(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2005-13768
(P2005-13768A)

(43)公開日　平成17年1月20日(2005.1.20)

(51) Int.Cl.⁷	F I	テーマコード (参考)
A61B　6/03	A61B　6/03　321Q	4C093
	A61B　6/03　373	

審査請求 有　請求項の数 1　OL　(全 14 頁)

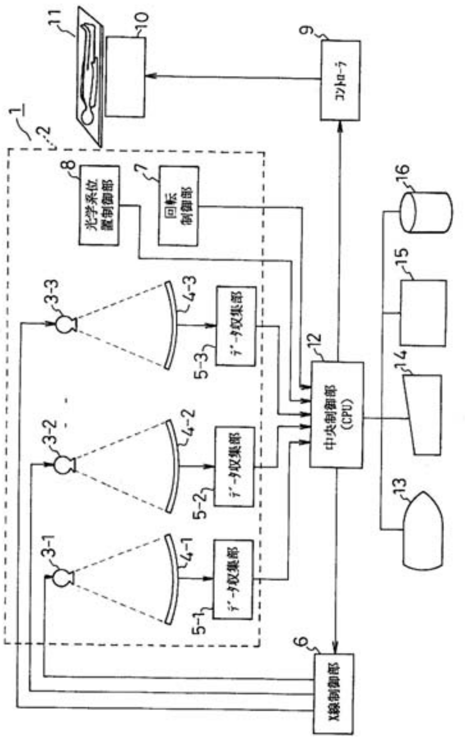
(21) 出願番号　特願2004-303438 (P2004-303438)
(22) 出願日　平成16年10月18日 (2004.10.18)
(62) 分割の表示　特願2003-132657 (P2003-132657) の分割
原出願日　平成5年5月27日 (1993.5.27)
(31) 優先権主張番号　特願平4-135044
(32) 優先日　平成4年5月27日 (1992.5.27)
(33) 優先権主張国　日本国 (JP)

(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
(74) 代理人　100083161
弁理士　外川　英明
(72) 発明者　粉川　智恵子
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　南部　恭二郎
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

Fターム(参考) 4C093 AA24 BA10 CA31 EA06 EA07 EB18

(54)【発明の名称】X線CT装置

(57)【要約】
【課題】　1管球のX線CT装置より大幅に検査効率を向上させることを目的とする。
【解決手段】　被検体をスキャンして得られた投影データに基づき前記被検体のCT像を再構成するX線CT装置において、X線を曝射する第1のX線源及び前記被検体を透過したX線を検出するための第1の検出器を有する第1の撮影系と、X線を曝射する第2のX線源及び前記被検体を透過したX線を検出するための第2の検出器を有する第2の撮影系と、前記第1の撮影系の第1のX線管から照射されるX線のエネルギーと前記第2の撮影系の第2のX線管から照射されるX線のエネルギーとを異ならせて、前記被写体の同一位置をスキャンさせる制御手段とを備える。
【選択図】　図1



【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体をスキャンして得られた投影データに基づき前記被検体のＣＴ像を再構成するＸ線ＣＴ装置において、
Ｘ線を曝射する第１のＸ線源及び前記被検体を透過したＸ線を検出するための第１の検出器を有する第１の撮影系と、
Ｘ線を曝射する第２のＸ線源及び前記被検体を透過したＸ線を検出するための第２の検出器を有する第２の撮影系と、
前記第１の撮影系の第１のＸ線管から照射されるＸ線のエネルギーと前記第２の撮影系の第２のＸ線管から照射されるＸ線のエネルギーとを異ならせて、前記被写体の同一位置をスキャンさせる制御手段とを備えたことを特徴とするＸ線ＣＴ装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、複数のＸ線源及び各Ｘ線源に対応するＸ線検出器を有するＸ線ＣＴ装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
近年、医用診断装置の開発が進められる中で、被検体の任意の部位の断層像を撮影するＣＴ装置が多く用いられるようになってきた。また、昨今では断層像の撮影の短縮化を図るため、被検体の周囲を螺旋状にスキャンし、各スライス位置のデータを補間処理により算出してこれを基にスライス画像を再構成するヘリカルスキャン方法が実用に供されている。
【０００３】
従来のヘリカルスキャンＣＴ装置は、図９Ａ，Ｂ，Ｃに示すように１個の管球７１が体軸方向に移動可能な寝台７５の上の患者（被検体）７０の周りを軌道７６に沿って連続的に回転し、ビーム７２により螺旋状の走査を行なっていた。
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
しかしながら、従来のヘリカルスキャンＣＴ装置には、
（１）　管球が一つなので、ある時刻における複数箇所の走査ができない。
（２）　一度に一つの走査条件でしか走査できない。
（３）　光学系の熱容量が一杯になると、冷めるまで待たなければならない。また、故障したとき代りの光学系の取替作業に手間取る。
（４）　造影剤が去らないうちに短時間に走査する必要があるが、管球が一つしかないので、短時間に走査できない。
（５）　管球が一つしかないので、一定時間で広い範囲を走査することができない。
という不都合があった。
【０００５】
本発明は上記不都合に鑑みてなされたものであり、１管球のＸ線ＣＴ装置より検査効率を向上させることを目的とする。
【課題を解決するための手段】
【０００６】
上記目的を達成するため、本発明は、被検体をスキャンして得られた投影データに基づき前記被検体のＣＴ像を再構成するＸ線ＣＴ装置において、Ｘ線を曝射する第１のＸ線源及び前記被検体を透過したＸ線を検出するための第１の検出器を有する第１の撮影系と、Ｘ線を曝射する第２のＸ線源及び前記被検体を透過したＸ線を検出するための第２の検出器を有する第２の撮影系と、前記第１の撮影系の第１のＸ線管から照射されるＸ線のエネルギーと前記第２の撮影系の第２のＸ線管から照射されるＸ線のエネルギーとを異ならせ

