

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003 年 3 月 6 日 (06.03.2003)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 03/018132 A1

(51) 国際特許分類: A61N 5/10

LTD.) [JP/JP]; 〒100-8315 東京都千代田区丸の内二丁目5番1号 Tokyo (JP).

(21) 国際出願番号: PCT/JP02/08504

(22) 国際出願日: 2002 年 8 月 23 日 (23.08.2002)

(72) 発明者; および

(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2001-254891 2001 年 8 月 24 日 (24.08.2001) JP
特願2001-254892 2001 年 8 月 24 日 (24.08.2001) JP
特願2002-22253 2002 年 1 月 30 日 (30.01.2002) JP

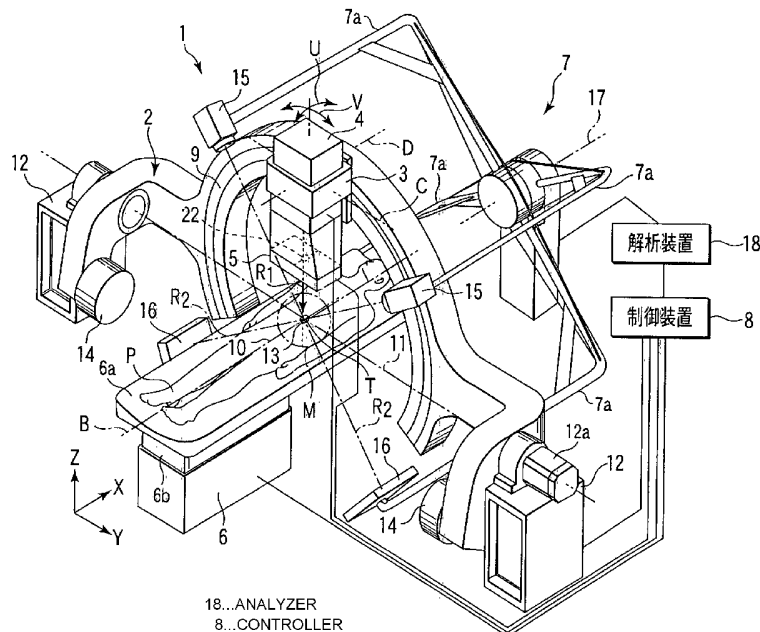
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 三原 一正 (MIHARA, Kazumasa) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号三菱重工業株式会社広島製作所内 Hiroshima (JP). 原 謙治 (HARA, Kenji) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号三菱重工業株式会社広島製作所内 Hiroshima (JP). 山下一郎 (YAMASHITA, Ichiro) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号三菱重工業株式会社広島研究所内 Hiroshima (JP). 若元 郁夫 (WAKAMOTO, Ikuo) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号三菱重工業株式会社広島研究所内 Hiroshima (JP). 神納 祐一郎 (KAMINO, Yuichiro) [JP/JP]; 〒455-8515 愛

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 三菱重工業株式会社 (MITSUBISHI HEAVY INDUSTRIES,

[続葉有]

(54) Title: RADIOTHERAPEUTIC DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線治療装置



(57) Abstract: A radiotherapeutic device (1) comprises a guide (9) for moving a radiation generator (4) along a path of predetermined radius so that the X-rays (R_1) emitted by the radiation generator (4) may cross an isocenter (13), and a support member (12) for rotating the guide (9) around the axis of an inclined shaft (11) extending through the isocenter (13). The radiation generator (4) is moved along a spherical surface by the guide (9) and support member (12) to radiate X-rays (R_1) toward the isocenter (13) from many directions.

[続葉有]



WO 03/018132 A1



知県 名古屋市港区 大江町 10 番地 三菱重工業株式会社 名古屋航空宇宙システム製作所内 Aichi (JP).

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (BE, DE, DK, FR, GB, IT, SE).

(74) 代理人: 鈴江 武彦, 外(SUZUYE, Takehiko et al.); 〒100-0013 東京都千代田区霞が関 3 丁目 7 番 2 号 鈴榮特許綜合法律事務所内 Tokyo (JP).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

(81) 指定国 (国内): CA, JP, US.

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:

放射線治療装置 (1) は、放射線発生装置 (4) が出射する X 線 (R_1) がアイソセンタ (13) で交差するように、放射線発生装置 (4) を所定の半径の軌道に沿って移動させるガイド (9) と、アイソセンタ (13) を通る傾倒軸 (11) 中心にこのガイド (9) を回転させる支持部材 (12) とを備える。放射線発生装置 (4) は、ガイド (9) と支持部材 (12) によって、球状面に沿って移動し、多方位からアイソセンタ (13) に向けて X 線 (R_1) を照射する。

明 細 書

放射線治療装置

技術分野

本発明は、照射対象の回りを移動する放射線発生装置を備え、放射線を多方位から照射対象に照射する放射線治療装置に関する。

背景技術

例えば、放射線治療に用いられる放射線治療装置は、放射線を発生させる線形加速器と、この線形加速器から出射される放射線を多方位から照射対象に通過させる位置決め装置とを備える。

水平軸を中心に回転するガントリを位置決め装置として備える放射線治療装置がある。線形加速器は、ガントリの内部に配置される。放射線は、ガントリの端から回転中心に向けて出射される。この放射線治療装置は、ガントリを回転させ、放射線を出射する場合、放射線が1点で交差するので、アイソセントリック型と称される。照射対象は、アイソセンタに配置される。

また、多軸マニピュレータを位置決め装置として備える放射線治療装置がある。線形加速器は、多軸制御のマニピュレータのヘッドに取付けられる。この放射線治療装置は、マニピュレータを動かして、放射線を出射する場合、放射線が特定の1点で交差しないので、ノンアイソセントリック型と称される。照射対象は、マニピュレータの移動範囲内に配置される。

位置決め装置としてガントリを備えた放射線治療装置において、放射線の照射方位は、ガントリが回転することによって変化するのみである。したがって、ガントリが回転することによって変化する放射線の照射方位以外の方位から放射線を照射するために、照射対象は、ガントリの回転中心軸と異なる角度の軸を中心に回転しなければならない。

特に、放射線治療において、照射対象は、患者の体内にあるので、患者は、照射対象を回転させるためにアイソセンタを中心に回転されなければならない。この場合、鉛直軸を中心に回転させる場合を除き、患者は、アイソセンタを中心に傾けられるので、重力などの外的要因によって患者の姿勢や患部の形状は、変化してしまう。

位置決め装置として多軸制御のマニピュレータを備える放射線治療装置において、放射線の照射方位は、マニピュレータに備わった各軸をそれぞれ制御することで、照射対象を中心とする任意の角度に設定することができる。また、同じ照射方位であっても、マニピュレータの姿勢は、多様であり、1つに定まらない。マニピュレータの撓み及び各軸にかかる負荷は、姿勢ごとに異なるので、放射線を出射するヘッドは、精度よく位置決めされ難い。また、ヘッドの位置補整は、複雑であり、放射線の照射角度の再現性が乏しい。

したがって、これら従来の放射線治療装置では、精度よく放射線を照射することができないので、照射対象以外への放射線量が増加する。

そこで、放射線の照射対象を傾けることなく、多方位から

放射線を照射することができるとともに、放射線の照射角度の再現性に優れる放射線治療装置が、切望されている。

発明の開示

本発明に係る放射線治療装置は、放射線発生装置とガイドと支持部材とを備える。放射線発生装置は、放射線を出射する。ガイドは、出射される放射線が1点で交差するようにアイソセンタを中心に放射線発生装置を所定の曲率半径の軌道に沿って移動させる。支持部材は、アイソセンタを通る傾倒軸を中心にガイドを回転させる。

本発明に係る放射線治療装置は、放射線発生装置の移動範囲を最大にするために、傾倒軸は、軌道が形成する平面と平行に配置するとよい。そして、ガイドは、傾倒軸上の1か所、またはアイソセンタの両側の傾倒軸上の2か所で支持部材に支持されることが好ましい。

本発明に係る放射線治療装置は、アイソセンタを外して照射対象に放射線を照射するために、互いに交差する2つの回転軸を介して放射線発生装置を枢支する可動部材をガイドに備えるとよい。放射線の照射角度の再現性を向上させるために、この可動部材は、ガイドに設けられた少なくとも1対のレールに取付けるとよい。

本発明に係る放射線治療装置において、ガイドは、アイソセンタに対して正反対の位置から放射線を照射する以上に放射線発生装置を移動させる移動範囲を有するとよい。

また、本発明に係る放射線治療装置において、ガイドは、円弧状に設けられ、アイソセンタを水平に通る傾倒軸あるいは

は鉛直に通る傾倒軸において支持部材で支持されるとよい。
または、ガイドは、環状に設けられ、アイソセンタを水平に通る傾倒軸或いは鉛直に通る傾倒軸において支持部材で支持されてもよい。支持部材は、アイソセンタより床に近い位置に固定してもよいし、アイソセンタより天井に近い側に固定してもよい。

本発明に係る放射線治療装置は、支持部材がガイドを枢支する箇所に、傾倒軸を中心にガイドを回転させる駆動装置を備えることが好ましい。傾倒軸上のアイソセンタの両側の2か所ガイドを枢支する場合は、少なくとも一方に駆動装置を備えればよい。

本発明に係る放射線治療装置において、可動部材は、たとえば、ガイドの外周側に取付けられたベルトを掴んで移動する駆動装置を備える。

本発明に係る放射線治療装置において、放射線発生装置は、出射する放射線の断面形状を変化させるために、放射線を出射する窓の形状が変化する可変式コリメータを備えるとよい。

本発明に係る放射線治療装置は、アイソセンタに配置された照射対象を確認するために、さらに放射線透過画像の情報を取得する診断用イメージャを備えるとよい。

本発明に係る放射線治療装置において、診断用イメージャは、複数の放射線源とこれら放射線源と対で設けられる検出器とを少なくとも備える。照射対象の3次元位置及び形状を知るために、放射線源は、出射する放射線がアイソセンタで互いに交差するように配置されるとよい。検出器は、放射線

源から出射されてアイソセンタを通過した放射線を検出する位置に配置されればよい。

本発明に係る放射線治療装置は、イメージャで確認された照射対象の位置に放射線発生装置から出射される放射線を向けるために、イメージャで取得した情報を基に放射線発生装置を枢支する可動部材の２つの軸を制御する制御装置を備えるといふ。

また、本発明に係る放射線治療装置は、イメージャで確認された照射対象の形状に放射線発生装置から出射される放射線の断面形状を合わせるために、イメージャで取得した情報を基に放射線が出射される可変式コリメータの窓の形状を変化させる制御装置を備えるといふ。

本発明に係る放射線治療装置において、取得される放射線透過画像の情報量をふやすために、イメージャは、X線ＣＴスキャナにするとよい。

本発明に係る放射線治療装置は、ガイドに搭載される放射線発生装置を軽量化するために、可動部材及びガイドと離れた位置にマイクロ波源を配置し、放射線発生装置に導波管を通してマイクロ波を供給するとよい。

本発明に係る放射線治療装置は、アイソセンタを含む範囲に照射対象を位置決めするために、さらに可動台を備えるといふ。この可動台は、照射対象を載せるスライドボードと、互いに直交する３つの軸に沿ってスライドボードを移動させる駆動機構とを備える。

本発明に係る放射線治療装置は、治療用放射線を出射する

放射線発生装置と、前記放射線発生装置を搭載した可動部材と、前記可動部材を所望の向きに位置決めするマニピュレータと、前記放射線発生装置から出射される前記治療用放射線の照射野を変化させる可変式コリメータと、前記治療用放射線が照射される照射対象の 3 次元位置および 3 次元形状を検出する診断用イメージャと、前記診断用イメージャによって検出された前記照射対象の 3 次元位置と 3 次元形状、及び前記照射対象に対する前記治療用放射線の照射角度を基に、前記可変式コリメータの出射口を、この出射口から出射される治療用放射線の照射野が前記 3 次元位置及び 3 次元形状を追尾するように制御する制御装置と、前記照射対象を前記治療用放射線の照射野に位置決めする 3 軸直交型の位置決め装置とを備える。

