるいは複数枚の2次元画像データ（体軸方向における断層面の像）を形成する。そして、この2次元画像データはディスプレイモニタ 4 6に表示され、操作者は表示された画像を観察して、収集した輝度データの良否を判断する。すなわち、上述した体軸に

直交する断層面の像を得る場合と同様に、輝度データの良否判断を、バックプロジェクションを全領域において実行することなく、短時間で行うことができる。なお、例えば、画像再構成ユニット 4 4 を用いる代わりに、CPU 4 3 で上述の処理を行うようにしてもよい。

画像処理装置 4 5 は、3次元画像データに必要な応じて輪郭抽出等の画像処理を施して、ディスプレイモニタ 4 6 に供給する。ディスプレイモニタ 4 6 は、3次元画像データあるいは輪郭抽出等の画像処理が施された3次元画像データに基づいた3次元画像を表示する。また、ディスプレイモニタ 4 6 は、必要な応じて画像処理装置 4 5 から供給される体軸方向あるいは体軸に直交する方向の2次元画像データに基づいた2次元画像を表示する。すなわち、従来の装置が上述したように128枚の断層面の像を得るのに640秒を要していたのに、この放射線診断装置では、X線管球 1 3 を半回転あるいは1回転する間に、CCDカメラ 2 3 の水平あるいは垂直方向の分解能に対応する多断層面の像を得ることができる。換言すると、この放射線診断装置では、分解能が高い3次元画像を短時間に得ることができる。したがって、この放射線診断装置は、患者を対象とする臨床装置として実用に適し、また、X線被曝量を従来の装置に比して大幅に削減することができる。また、X線/光変換素子 2 1 を上述したように大きな平面状のもとするることにより、広範囲であって歪みが少ない3次元画像を得ることができる。さらに、この放射線診断装置では、上述のようにX線イメージインテンシファイアを用いていないので、振動や地磁気の影響を受けない。

つぎに、上述した駆動装置 3 0 の動作について説明する。

この放射線診断装置では、CCDカメラ23からのビデオ信号を直接ディスプレイモニタ46に供給し、すなわち従来の技術で述べたX線テレビジョン装置と同様な使用状態においてディスプレイモニタ46に表示された画像を観察し、関心がある領域又は病巣が画面の略中央に位置するように被検体50を移動したり、被検体50の大きさに応じて所謂拡大率を変えることができるようになっている。

具体的には、ディスプレイモニタ46は、画面上の位置や領域を指定することができる例えば所謂ライトペンを具備したものであり、例えば、操作者がライトペンを用いてディスプレイモニタ46の画面上で関心がある箇所を指示(マーク)すると、コントローラ39は、ディスプレイモニタ46からのマークされた位置を示す位置情報に基づいて、マークされた位置が画面の略中央に位置するための移動量を求め、この移動量を示す制御信号を寝台駆動装置36に供給する。寝台駆動装置36は、この制御信号に基づいて寝台35を被検体50の体軸方向に駆動する。その後、上述したように複数方向の2次元画像に基づいて3次元画像を形成することにより、ディスプレイモニタ46には、関心がある領域又は病巣の3次元画像が画面の略中央に位置するように表示される。なお、画面上の位置等を指示するポインティングデバイスとしては、上述のライトペン以外に、所謂マウス、ジョイスティック、タブレット等としてもよい。

また、例えば、拡大率は、X線管球13と被検体50の距離と、X線管球13とX線/光変換素子21の距離との比に基づくことから、コントローラ39は、ディスプレイモニタ46からの画面に表

示されている被検体 50 の像のプロファイル（輪郭）情報に基づいて、表示されている被検体 50 の像が所望の大きさ、例えば画面の 75% 以上を占める X 線管球 13 と X 線／光変換素子 21 間の距離を求め、この距離を示す制御信号を管球駆動装置 33 に供給する。管球駆動装置 33 は、この制御信号に基づいて X 線管球 13 を駆動する。また、このとき、コントローラ 39 は、X 線管球 13 と X 線／光変換素子 21 間の距離に応じて最適な焦点サイズを求め、焦点サイズを選択するための制御信号を焦点サイズ切換器 34 に供給する。焦点サイズ切換器 34 は、この制御信号に基づいて X 線管球 13 の焦点サイズを切り換える。その後、上述したように複数方向からの 2 次元画像に基づいて 3 次元画像を形成することにより、ディスプレイモニタ 46 には、被検体 50 の 3 次元画像が、所望の大きさ、例えば画面の 75% 以上となるように表示される。換言すると、X 線を有効利用できると共に、分解能を高めることができる。