て、前記被写体の同一位置をスキャンさせる制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【０００７】

本発明によれば、同一の部位を２種類以上のＸ線エネルギーで撮影することによって、それぞれのエネルギーごとの画像を得ることができるので、１管球のＣＴ装置より検査効率を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００８】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図１は本発明に係るＸ線ＣＴ装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【０００９】

図面に示すＸ線ＣＴ装置は、互いに平行な間隔で独立又は連動して回転可能な３個の管球（Ｘ線管）３－１、３－２、３－３と、それぞれの管球に対応して設けられている３組の検出器４－１、４－２、４－３と、それぞれの検出器によって検出されたそれぞれの投影データを収集し処理しやすい形にする３組のデータ収集部５－１、５－２、５－３と、管球３－１、３－２、３－３及び検出器４－１、４－２、４－３の回転を制御する回転制御部７及び管球３－１、３－２、３－３の間隔を制御する光学系位置制御部８と、を含む架台（破線の部分）２を有している。

【００１０】

Ｘ線ＣＴ装置は、更に、管球３－１、３－２、３－３の照射するＸ線量を制御するＸ線制御部６と、寝台１１を駆動する寝台駆動部１０及び寝台駆動部１０を制御するコントローラ９と、中央制御部（ＣＰＵ）１２と、中央制御部６にバス（図示せず）を介して接続するモニター１３、走査条件入力装置としてのキーボード１４、内部メモリ１５、収集データや画像データを記憶する磁気ディスク１６を有している。

【００１１】

中央制御部１２はＸ線制御部６、回転制御部７、光学系位置制御部８、及びコントローラ９及び画像再構成装置（図示せず）を制御し、本実施形態のＸ線ＣＴ装置全体の動作を統轄している。また、Ｘ線制御部６は中央制御部１２の制御の下に各Ｘ線管（管球）毎のＸ線の制御を行う。そして、あるＸ線管（例えば、管球３－１が曝射するＸ線量と他のＸ線管（例えば、管球３－２）が曝射するＸ線量をそれぞれ異なった量とすることができる。

【００１２】

回転制御部７は中央制御部１２の制御の下にそれぞれのＸ線管および／または検出器の回転制御を行ない、Ｘ線管および検出器の組は回転制御部７により他のＸ線管および検出器の組とは独立して回転することができるようになっている。光学系位置制御部８は中央制御部１２の制御の下に各Ｘ線管及び検出器の寝台方向（患者（被検体）の体軸方向）の動きの制御を行なう。具体的には、走査開始位置にＸ線管（管球）をセットし、Ｘ線管３－１、３－２、３－３のうちどのＸ線管を寝台方向（正の方向、或いは負の方向）にどの程度どの位の速度で移動するかを制御する。コントローラ９は中央制御部１２の制御の下に寝台駆動部１０を駆動させ寝台１を患者の体軸方向に移動させる。

【００１３】

図２は図１に示した各制御部の構成を示すブロック図であり、中央制御部１２は同図に示す走査条件リスト１７を参照し、走査条件に基づいて管球単位にＸ線制御部６、回転制御部７、光学系位置制御部８、及びコントローラ９に命令（信号）を送り、それら各制御部６、７、８、９の制御を行なうと共にそれら各制御部６、７、８、９及び検出器４－１、４－２、４－３からの情報（例えば、回転角、光学系の位置（間隔）、寝台の位置等及びそれぞれの検出器からＸ線透過量等）を入力し、各制御部６、７、８、９をフィードバック制御する。各制御部６、７、８、９はそのフィードバック制御に基づいてそれぞれのＸ線源のＸ線発生量、管球及び検出器の回転及び移動と、寝台の移動制御を行なう。なお

、管球及び検出器の回転及び移動は各管球と対応する検出器の組毎に回転駆動装置（図示せず）及び移動装置（図示せず）を有し、回転制御７及び光学系制御部８からの駆動信号に基づいてそれぞれ独立又は連動して駆動される。

【００１４】

走査条件リスト１７は通常磁気ディスク１６に記憶されており、Ｘ線ＣＴ装置１が起動されると磁気ディスク１６から内部メモリ１５に読み込まれ中央制御部１２により参照されるが、オペレータは走査条件リスト１７の条件をキーボード１４から変更、追加・登録、削除を行なうことができる。この場合走査条件リスト１７は図２に示すような形でモニター１３に表示されるので、オペレータは簡単に走査条件の入力ができる。また、走査条件リスト１７は管球別に走査条件を格納し、管球には予め固有の番号が割当てられておりこの番号は変更できない。図２の符号１７は走査条件リストの一例を示しており、１行目には１番目の管球３－１の状態グラフ（例えば、この管球を使用する・・１；使用しない・・２；故障・・３、といった管球の状態を示す値）、Ｘ線条件（Ｘ線電圧、及び電流）、管球及び検出器の回転量（角）、管球及び検出器の移動量等の条件（情報）が格納され、２行目には２番目の管球３－２の、３行目には３番目の管球３－３の、そしてｎ行目にはｎ番目の管球３－ｎの状態フラグ、Ｘ線条件（Ｘ線電圧、及び電流）、管球及び検出器の回転速度、管球及び検出器の移動量等の条件（情報）が格納される。走査条件リストによるＸ線発生源、管球、検出器の駆動動作例として、例えば、中央制御部が走査条件リストから１番目の管球３－１の走査条件「状態＝１；１２０ＫＶ；５０ｍＡ；１ｒｐｓ；２ｍｍｐｓ」を読取って、その走査条件に基づく命令（信号）を各制御部６、７、８に送出すると、Ｘ線制御部６は管球３－１のＸ線発生源に対する供給電圧を１２０ＫＶ，電流を５０ｍＡとしてＸ線発生量を制御し、回転制御部７は管球３－１及び検出器４－１の回転速度を１ｒｐｓとするよう管球３－１及び検出器４－１の回転駆動装置に駆動制御信号を送り、光学系位置制御部８は管球３－１及び検出器４－１の移動量を２ｍｍｐｓとするように管球３－１及び検出器４－１の移動装置（図示せず）に駆動制御信号を送る。