本発明に係る放射線治療装置は、治療用放射線を出射する放射線発生装置と、前記放射線発生装置を搭載した可動部材と、患者を中心に前記可動部材を回転させるガントリと、前記治療用放射線の照射野を変化させる可変式コリメータと、前記治療用放射線が照射される照射対象の 3 次元位置及び 3 次元形状を検出する診断用イメージャと、前記診断用イメージャによって検出された前記照射対象の 3 次元位置と 3 次元形状、及び前記照射対象に対する前記治療用放射線の照射角度を基に、前記可変式コリメータの出射口をこの出射口から出射される治療用放射線の照射野が前記 3 次元位置及び 3 次元形状を追尾するように制御する制御装置と、前記照射対象を前記治療用放射線の照射野に位置決めする 3 軸直交型の位

置決め装置とを備える。

本発明に係る治療用放射線の照射方法は、診断用イメージャの検出範囲内に位置決めされた患者の治療対象部位の３次元位置及び３次元形状を前記診断用イメージャで検出し、治療用放射線の照射角度と、前記診断用イメージャで検出された治療対象部位の３次元位置及び３次元形状とを基に、前記治療用放射線を通過させる可変式コリメータの出射口の位置及び形状を前記治療用放射線の照射方向から見た前記治療対象部位の投影断面積に対応させて連続的に変化させ、前記治療用放射線の照射野を前記治療対象部位に連続的に追尾させることによって行われる。

診断用イメージャを備える放射線治療装置の制御方法において、本発明の放射線治療装置の制御方法は、前記診断用イメージャの検出範囲内に位置決めされた患者の治療対象部位の３次元位置及び３次元形状を前記診断用イメージャで検出し、治療用放射線の照射角度と、前記診断用イメージャで検出された治療対象部位の３次元位置及び３次元形状とを基に、前記治療用放射線の照射野を前記治療対象部位に連続的に追尾させるべく前記治療用放射線を通過させる可変式コリメータの出射口の位置及び形状を前記治療用放射線の照射方向から見た前記治療対象部位の投影断面積に対応させて連続的に変化させる。

図面の簡単な説明

図１は、本発明の第１の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 2 は、図 1 の放射線治療装置の可変式コリメータと診断用イメージャを部分的に抽出し、照射対象との位置関係を示す斜視図である。

図 3 は、本発明の第 2 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 4 は、図 3 の放射線治療装置において、放射線発生装置と可動部材の周辺を示す上面図である。

図 5 は、図 3 の放射線治療装置において、放射線発生装置と可動部材の周辺を示す側面図である。

図 6 は、図 3 の放射線治療装置において、放射線発生装置と可動部材の周辺を示す正面図である。

図 7 は、本発明の第 3 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 8 は、本発明の第 4 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 9 は、本発明の第 5 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 10 は、本発明の第 6 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 11 は、本発明の第 7 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 12 は、本発明の第 8 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 13 は、本発明の第 9 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 1 4 は、本発明の第 1 0 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 1 5 は、本発明の第 1 1 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 1 6 は、本発明の第 1 2 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 1 7 は、本発明の第 1 3 の実施形態に係る放射線治療装置を示す斜視図である。

図 1 8 は、本発明の第 1 4 の実施形態に係る放射線治療装置を寝台軸に直交する方向から見た構成図である。

図 1 9 は、同実施形態の放射線治療装置を寝台軸方向から見た構成図である。

図 2 0 は、同実施形態の放射線治療装置による放射線治療を説明する斜視図である。

図 2 1 は、同実施形態の放射線治療装置における照射ヘッドの部分断面図である。

図 2 2 は、同実施形態の放射線治療装置における導波管系及びロータリー R F カプラを示す斜視図である。

図 2 3 は、同実施形態の放射線治療装置におけるロータリー R F カプラ及び導波管を示す斜視図である。

図 2 4 は、同実施形態の放射線治療装置におけるロータリー R F カプラを説明する図である。

図 2 5 は、同実施形態に係る放射線治療装置のブロック図である。

図 2 6 は、同実施形態における放射線治療の操作手順を、

モニタ画面の変化で示す図である。

図 2 7 は、本発明の第 1 5 実施形態に係る放射線治療装置を寝台軸に直交する方向から見た構成図である。

図 2 8 は、同実施形態の放射線治療装置を寝台軸方向から見た構成図である。

図 2 9 は、同実施形態の放射線治療装置による放射線治療を説明する斜視図である。

図 3 0 A、図 3 0 B 及び図 3 0 C は、夫々本発明の第 1 5 実施形態に係る放射線治療装置における照射ヘッドを示す。図 3 0 B は、図 3 0 A における X III B - X III B に沿う断面図である。図 3 0 C は、図 3 0 A における X III C - X III C に沿う断面図である。

図 3 1 は、同実施形態の放射線治療装置における照射ヘッドに備わる超小型 C - B a n d 加速管を示す構成図である。

図 3 2 は、同実施形態の放射線治療装置による擬似ノンアイソセントリックで放射線治療を行う際の照射ヘッド及び患者を示す斜視図。

図 3 3 は、同実施形態の放射線治療装置による擬似ノンアイソセントリックで放射線治療を行う際の照射ヘッドの首振り動作の一例を説明するものであって、図 3 2 における X VI - X VI に沿う部分断面図である。

図 3 4 は、同実施形態の放射線治療装置による擬似ノンアイソセントリックで放射線治療を行う際の照射ヘッドの首振り動作の他例を説明するものであって、図 3 2 における X VII - X VII に沿う部分断面図である。

図 3 5 は、本発明の第 1 5 実施形態に係る放射線治療装置のブロック図である。

図 3 6 は、本発明の第 1 5 実施形態に係る放射線治療装置の照射ヘッドを示す斜視図である。

図 3 7 A ~ D は、同実施形態における首振り機構を示し、図 3 7 A は導波管と首振り機構及び駆動モータを示す斜視図である。図 3 7 B は、図 3 7 A における X X B - X X B に沿う断面図である。図 3 7 C は、図 3 7 A における X X C - X X C に沿う断面図である。図 3 7 D は、図 3 7 A における X X D - X X D に沿う断面図である。

図 3 8 は、同実施形態の放射線治療装置における導波管系及びロータリー R F カプラを示す斜視図である。

図 3 9 は、同実施形態の放射線治療装置におけるロータリー R F カプラ及び導波管を示す斜視図である。

図 4 0 A, 図 4 0 B は、夫々同実施形態の放射線治療装置におけるロータリー R F カプラを説明する図である。

図 4 1 は、同実施形態における動作を示すタイミングチャートである。

図 4 2 は、同実施形態における放射線治療の操作手順を、モニタ画面の変化で示す図である。

図 4 3 は、本発明の第 1 6 実施形態に係る放射線治療装置を、寝台軸の方向から見た構成図である。

図 4 4 は、同実施形態に係る放射線治療装置を、寝台軸の方向から見た構成図である。

図 4 5 は、本発明の第 1 7 実施形態に係る放射線治療装置

を、寝台軸の方向から見た構成図である。

発明を実施するための最良の形態

本発明の第1の実施形態に係る放射線治療装置1について、図1及び図2を参照して説明する。図1に示す放射線治療装置1は、放射線発生装置4と、可変式コリメータ5と、マニピュレータ2と、可動台6と、診断用イメージャ7と、制御装置8とを備える。

放射線発生装置4は、治療用の放射線としてX線 R_1 を出射する。このX線 R_1 は、電子銃から発射された電子を加速器で加速させ、ターゲットに衝突させることで、発生する。

可変式コリメータ5は、放射線発生装置4の出射口に取付けられる。したがって、発生したX線 R_1 は、可変式コリメータ5を通して出射される。図2に示すように、可変式コリメータ5は、2つのスライド群19a, 19bを備えている。各スライド群19a, 19bは、X線 R_1 が出射されるA方向に対して直交するS方向に移動する多数のスライド20a, 20bを備えている。スライド20a, 20bは、A方向及びS方向とそれぞれ直交するW方向に束ねられている。各スライド群19a, 19bは、端部をS方向に突き合せて配置されている。スライド20a, 20bは、X線 R_1 を十分に吸収できる遮蔽厚さ及び材質、例えば比重の重い金属、具体的には、タングステンや鉛などを主成分に作られている。この可変式コリメータ5は、図1に示すように制御装置8によって制御され、スライド20a, 20bの可動範囲内21において、スライド群19a, 19bの間に任意の断面形状の

出射口 2 2 を形成する。

マニピュレータ 2 は、図 1 に示すように、可動部材 3 と、ガイド 9 と、支持部材 1 2 とを備えている。可動部材 3 は、互いに交差する 2 つの回動軸 C, D を介して放射線発生装置 4 を枢支している。回動軸 C, D は、放射線発生装置 4 から出射される X 線 R_1 の出射方向と互いに直交するように配置される。回動軸 C は、放射線発生装置 4 を矢印 U 方向に傾け、回動軸 D は、放射線発生装置 4 を矢印 V 方向に傾ける。これにより、放射線発生装置 4 は、いわゆる首振り動作をする。また、可動部材 3 は、ガイドに支持されており、図示しない駆動装置によって、ガイド 9 に沿って移動する。

ガイド 9 は、円弧状に形成されている。ガイド 9 は、放射線発生装置 4 から出射される X 線 R_1 が 1 点で交差するアイソセンタ 1 3 を中心に、放射線発生装置 4 を所定の半径の軌道に沿って移動させる。また、ガイド 9 は、アイソセンタ 1 3 に対して正反対の方位から X 線 R_1 を照射する範囲以上に放射線発生装置 4 を移動させる移動範囲を有している。つまり、ガイド 9 は、アイソセンタ 1 3 を中心に放射線発生装置 4 を 180° 以上回転させることができる。

支持部材 1 2 は、傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。傾倒軸 1 1 が水平に配置されることで、ガイド 9 は、いわゆる Ω 形に配置される。傾倒軸 1 1 は、放射線発生装置 4 がガイド 9 に沿って回動する回動軸 1 0 とアイソセンタ 1 3 において交差する。この場合、回動軸 1 0 と傾倒軸 1 1 は、放射線発生装置 4 の位置決め制御の観点から、互いに直交し

ていることが好ましい。回動軸 10 と傾倒軸 11 を互いに直交するように配置すると、傾倒軸 11 は、放射線発生装置 4 が移動する軌道が形成する平面と平行に配置されることとなる。また、この逆も同じである。

支持部材 12 は、傾倒軸 11 上のアイソセンタ 13 の両側に配置され、床に固定される。また、2つ配置された支持部材 12 の一方のガイド 9 を枢支する位置には、ガイド 9 を回転させる駆動装置としてサーボモータ 12a が取付けられている。

ガイド 9 は、アイソセンタ 13 から偏心して配置されている。そこで、傾倒軸 11 に重心を配置するために、傾倒軸 11 を中心としてガイド 9 と反対側に、カウンターウェイト 14 を取付ける。ガイド 9 が傾いた状態でも重心の位置が傾倒軸 11 上にあるので、サーボモータ 12a にかかる負荷が軽減される。

以上のように、放射線治療装置 1 は、マニピュレータ 2 によって、アイソセンタ 13 を中心とする球面上に放射線発生装置 4 を位置決めする。したがって、制御装置 8 は、極座標を使うと、放射線発生装置 4 の位置を制御しやすい。

また、放射線治療装置 1 は、回動軸 C, D を使って放射線発生装置 4 から出射される X 線 R_1 の向きをアイソセンタ 13 から外すことができる。つまり、放射線治療装置 1 は、アイソセンタ 13 を中心に放射線発生装置 4 を位置決めし、アイソセンタ 13 を外して X 線 R_1 の照射野をノンアイソセントリックに位置決めすることができる。

可動台 6 は、図 1 に示すように、放射線治療を必要とする患者 P を乗せるスライドボード 6 a と、直交する 3 つの軸に沿ってスライドボード 6 a を移動させる駆動機構 6 b を備える。可動台 6 は、患者 P の体軸 B をマニピュレータ 2 の傾倒軸 1 1 と直交させる向きに配置される。可動台 6 は、照射対象として、患者 P の体内にある治療対象部位となる病巣 T を駆動機構 6 b によってアイソセンタ 1 3 に位置決めできる。

