

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-190199  
(P2007-190199A)

(43) 公開日 平成19年8月2日(2007.8.2)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 3 6 0 G 4 C 0 9 3  
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-11446 (P2006-11446)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成18年1月19日 (2006.1.19)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

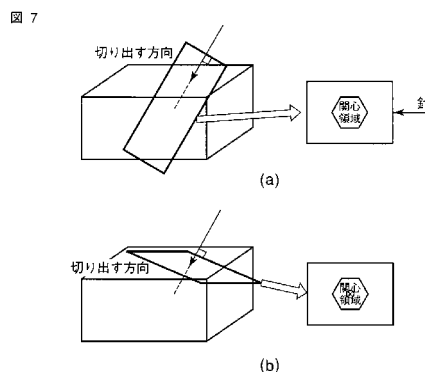
(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】被検体に挿入された穿刺針やカテーテルなどの位置を容易かつ的確に観察でき、関心領域に確実にナビゲートできるようにしたX線CT装置を提供すること。

【解決手段】被検体のボリュームデータから穿刺針に平行な断面画像と穿刺針に垂直な断面画像とをそれぞれ生成し、指定された関心領域とともに表示器33に表示するようにしている。しかも、穿刺針の位置および角度をリアルタイムで認識するようにしているので、穿刺針が目標到達領域から外れそうな場合には穿刺針が目標到達領域に達する前に予測することができ、穿刺針が適切でない部位に到達する事故をあらかじめ防ぐことができる。

【選択図】 図7



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

穿刺針の挿入される被検体をスキャンして投影データを収集するスキャン部と、  
前記投影データに基づいて前記被検体に関するボリュームデータを再構成する手段と、  
前記ボリュームデータから得た断層像において前記穿刺針および関心領域を指定するための手段と、

前記指定された穿刺針を含む当該穿刺針に平行な第 1 の断面画像と、前記穿刺針に直交し前記指定された関心領域の投影像を含む第 2 の断面画像とを前記ボリュームデータから生成する手段と、

前記第 1 および第 2 の断面画像を表示する表示手段とを具備することを特徴とする X 線 CT 装置。 10

## 【請求項 2】

前記穿刺針の前記被検体内における進行方向を推定する手段と、

この推定された進行方向が前記関心領域を外れた場合に警告を発する手段とをさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

## 【請求項 3】

前記表示手段を備えるメインコンソールと、

このメインコンソールとは別に移動可能に設けられ、ユーザインタフェース機能を提供する近接操作卓とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置。

## 【請求項 4】

さらに、前記近接操作卓の操作情報を表示するためのモニタを備えることを特徴とする請求項 3 に記載の X 線 CT 装置。 20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は X 線 CT 装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来から、被検体内部の腫瘍に対する穿刺針生検に用いられる穿刺針、あるいは治療に用いられるカテーテル等の挿入の際に、術者を補助するために X 線 CT 装置が用いられている（例えば特許文献 1 を参照）。X 線 CT 装置とは被検体に X 線を照射して透視像を得るものであり、画像をリアルタイムに表示できるものもある。既存の技術では 3 断面表示と称して 2 次元のアキシャル画像を 3 枚表示し、その画像を用いて穿刺針の位置を認識するようにしている 30

しかしながら、3 枚のアキシャル画像によるナビゲートでは、穿刺針等の挿入方向によっては挿入状態を判別しにくいという問題がある。すなわちアキシャル画像はいずれも 2 次元であり、立体としての位置を認識するには 3 枚の画像を同時に確認する必要がある。このため穿刺針の位置を確認することが難しく、また操作者に熟練を要する。このように平面画像を用いることには限界があり、体内を立体として捉えにくく、目標到達領域（関心領域、ターゲット）を行き過ぎるか、異なる領域に穿刺針を進めてしまうことが往々にして起こり得る。 40

## 【0003】

一方、近年では 2 次元検出器を使ったボリュームスキャンが可能な X 線 CT 装置が開発されている。新たな技術開発によって検出器の幅は体軸方向に広がりつつあり、近年では 5 cm もの幅を持つものも提供されている。この傾向は今後ますます進展するものと思われる、これにより X 線 CT 装置の新たな用途が生まれる可能性がある。