【００１５】

本実施形態において、Ｘ線ＣＴ装置１は被検体に対して螺旋状の走査を行ない、データ再構成装置（図示せず）が、この螺旋状の走査により検出器４－１、４－２、４－３によって得られたデータの組と寝台１０の体軸方向の位置データを取込み、取込んだデータ基づいて補間処理（特開平２－２１１１２９号参照）より任意のスライス位置の補間データの組を求め、この補間データの組に基づいて画像再構成を行なう。

【００１６】

本実施形態において管球の走査中にエラーが生じた場合、例えば、１番目の管球（管球３－１）のＸ線部にエラーが発生したとすると、管球３－１でエラーが発生したことをＸ線制御部６が状態ビットから判別し中央制御部１２に状態（ステイタス）ビットを送出する。状態ビットは管球の固有番号及び管球の状態を示すビットフラグからなっている。中央制御部１２は状態ビットを調べて、管球３－１の使用禁止コードを回転制御部７及び光学系位置制御部８に送出する。回転制御部７及び光学系位置制御部８は管球３－１と検出器４－１の回転駆動装置及び移動装置に駆動停止信号を送る。中央制御部１２は管球３－１の全ての動きが止ったことを確認してから、現在使用されていない他の管球に１番目の管球３－１の走査条件等を送り、その管球を管球３－１の代わりに使用する。

【００１７】

以下に本実施形態の効果について説明する。

（イ）　ヘリカルダイナミックスキャンができる。

ヘリカルスキャンは被検体を螺旋状に走査する方式であり、広い範囲を素早く走査できる。また、走査した範囲ならどの部分でも画像にできる。一方、ダイナミックスキャンは、ある位置を連続して走査することにより走査位置の経時的変化を観察・撮影することができる。そして、本実施形態のＣＴ装置によれば、図３（Ａ）に示すように複数（図では３個）の管球３１ａ～３１ｃにより、範囲ｄをヘリカルスキャンすると同図（Ｂ）に示すように各位置Ｐ１　～Ｐ４　における画像の経時的変化を見ることができる。即ち、ヘリ

カルダイナミックスキャンが可能となる。

【００１８】

　また、ヘリカルダイナミックスキャンを用いて差画像を作成し造影剤の経時変化を観察する際には、図４に示すように各管球３１ａ～３１ｃの軌道を等しくさせる必要がある。これについては、管球３１ａ～３１ｃの間隔と被検体の送り速度との関係から容易に設定が可能である。また、被検体の同一部位を何秒後にスキャンするかを決めるには、管球３１ａ～３１ｃの間隔及び管球３１ａ～３１ｃの取付角度により決めることができる。また、管球３１ａ～３１ｃの取付角度をずらすことにより、図５に示すように管球３１ａ～３１ｃの間隔ｈを管球自体の幅よりも狭くすることができる。つまり、例えば管球の半径が１００［ｍｍ］である場合には取付角度をつけないと管球どうしの間隔は少なくとも２００［ｍｍ］必要とするが、取付角度をつけるとこの間隔を０［ｍｍ］以上とすることができる。

【００１９】

　そして、このようなヘリカルダイナミックスキャンを用いれば、図３（ｃ）に示す如くの３次元画像で経時変化に沿ったシネ表示３４ができる。この表示は例えば脳外科分野で効果的な利用が期待される。

【００２０】

（ロ）　複数の撮影条件で、ほぼ同じ時間に同じ範囲をスキャンできる。

　例えば、図６（Ａ）に示すように２組の光学系４１、４２で被検体（患者）４０を上方と側面から同時に走査すれば、図６（Ｂ）に示すようなトップーボトム（ｔｏｐ－ｂｏｔｔｏｍ）像とライトーレフト（ｒｉｇｈｔ－ｌｅｆｔ）像のスキャノグラムを得ることができる。また、ビームや光学系の回転速度を光学系毎に変化させた走査をほぼ同時に同じ範囲で実施できる。そして、これにより造影剤が流失してしまわないうちに相異なる走査条件で走査することができる。また、患者スループットか向上し患者に対する負担が軽減される。そして、条件を変えて走査したい時や撮影に失敗した時等に走査しなおす手間が省ける。これは種々の条件で走査することを要する研究等において特に効果的である。

【００２１】

（ハ）　同時に複数部位を、部位に応じた走査条件で撮影することができる。

　同時に複数部位を、部位に応じた走査条件で走査できる。これは、例えば、集団検診等の場合に、より効果的である。この場合、例えば、図７において、管球５１は胸部を走査し管球５２は腹部を走査することができる。これら走査は同時にしかも走査条件をそれぞれ部位に応じた条件にセットして走査できるので的確な診断ができ、Ｘ線の被曝も必要最小限に抑えることができ、しかも一人当りの走査時間が短くて済む。

【００２２】

（ニ）　使用中の管球が使えなくなった時でも他の管球に切換えることができる。

　従来の装置のダウンタイムの主要因は管球の故障である。しかし、この実施形態では管球が複数個あるので、管球の容量が一杯になった時や管球が故障した時等に使用していない管球を予備として用いることができる。このため、すべての管球を同時に使用する必要のある検査はできなくなるものの、残った管球を用いて検査を続行できる。従って、管球の故障によるダウンタイムがなく、緊急の検査に常時対応することができる。