診断用イメージャ 7 は、図 1 に示すように、X線源 1 5 と検出器 1 6 と解析装置 1 8 とを備えている。X線源 1 5 は、複数、本実施形態では 2 つ、の放射線源であって、出射する X線 R_2 がアイソセンタ 1 3 で交差するように配置される。検出器 1 6 は、X線源 1 5 と対で設けられ、アイソセンタ 1 3 を中心として放射線源 1 5 と点対称の位置に配置される。検出器 1 6 は、アイソセンタ 1 3 を中心とする検出範囲 M 内を通過した X線 R_2 の情報を検出する。検出された情報は、解析装置 1 8 に送られる。解析装置 1 8 は、X線源 1 5 と検出器 1 6 の方位の情報及び送られてきた X線 R_2 の情報を基に、検出範囲 M 内に位置決めされた病巣 T のアイソセンタ 1 3 を基準とする 3 次元位置及び 3 次元形状を求める。また、放射線源 1 5 と検出器 1 6 の組は、互いの位置関係を保った状態で、アーム 7 a に支持されている。アーム 7 a は、アイソセンタ 1 3 を通って傾倒軸 1 1 と直交する軸 1 7 を中心に、X線源 1 5 と検出器 1 6 を回動する。

制御装置 8 は、図 1 に示すように、マニピュレータ 2、放射線発生装置 4、可変式コリメータ 5、可動台 6、診断用イ

メージャ 7 にそれぞれ接続されており、それぞれが互いに接触しないためのソフトリミットを備えている。制御装置 8 は、診断用イメージャ 7 によって得られる病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状の情報や、マニピュレータ 2 によって位置決めされる放射線発生装置 4 の位置や角度の情報を基に、放射線発生装置 4 から病巣 T への X 線 R_1 の照射投影断面形状を求める。制御装置 8 は、求められた照射投影断面形状を基に、可変式コリメータ 5 の出射光 22 の形状を制御する。また、制御装置 8 は、図示しないモニタと操作盤を備えている。モニタは、診断用イメージャ 7 で検出した X 線 R_2 の情報を基に、検査範囲内 M の透過診断画像及び、病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状を目視確認することができる。操作盤は、マニピュレータ 2、放射線発生装置 4、可変式コリメータ 5、可動台 6、診断用イメージャ 7 などを遠隔操作するために設けられる。

以上のように構成された放射線治療装置 1 の動作について説明する。放射線治療を施される病巣 T を持つ患者 P は、スライドボード 6a に寝かされる。可動台 6 は、予め実施された検査で判明している病巣 T をアイソセンタ 13 の近傍に位置決めする。病巣 T は、検査範囲 M の内側に入るので、診断用イメージャ 7 で位置を確認され、必要に応じて可動台 6 を動かし、位置を微調整される。

事前に実施された検査によって決められた治療計画と、診断用イメージャ 7 によって得られた病巣 T 及びその周辺の情報を基に、放射線治療装置 1 は、病巣 T に照射する X 線 R_1

の照射野の形状及び照射角度などを設定される。

図 2 に示すように、病巣 T が T a から T b まで変形及び移動する場合、診断用イメージャ 7 によって、変形及び移動に対して十分に短い時間間隔で、アイソセンタ 1 3 を中心とする検査範囲 M の X 線透過撮像を行なう。これによって、病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状は、得られる X 線 R_2 の情報を基に、診断用イメージャ 7 の解析装置 1 8 によって、追尾される。

解析装置 1 8 によって追尾される病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状と、このときのマニピュレータ 2、放射線発生装置 4、診断用イメージャ 7 の位置関係を基に、その都度制御装置 8 によって、放射線発生装置 4 から病巣 T への照射投影断面形状が求められる。制御装置 8 は、移動及び変形するにつれて T a から T b へ変化する病巣 T の照射投影断面形状に合わせて、X 線 R_1 の照射野が変化するように、可変式コリメータ 5 の出射口 2 2 を 2 2 a から 2 2 b へ変化させる。

以上のように、放射線治療装置 1 は、アイソセンタ 1 3 を中心に放射線発生装置 4 を任意の半径の軌道に沿って移動させるガイド 9 と、アイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。したがって、放射線治療装置 1 は、アイソセンタ 1 3 を中心とする任意の球面上に放射線発生装置 4 を位置決めする。したがって、アイソセンタ 1 3 に配置された病巣 T などの照射対象を動かすことなく、立体的に多方位から X 線 R_1 を照射することができる。

また、放射線治療装置 1 は、診断用イメージャ 7 を備えて

いるので、病巣 T が放射線治療中に移動及び変形しても、病巣 T の位置及び形状を追尾し、X 線 R_1 を照射することができる。病巣 T を追尾する場合、実際に稼動する部分は、可変式コリメータ 5 のスライド 20 a, 20 b である。放射線治療装置 1 は、マニピュレータ 2 や放射線発生装置 4 を動かすことなく、病巣 T の移動及び変形に対して X 線 R_1 の照射野を追尾させる。したがって、放射線治療装置 1 は、病巣 T の小刻みなあるいは素早い移動や変形に対しても追尾応答性が良く、精度の良い追尾を行なうことができる。

また、放射線治療装置 1 は、治療中に得られる診断用イメージャ 7 の情報に基づいて病巣 T の位置及び形状に X 線 R_1 の照射野を適宜調節することができるので、照射対象以外の部位に対して不必要な放射線量を少なくすることができる。放射線治療装置 1 は、X 線 R_1 を連続的に病巣 T に対して照射することができるので、治療時間を短縮することができる。その結果、患者 P への負担は、低減される。

なお、病巣 T が治療中に動く原因として、心鼓動、呼吸運動、蠕動運動などが考えられる。これら生理運動による動きは、体軸 B に沿う方向への移動量の方が大きい。そこで、可変式コリメータ 5 は、スライド 20 a, 20 b を束ねた W 方向を体軸 B に沿う方向に合わせて取付ける。病巣 T の動きに対して X 線 R_1 の照射野で追尾可能な範囲は、スライド 20 a, 20 b を束ねる量を増やすことで、広くなる。

なお、可動部材 3 に搭載する放射線発生装置 4 の重量を軽減するために、マイクロ波発生装置、例えばクライストロン

をマニピュレータ 2 の基部に設置し、このクライストロンから導波管を使用して放射線発生装置 4 に内蔵される加速器にマイクロ波を供給してもよい。その具体的な例を第 2 の実施形態において説明する。

本発明の第 2 の実施形態に係る放射線治療装置について、図 3 から図 6 を参照して説明する。なお、第 1 の実施形態の放射線治療装置 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 3 に示す放射線治療装置 4 1 は、図 1 の放射線治療装置 1 と同様に、水平にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。ガイド 9 は、アイソセンタ 1 3 の両側で支持部材 1 2 に支持される。すなわち放射線治療装置 4 1 は、両側支持の Ω 形である。

放射線治療装置 4 1 は、マイクロ波を供給するマイクロ波源 3 6 を放射線発生装置 4 と離れた位置に配置した点が、図 1 に示す放射線治療装置 1 と異なる。この他、可変式コリメータや診断用イメージャは、図示されていないが、放射線治療装置 1 と同様に装備してもよい。

マイクロ波源 3 6 から放射線発生装置 4 の近傍までのマイクロ波の供給は、導波管 3 7 a, 3 7 b, 3 7 c とロータリー R F カプラ 3 8 a, 3 8 b, 3 8 c を通して行われる。放射線発生装置 4 の周辺の導波管 3 7 d, 3 7 e の配置は、図 4 から図 6 を参照して説明する。放射線治療装置 4 1 のその他の部分は、図 1 に示す放射線治療装置 1 と同様であるので、図 3 において簡略して図示している。

図 3 に示すマイクロ波源 3 6 は、支持部材 1 2 の近傍に配置されている。マイクロ波源 3 6 として、例えばクライストロンやマグネトロンなどが使用される。導波管 3 7 a は、図 3 に示すように、マイクロ波源 3 6 から支持部材 1 2 の中を通して傾倒軸 1 1 上まで配管される。支持部材 1 2 とガイド 9 の間の回転部分は、図示されないロータリー R F カプラで連結される。

ガイド 9 から放射線発生装置 4 の近傍までの間の導波管 3 7 b, 3 7 c は、放射線発生装置 4 が移動したときにアイソセンタ 1 3 に配置される患者 P と干渉しないために、迂回して配置される。図 3 において、導波管 3 7 b, 3 7 c の両端は、回動軸 1 0 と平行な軸を中心に回転するロータリー R F カプラ 3 8 a, 3 8 b, 3 8 c で連結され、放射線発生装置 4 が移動する平面と平行な面に沿って移動する。なお、図 3 において、ガイド 9 と放射線発生装置 4 との間は、2 つの導波管 3 7 b, 3 7 c で繋がれているが、これよりも多数の導波管で繋がれていてもよい。

導波管 3 7 c の放射線発生装置 4 側の端部に取付けられたロータリー R F カプラ 3 8 c の回転軸は、図 4 または図 5 に示すように可動部材 3 の回動軸 D と同軸上に配置する。こうすることで、放射線発生装置 4 が回動軸 D を中心に回転する場合、導波管 3 7 b, 3 7 c 及びロータリー R F カプラ 3 8 b が動かない。したがって、ロータリー R F カプラ 3 8 c は、回動軸 D と同軸上に配置されなくても、放射線治療装置 4 1 の動作に、支障をきたさない。

回動軸 C を中心に放射線発生装置 4 を回動させるために、図 6 に示すように、ロータリー R F カプラ 3 8 は、導波管 3 7 d に接続される。導波管 3 7 d は、放射線発生装置 4 の周りを迂回して、回動軸 C を中心に回転するロータリー R F カプラ 3 8 d に接続されている。ロータリー R F カプラ 3 8 d は、導波管 3 7 e を介して放射線発生装置 4 に接続される。

以上の構成により、マイクロ波は、マイクロ波源 3 6 から導波管 3 7 a、図示されないロータリー R F カプラ、ロータリー R F カプラ 3 8 a、導波管 3 7 b、ロータリー R F カプラ 3 8 b、導波管 3 7 c、ロータリー R F カプラ 3 8 c、導波管 3 7 d、ロータリー R F カプラ 3 8 d、導波管 3 7 e の順番に伝播され、放射線発生装置 4 に供給される。なお、回動軸 C の回転角度が十分に小さく設定されている場合、導波管 3 7 d、3 7 e、ロータリー R F カプラ 3 8 d の代わりに、フレキシブル導波管でロータリー R F カプラ 3 8 c から放射線発生装置 4 に直接接続してもよい。

図 5 に示すように、ガイド 9 と可動部材 3 との間には、スライドユニット 4 2 を備えている。スライドユニット 4 2 は、ガイド 9 に固定されるレール 4 3 と可動部材 3 に固定されるスライダ 4 4 を備えている。レール 4 3 は、図 6 に示すように回動軸 1 0 を中心とする同心円状に形成されている。レール 4 3 は、図 5 に示すように一対、本実施形態では両側面に 1 つずつ、取付けられている。スライダ 4 4 は、図 4 に示すように同じレール 4 3 に複数取付けられる。スライダ 4 4 は、循環する転動体を有したベアリングの一種である。転動体が

レール 4 3 とスライダ 4 4 の間に隙間なしで配置されるので、可動部材 3 は、滑らかに移動することができる。

可動部材 3 は、図 5 及び図 6 に示すように駆動装置 4 5 を備えている。駆動装置 4 5 は、図 6 に示すベルト 4 6 及び走行プーリ 4 7 と、図 5 に示すモータ 4 8 とを備える。走行ベルト 4 6 は、ガイド 9 の外周面と平行して設けられたブラケット 4 9 の外周に回しかけられている。走行ベルト 4 6 は、図 6 に示すように複数並べられた走行プーリ 4 7 の間をジグザグに通り抜ける。走行プーリ 4 7 は、走行ベルト 4 6 の張力を調節するために、走行ベルト 4 6 の厚さ方向に移動することができる。走行プーリ 4 7 の一つは、可動部材 3 に固定されたモータ 4 8 と駆動ベルト 5 0 で連結されている。走行プーリ 4 7 は、モータ 4 8 よって回転されると、走行ベルト 4 6 を掴んで送り出す。これにより、可動部材 3 は、レール 4 3 に沿って移動する。