ところで、表示画像の大きさを調整する手段は、上述の X 線管球 13 と X 線／光変換素子 21 間の距離を変える以外に、例えば上述の図 1 に示すように、CCD カメラ 23 を、ミラー 22 で反射された可視光の光軸方向に移動するようにしてもよい。具体的には、コントローラ 39 は、ディスプレイモニタ 46 からの画面に表示されている被検体 50 の像のプロファイル情報に基づいて、表示されている被検体 50 の像の大きさが CCD カメラ 23 の所謂画角の例えば 75% 以上を占める CCD カメラ 23 の位置を求め、この位置を示す制御信号をカメラ位置駆動装置 38 に供給する。カメラ位置駆動装置 38 は、この制御信号に基づいてカメラ取付台 37 を可視光の光軸方向に移動する。この結果、ディスプレイモニタ 46 には、

被検体 50 の 3 次元画像が、画面の 75% 以上となるように表示されると共に、上述と同様な効果を得ることができる。また、例えば CCD カメラ 23 をズームレンズを具備したビデオカメラとし、ズームリングをコントローラ 39 で制御するようにしてもよい。

以上の説明でも明らかなように、本発明に係る放射線診断装置では、放射線、例えば X 線を被検体に照射し、被検体を透過した X 線の強度分布を検出すると共に、放射線出力手段と 2 次元放射線検出手段を一体として被検体を周回させ、複数方向の放射線の強度分布に基づいて、3 次元画像を形成することにより、分解能が高い 3 次元画像を短時間に得ることができる。換言すると、この放射線診断装置は、患者を対象とする臨床装置として実用に適し、また、X 線被曝量を従来の装置に比して大幅に削減することができる。さらに、X 線/光変換素子の形状は大きな平面状のもたすことができ、広範囲であって歪みが少ない 3 次元画像を得ることができる。

また、X 線/光変換素子を希土類元素を含む蛍光体とすることにより、この蛍光体を透過する X 線を阻止することができ、CCD カメラの故障を未然に防ぐことができる。

また、放射線出力手段と 2 次元放射線検出手段間の距離を変化させ、またこのとき、放射線出力手段と 2 次元放射線検出手段間の距離に応じて焦点サイズを切り換えることにより、所望の大きさの 3 次元画像を得ることができる。換言すると、X 線を有効利用できると共に、分解能を高めることができる。

また、2 次元放射線検出手段として、例えばズームレンズを具備した CCD カメラや、光軸方向に移動可能な CCD カメラ等を用いることにより、2 次元放射線検出手段の画角を調節することができ

、所望の大きさの 3 次元画像を得ることができる。

また、被検体である患者を載置する寝台と、寝台を患者の体軸方向に移動する寝台駆動手段と、2次元放射線出力手段からの放射線の強度分布に基づいた画像を表示する表示手段と、寝台駆動手段を制御する制御手段とを備え、表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、制御手段によって関心領域が表示手段の画面の略中央に位置するように寝台駆動手段を制御することにより、関心領域又は病巣の 3 次元画像を画面の略中央に位置するように表示することができる。

また、被検体である患者の体軸方向又は体軸方向に直交する方向の 2 次元画像を、コンボリュージョン・バックプロジェクション法によって 3 次元画像を形成する前に形成することにより、2次元放射線検出手段で検出した複数方向の放射線の強度分布が有効か否かを予め判断することができる。