【００２３】

（ホ）　一定の範囲を従来より短時間で走査できる。

　図８（Ａ）は１個の管球で螺旋状走査を行なう従来のヘリカルスキャンを示し、この場合の１回の走査時間をｔとする。一方、図８（Ｂ）は本発明による２個の管球で同じ部位を走査する場合を示し、この場合の１回の走査時間は１／２ｔとなる。このように本発明によりｎ個の光学系で走査する場合、従来の１／ｎの時間で撮影が可能である。このことは造影剤を注入した時等のように短時間内に走査しなければならない時により効果的である。

【００２４】

（ヘ）　空間分解能を向上させることができる。

ある一定の時間内で同範囲を撮影する場合、複数の光学系で撮影するので走査が密にでき体軸に沿った方向の空間分解能を向上させることができる。

【００２５】

（ト）　デュアルエナジースキャンを行なうことができる。

２つ以上の管球で相異なるＸ線のエネルギーを使用させれば、容易にデュアルエナジースキャンが可能となる。

【００２６】

即ち、同一の部位を２種類以上のＸ線エネルギーで撮影することによって、それぞれのエネルギーごとの画像が得られる。これらの画像を用いて電子分布密度、コンプトン散乱の程度、光電効果を表わす画像を計算によって求めることができる。これらは被写体の元素組成を推定する上で有用な情報となる。元素ごとにコンプトン散乱の強度と光電効果の強度の比が異なるため、この２つの散乱効果及び物質の密度によってＸ線吸収が決まるのである。

【００２７】

なお、本実施形態は上記実施形態に限定されるものではなく、例えば図１０（Ａ）に示すように複数（図では３個）のガントリ６５～６７を並設して走査を行なっても良い。このような構成では、各Ｘ線管の間隔をある程度以下に狭くすることはできないが、図１０（Ｂ）に示すように、各ガントリ６５～６７をチルトさせることができる。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

【図１】本発明に基づくＣＴ装置の一実施形態であるＸ線ＣＴ装置の概念図。

【図２】図１の実施形態における制御部の構成図及び走査条件リストの一例を示す。

【図３】部分図Ａはヘリカルダイナミックスキャンの一例を示し、部分図Ｂはヘリカルダイナミックスキャンにより経時的に撮影された複数の頭部画像を示し、部分図Ｃはヘリカルダイナミックスキャンによる３次元画像で経時変化に沿ったシネ表示の例を示す。