なお、駆動装置 4 5 は、ベルト 4 6 を掴んで移動するベルト駆動であるので、位置決め精度をよくするために、インダクトシンなどの位置測定センサを併用するとよい。また、駆動装置 4 5 は、ラック・アンド・ピニオンなどであってもよい。

また、可動部材 3 は、サーボモータ 5 1 とサーボモータ 5 2 を備えている。サーボモータ 5 1 は、回動軸 C 上に配置され、直接或いは減速器を介して、放射線発生装置 4 をオシレートさせる。サーボモータ 5 2 は、回動軸 D と平行な位置に配置され、ベルト駆動によって、放射線発生装置 4 をオシレ

ートさせる。放射線発生装置 4 がマニピュレータ 2 によって任意の位置に位置決めされた状態で、サーボモータ 5 1 を作動させると、回動軸 C を中心に放射線発生装置 4 と導波管 3 7 e が回転する。同様にサーボモータ 5 2 を作動させると、回動軸 D を中心に回動軸 C ごと放射線発生装置 4、導波管 3 7 e、ロータリー R F カプラ 3 8 d、及び導波管 3 7 d が回転する。

第 2 の実施形態に係る放射線治療装置 4 1 によれば、マイクロ波源 3 6 を放射線発生装置 4 から離して別置にしたので、放射線発生装置 4 が軽量化される。したがって、放射線治療装置 4 1 は、装置全体の撓みが小さく、かつ各駆動装置にかかる負担が軽減される。そして、放射線発生装置 4 の位置決め精度が向上する。

本発明の第 3 の実施形態に係る放射線治療装置 6 1 について、図 7、図 4、図 5、図 6 を参照して説明する。なお、第 1 及び第 2 の実施形態の放射線治療装置 1、4 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 7 に示す放射線治療装置 6 1 は、図 3 に示す放射線治療装置 4 1 と同様に、水平にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。また、マイクロ波源 3 6 は、放射線発生装置 4 と離して床に設置されている。ガイド 9 は、アイソセンタ 1 3 の両側で支持部材 1 2 に支持される。すなわち放射線治療装置 6 1 は、両側支持の Ω 形である。

放射線治療装置 6 1 は、図 3 に示す放射線治療装置 4 1 と支持部材 1 2 の配置が異なる。支持部材 1 2 は、天井に固定

され、マニピュレータ 2 を天井から吊り下げるように保持している。支持部材 1 2 を通る導波管 3 7 a は、一旦天井まで上げた後、傾倒軸 1 1 上の図示されないロータリー R F カプラまで配管される。なお、導波管 3 7 a は、天井まで上げずに、支持部材 1 2 の途中から挿入してもよい。

以上のように構成された放射線治療装置 6 1 は、支持部材 1 2 が天井に固定されているので、放射線治療に先駆けて行われる準備作業などを行ないやすい。また、床の上を有効に利用することができる。

なお、作業性を改善し、床の上を有効に利用する点においては、支持材 1 2 は、アイソセンタ 1 3 を水平に通る面よりも天井に近い位置に取付けられていればよい。また、放射線治療装置 6 1 は、使用しない場合、支持部材 1 2 によって天井側に引っ込められるようにしてもよい。

本発明の第 4 の実施形態に係る放射線治療装置 7 1 について、図 8、図 4、図 5、図 6 を参照して説明する。なお、第 1 から第 3 の実施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 8 に示す放射線治療装置 7 1 は、図 3 の放射線治療装置 4 1 と同様に、水平にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転する。また、放射線治療装置 7 1 は、図 3 に示す放射線治療装置 4 1 がアイソセンタ 1 3 の両側でガイド 9 が支持部材 1 2 に支持されていることに対し、アイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 上の 1 か所で支持部材 1 2 が

ガイド 9 を支持していることが他の実施形態と異なる。すなわち、放射線治療装置 7 1 は、片持ち式の Ω 形である。

放射線治療装置 7 1 は、支持部材 1 2 がガイド 9 を片側で支持しているので、支持部材 1 2 から遠い位置に放射線発生装置 4 が移動すると、ガイド 9 が撓む。放射線治療装置 7 1 は、放射線発生装置 4 をガイド 9 に沿って移動し、ガイド 9 を傾倒することで、アイソセンタ 1 3 に対する放射線の照射角度が決まる。つまり、放射線治療装置 7 1 において、アイソセンタ 1 3 に対する照射角度は、回動軸 1 0 と傾倒軸 1 1 の回転角度に関する 2 つの変数によって、決定される。また、放射線治療装置 7 1 は、照射角度に対して 1 対 1 に照射位置が決まる。任意の照射角度についてガイド 9 に生じる撓みには、再現性があるので、容易に補正することができる。したがって、放射線治療装置 7 1 は、精度よくかつ再現性よく放射線発生装置 4 を位置決めし、X 線 R_1 を照射することができる。また、放射線治療装置 7 1 は、片側支持であるので、両側支持の放射線治療装置に比べて小さい。

本発明の第 5 の実施形態に係る放射線治療装置 8 1 について、図 9、図 4、図 5、図 6 を参照して説明する。なお、第 1 から第 4 の実施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1, 7 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 9 に示す放射線治療装置 8 1 は、図 1、図 3、図 7、図 8 に示す放射線治療装置と同様に、水平にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。ガイド 9

は、図 8 に示す放射線治療装置 7 1 と同様に、片持ち支持である。また、支持部材 1 2 は、図 7 に示す放射線治療装置 6 1 と同様に、天井に固定されている。そして、マイクロ波源 3 6 は、放射線発生装置 4 と離して床に設置されている。すなわち、放射線治療装置 8 1 は、天井から吊り下げられた片持ち式の Ω 形である。

放射線治療装置 8 1 は、放射線治療装置 1 や放射線治療装置 4 1 と同じ機能を発揮するとともに、放射線治療装置 6 1 と放射線治療装置 7 1 の利点をそれぞれ兼ね備える。

本発明の第 6 の実施形態に係る放射線治療装置 9 1 について、図 1 0、図 4、図 5、図 6 を参照して説明する。なお、第 1 から第 5 の実施形態における放射線治療装置 1、4 1、6 1、7 1、8 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 0 に示す放射線治療装置 9 1 は、鉛直にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。ガイド 9 は、傾倒軸 1 1 上のアイソセンタ 1 3 の両側となる天井と床に設けられた支持部材 1 2 で支持される。したがって、円弧状のガイド 9 は、いわゆる C 形に配置される。

マイクロ波源 3 6 は、放射線発生装置 4 と離して床に設置される。マイクロ波は、導波管 3 7 a、3 7 b、3 7 c、3 7 d、3 7 e とロータリー R F カプラ 3 8 a、3 8 b、3 8 c、3 8 d を通して天井側から放射線発生装置 4 に供給される。なお、床側からマイクロ波を供してもよい。

第 1 の実施形態における放射線治療装置 1 に代表されるよ

うなΩ形のガイド9は、サーボモータ12aの負担を軽減するために、重力が作用する環境下において、カウンターウェイト14を必要とする。これに対して、放射線治療装置91において、ガイド9が回転する場合、ガイド9の重心は、水平に移動する。また、ガイド9が停止している場合、サーボモータ12aに負荷がかからない。したがって、放射線治療装置91は、ガイド9にカウンターウェイト14を取付けなくてもよい。

放射線治療装置91において、放射線発生装置4は、患者Pの下まで回り込むようになるので、回動軸10は、床から高い位置に設けられる。可動台6が高くせり上がることで、患者Pによっては不安感を抱くことがある。そこで、マニピュレータ2が設置された床よりも高い位置に第2の床92を設け、そこに可動台6を設置する。マイクロ波源36は、第2の床92よりも下に配置されてもよい。

支持部材12が、天井と床に配置されるので、放射線治療装置91は、周辺領域を有効に利用できる。また、放射線治療装置91は、鉛直方向に配置された天井と床の支持部材12でガイド9の鉛直方向の荷重を支持するので、ガイド9の撓みが少ない。

本発明の第7の実施形態に係る放射線治療装置101について、図11、図4、図5、図6を参照して説明する。なお、第1から第6の実施形態における放射線治療装置1, 41, 61, 71, 81, 91と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 1 に示す放射線治療装置 1 0 1 は、図 1 0 に示す放射線治療装置 9 1 と同様に、鉛直にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 9 を回転させる。放射線治療装置 1 0 1 は、ガイド 9 を床側に設けられた支持部材 1 2 で支持し、放射線発生装置 4 にマイクロ波を床側から供給する点が、図 1 0 に示す放射線治療装置 9 1 と異なる。すなわち、図 1 0 に示す放射線治療装置 9 1 が、両側支持の C 形であることに対し、図 1 1 に示す放射線治療装置 1 0 1 は、床側支持の C 形である。

放射線治療装置 1 0 1 は、片側支持であるので、放射線発生装置 4 が支持部材 1 2 から遠い天井側に移動したとき、ガイド 9 は、撓む。マニピュレータ 2 によって放射線発生装置 4 がアイソセンタ 1 3 に対して任意の照射角度に位置決めされる場合、照射角度は、回動軸 1 0 と傾倒軸 1 1 の回転角度に関する 2 つの変数によって 1 対 1 に決定される。

これに対し、ガイド 9 の撓みは、放射線発生装置 4 がガイド 9 に沿って移動する場合に変化し、ガイド 9 が傾倒軸 1 1 を中心に回転する場合には変化しない。つまり、ガイド 9 の撓みに関する補正は、回動軸 1 0 を中心に移動する放射線発生装置 4 の回転角度に関してのみ行なえばよい。

したがって、放射線治療装置 1 0 1 は、ガイド 9 に生じる撓みを用意に補正することができ、位置決め精度がよい。また、第 2 の床を適度な高さに設けることで、放射線治療装置 1 0 1 を使用しない場合、放射線発生装置 4 、支持部材 1 2 、マイクロ波源 3 6 、及び導波管やロータリー R F カプラに

よるマイクロ波伝達経路などを第2の床面よりも下に隠すことができる。

本発明の第8の実施形態に係る放射線治療装置111について、図12、図4、図5、図6を参照して説明する。なお、第1から第7の実施形態における放射線治療装置1, 41, 61, 71, 81, 91, 101と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図12に示す放射線治療装置111は、図10及び図11に示す放射線治療装置91, 101と同様に、鉛直にアイソセンタ13を通る傾倒軸11を中心にガイド9を回転させる。放射線治療装置111は、ガイド9を天井側に設けられた支持部材12で支持する点が、放射線治療装置101と異なる。また、放射線治療装置111において、放射線発生装置4は、放射線治療装置91と同様に、天井側を回してマイクロ波が供給される。つまり、放射線治療装置111は、天井側支持のC形である。

放射線治療装置111は、放射線治療装置101と同様に片側支持である。したがって、放射線発生装置4がガイド9に沿って移動することでガイド9が撓むが、放射線治療装置101と同じ理由により、放射線治療装置111は、補正を容易に行なうことができる。また、放射線治療装置111は、天井から吊り下げられているので、第2の床上での周辺領域を有効に利用することができる。

本発明の第9の実施形態に係る放射線治療装置121について、図13を参照して説明する。なお、第1から第8の実

施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1, 7 1, 8 1, 9 1, 1 0 1, 1 1 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 3 に示す放射線治療装置 1 2 1 は、マニピュレータ 1 2 2、放射線発生装置 4、可動台 6、診断用イメージャ、及び制御装置 8 を備える。マニピュレータ 1 2 2 は、可動部材 1 2 3、ガイド 1 2 9 及び支持部材 1 2 を備える。診断用イメージャは、放射線源 1 5 と検出器 1 6 の組を複数組、本実施形態では 2 組、備える。

可動部材 1 2 3 とガイド 1 2 9 は、環状に設けられている。可動部材 1 2 3 は、ガイド 1 2 9 の内側に組みつけられている。可動部材 1 2 3 とガイド 1 2 9 との間には、図 5 に示すスライドユニット 4 2 が組み込まれる。可動部材 1 2 3 は、回動軸 1 0 を中心に回転する。