【特許文献 1】特開 2002 - 219125 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

以上述べたように既存の技術においては、3断面表示によるナビゲートのため穿刺針やカテーテルの位置を確認することが難しく、操作者に熟練を要するほか、関心領域に確実に到達することが困難であることから何らかの対処が望まれている。

この発明は上記事情によりなされたもので、その目的は、被検体に挿入された穿刺針やカテーテルなどの位置を容易かつ的確に観察でき、関心領域に確実にナビゲートできるようにしたX線CT装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するためにこの発明の一態様によれば、穿刺針の挿入される被検体をスキャンして投影データを収集するスキャン部と、前記投影データに基づいて前記被検体に関するボリュームデータを再構成する手段と、前記ボリュームデータから得た断層像において前記穿刺針および関心領域を指定するための手段と、前記指定された穿刺針を含む当該穿刺針に平行な第1の断面画像と、前記穿刺針に直交し前記指定された関心領域の投影像を含む第2の断面画像とを前記ボリュームデータから生成する手段と、前記第1および第2の断面画像を表示する表示手段とを具備することを特徴とするX線CT装置が提供される。

10

【発明の効果】

【0006】

この発明によれば、被検体に挿入された穿刺針やカテーテルなどの位置を容易かつ的確に観察できるようになり、関心領域に確実にナビゲート可能なX線CT装置を提供することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

図1は、本発明に係わるCTスキャン装置の一実施の形態を示す斜視図である。図2のCTスキャン装置は、回転架台25、被検体が搭乗する寝台15、および、種々の情報を処理するメインコンソール300を備える。

図2は、図1のX線CT装置の要部構成を示すシステム構成図である。このX線CT装置10は、システム制御部11、操作部12、架台・寝台制御部13、寝台15、X線制御装置17、高電圧発生装置19、X線ビーム発生源21、検出器23、回転架台25、データ収集部27、表示部33を有している。このうち操作部12および表示部33は図1のメインコンソール300に備えられる。

30

【0008】

このX線CT装置10は、X線ビーム発生源21を被検体の回りに回転させながらX線ビームを曝射させるものである。操作部12は、マウス、キーボード等、操作者が必要な情報を入力するためのものであり、観察したいスライス（注目スライス）を選択したり、スライス厚を選択したり、X線条件、再構成条件、補正データ等の各種のパラメータを入力する。また、システム制御部11は、中央処理装置（CPU）等から構成され、X線制御部17、架台・寝台制御部13の制御や、データ収集部27から出力された投影データに基づいて画像の再構成等を行う。なお、システム制御部11の詳しい構成に関しては後述する。X線制御装置17は、システム制御部11により出力されたX線ビーム発生制御信号に基づき、高電圧発生装置19による高電圧発生のタイミングを制御する。高電圧発生装置19は、X線ビームを曝射させるための高電圧をX線制御部17からの制御信号に従ってX線ビーム発生源21に供給する。

40

【0009】

X線ビーム発生源21は、高電圧発生装置19から供給された高電圧によってスライス方向に厚みを持った扇状のX線ビームを被検体に向けて多方向から曝射する。一方、架台・寝台制御部13は、システム制御部11により出力された架台、寝台制御信号に基づき回転架台25を回転させると共に、寝台15の移動制御を行う。回転架台25は、X線ビーム発生源21と検出器23とを保持する。回転架台25は、図示しない架台回転機構により、X線ビーム発生源21と検出器23との中間点を通る回転軸を中心にして回転され

50

る。また、検出器 23 は、X 線を検出する複数の検出素子が 2 次元方向に複数配列されたもので、X 線ビーム発生源 21 から曝射され被検体を透過した X 線を検出する。複数の検出素子はチャンネル方向とスライス方向との直交 2 方向に沿って配列される。このような検出器 23 は、一般的にマルチスライス形（2 次元アレイ形ともいう）と呼ばれる。

【0010】

データ収集部 27 は、システム制御部 11 により出力されたデータ収集制御信号に基づき被検体の複数スライスの投影データ、およびボリュームデータを収集して出力する。また、表示部 33 は、再構成部 32 で再構成された被検体の複数の断層画像、ボリューム画像、及びその他の情報等をモニタ上に表示する。