【図４】管球をヘリカルスキャンの螺旋軌道に合わせた例を示す。

【図５】各管球の取付角度をずらした例を示す。

【図６】部分図Ａは複数の撮影条件で、ほぼ同じ時間に同じ範囲をスキャンした例を示し、部分図Ｂは結果として得られた像を示す。

【図７】同時に他部位を、部位に応じた走査条件で走査した例を示す。

【図８】部分図Ａは１個の管球で螺旋状走査を行なう状来のヘリカルスキャンを示し、部分図Ｂは本発明による２個の管球で同じ部位を走査する場合を示す。

【図９】部分図Ａは従来のヘリカルスキャンＣＴ装置による走査の例を示す斜視図であり、部分図Ｂは側面図であり、部分図Ｃは架台から見通した図である。

【図１０】複数のガントリを用いて撮影する例を示す。

【符号の説明】

【００２９】

１　Ｘ線ＣＴ装置（ＣＴ装置）

２　架台

３－１、３－２、３－３　管球

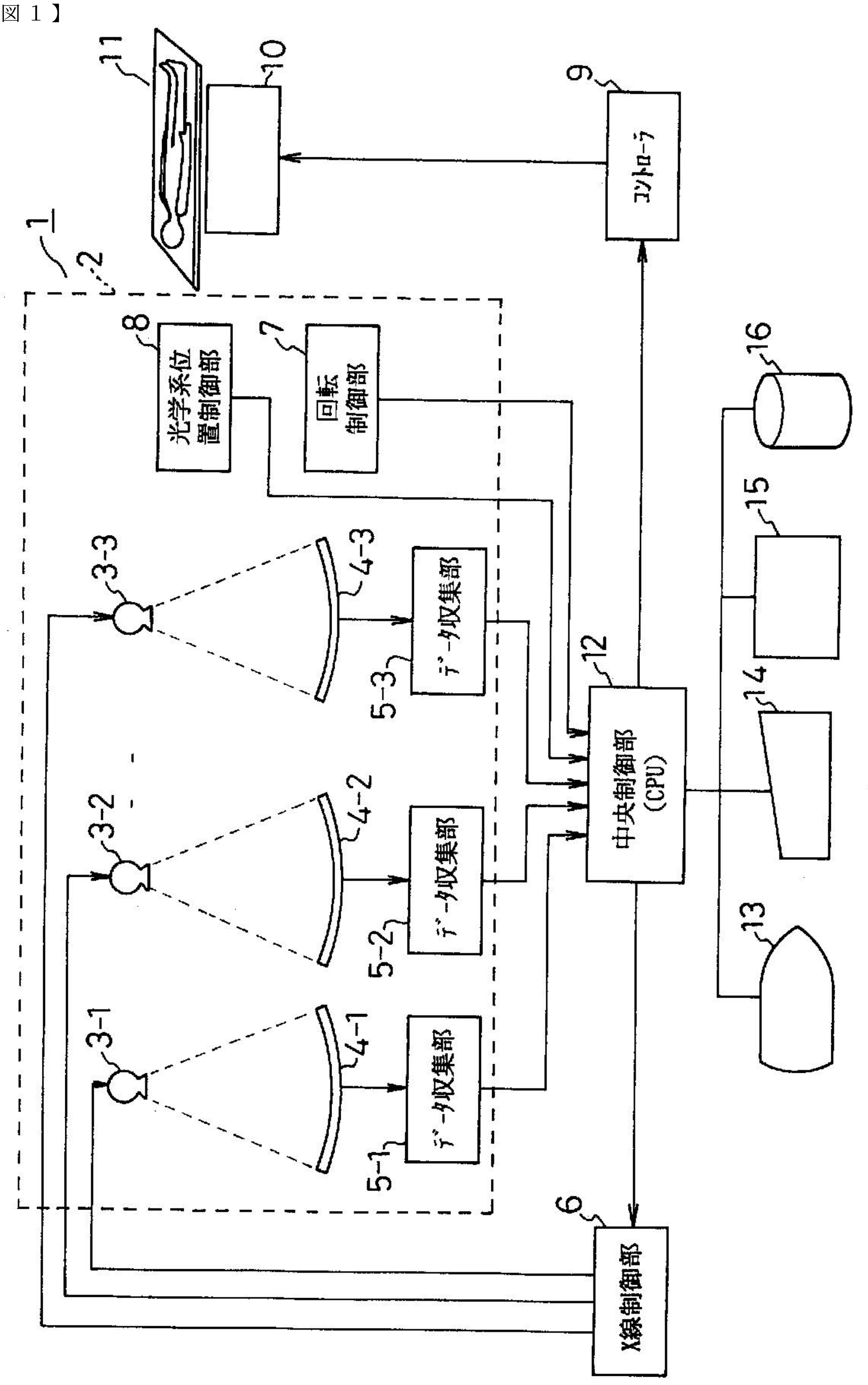
４－１、４－２、４－３　検出器

１１　寝台

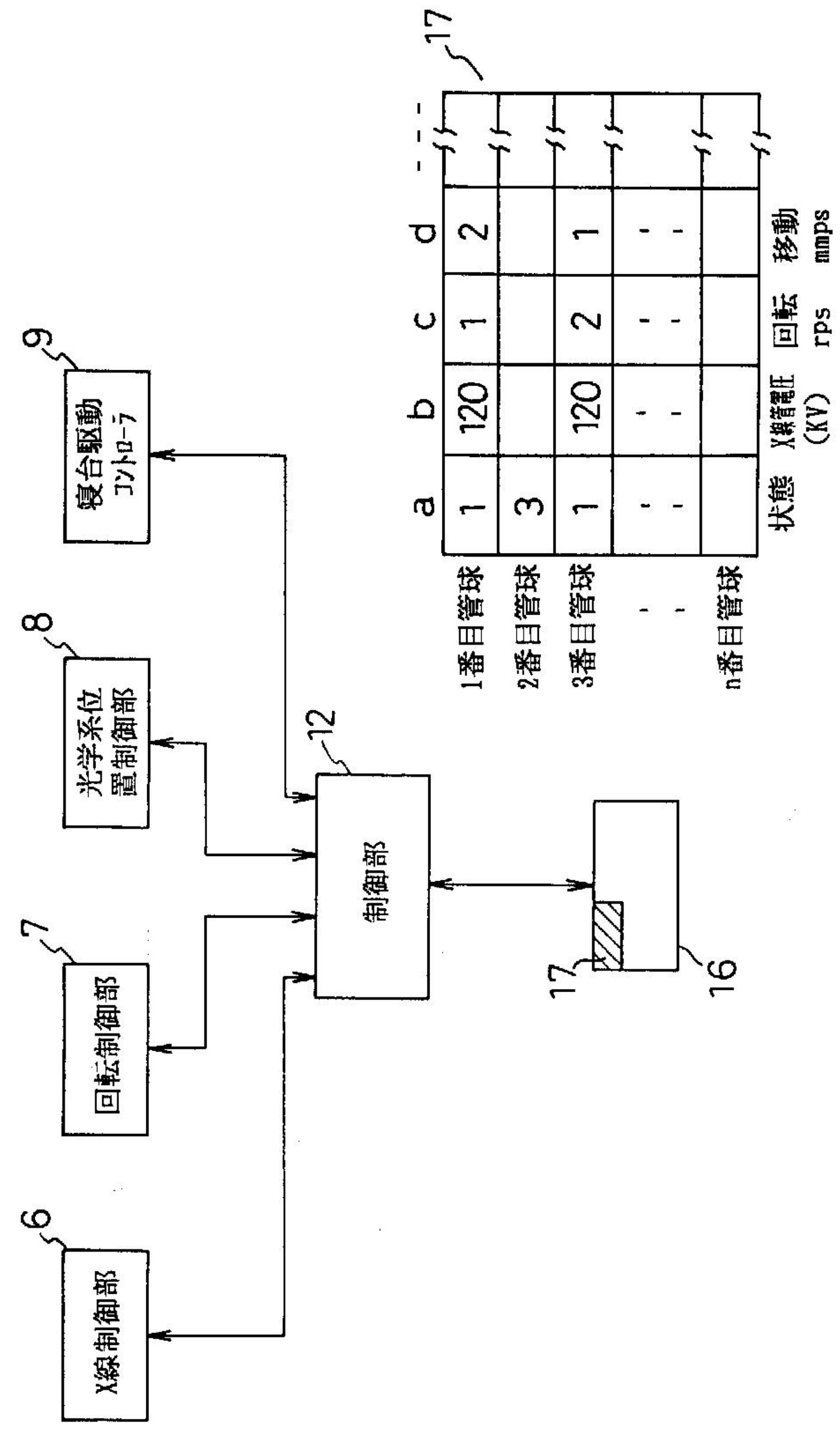
１０　寝台駆動部

１２　制御部

【図１】