請 求 の 範 囲

1. 放射線を出力する放射線出力手段と、

該放射線出力手段と被検体を介して対向する位置に配設され、被検体を透過した放射線の強度分布を検出する２次元放射線検出手段と、

上記放射線出力手段と２次元放射線検出手段を一体として被検体を周回させる回転駆動手段と、

上記２次元放射線検出手段からの複数方向の放射線の強度分布に基づいて、３次元画像を形成する情報処理手段とを備えることを特徴とする放射線診断装置。

2. 前記放射線出力手段がX線源からなり、

前記２次元放射線検出手段がX線を可視光に変換するX線／光変換素子と、CCDカメラとからなることを特徴とする請求の範囲第1項記載の放射線診断装置。

3. 前記X線／光変換素子が希土類元素を含む蛍光体からなることを特徴とする請求の範囲第2項記載の放射線診断装置。

4. 前記放射線出力手段と２次元放射線検出手段間の距離を可変とする駆動手段を備えることを特徴とする請求の範囲第1項記載の放射線診断装置。

5. 前記２次元放射線検出手段からの放射線の強度分布に基づいた画像を表示する表示手段と、

該表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、画面に占める被検体の像の割合が所定値以上となる前記放射線出力手段と２次元放射線検出手段間の距離を求めると共に、該距離とな

るように前記駆動手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする請求の範囲第4項記載の放射線診断装置。

6. 前記放射線出力手段が少なくとも2つの焦点サイズを有するX線源からなり、

前記放射線出力手段と2次元放射線検出手段間の距離に応じて上記焦点サイズを切り換え選択する切換手段を備えることを特徴とする請求の範囲第4項又は第5項記載の放射線診断装置。

7. 前記2次元放射線検出手段は、その画角を調節する画角調節手段を具備することを特徴とする請求の範囲第1項記載の放射線診断装置。

8. 前記放射線出力手段がX線源からなり、

前記2次元放射線検出手段がX線を可視光に変換するX線/光変換素子と、前記画角調節手段としてズームレンズを具備したCCDカメラとからなることを特徴とする請求の範囲第7項記載の放射線診断装置。

9. 前記放射線出力手段がX線源からなり、

前記2次元放射線検出手段がX線を可視光に変換するX線/光変換素子と、CCDカメラとからなり、

前記画角調節手段として上記CCDカメラを、その光軸方向に移動する移動手段を備えることを特徴とする請求の範囲第7項記載の放射線診断装置。

10. 被検体である患者を載置する寝台と、

該寝台を患者の体軸方向に移動する寝台駆動手段とを備えることを特徴とする請求の範囲第1項記載の放射線診断装置。

11. 前記2次元放射線検出手段からの放射線の強度分布に基づい

た画像を表示する表示手段と、

該表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、関心領域が上記表示手段の画面の略中央に位置するように前記寝台駆動手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする請求の範囲第10項記載の放射線診断装置。

12. 前記情報処理手段は、コンボリューション・バックプロジェクション法により、3次元画像を形成することを特徴とする請求の範囲第1項記載の放射線診断装置。

13. 前記情報処理手段は、被検体である患者の体軸方向又は該体軸方向に直交する方向の2次元画像を形成することを特徴とする請求の範囲第12項記載の放射線診断装置。

補正された請求の範囲

1993年7月23日(23.07.93)国際事務局受理;出願当初の請求の範囲1は補正された;新しい請求の範囲2及び3が加えられた;他の請求の範囲は変更無し;請求の範囲の番号が4-15に付け変えられた。(3頁)]

1. ファン角度をもって放射線を被検体に照射する放射線源と、
該放射線源と被検体を介して対向する位置に配設されると共に、
平面状の形状を有し、被検体を透過した放射線の強度分布を検出する2次元放射線検出手段と、

上記放射線源と2次元放射線検出手段を一体として被検体を周回させる回転駆動手段と、

上記2次元放射線検出手段からの複数方向の放射線の強度分布に基づいて、3次元画像情報を形成する情報処理手段とを備え、

上記放射線源が被検体を周回しながら所定の回転角度毎に放射線を被検体に照射し、上記2次元放射線検出手段で検出される複数方向の放射線の強度分布としての2次元画像情報により、3次元画像情報を形成することを特徴とする放射線診断装置。

2. 前記2次元放射線検出手段は、被検体である患者の胸部全体を略カバーする平面状の形状を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載の放射線診断装置。

3. 前記放射線源から出力される放射線の強度分布は中心部が強く、周辺部が弱いバラツキを有し、

該バラツキを補正する補正手段を備えることを特徴とする請求の範囲第1項又は第2項記載の放射線診断装置。

4. 前記放射線源が管球からなるX線源からなり、

前記2次元放射線検出手段がX線を可視光に変換するX線/光変換素子と、CCDカメラとからなることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項又は第3項記載の放射線診断装置。