【0011】

ここで、上述のシステム制御部 11 についてブロック図である図 3 を参照して詳しく説明する。システム制御部 11 には、ホストコントローラとして CPU 22 が設けられ、コントロールバス 24 とデータバス 26 とがこの CPU 22 に接続されている。CPU 22 はクロック回路を内蔵し、このクロック回路からのクロックを用いて各部の動作及び時間を管理し、またこのクロックを共通クロックとしてシステム制御部 11 内の各部に供給するようになっている。コントロールバス 24 は、主に制御信号を伝達するバスであり、CPU 22 に加え、前処理部 28、ディスクインターフェース（ディスク I/F）30、再構成部 32、表示メモリ 34、撮影制御部 31 が接続されている。

【0012】

また、データバス 26 は、主に画像データを伝送するバスであり、CPU 22 に加え、前処理部 28、ディスク I/F 30、再構成部 32、表示メモリ 34、メモリ 36 が接続される。なお、ディスク I/F 30 には大容量記憶装置としての磁気ディスク装置 38 が接続されている。

【0013】

また、システム制御部 11 内部と外部との接続に関しては、前処理部 28 に、データ収集部 27 が接続され、コントロールバス 24 に操作部 12 が、撮影制御部 31 には、X 線制御部 17 および架台・寝台制御部 13 が、表示メモリ 34 には表示部 33 がそれぞれ接続されている。

【0014】

検出器 23 の出力には、一般的に D A S (data acquisition system) と呼ばれているデータ収集部 27 が接続されている。このデータ収集部 27 には、検出器 23 の各チャンネルの電流信号を電圧に変換する I - V 変換器と、この電圧信号を X 線の曝射周期に同期して周期的に積分する積分器と、この積分器の出力信号を増幅するアンプと、このプリアンプの出力信号をデジタル信号に変換するアナログ・デジタル・コンバータとが、チャンネルごとに設けられている。前処理部 28 は、データ収集部 27 の出力（デジタル信号（純生データと呼ばれる））を受け取り、純生データに対して、チャンネル間の感度不均一を補正したり、また X 線強吸収体、主に金属部による極端な信号強度の低下又は信号脱落を補正する等の前処理を実行する。前処理部 28 から出力されるデータは、生データ又は投影データと呼ばれる。

【0015】

投影データはメモリ 36 に記憶され、CPU 22 の制御に従って再構成部 32 に読み出される。再構成部 32 は、メモリ 36 からの投影データのセットに基づいてフェルドカンブ法又は他の再構成法に従ってスライス又はボリュームに関する画像データを再構成する。この画像データはメモリ 36 または磁気ディスク装置 38 に記憶され、また表示部 33 に可視画像として表示される。

【0016】

操作者は、X 線 CT 装置 10 を起動後、撮影に必要な情報を操作部 12 を介して入力する。この撮影に必要な情報とは、撮影領域などの撮影に関する情報に限らず、例えば、被検体に関する情報（被検体の名前、性別等の個人情報）を含むものであっても良い。操作者によって入力された前記情報は、コントロールバス 24 を介して、CPU 22 でそれぞ

10

20

30

40

50

れの情報の種類によって選別され、各機器の制御に関する情報のみ撮影制御部 3 1 に入力される。撮影制御部 3 1 では、撮影に関する情報が、より具体的な制御信号に変換され、架台・寝台制御部 1 3 および X 線制御装置 1 7 を介して、それぞれ寝台 1 5 および回転架台 2 5 の制御、高電圧発生装置 1 9 の制御が行われる。なお、ここで、入力された被検体に関する情報に関しては、図示しないメモリ等に蓄積され、撮影終了後に、撮影された画像と共に保存される。

#### 【 0 0 1 7 】

高電圧発生装置 1 9 には、X 線ビーム発生源 2 1 が接続されており、X 線ビーム発生源 2 1 より、寝台 1 5 上に配置された被検体の関心領域 Q 1 に X 線が照射され、Q 1 を透過した X 線は、検出器 2 3 により検出される。検出器 2 3 により検出された投影データは、データ収集部 2 7 を介して、システム制御部 1 1 内の前処理部 2 8 に入力される。