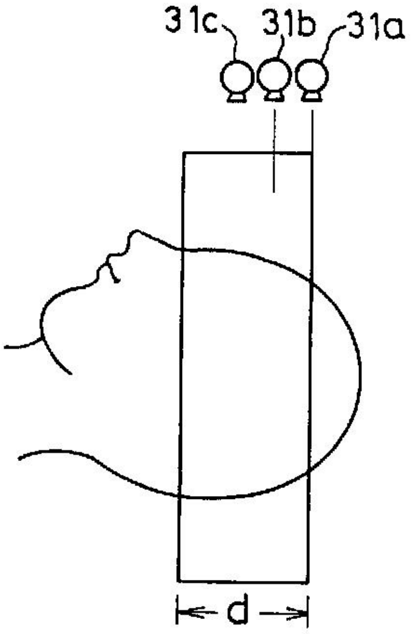

1
2
11
10
9
ｺﾝﾄﾛｰﾗ
8
光学系位置制御部
7
回転制御部
16
15
14
13
12
中央制御部
(CPU)
3-1
3-2
3-3
4-1
4-2
4-3
5-1
5-2
5-3
ﾃﾞｰﾀ収集部
ﾃﾞｰﾀ収集部
ﾃﾞｰﾀ収集部
6
X線制御部

【図２】

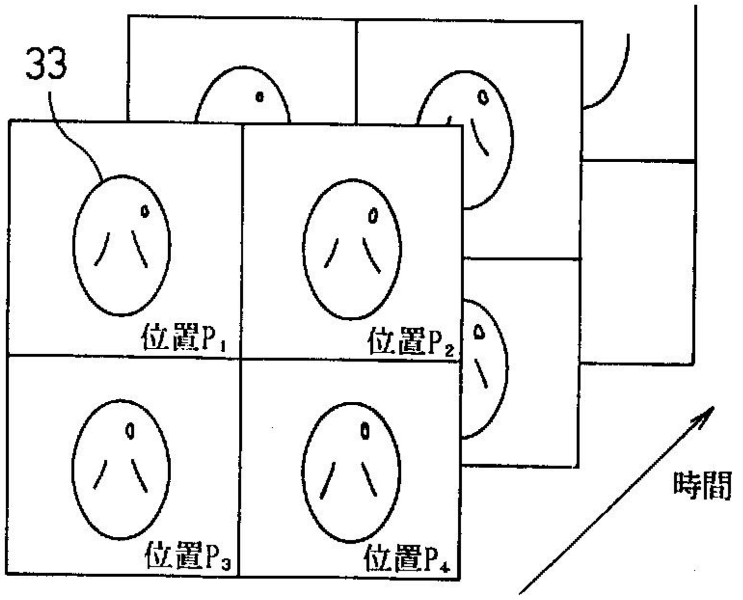

6
X線制御部
7
回転制御部
8
光学系位置制御部
9
寝台駆動コントローラ
12
制御部
16
17
a
b
c
d
1番目管球
1
120
1
2
2番目管球
3
3番目管球
1
120
2
1
n番目管球
状態
X線管電圧(KV)
回転 rps
移動 mmps

【図３】

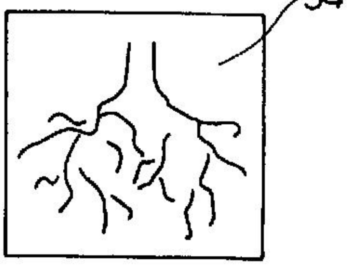
(A)



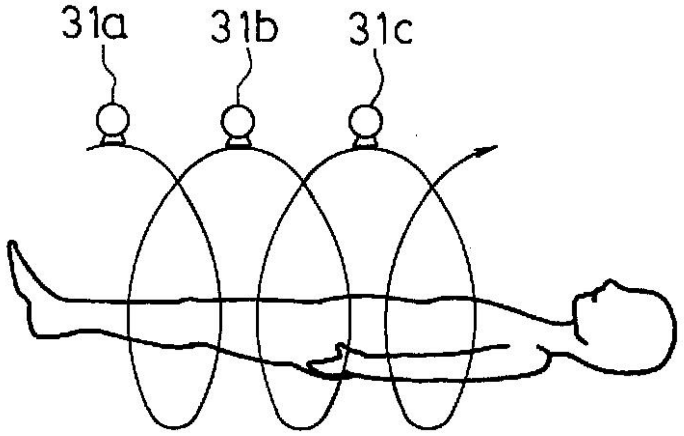
(B)



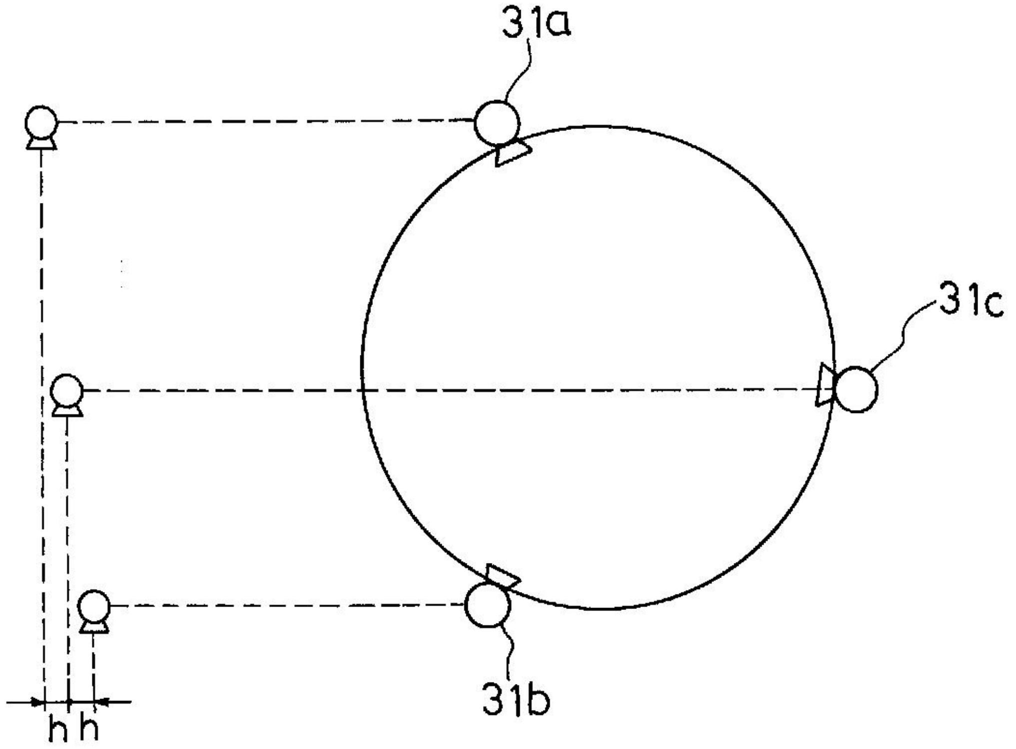
(C)