放射線発生装置 4 と放射線源 1 5 と検出器 1 6 は、可動部材 1 2 3 の内側に配置される。放射線発生装置 4 は、X 線 R_1 の出射方向と互いに交差する回動軸 C, D によって可動部材 1 2 3 に支持される。放射線発生装置 4 は、各回動軸 C, D を中心に、U 方向及び V 方向に回転する。放射線発生装置 4 から出射される X 線 R_1 が回動軸 1 0 と直角に交わる点をアイソセンタ 1 3 とする。

支持部材 1 2 は、水平にアイソセンタ 1 3 を通る傾倒軸 1 1 を中心にガイド 1 2 9 を回転させる。その結果、放射線治療装置 1 2 1 は、球状面の任意の位置に放射線発生装置 4 を位置決めし、アイソセンタ 1 3 を中心に多方位から X 線 R_1

を照射することができる。支持部材 1 2 は、傾倒軸 1 1 上の 2 か所となるガイドの両外側に配置され、床に固定される。したがって、この放射線治療装置 1 2 1 は、水平に両側が支持された O 形である。

各放射線源 1 5 は、アイソセンタ 1 3 で X 線 R_2 が交差するように配置される。そして、放射線源 1 5 は、検出される X 線 R_2 が放射線発生装置 4 から出射される X 線 R_1 に干渉されないために、放射線発生装置 4 から離れた位置に取り付けられる。検出器 1 6 は、対となる放射線源 1 5 から出射された X 線 R_2 を検出する位置に取り付けられる。また、アイソセンタ 1 3 を中心とする放射線発生装置 4 と対称の位置には、X 線 R_1 を遮断するために、ビームストッパ 1 2 4 を取付ける。放射線発生装置 4 と検出器 1 6 は、検出器 1 6 の検出面を除いて、フード 1 2 5 で覆われる。放射線源 1 5 とビームストッパ 1 2 4 は、フード 1 2 6 で覆われる。

また、放射線発生装置 4 は、マニピュレータ 1 2 2 と離して配置されたマイクロ波源 3 6 からマイクロ波を供給される。マイクロ波は、導波管 3 7 p, 3 7 q, 3 7 r とロータリー R F カプラ 3 8 p, 3 8 q, 3 8 r, 3 8 s, 3 8 t を通して放射線発生装置 4 の近傍まで伝達される。なお、ロータリー R F カプラ 3 8 p は、アイソセンタ 1 3 を通る軸上に配置される。放射線発生装置 4 の近傍の導波管及びロータリー R F カプラについては、図 4 から図 6 に示す配置と同じであるので、説明を省略する。

以上のように構成された放射線治療装置 1 2 1 は、ガイド

1 2 9 および可動部材 1 2 3 が環状に形成されている。したがって、放射線発生装置 4 をガイドに沿って移動させたときにガイド 1 2 9 に生じる変形が少ないので、簡単な補正で放射線発生装置 4 を精度よく位置決めすることができる。また、第 1 から第 8 の実施形態の放射線治療装置と同様に、放射線治療装置 1 2 1 は、患者 P の姿勢を変えることなく、多方位から X 線 R_1 を照射することができる。さらに、放射線治療装置 1 2 1 は、照射対象を診断用イメージャで確認し、アイソセンタ 1 3 から外れた照射対象にも回動軸 C, D を中心に放射線発生装置 4 の照射方向を変え、X 線 R_1 を照射することができる。可動部材 1 2 3 の任意の位置に balanサーウエイトを取付けて、放射線発生装置 4 などが取付けられることで偏心している可動部材 1 2 3 の重心をアイソセンタ 1 3 に設定することで、可動部材 1 2 3 に取付けられる駆動装置にかかる負担を軽減することができる。

本発明の第 10 の実施形態に係る放射線治療装置 1 3 1 について、図 1 4 を参照して説明する。なお、第 1 から第 9 の実施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1, 7 1, 8 1, 9 1, 10 1, 11 1, 12 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 4 に示す放射線治療装置 1 3 1 は、鉛直にアイソセンタ 1 3 を通る回動軸 10 を中心にガイド 1 2 9 を回転させる。放射線治療装置 1 3 1 は、この点が図 1 3 に示す放射線治療装置 1 2 1 と異なる。支持部材 1 2 は、天井と床にそれぞれ配置されるとともに、サーボモータ 1 2 a を備えている。

すなわち、放射線治療装置 1 3 1 は、鉛直に両側が支持された○形である。

傾倒軸 1 1 が鉛直方向に配置されるので、放射線発生装置 4 が移動しても、ガイド 1 2 9 を面外方向に変形させる荷重が働かない。したがって、放射線治療装置 1 3 1 は、ガイド 1 2 9 の面内方向の変形について補正を行なうことで、精度よく X 線 R_1 を患部 T に照射することができる。

本発明の第 1 1 の実施形態に係る放射線治療装置 1 4 1 について、図 1 5 を参照して説明する。なお、第 1 から第 1 0 の実施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1, 7 1, 8 1, 9 1, 1 0 1, 1 1 1, 1 2 1, 1 3 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 5 に示す放射線治療装置 1 4 1 は、ガイド 1 2 9 を床側の 1 か所で支持している点が図 1 4 に示す放射線治療装置 1 3 1 と異なる。すなわち、放射線治療装置 1 4 1 は、鉛直方向に床側で支持する○形である。

放射線治療装置 1 4 1 は、天井側の支持部材がないので、天井の補強工事を行なわなくても設置することができる。

本発明の第 1 2 の実施形態に係る放射線治療装置 1 5 1 について、図 1 6 を参照して説明する。なお、第 1 から第 1 1 の実施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1, 7 1, 8 1, 9 1, 1 0 1, 1 1 1, 1 2 1, 1 3 1, 1 4 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 6 に示す放射線治療装置 1 5 1 は、図 1 4 及び図 1 5

の放射線治療装置 1 3 1, 1 4 1 と比較して、ガイド 1 2 9 を天井側の 1 か所で支持する点異なる。すなわち、放射線治療装置 1 5 1 は、鉛直方向に天井側で支持する O 形である。放射線治療装置 1 5 1 において、マニピュレータ 1 2 2 は、天井から吊り下げるように配置され、支持部材 1 2 よりもガイド 1 2 9 などの重心が下にある。したがって、放射線治療装置 1 5 1 は、静止状態で安定しやすい。

本発明の第 1 3 の実施形態に係る放射線治療装置 3 1 について、図 1 7 を参照して説明する。なお、第 1 から第 1 2 の実施形態における放射線治療装置 1, 4 1, 6 1, 7 1, 8 1, 9 1, 1 0 1, 1 1 1, 1 2 1, 1 3 1, 1 4 1, 1 5 1 と同じ構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

図 1 7 に示す放射線治療装置 3 1 は、ガントリ 3 2 と、放射線発生装置 4 と、可変式コリメータ 5 と、可動部 6 と、診断用イメージャ 7 とを備える。ガントリ 3 2 は、回転軸 3 3 を中心に回転するドラム 3 4 と、このドラム 3 4 を支持するフレーム 3 5 を備えている。なお、ドラム 3 4 は、可動部材の一形態である。ドラム 3 4 は、放射線発生装置 4 と診断用イメージャ 7 の放射線源 1 5 及び検出器 1 6 とを所定の配置で搭載している。また、ドラム 3 4 の中空部は、回転軸 3 3 に沿う方向に患者 P を乗せた可動台 6 のスライドボード 6 a を挿入できる大きさを有している。

放射線発生装置 4 は、回転軸 3 3 に向かって X 線 R_1 を射出するように回動軸 C, D に支持されている。回動軸 C, D

は、互いに直交するように配置され、放射線発生装置 4 を回転軸 3 3 に沿う方向 U、及び回転軸 3 3 を横切る方向 V にそれぞれ回動させる。すなわち放射線発生装置 4 は、回動軸 C、D によって、いわゆる首振り動作ができる。

放射線発生装置 4 は、マイクロ波源 3 6 を可動部材 3 から離して配置している。マイクロ波は、導波管 3 7、3 7 d 及びロータリー R F カプラ 3 8 p、3 8 c を通して供給される。また、放射線発生装置 4 は、可変式コリメータ 5 が取付けられており、制御装置 8 によって制御されている。

放射線源 1 5 は、検出器 1 6 と対をなし、出射する X 線 R_2 が回転軸 3 3 上のアイソセンタ 1 3 で互いに交差するように配置される。放射線源 1 5 は、ドラム 3 4 に固定されて、放射線発生装置 4 とともに回転するので、照射野を互いに遮ることはない。

以上のように構成された第 1 3 の実施形態の放射線治療装置 3 1 は、患者 P を可動台 6 に乗せ、ドラム 3 4 内にスライドボード 6 a ごと挿入する。医師または放射線技師は、患者 P の病巣 T を診断用イメージャ 7 によって確認しながら位置決めする。ガントリ 3 2 のドラム 3 4 の位置、放射線発生装置 4 の首振り角度、及び診断用イメージャ 7 によって得られる病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状を基に、可変式コリメータ 5 は、制御装置 8 に制御され、病巣 T の動きに対して、X 線 R_1 の照射野を追尾させる。

放射線治療装置 3 1 は、放射線治療中の病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状に対して X 線 R_1 の照射野を追尾させるの

で、病巣 T が放射線治療中に移動する場合にも精度の良く X 線 R_1 を照射することができる。つまり、放射線治療装置 31 は、放射線治療中に移動する病巣 T に連続して X 線 R_1 を照射するとともに、健全な部分に対する不要な放射線量を低減することができる。

また、第 1 から第 13 の実施形態において、診断用イメージャ 7 を CT スキャナとすると、精細な病巣 T の 3 次元位置及び 3 次元形状を得ることができるので、X 線 R_1 の照射野を精度よく病巣 T に対して追尾させることができる。

第 2 から第 8 の実施形態において、イメージャ及び可変式コリメータを図示していないが、第 1 の実施形態のようにイメージャと可変式コリメータを備え、X 線 R_1 の照射対象である病巣 T を確認するとともに、病巣 T を照射野で追尾するように制御することができる。

本発明に係る放射線治療装置は、診断用イメージャと可変式コリメータを備える場合、放射線治療中の治療対象部位の 3 次元位置及び 3 次元形状を診断用イメージャで検出し、治療対象部位の 3 次元位置と 3 次元形状及び治療用放射線の照射角度を基に制御装置で可変式コリメータを制御する。これによって、放射線治療装置は、治療用放射線の照射野を治療対象部位に追尾させる。したがって、放射線治療装置は、移動及び変形する治療対象部位に対して精度よく放射線の照射野を追尾させることができる。

診断用イメージャを X 線 CT スキャナとすることで、本発明に係る放射線治療装置は、精細な治療対象部位の 3 次元位

置及び３次元形状を得ることができる。したがって、治療用放射線の照射野を精度よく治療対象部位に対して追尾させることができる。

また、本発明に係る放射線治療装置の制御方法は、診断用イメージャの検出範囲内に位置決めされた患者の治療対象部位の３次元位置及び３次元形状を前記診断用イメージャで検出し、治療用放射線の照射角度と、前記診断用イメージャで検出された治療対象部位の３次元位置及び３次元形状とを基に、前記治療用放射線の照射野を前記治療対象部位に連続的に追尾させるべく、前記治療用放射線を通過させる可変式コリメータの出射口の位置及び形状を前記治療用放射線の照射方向から見た前記治療対象部位の投影断面積に対応させて連続的に変化させる。したがって、移動及び変形する治療対象部位に対して精度よく放射線の照射野を追尾させて治療できる。

また、上記第１から第１３の実施形態において、イメージャと可変式コリメータを備える放射線治療装置は、放射線治療中においても、患者の治療対象部位を確認し、その位置及び形状に合わせて照射野の形状を変えることができる。したがって、放射線治療装置は、照射対象部位以外への放射線の照射を抑制するとともに、放射線量の分布を調節し、精密な照射治療をすることもできる。

また、上述の実施形態で説明した本発明にかかる放射線治療装置は、循環器系や消化器系、及びその周辺など、心鼓動、呼吸運動、蠕動運動などによって常に動く部位であっても、