10

#### 【 0 0 1 8 】

入力されたデータは、前処理部 2 8 で、キャリブレーション等の前処理を受けた後、生データとしてデータバス 2 6 を介して、読み書き可能な D R A M 等であるメモリ 3 6 に一旦書き込まれ、さらにここから読み出されて再構成部 3 2 に送られる。再構成部 3 2 は、被検体のアキシャルおよびサジタル画像を再構成するほか、ボリュームデータ用再構成部 3 2 a で被検体のボリューム画像の再構成を行う。再構成されたこれらの画像データは、読み書き可能な D R A M 等の表示用メモリ 3 4 に一旦書き込まれ、さらにここから表示部 3 3 に読み出されて表示される。

#### 【 0 0 1 9 】

図 4 は、図 2、図 3 の操作部 1 2 に設けられる近接操作卓 3 を示す概観図である。近接操作卓 3 はメインコンソール 3 0 0 とは別体で設けられる、いわばリモートコントローラであり、X 線 C T 装置 1 0 に対するユーザインタフェースを提供する。操作者による各種操作は近接操作卓 3 を介して X 線 C T 装置 1 0 に伝達される。近接操作卓 3 は寝台 1 5 を上下移動させるための操作レバー A と、寝台 1 5 を前後移動させるための操作レバー B と、寝台 1 5 を前後に所望スライス厚（一枚の断層像を再構成するために、任意に設定される断層像の厚さのこと）毎に間欠的に移動させるための操作スイッチ 4 1、4 2 と、寝台 1 5 の移動速度を切換えるための速度切換えスイッチ 4 3 等を有し構成されている。

20

#### 【 0 0 2 0 】

操作スイッチ 4 1、4 2 は、押しボタン式スイッチであり、寝台 1 5 を前後に所望スライス厚毎に移動させる場合に用いられる。医師や技師などが、この操作スイッチ 4 1、4 2 を一回押す毎に、寝台 1 5 が前後に所望スライス厚だけ移動するように構成されている。また、速度切換えスイッチ 4 3 は、押しボタン式スイッチであり、寝台 1 5 を連続的に移動させる際の天板移動速度（高速、低速等）を切換える場合に用いられる。この速度切換えスイッチ 4 3 を押す毎に、高速と低速が交互に切換わるように構成されている。

30

#### 【 0 0 2 1 】

なお通常の運用では、C T スキャン装置本体（寝台 1 5 および回転架台 2 5）を検査室に設置し、メインコンソール 3 0 0 を操作室に設置するというように、本体とコンソールとをそれぞれ別室に設けることが多い。このような場合にはメインコンソール 3 0 0 のモニタとは別に、近接操作卓 3 を操作するためのモニタが検査室内に設けられる。このモニタには種々の情報が表示され、操作者はこのモニタに表示される情報を見ながら近接操作卓 3 を操作する。次に、上記構成における作用を説明する。

40

#### 【 0 0 2 2 】

図 5 は、この実施形態における X 線 C T 装置 1 0 の処理手順を示すフローチャートである。図 5 において、操作者は近接操作卓 3 を操作して、穿刺針の刺し位置と目標到達領域とが含まれる 1 回転分のボリュームデータを撮影する（ステップ S 1）。このボリュームデータから被検体のボリューム画像が再構成され、図 6 に示すように表示部 3 3 に表示される（ステップ S 2）。この画像を見ながら、操作者は近接操作卓 3 を操作して穿刺針として見えているところをポインタで指定する（ステップ S 3）。

#### 【 0 0 2 3 】

50

この指定を受けると、システム制御部 11 はボリュームデータの C T 値の連続性から穿刺針を認識し、さらに穿刺針の面積が最小になる個所、すなわち針先を認識する（ステップ S 4）。指定した点と穿刺針先はそれぞれ座標（ $x, y, z$ ）を持っており、システム制御部 11 はこれらの座標から図 7 に示す 2 つの断面画像を生成する（ステップ S 5）。図 7（a）は第 1 の断面画像（断面画像 A とする）を示し、穿刺針を含むこの穿刺針に平行な画像である。図 7（b）は第 2 の断面画像（断面画像 B とする）を示し、穿刺針に直交する画像である。これらの画像はいずれもステップ S 1 で取得されたボリュームデータを用いて算出される。次に操作者は、表示されたボリューム画像においてターゲット（目標到達領域、関心領域）を指定する（ステップ S 6）。