【図４】

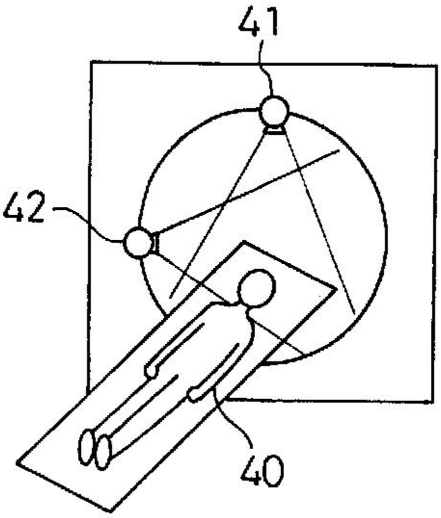


【図５】

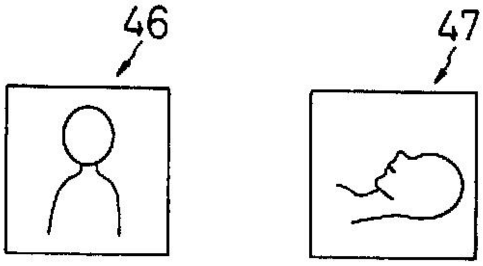


【図６】

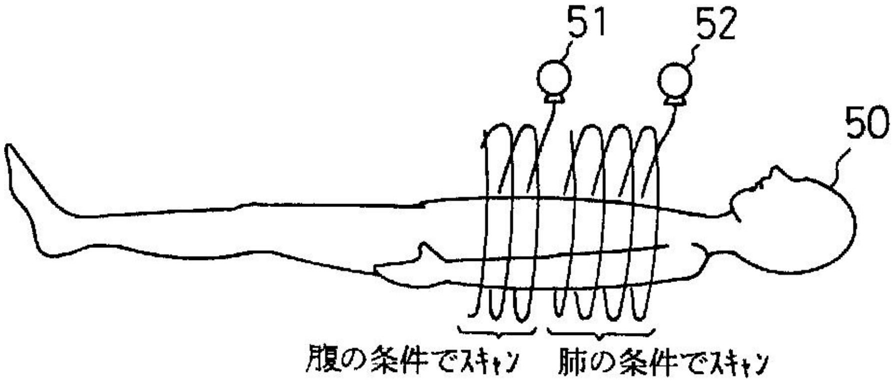
(A)



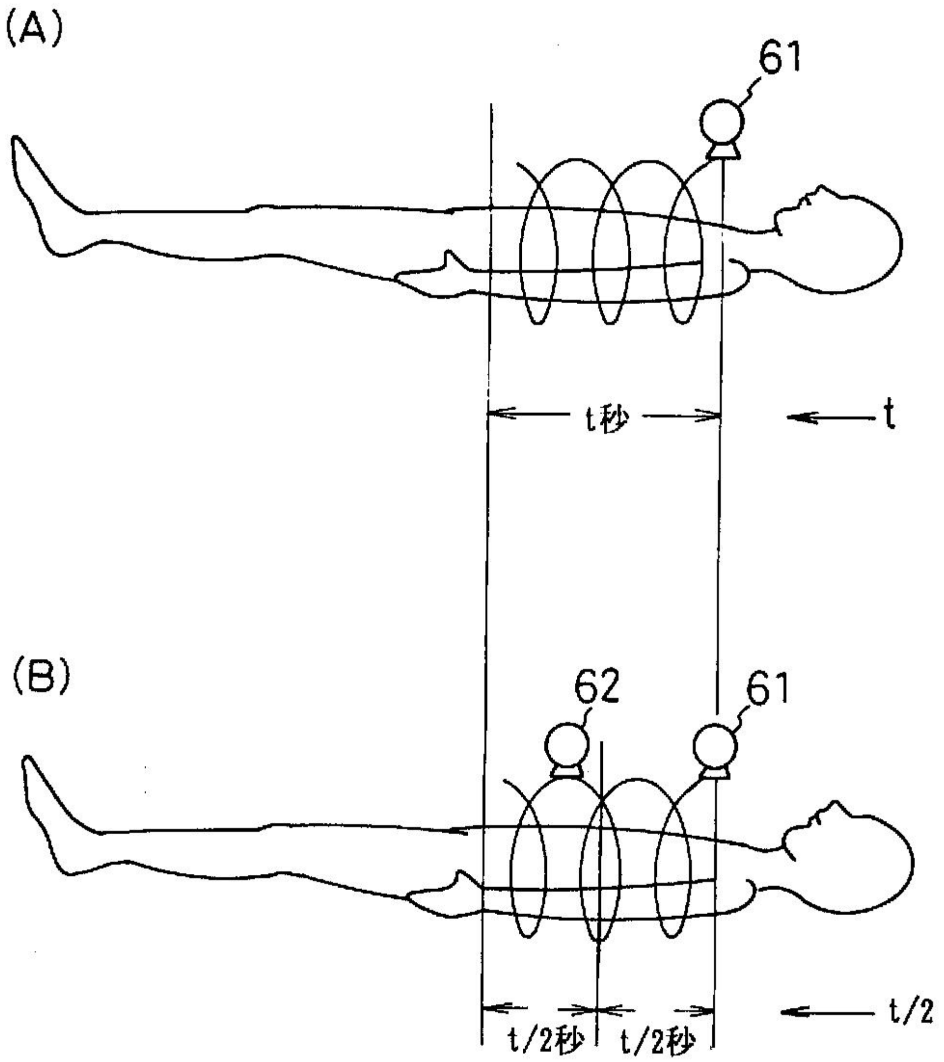
(B)