イメージャによって治療対象部位を確認し、その治療対象部位を追尾するように放射線の照射野を可変式コリメータによって変化させることができる。したがって、放射線治療時間が短縮されるので、患者への負担が軽減される。

また、本発明に係る放射線治療装置は、患者を動かすことなく治療用放射線の照射角度を変えることができるとともに、照射対象の病巣を追尾することができるので、患者に不快感を与えることが少ない。

本発明の第14の実施形態に係る放射線治療装置161について、図18から図26を参照して説明する。

図18～図20に示すように、本実施形態に係る放射線治療装置161は、患者204を載置するスライドボードとしての天板208を有する寝台207と、患者204に設定され得る照射野205に治療用放射線を照射する照射ヘッド210と、患部である照射野205の断層画像を取得するX線CT装置230とを備える。

図18において、天板208は、寝台207に内蔵された図示しないX-Y駆動機構により寝台長手方向、ここではX軸方向と寝台幅方向、ここではY軸方向との2軸に移動可能である。また、天板208は図示しないTVカメラの撮影画像に基づいて患者204の照射野205がアイソセンタ205aに位置するように、図示しないコンピュータシステムにより位置制御されるようになっている。さらに、天板208は、画像取得装置であるX線CT装置230又はPET (P o s i t r o n E m i s s i o n T o m o g r a p h

y) 装置等に適合した材質及び形状が選定されている。符号 203b は、X 線 CT 装置 230 による画像取得用 X 線（画像取得用放射線）である。符号 220 は、X 線 CT 装置 230 を図示 K1 方向に傾斜させる傾斜機構である。

以後、寝台長手方向を X 軸方向とし、寝台幅方向を Y 軸方向とし、寝台上下方向を Z 軸方向としている。ここに、患者 204 は、天板 208 の寝台長手方向に体軸が沿うように天板 208 上に載置される。また、X 軸及び Y 軸方向は水平方向であり、Z 軸方向は垂直方向である。

照射ヘッド 210 は、周回移動機構 268 及び首振り機構 269 を介してアークガイドレール 209 に可動に支持され、治療用放射線 203a を照射する。この周回移動機構 268 及び首振り機構 269 により、照射ヘッド 210 は、アイソセンタ 205a を中心とする 1/2 球の範囲内で任意の照射位置に位置決めされる。

周回移動機構 268 は、図 19 に示すように、照射ヘッド 210 をアークガイドレール 209 に沿って周回移動（H1）させるものであり、ラック・アンド・ピニオン方式やベルト方式を採用することができる。また、照射ヘッド 210 には、導波管系 211、215 の第 4 の関節部 216 が連結されている。尚、照射ヘッド 210 は、詳細は後述する図 21 に示すように、照射ヘッド 210 は、導波管系 211 を構成する導波管路 250、251、252 を介してクライストロンの如きマイクロ波発振器 270 に電磁氣的に接続されている。首振り機構 269 は、図 19 に示すように照射ヘッド

210をアークガイドレール209上にて第4関節部216まわりに首振り(H2)させる。なお、照射ヘッド210は、全長が800～1000mm、本体の外径が300～500mmである。

アークガイドレール209は、図19及び図20に示すように天板208より上半分の円弧状をなす半円リングからなり、天板208を幅方向に跨ぐように設けられている。このアークガイドレール209は、モータ221A、221B及びボールスクリュウ222からなる傾動機構及び一对のシリンダ機構228により可動に支持されている。傾動機構は、アークガイドレール209を図19の傾動軸226まわりに 0° ～ 180° の範囲内で図18に示すように傾動する(G1)。アークガイドレール209は、例えばステンレス鋼のように剛性の大きい材料でつくられ、幅が200～400mm、厚みが20～50mm、アイソセンタ5aからの半径が800～1000mmである。

一对のシリンダ機構228は、図19に示すようにアークガイドレール209の左右両下端部をそれぞれ支持し、アークガイドレール209をZ軸方向に昇降(G2)させる。なお、両シリンダ機構228は動作が同期するように位置制御手段であるコンピュータ262により制御されている。

上述したように、本実施形態では、アークガイドレール209の傾動(G1)と、照射ヘッド210の周回移動(H1)とにより、照射ヘッド210は、アイソセンタ205aを中心とする1/2球上でアイソセントリックな動きが可能

になる。また、アークガイドレール 209 の昇降 (G2) と照射ヘッド 210 の首振り (H2) とにより、照射ヘッド 210 は、アイソセンタ 205a を中心とする 1/2 球から外れた位置でノンアイソセントリックな動きが可能となる。

X線CT装置 230 は、ドーナツ状真空槽を備え、当該真空槽内に、同心円上配置した多数のX線発生ユニットを内蔵している。ここに、真空槽は中央開口を有し、該開口は診断用スペースに用いられる。すなわち、診断用スペースに患者 204 が天板 208 と共に出し入れされる。

本実施形態のX線CT装置 230 は非磁気型画像取得装置である。本実施形態のX線CT装置 230 は、X線源及び検出器が静止している所謂第5世代の装置であり、詳細は後述する。なお、本実施形態のX線CT装置 230 に代えて、X線源及び検出器が回転する第3世代のX線CT装置、X線源が回転し検出器が静止している第4世代のX線CT装置等も使用することができる。

本実施形態のX線CT装置 230 は、図18に示す画像取得装置傾斜機構 220 により例えばZ軸に対して20°～30°の傾斜した姿勢で支持され得る。傾斜機構 220 を駆動させると、X線CT装置 230 は傾動 (K1) し、画像取得用X線 203b の照射角が変えられるようになっている。なお、X線CT装置 230 とアークガイドレール 209 は機械的に密に結合されており、共通の座標基準を有するが、X線CT装置 230 は、アークガイドレール 209 及び照射ヘッド 210 が干渉しないように制御される。画像取得装置とし

てX線CT装置230に代えてX線透視装置を用いる場合は、分解能やコントラストがX線CT装置230より劣るので、例えば小型金プレートを照射野の付近に埋め込んで、該プレートを透視画像に写し込む。これにより、プレートの画像をマーカとし、該マーカを基準に照射野を標識することにより、位置決めの精度を確保することができる。

なお、画像取得装置としては、上述したX線CT装置やX線透視装置の他に、PETを採用することができる。さらに、磁気型画像取得装置としてMRI装置も採用することができる。

図18に示すSAD (Source Axis Distance) は、アイソセンタ205aから照射ヘッド210内のターゲット310 (図21参照) までの距離に相当するものである。本実施形態ではSADを80cmに設定している。

また、本実施形態では、図19に示すように、アイソセンタ205aからノンアイソセンタ205bへのシフト量DV1と、下式とをコンピュータ262により位置決め演算し、該演算結果に従ってノンアイソセンタ205bに対しX線を照射を行う際のアークガイドレール209の駆動 (G1, G2) 及び照射ヘッド210の駆動 (H1, H2) を制御する。

$$H1 = \theta 1 \quad \dots (1)$$

$$H2 = \theta 1 - \arctan \left((r \sin \theta 1 - DV1) / (r \cos \theta 1) \right) \dots (2)$$

$$G1 = 0 \quad \dots (3)$$

$$G_2 = z \quad \dots (4)$$

但し、

θ_1 : アークガイドレール 209 のアイソセンタ垂直軸方向からの回転角

r : アークガイドレール 9 の曲率半径 (アイソセンタ 205a から照射ヘッド 210 の首振り中心までの距離)

z : アイソセンタ 205a から垂直方向ずれ量

図 19 において、導波管系 211 の関節部 214a ~ 214c, 216 は、加速用マイクロ波を軸回転で伝えるロータリー R F カプラ 250 を内部に有する。

また、図 22 に示すように、導波管系 211 の中には、導波管 251, 252 が設けられ、該導波管 251, 252 は、関節部 214a ~ 214c 内のロータリー R F カプラ 250 により電磁氣的に連通している。

さらに、図 23 に示すように、ロータリー R F カプラ 250 は、フランジ継手 253, 254 により導波管 251, 252 の各々に接続されている。なお、符号 255a, 255b は、導波管 251, 252 の導波路である。

また、図 24 に示すように、導波管 251, 252 の導波路 255a, 255b は、ロータリー R F カプラ 250 の回転部材 256, 257 に取り囲まれた回転スペースに連通し、該回転スペースに電界 (ベクトル又はモード) が形成され、マイクロ波が伝播する。なお、図中にて符号 258 は軸受を示し、符号 259 は $\lambda/4$ 波長チョークを示す。このようなロータリー R F カプラ 250 と導波管 251, 252 との組

み合わせにより、床等に固定されたクライストロンの如きマイクロ波発振器から、移動する照射ヘッド 210 へ、加速用マイクロ波を円滑に供給することができる。

図 19 に示すように、導波管系 211 は、その一端が第 1 の関節部 214 a を介してアークガイドレール 209 の端部に固定され、他端が第 4 の関節部 216 を介して照射ヘッド 210 に連結してなるリンク機構である。

導波管系 211 は、アークガイドレール 209 の端部に固定された第 1 の関節部 214 a と、この第 1 の関節部 214 a に一端が回転可能に連結された第 1 の導波管 212 と、この第 1 の導波管 212 の他端が連結された第 2 の関節部 214 b と、この第 2 の関節部 214 b に一端が連結された第 2 の導波管 213 と、この第 2 の導波管 213 の他端が連結された第 3 の関節部 214 c と、この第 3 の関節部 214 c に一端が連結された第 3 の導波管 215 と、この第 3 の導波管 215 の他端が連結され且つ照射ヘッド 210 に連結してなる第 4 の関節部 216 とからなる。

ここに、第 1 の関節部 214 a のみが Y 軸に沿って設けられ、第 2 ～第 4 の関節部 214 b, 214 c, 216 はそれぞれ X 軸に沿って設けられている。

次に、X 線 CT 装置 230 について詳細に説明する。

X 線 CT 装置 230 は、患者 204 の如き被検体の照射野 205 に、扇状 X 線である画像取得用 X 線 203 b を多方面から照射して透過 X 線を検出して、該検出データを画像処理することによりコンピュータ画面上に照射野 205 の断層像

を表示させる。

本実施形態のX線CT装置230は、所謂第5世代装置と称されるものであり、診断用スペースである中央開口を有する図示しないドーナツ状真空槽を有する。真空槽の内部には、排気ポートを介して真空ポンプにより真空排気される。真空槽内には、外周寄りの同心円上に配列された図示しない多数のX線発生ユニットと、該多数のX線発生ユニットに対応して内周寄りの同心円上に配列された図示しない多数のセンサアレイとが設けられている。これらのX線発生ユニットとセンサアレイとは、X軸方向にシフトして配置され、画像取得用X線203bは真空槽の半径に対して前傾する方向に扇状に照射される。このため、扇状の画像取得用X線203bは、X線照射側のセンサアレイに遮られることなく、診断用スペースに在る患者204を透過し、該透過X線は反対側のセンサアレイで検出することができる。

さらに、真空槽内にはビームリミッタ、電子銃駆動回路、画像信号ディジタイザなどが配置されている。X線発生ユニットから出射された扇状X線203bは、コリメータにより絞られ、さらにビームリミッタにより照射位置での幅に規定される。

センサアレイは、診断用スペースを取り囲む円周上に稠密に固定して配置され、多数個の超高感度CdTeセンサからなるものであり、0.5mmの分解能を有している。ちなみに、画像取得時における1ショットの撮像幅は約80mmである。また、X線の照射時間は1ショット当たり0.01秒

である。

図示しない X 線発生制御装置には図示しないデータ収録装置が接続されており、コンピュータ 262 から X 線発生指令信号が入力される。センサアレイで検出された X 線透過データは、透過 X 線量に比例した電流信号に変換され、図示しないプリアンプ及びメインアンプを介して図示しないディジタル化及び図示しないデータ収録装置に送られて収録されるようになっている。データ収録のタイミングはコンピュータ 262 からの X 線発生指令信号によって制御される。収録されたデータは、データ収録装置から図示しない信号処理装置に出力され、信号処理装置でデータ処理される。処理されたデータは、照射野 205 の断層像として図示しないディスプレイ上に再生表示される。