#### 【0024】

10

以上の手順が完了すると、ナビゲートが開始される（ステップ S 7）。すなわちステップ S 5 で生成された断面画像 A, B が画面に表示されるとともに、被検体の X 線撮影が継続される。なお断面画像 A, B には、ステップ S 6 で指定された関心領域（ターゲット）も併せて表示される。

#### 【0025】

図 8 に示すように、断面画像 A には穿刺針と、指定された目標到達ポイント（ターゲット）が表示される。これと併せて、穿刺針の先端に対応する、断面画像 B の位置が示される。断面画像 B には穿刺針の先端部が表示されるとともに、ターゲット領域が点線で示される。この点線領域は、指定された関心領域の断面画像 B への投影像である。医師は、これらの断面画像 A, B と、これらの画像に表示される穿刺針の進行方向を参照しながら穿刺針を被検体に挿入する。その過程で、穿刺針の進行方向は常時推定される（ステップ S 9）。すなわち、ステップ S 4 で認識された針先から穿刺針の C T 値が連続する方向に進行し、ボリュームデータと穿刺針の C T 値の位置推移を N 点測定する。次に針先と N 点の位置推移とボリュームデータを用いて穿刺針の角度を算出することにより、穿刺針の進行方向を推定することができる。その結果に基づいて、進行方向の座標の水平、垂直にボリュームデータから 2 次元画像を切り出し、新たな断面画像 A, B が生成される。

20

#### 【0026】

穿刺針の進行方向がターゲット方向に向いているか否かは常時モニタされ（ステップ S 10）、その角度がマークしたターゲット方向から外れると（No）、警報が出力される（ステップ S 11）。このような手順により、医師は穿刺針を再帰的に進めることができるので、間違った場所に穿刺針を到達させるという危険性を減少させることができる。

30

#### 【0027】

図 9 は、この実施形態をスキャンエキスパートシステムに応用した画面を示す模式図である。この画面は表示部 33 に表示されるスキャン計画画面例を示している。スキャン計画画面には、患者情報および断面画像 A, B とともに、操作者が指定又は選択した撮影部位や検査プランに応じてスキャンエキスパートシステムによりプランニングされたスキャン条件、再構成条件及びウインドウ条件が表示される。例えば、スキャン条件として、スキャンモード、スキャン開始位置、スキャン終了位置、米国の食料医薬品局が定めた被曝線量を表す“CTDI”（CT Dose Index）、管電圧“kV”、管電流“mA”、回転速度、ヘリカルピッチ、時間分解能最適化の ON/OFF、再構成モードが含まれる。

40

#### 【0028】

図 10 は、比較のため既存の X 線 C T 装置における 3 断面表示を示す図である。図 10 は被検体に穿刺針 N が挿入された状態を示している。従来、再構成された画像が表示される画面 S 上には、3 つの再構成画像 B 1 乃至 B 3 が表されており、画面左側を先頭に B 1 画像、中央に B 2 画像、右側に B 3 画像の順で、被検体の体軸方向と略垂直な面の断層画像（アキシャル画像）が表示されている。なお、各画像上に示されている Q 1 は X 線 C T 装置における関心領域、Q 2 は腫瘍や血種などの経被針を挿入すべき領域（ターゲット）を示している。しかしながらこのような表示では経被針の角度を読み取りにくく、操作者に熟練を要するばかりか、確実にターゲットに到達することが困難である。

50

## 【 0 0 2 9 】

これに対しこの実施形態では、被検体のボリュームデータから穿刺針に平行な断面画像と穿刺針に垂直な断面画像とをそれぞれ生成し、指定された関心領域とともに表示器 3 3 に表示するようにしている。しかも、穿刺針の位置および角度をリアルタイムで認識するようにしているので、穿刺針が目標到達領域から外れそうな場合には穿刺針が目標到達領域に達する前に予測することができ、穿刺針が適切でない部位に到達する事故をあらかじめ防ぐことができる。従って透視術中の穿刺針の位置が目標到達領域に向かっているか否かを容易に確認することができる。これらのことから、被検体に挿入された穿刺針やカテーテルなどの位置を容易かつ的確に観察でき、関心領域に確実にナビゲートできるようにした X 線 CT 装置を提供することが可能となる。