5. 前記 X 線 / 光変換素子が希土類元素を含む蛍光体からなることを特徴とする請求の範囲第 4 項記載の放射線診断装置。

6. 前記放射線源と 2 次元放射線検出手段間の距離を可変とする駆動手段を備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項、第 2 項又は第 3 項記載の放射線診断装置。

7. 前記 2 次元放射線検出手段からの放射線の強度分布に基づいた画像を表示する表示手段と、

該表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、画面に占める被検体の像の割合が所定値以上となる前記放射線源と 2 次元放射線検出手段間の距離を求めると共に、該距離となるように前記駆動手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする請求の範囲第 6 項記載の放射線診断装置。

8. 前記放射線源が少なくとも 2 つの焦点サイズを有する X 線源からなり、

前記放射線源と 2 次元放射線検出手段間の距離に応じて上記焦点サイズを切り換え選択する切換手段を備えることを特徴とする請求の範囲第 6 項又は第 7 項記載の放射線診断装置。

9. 前記 2 次元放射線検出手段は、その画角を調節する画角調節手段を具備することを特徴とする請求の範囲第 1 項、第 2 項又は第 3 項記載の放射線診断装置。

10. 前記放射線源が X 線源からなり、

前記 2 次元放射線検出手段が X 線を可視光に変換する X 線 / 光変換素子と、前記画角調節手段としてズームレンズを具備した CCD カメラとからなることを特徴とする請求の範囲第 9 項記載の放射線診断装置。

1 1. 前記放射線源が X 線源からなり、

前記 2 次元放射線検出手段が X 線を可視光に変換する X 線 / 光変換素子と、CCD カメラとからなり、

前記画角調節手段として上記 CCD カメラを、その光軸方向に移動する移動手段を備えることを特徴とする請求の範囲第 9 項記載の放射線診断装置。

1 2. 被検体である患者を載置する寝台と、

該寝台を患者の体軸方向に移動する寝台駆動手段とを備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項、第 2 項又は第 3 項記載の放射線診断装置。

1 3. 前記 2 次元放射線検出手段からの放射線の強度分布に基づいた画像を表示する表示手段と、

該表示手段に表示される被検体の像のプロファイルに基づいて、関心領域が上記表示手段の画面の略中央に位置するように前記寝台駆動手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする請求の範囲第 1 2 項記載の放射線診断装置。

1 4. 前記情報処理手段は、コンボリューション・バックプロジェクション法により、3 次元画像情報を形成することを特徴とする請求の範囲第 1 項、第 2 項又は第 3 項記載の放射線診断装置。

1 5. 前記情報処理手段は、被検体である患者の体軸方向又は該体軸方向に直交する方向の 2 次元画像情報を形成することを特徴とする請求の範囲第 1 4 項記載の放射線診断装置。