【図７】

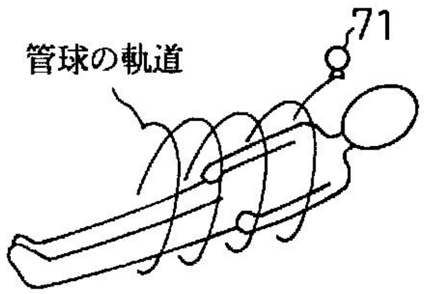


【図８】

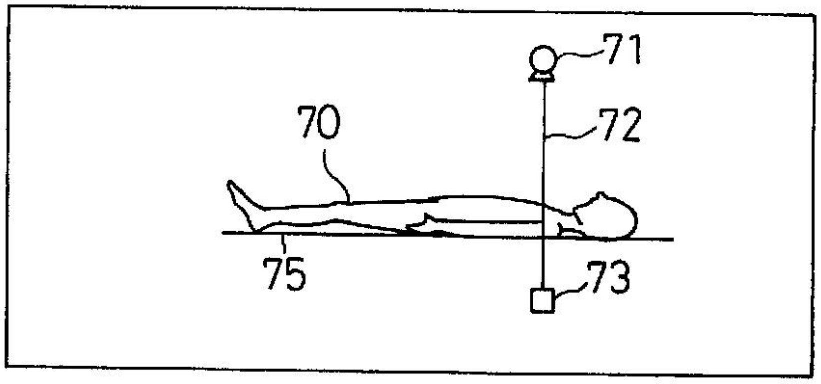


【図９】

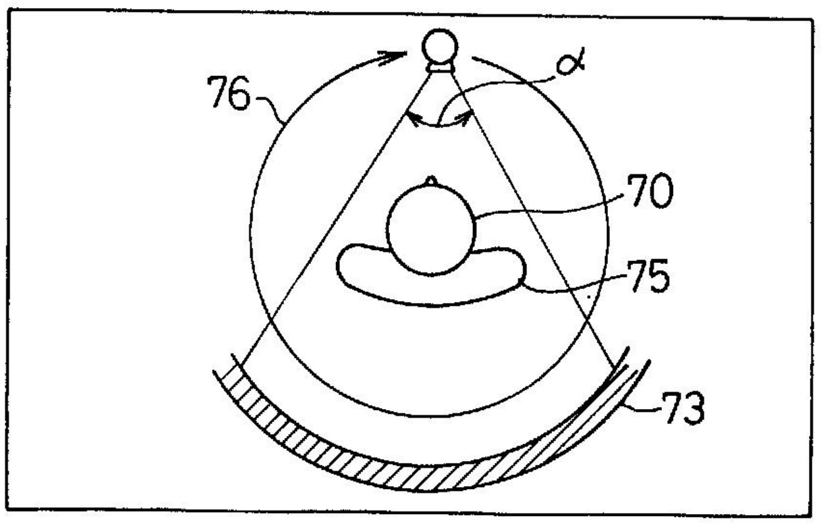
(A)



(B)

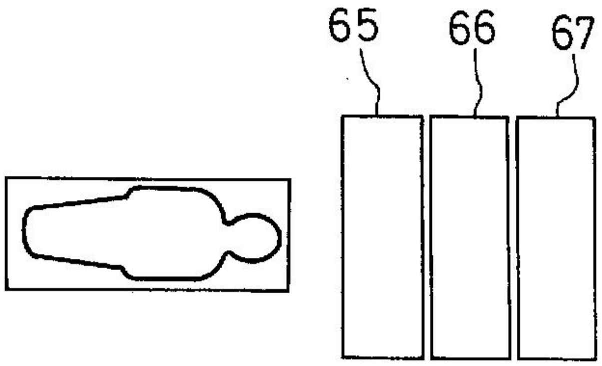
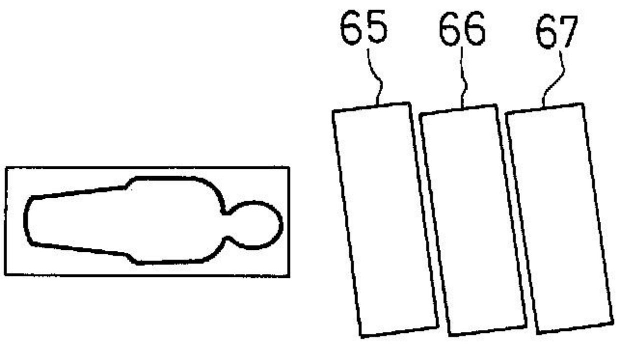


(C)



【図１０】

(A)



(B)