10

## 【 0 0 3 0 】

なお、この発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 3 1 】

【 図 1 】 本発明に係わる X 線 CT 装置の実施の形態を示す斜視図。

【 図 2 】 図 1 の X 線 CT 装置の要部構成を示すシステム構成図。

【 図 3 】 図 2 のシステム制御部 1 1 を示す機能ブロック図。

20

【 図 4 】 図 2、図 3 の操作部 1 2 に設けられる近接操作卓 3 を示す概観図。

【 図 5 】 この発明の実施形態における X 線 CT 装置 1 0 の処理手順を示すフローチャート。

【 図 6 】 ボリューム画像を示す概念図。

【 図 7 】 断面画像 A、B を示す概念図。

【 図 8 】 断面画像 A、B を詳細に示す概念図。

【 図 9 】 この発明の実施形態をスキャンエキスパートシステムに応用した画面を示す模式図。

【 図 1 0 】 比較のため既存の X 線 CT 装置における 3 断面表示を示す図。

## 【 符号の説明 】

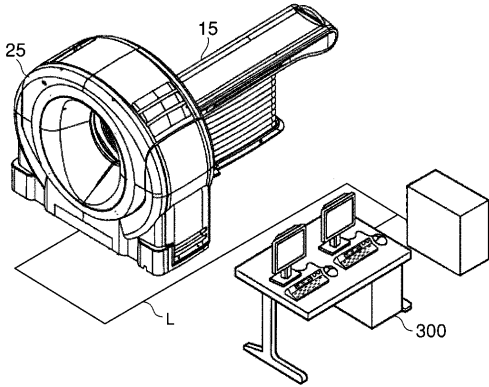
30

## 【 0 0 3 2 】

3 ... 近接操作卓、1 0 ... X 線 CT 装置、1 1 ... システム制御部、1 2 ... 操作部、1 3 ... 架台・寝台制御部、1 5 ... 寝台、1 7 ... X 線制御装置、1 9 ... 高電圧発生装置、2 1 ... X 線ビーム発生源、2 2 ... CPU、2 3 ... 検出器、2 4 ... コントロールバス、2 5 ... 回転架台、2 6 ... データバス、2 7 ... データ収集部、2 8 ... 前処理部、3 0 ... ディスクインターフェイス(ディスク I/F)、3 1 ... 撮影制御部、3 2 ... 再構成部、3 3 ... 表示部、3 4 ... 表示メモリ、3 6 ... メモリ、3 8 ... 磁気ディスク装置、4 3 ... 速度切換えスイッチ、3 2 a ... ボリュームデータ用再構成部、4 1、4 2 ... 操作スイッチ、A、B ... 操作レバー、3 0 0 ... メインコンソール