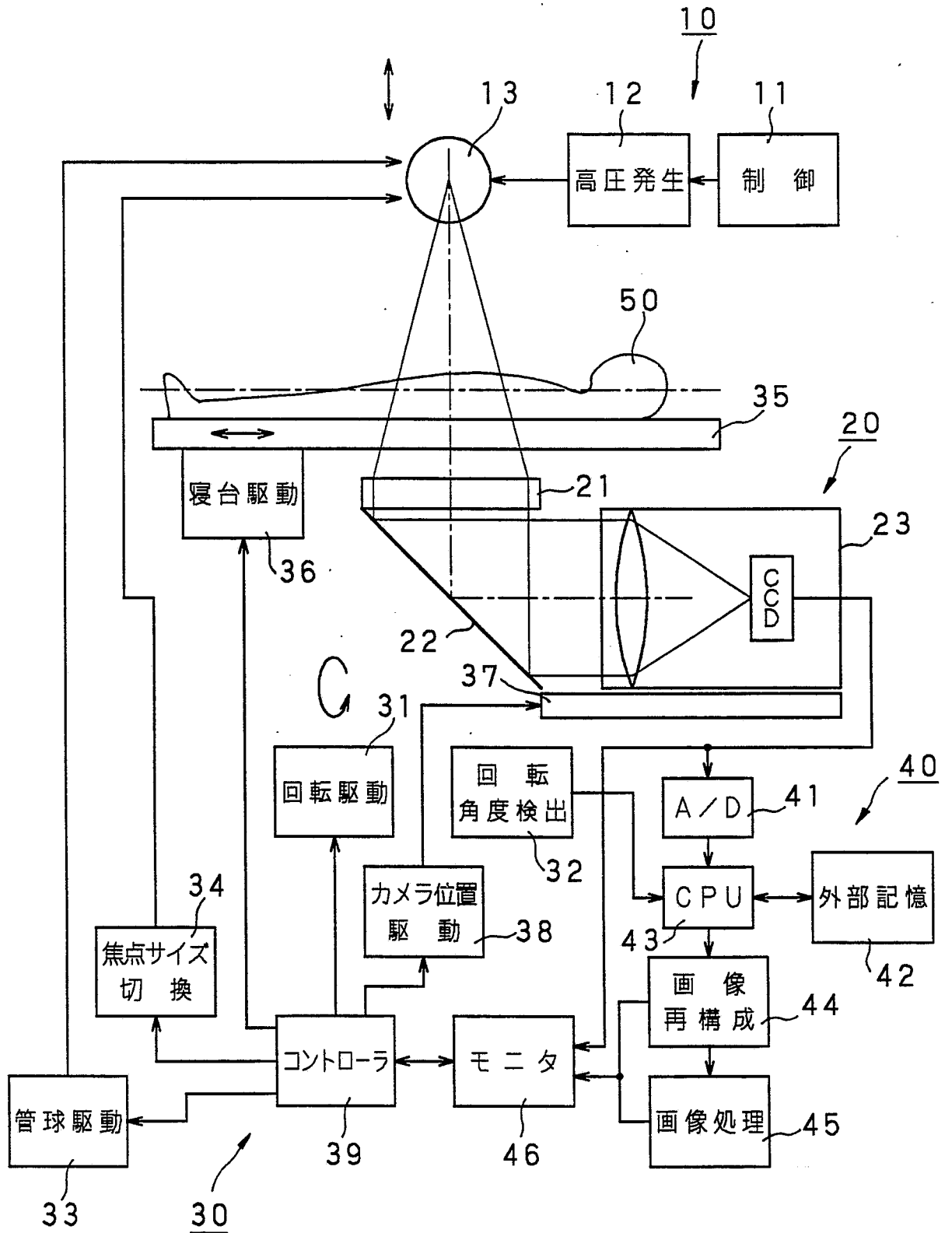


FIG. 1

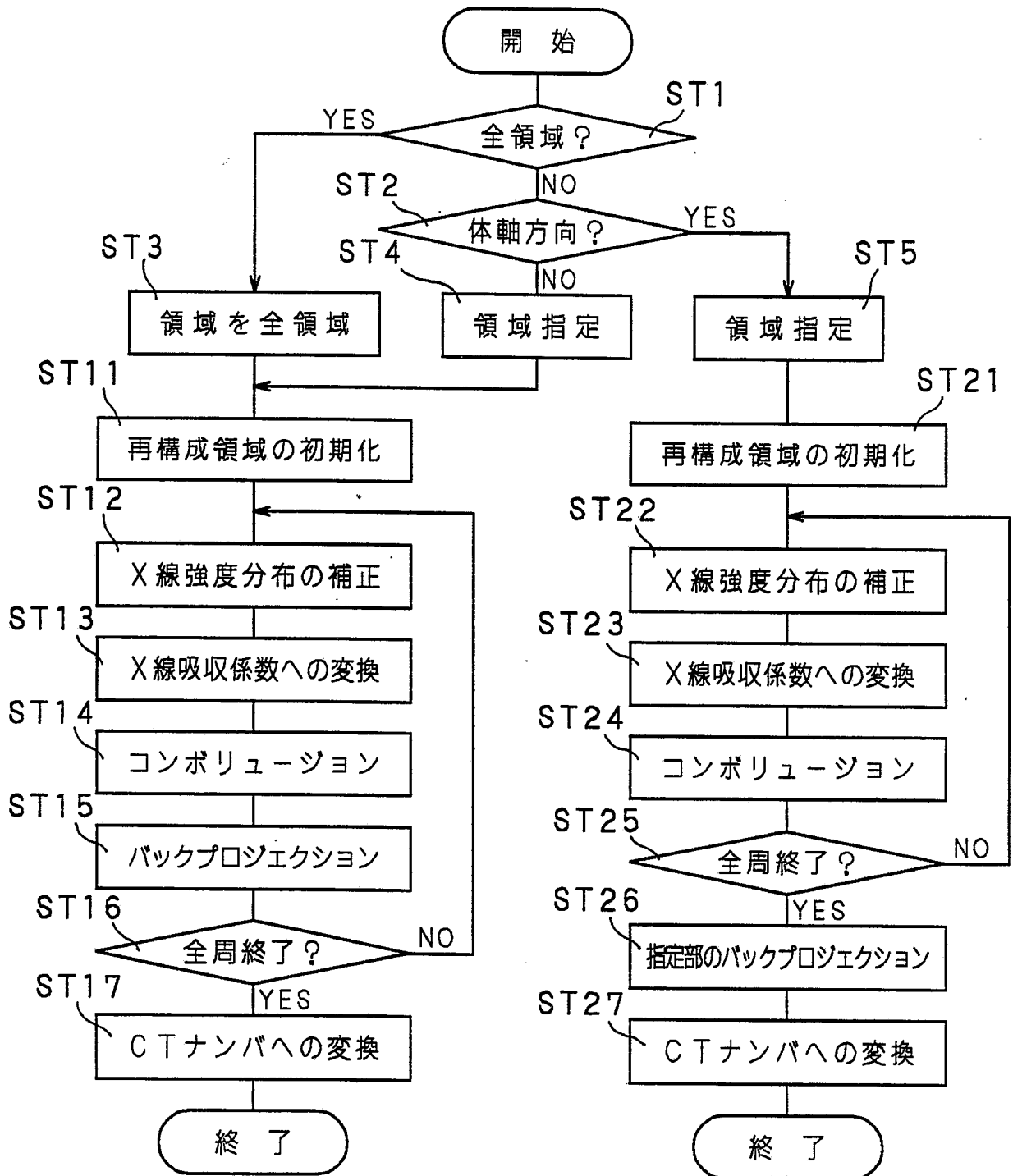


FIG. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP93/00272

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl ⁵ A61B6/03 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 ⁵ A61B6/03 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1926 - 1993 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1993 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.
X	JP, B2, 63-2607 (N.V. Philips' Gloeilampenfabrieken), January 20, 1988 (20. 01. 88), Lines 4 to 26, column 3 & US, A, 4309615 & DE, C2, 2819237	1
Y	JP, A, 3-109054 (Elscint, Ltd.), May 9, 1991 (09. 05. 91), & DE, A1, 4017904 & FR, A1, 2647661	1
Y	JP, A, 55-45413 (Hitachi Medeko K.K.), March 31, 1980 (31. 03. 80), (Family: none)	2-3
Y	JP, A, 54-13786 (Toshiba Corp.), February 1, 1979 (01. 02. 79), (Family: none)	4-5
Y	JP, A, 62-87138 (Hitachi Medeko K.K.), April 21, 1987 (21. 04. 87), (Family: none)	6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<ul style="list-style-type: none"> * 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 May 7, 1993 (07. 05. 93)		Date of mailing of the international search report May 25, 1993 (25. 05. 93)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.		Authorized officer Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl.⁸ A61B6/03		
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.⁸ A61B6/03		
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 1926-1993年 日本国公開実用新案公報 1971-1993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
X	JP, B2, 63-2607 (エヌ・ペー・フィリップス・フルーイランペン ファブリケン) 20. 1月. 1988 (20. 01. 88) 第3欄第4-26行 & US, A, 4309615 & DE, C2, 2819237	1
Y	JP, A, 3-109054 (エルシント リミテッド) 9. 5月. 1991 (09. 05. 91) & DE, A1, 4017904 & FR, A1, 2647661	1
<input checked="" 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」 先行文献ではあるが、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の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 07. 05. 93	国際調査報告の発送日 25.05.93	
名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 和田 志郎 ④	4 C 9 1 6 3
電話番号 03-3581-1101 内線		3453

C (続き). 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
Y	JP, A, 55-45413 (株式会社 日立メディコ) 31. 3月. 1980 (31. 03. 80) (ファミリーなし)	2-3
Y	JP, A, 54-13786 (東京芝浦電機株式会社) 1. 2月. 1979 (01. 02. 79) (ファミリーなし)	4-5
Y	JP, A, 62-87138 (株式会社 日立メディコ) 21. 4月. 1987 (21. 04. 87) (ファミリーなし)	6