一方、X 線発生制御装置の出力側には電源及び X 線発生ユニット内の図示しないアノード、カソード、ゲートアレイのグリッド電極がそれぞれ接続されている。コンピュータ 262 から X 線発生指令信号が X 線発生制御装置に向けて出されると、その指令に基づいて X 線発生制御装置は図示しない電源から図示しない電子銃駆動回路への給電動作を制御すると共に、ゲートアレイのなかから撮影部位に適したグリッド電極を選択する。これに応じて X 線発生ユニット内のいずれかのカソードから電子線が出射され、選択したグリッド電極に印加したマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ電位となり、電子線がグリッド電極の孔を通過してアノードに入射する。アノードに電子線が入射すると、アノードから二次 X 線

が発生し、窓に取付けたコリメータを介して患者 2 0 4 に向けて扇状の画像取得用 X 線 2 0 3 b が出射されるようになっている。

コンピュータ 2 6 2 は、X 線 C T 装置 2 3 0 から照射野 2 0 5 の透過 X 線データが入力されると、このデータに基づいて周回移動機構 2 6 8、首振り機構 2 6 9、傾斜機構 2 2 0 の駆動をそれぞれ制御することにより照射ヘッド 2 1 0 の位置と向きとを微調整し、アイソセンタ 2 0 5 a 又はノンアイソセンタ 2 0 5 b にある照射野 2 0 5 に対して照射ヘッド 2 1 0 の照準を合わせて狙いをつけさせる。

次に、図 2 1 を参照して照射ヘッド 2 1 0 について詳しく説明する。

本実施形態の照射ヘッド 2 1 0 は、電子を 4 M e V ~ 2 0 M e V のエネルギーに加速し、治療用放射線 2 0 3 a を発生するものであり、放射線治療装置 1 6 1 の照射ヘッドとして機能する。この照射ヘッド 2 1 0 は、放射線に対して遮蔽性のある外装ケース 3 0 1 で外側を覆われ、この外装ケース 3 0 1 内に電子銃 3 0 3、加速管 3 0 5、集束コイル 3 0 9、X 線ターゲット 3 1 0、フラットニングフィルタ 3 1 2、集束管 3 1 3 を備えている。

外装ケース 3 1 0 の尾端には絶縁キャップ 3 0 2 が被せられ、この絶縁キャップ 3 0 2 を介して電源 2 6 4 に接続されたケーブル 3 0 4 がケース 3 0 1 内に導入され、電子銃 3 0 3 に接続されている。なお、電子銃 3 0 3 の電源 2 6 4 はコンピュータ 2 6 2 により出力が制御されるようになっている。

電子銃 3 0 3 からフラットニングフィルタ 3 1 2 までは電子ビームの中心軸に沿って直列に配置されている。電子銃 3 0 3 から加速管 3 0 5 に続き、さらに加速管 3 0 5 から集束管 3 1 3 に続いている。

加速管 3 0 5 には導波管 2 5 1 が連通している。導波管 2 5 1 はマイクロ波発振器 2 7 0 に連通すると共に、真空ポンプ 2 7 1 にも連通している。このため、加速管 3 0 5 の内部は導波管 2 5 1 を介してポンプ 2 7 1 により真空排気される。なお、真空ポンプ 2 7 1 に分岐して連通する導波管 2 5 1 の主路にはセラミック窓 2 7 2 が嵌め込まれ、マイクロ波発振器 2 7 0 からセラミック窓 2 7 2 までの導波管内に封入された S F 6 ガスを遮断して漏洩を防ぐと共に、マイクロ波のみを通過させるようにしている。

マイクロ波発振器 2 7 0 は出力安定性に優れたクライストロン方式のものである。マイクロ波発振器 2 7 0 の電源回路は、コンピュータ 2 6 2 に接続されている。電子銃 3 0 3 は、真空ポンプ 2 7 1 により真空排気されるチャンバ内に設けられたフィラメント（カソード）を備えている。

電子銃 3 0 3 が収納されたチャンバに連通連続して加速管 3 0 5 が設けられ、電子銃 3 0 3 から出射された電子線が加速されるようになっている。加速管 3 0 5 の内部は複数の仕切 3 0 6 で仕切られ、複数の加速室 3 0 7 が形成されている。仕切 3 0 6 の中央には電子ビーム通過孔 3 0 6 a が開口している。各加速室 3 0 7 の外周にはコイル 3 0 8 がそれぞれ巻き付けられ、コイル 3 0 8 はコンピュータ 2 6 2 により動作

を制御される電源回路に接続されている。

加速管 3 0 5 に連続して集束管 3 1 3 が設けられている。集束管 3 1 3 には集束コイル 3 0 9、X 線ターゲット 3 1 0、フラットニングフィルタ 3 1 2 がこの順に取付けられている。集束コイル 3 0 9 は加速管 3 0 5 で加速された電子を X 線ターゲット 3 1 0 に向けて絞り込むものである。

X 線ターゲット 3 1 0 は、高エネルギーの加速電子が入射して制動輻射 X 線を出射するものであるため、流路 3 1 1 a を有する水冷ジャケット 3 1 1 が取付けられ、熱損傷を防ぐために強制冷却されるようになっている。なお、ターゲット 3 1 0 にはタングステン、モリブデン、タンタル等の単体金属またはこれらの合金を用いることが好ましい。

フラットニングフィルタ 3 1 2 は、金属でつくられ、ターゲット 3 1 0 から出射される X 線の強度を平均化してほぼ均一なエネルギー密度をもつ治療用放射線 2 0 3 a とするためのものである。

さらに、外装ケース 3 0 1 の外側にはコリメータ 3 1 4 及び線量計測管 3 2 0 が取付けられている。コリメータ 3 1 4 は外装ケース 3 0 1 の先端にねじ込まれ、集束管 3 1 3 に連通する中空部を有している。コリメータ 3 1 4 は治療用の放射線 2 0 3 a が透過できない鉛などの遮蔽性の高い材料でつくられ、中空部を通して線量計測管 3 2 0 に X 線 2 0 3 a が送られるようになっている。

線量計測管 3 2 0 は、ガスが封入された電離箱からなり、放射線通過時に発生する電離したガスの電荷量を検出して、

放射線の線量を計測する。

次に、図 2 5 を参照して本実施形態装置の制御システムについて説明する。

本実施形態の放射線治療装置は、治療用寝台システム 2 0 7、2 0 8、照射ヘッド 2 1 0、X 線 C T 装置 2 3 0、信号処理装置 2 3 1、マイクロ波発振器 2 7 0、システム制御装置 2 8 0、システムユーティリティ 2 9 0 からなる制御システムを有する。システム制御装置 2 8 0 が全体を統括して制御する。

システム制御装置 2 8 0 は、システム制御計算機、システム管理アルゴリズム、画像追尾アルゴリズム、治療計画アルゴリズム、治療管理アルゴリズム、グラフィカルユーザインターフェイス、治療データベース、インターロックアルゴリズム、システムモニタ及び B I T を含む。システム制御装置 2 8 0 が制御システムの全体を統括し、他のブロックとの間で入出力信号のやりとりがなされる。

X 線 C T 装置 2 3 0 は、信号処理装置 2 3 1 を経由してシステム制御装置 2 8 0 に接続されていることにより、放射線治療中に、X 線 C T 装置 2 3 0 による画像取得がリアルタイムでなされ、医師はディスプレイ上に表示された画像を観ながら治療を行うことができる。

マイクロ波発振器 2 7 0 は、クライストロンモジュレータ・アンド・リニアックシステム制御装置、クライストロン及び R F ドライバを具備している。加速管 3 0 5 にマイクロ波を供給する供給源であるクライストロンは、導波管系 2 1

1 を介して照射ヘッド 2 1 0 に接続されている。

照射ヘッド 2 1 0 のアイソセントリック駆動機構及び首振り駆動機構の各ドライバはシステム制御装置 2 8 0 に接続され、アイソセントリック照射時における照射ヘッド 2 1 0 の周回移動駆動及び擬似ノンアイソセントリック照射時における照射ヘッド 2 1 0 の 2 軸首振り駆動がそれぞれ制御されるようになっている。

また、上記実施形態では、1 / 2 球殻からの放射線の照射について説明したが、X 線 C T 装置 2 3 0 よりもさらに小型化した画像取得装置を照射ヘッド 2 1 0 に内包できるようにユニット化することにより、さらに上半球全体からの照射が可能となることが見込まれる。

次に、図 2 6 を参照して本発明の装置を用いた治療方法について説明する。

放射線治療においては、医師が治療計画を立てる。この治療計画は術前に行われる種々の検査に基づくものである。さらに医師は手術中において本実施形態の放射線治療装置を用いることにより患部の病巣を、直接的にリアルタイムで画像取得する。この画像取得により、高精度で確実性の高い放射線治療を行うことができる。

図 2 6 の (a) に示すように、X 線 C T 装置 2 3 0 のみを用いて照射野 2 0 5 及びその近傍領域の取得画像を得る。システム画面で照射野 2 0 5 の各断面図を確認して、画像追尾のための輪郭線を定義する。治療開始に先立って照射野 2 0 5 のマッピングは終了しており、これを参考に複数のスライ

スで照射野 2 0 5 の輪郭を定義する。

図 2 6 の (b) に示すように、放射線治療装置の画像追尾システムにより、実際の照射野 2 0 5 の画像の輪郭抽出を行う。この抽出した輪郭と定義された輪郭線とのパターンマッチングを行って画像追尾を開始する。医師は画像追尾状況を目視で確認する。

図 2 6 の (c) に示すように、画像追尾が安定した後に、医師はマスターアームスイッチ (Master Arm SW) を操作して、システムを ARMED 状態にする。システムは、照準をクロスヘアラインで画像上に表示すると共に、また照射ボリュームを赤色で同じ画像上に表示する。画像追尾が継続しているため、照準及び照射ボリュームは照射野の移動とともに自動的に追従する。

図 2 6 の (d) に示すように、医師のトリガ操作で治療用放射線 2 0 3 a の照射を開始する。治療計画の段階で予定の照射時間は決まっており、画面上ではカウントダウンが開始され、カウントゼロになると治療用放射線は自動的に停止する。画面上には線量分布が継続的に表示され、この表示された線量分布を医師は確認しながらトリガを引き続けて照射を継続する。システムは画像のサンプリング、治療用放射線 2 0 3 a の照射を高速に交互に続け、画像追尾と治療ビームの照射とをリアルタイムで継続する。カウントダウンがゼロになる前であっても、医師がトリガを離せば、そのタイミングで直ちに治療用放射線 2 0 3 a は停止するので、安全性は十分に確保される。

図 2 6 の (e) に示すように、医師はマスターアームスイッチ (Master Arm SW) を SAFE 位置としてシステムを安全な状態にし、照射ヘッド 2 1 0 を次の照射位置へ移動させる。医師は、各ポータルにおける照射終了時と一連の照射終了後に累積被曝線量の総計にあたるトータルドーズ (Total Dose) を確認する。累積線量及び 1 クール内の累積線量分布が画面に表示され、患者毎に作成される治療ファイルに記憶される。

以上のように本実施形態によれば、放射線の照射位置及び照射時間等の条件を、X線CT装置 2 3 0 により照射野を確認しながら高精度に制御することができる。このため、臓器自体に動きがない頭部の治療に適用できることは勿論のこと、心臓や肺などの動きのある臓器の小病巣に対しても放射線を正確に照射することができ、放射線治療の分野において用途が拡大することが大いに期待される。

また本実施形態によれば、剛性の点で問題の多い片持型のロボットアームと異なり、高強度・高剛性の照射ヘッド支持構造を採用することができ、高い絶対精度を機械的に保証することが可能となる。このため、ロボットアームを使用して所要の位置決め精度を確保する場合に必要なティーチングが不要となり、効率的な治療が可能となる。

従来、ノンアイソセントリックな照射治療に、所要の自由度を遙かに超える過剰な自由度を持つ汎用の産業用ロボットアームを適用するのは患者の安全性の点で問題がある。即ち、ロボットアームの誤動作等の事故の際に、ロボットアームも

しくはその先端の照射ヘッドが患者に接触して、患者に対して外傷的な危害が及ぶ可能性がある。これに対して、本実施形態の放射線治療装置では、照射ヘッド支持機構及び照射ヘッド自体が機械的に可動範囲が制限されており、患者に対する絶対的な安全性が確保できる。