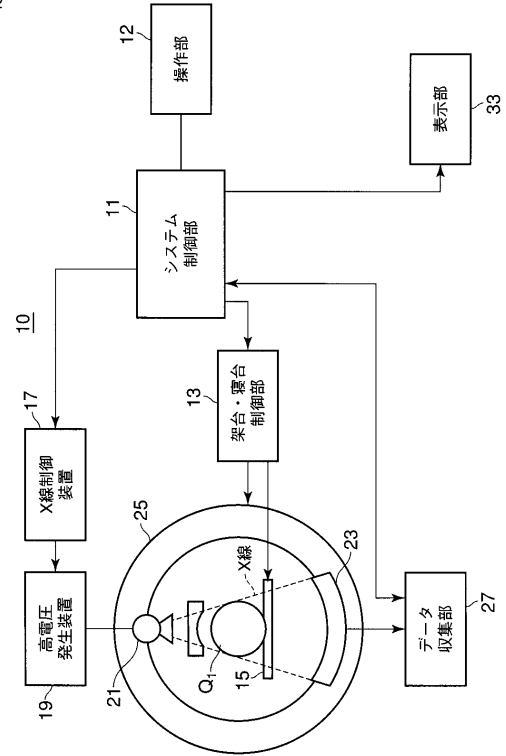
【図1】

図1



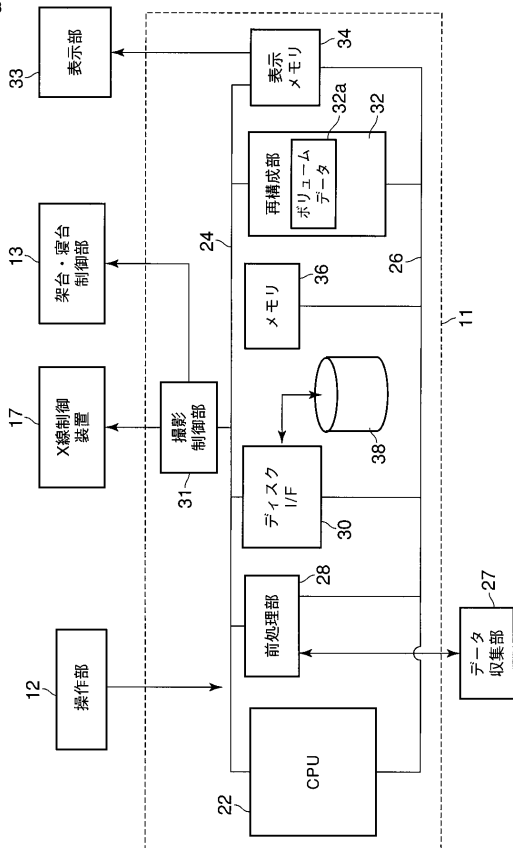
【図2】

図2



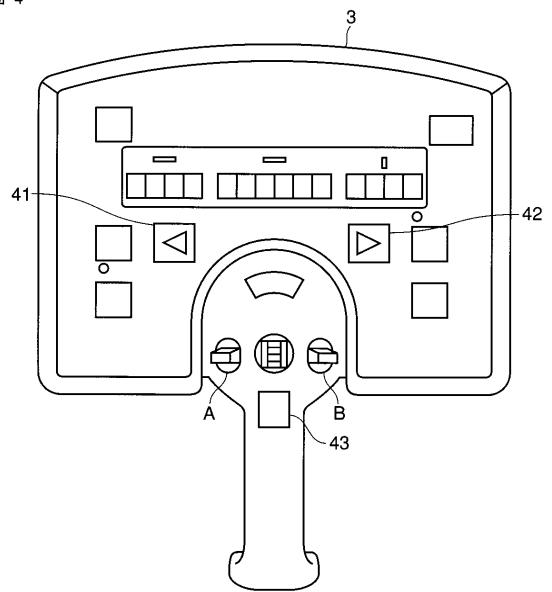
【図3】

図3



【図4】

図4

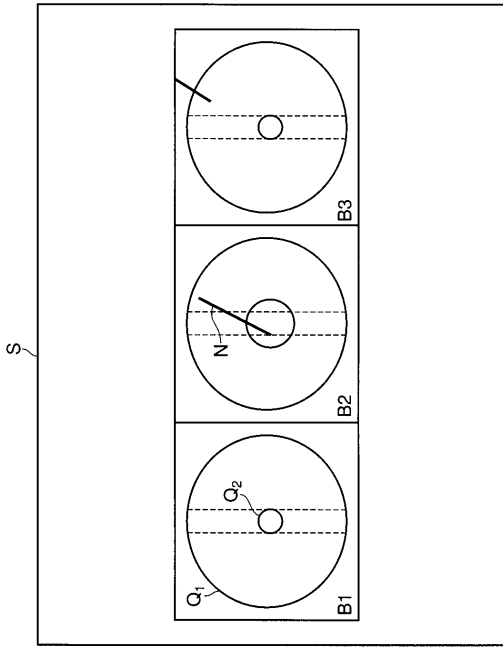






【 図 10 】

図 10



---

フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 大金 義昌

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C093 CA23 EE02 FB12 FF42 FF46 FG07