従来技術では、照射治療中に照射野をリアルタイムに監視することができず、推定に基づく照射を余儀なくされたが、本実施形態の放射線治療装置によれば、X線透視装置、X線CT装置、PET、DSA等の画像取得装置で、照射治療中に照射野をリアルタイムで監視することが可能となり、信頼性・安全性の高い照射治療が可能となる。また、リアルタイムに得られる上記の照射野画像を基にして画像追尾を行い、移動する照射野への追従照射が可能となる。

また本実施形態の放射線治療装置によれば、医師とのマンマシンインタフェースが図られるので、安全性・信頼性に優れた確実な放射線治療が可能となる。

本発明の第15の実施形態に係る放射線治療装置162について、図18～図26と同一部分には同一符号を付した図27～図42を参照して説明する。なお、図27～図29は図18～図20に相当し、図35は図25に相当し、図38～図39は図22～図23に相当し、図42は図26に相当するので、これら図において重複部分の説明は省略する。

本実施形態の照射ヘッド1000は、図27～図29及び図37A～図37Dに示すように、周回移動機構268及び第1及び第2の首振り機構1310、1320によりアーク

ガイドレール 2 0 9 に支持されている。周回移動機構 2 6 8 及び第 1 及び第 2 の首振り機構 1 3 1 0 , 1 3 2 0 は、アイソセンタ 2 0 5 a を中心とする二分の一球 (1 / 2 球) の範囲内で任意の照射位置に、照射ヘッド 1 0 0 0 を位置決める。

周回移動機構 2 6 8 は、ラック・アンド・ピニオン方式、ベルト方式等により照射ヘッド 1 0 0 0 をアークガイドレール 2 0 9 に沿って周回移動 (H 1) させる。

第 1 の首振り機構 1 3 1 0 は、図 3 7 A ~ 図 3 7 D に示すように、サーボモータを備え、照射ヘッド 1 0 0 0 をアークガイドレール 2 0 9 上でロータリー R F カプラ 2 1 6 の第 1 の軸 S 1 まわりに首振り動作させる。また、この場合、ロータリー R F カプラ 2 1 6 は、照射ヘッド 1 0 0 0 が首振りしたときの慣性力が小さくなるように、照射ヘッド 1 0 0 0 の慣性中心をほぼ通る軸上に設けられている。

第 2 の首振り機構 1 3 2 0 は、図 3 7 A ~ 図 3 7 D に示すように、サーボモータを備え、照射ヘッド 1 0 0 0 をロータリー R F カプラ 5 0 0 A , 5 0 0 B の第 2 の軸 S 2 まわりに首振り動作させる。ロータリー R F カプラ 5 0 0 A , 5 0 0 B は、照射ヘッド 1 0 0 0 が首振りしたときの慣性力が小さくなるように、照射ヘッド 1 0 0 0 の慣性中心をほぼ通る軸上に設けられている。ちなみに、本実施形態の照射ヘッド 1 0 0 0 は、全長が 5 0 0 ~ 6 0 0 m m 、幅 5 0 0 m m × 深さ 3 0 0 m m 、重量が 6 0 ~ 8 0 k g である。

また、照射ヘッド 1 0 0 0 は、導波管系 2 1 1 のロータリ

一 R F カプラ 2 1 6 に首振り可能に連結される。図 3 7 A に示すジンバル機構上の導波管 5 1 0 及びロータリー R F カプラ 5 0 0 によりマイクロ波発振器 2 7 0 に接続されている。

上記 2 軸の駆動 (G 1, H 1) により、照射ヘッド 1 0 0 0 は、アイソセンタ 2 0 5 a を中心とする 1 / 2 球殻上で、アイソセントリックな動きが可能になる。さらに、上記 2 軸の駆動 (S 1, S 2) により、照射ヘッド 1 0 0 0 は、1 / 2 球殻上で、擬似的にノンアイソセントリックな動きが可能となる。

この擬似ノンアイソセントリック動作は、照射ヘッド 1 0 0 0 の慣性中心まわりの首振り運動であるため、アイソセントリック動作と比べて格段に素早い動きとなる。擬似ノンアイソセントリックな高応答性の迅速な追尾モーションにより、例えば心鼓動等の早い動きに対してもヘッド照準を高応答かつ精密に追従させることが可能となる。

本実施形態において、照射野の移動に追従して照射するには、図 3 2、図 3 3 及び図 3 4 に示すように、画像データから得られるシフト量 DV_1 , DV_2 と、所定の算式とを用いて S 1 首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_1 と S 2 首振りドライブ軸まわりの微小変位角 θ_2 とを演算し、該演算結果に従って首振り機構 3 3 1, 3 3 2 の駆動をそれぞれ制御し、照射ヘッド 1 0 0 0 を微小変位角 θ_1 及び微小変位角 θ_2 の分だけ高速首振りさせる。これにより呼吸、心鼓動、蠕動、膀胱内の尿量等の動きを伴う腫瘍等の頸部下の患部 2 0 5 に対し、照射ヘッド 1 0 0 0 の照準が迅速かつ高応答に追

随させることが可能となり、放射線の高精度照射が実現される。ちなみに、本実施形態の放射線治療装置においては、取得画像の処理時間を含めて0.1秒以内に照射ヘッド1000を高速で首振り動作させることができ、照射野（患部）の動きに対して迅速に追従させることができる。

また、図40Aに示すように、導波管510の導波路550a, 550bはロータリーRFカプラ500の回転部材560, 570に取り囲まれた回転スペースに連通し、このなかを図40Bに例示するような管内モードでマイクロ波が導かれる。

システム制御装置280は、画像取得装置としてのX線CT装置230から照射野205の断層像データが入力されると、このデータに基づいて周回移動機構268、傾動機構、寝台207の駆動をそれぞれ制御することにより、アイソセンタ205aにある照射野205に照射ヘッド1000の照準を合わせる。

さらに、照射野205が動いた場合には、システム制御装置280はX線CT装置230からの入力データに基づいて画像追尾のための演算を行い、その演算結果に基づいて第1及び第2の首振り機構1310, 1320の動作をそれぞれ制御して照射ヘッド1000を首振りさせる。なお、照射ヘッド1000の首振り動作中はインターロックが作動して放射線の照射は禁止されるので、近傍部位の被曝量は最小限に抑えられる。

次に、本実施形態の照射ヘッド1000の詳細を説明する。

照射ヘッド 1 0 0 0 は、図 3 0 A ～ 図 3 0 C 及び 図 3 6 に示すように、ヘッド本体部をカバー 1 0 1 0 で覆い、該ヘッド本体部の先端側に放射線を出射するための出射部 1 2 0 0 が取付けられている。ヘッド本体部を覆うカバー 1 0 1 0 内には、電気回路／冷却水回路 1 1 6 0、加速管 1 1 0 0、RF 窓 5 2 0、導波管 5 1 0、ロータリー RF カプラの一部 5 0 0 B、排気管 1 0 7 0、イオンポンプ 1 1 2 0、ターゲット排気室 1 1 9 0、ターゲット 1 2 1 0、冷却板 1 2 2 0 が設けられている。また、加速管 1 1 0 0 の尾部の絶縁碍子 1 0 3 0 から外部電源に接続された図示しないケーブルがカバー 1 0 1 0 内に導入され、電子銃 1 0 4 0 のカソード 1 0 5 0 に接続されている。このカソード 1 0 5 0 と向き合ってアノード 1 0 6 0 が配置されている。カソード 1 0 5 0 とアノード 1 0 6 0 との間は、イオンポンプ 1 1 2 0 に連通する排気管 1 0 7 0 により排気される。電子銃 1 0 4 0 の電源は、システム制御装置 2 8 0 により制御される。なお、電子銃 1 0 4 0 は、加速管 1 1 0 0 から出射部 1 2 0 0 に続いている。また、絶縁碍子 1 0 3 0 から加速管 1 1 0 0 の先端までの長さは、約 3 6 0 mm である。

図 3 1 に示すように、電子銃 1 0 4 0 のアノード 1 0 6 0 の中央孔は、加速管 1 1 0 0 のバンチャ空洞 1 0 9 0 に連通している。加速管 1 1 0 0 は、電子銃 1 0 4 0 から出射された電子線を加速させ、高エネルギーの電子ビームを X 線ターゲット 1 2 1 0 に衝突させる。加速管 1 1 0 0 の内部には電子ビーム通過用の中央孔を有する加速空洞 1 1 1 0 b が配置

されている。加速空洞 1 1 1 0 b は、サイドカップルキャビティ 1 1 1 0 a を介して左右一对の側方排気管 1 0 8 0 にそれぞれ連通している。左右一对の側方排気管 1 0 8 0 は、イオンポンプ 1 1 2 0 に接続される。これにより左右一对の側方排気管 1 0 8 0 は、イオンポンプ 1 1 2 0 によって真空排気される。すなわち、加速管 1 1 0 0 の内部は、側方サイドカップルキャビティ 1 1 1 0 a 及び側方排気管 1 0 8 0 を介してイオンポンプ 1 1 2 0 により真空排気される。

加速管 1 1 0 0 には導波管 5 1 0 が連通している。導波管 5 1 0 はセラミック製の R F 窓 5 2 0 及びロータリー R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B を経由してマイクロ波発振器 2 7 0 に連通している。R F 窓 5 2 0 は、導波管 5 1 0 内に封入された S F 6 ガスの漏洩を防ぐとともに、マイクロ波を加速管 1 1 0 0 へ導入させる入口である。なお、マイクロ波発振器 7 0 は出力安定性に優れたクライストロン方式のものである。マイクロ波発振器 2 7 0 の電源回路はシステム制御装置 2 8 0 に接続されている。

出射部 1 2 0 0 は、カバー 1 0 1 0 で覆われたヘッド本体部の先端に設けられ、X 線ターゲット 1 2 1 0、ターゲット冷却板 1 2 2 0、一次コリメータ 1 2 3 0、フラットニングフィルタ 1 2 4 0 を備えている。電子銃 1 0 4 0 から加速管 1 1 0 0 を経てフラットニングフィルタ 1 2 4 0 に至るまでは電子ビームの光軸に沿って直列に並び、加速された電子線はターゲット排気室 1 1 9 0 を通って出射部 1 2 0 0 のターゲット 1 2 1 0 に入射するようになっている。

X線ターゲット1210は、高エネルギーの加速電子が入射して制動ふく射X線を出射する。このためX線ターゲット1210は、熱損傷を受け易い。この熱対策として、冷却板1220によりX線ターゲット1210を冷却する。なお、ターゲット1210にはタングステン、タンタル等の高融点金属単体またはこれらの合金を用いている。

一次コリメータ1230は、タングステンなどの放射線に対する遮蔽性に優れ、かつ熱中性子発生が少ない材料でつくられ、ターゲット1210からのX線をフラットニングフィルタ1240に導くものである。

フラットニングフィルタ1240は、ターゲット1210から出射される放射線（X線）の強度を平均化して均一なドーズ分布をもつ治療用放射線203aとするためのものである。

さらに、出射部1200の先端側には二次コリメータ1250及び線量計測用電離箱1260が取付けられている。二次コリメータ1250は、治療用放射線203aが透過できないタングステンなどの遮蔽性の高い材料でつくられ、中空部を通して線量計測用電離箱1260に治療用放射線203aが送られるようになっている。この二次コリメータ1250は一次コリメータ1230の端面部に着脱可能にネジ込まれている。

線量計測用電離箱1260は、二次コリメータ1250の先端に取付けられ、所定成分のガスが封入された電離箱であり、放電電荷を検出する図示しない検出回路が接続されてい

る。この検出回路はシステム制御装置 280 の入力側に接続されている。システム制御装置 280 は、線量計測用電離箱 1260 からの入力信号に基づいて照射ヘッド 1000 から出射される治療用放射線の線量を算出し、患者 204 が受ける治療用ドーズデータとしてメモリに保存するようになっている。

次に、図 35 を参照して本実施形態の放射線治療装置の制御システムについて説明する。

本実施形態装置の制御システムは、寝台 208、照射ヘッド 1000、X線CT装置 230、信号処理装置 231、マイクロ波発振器 270、システム制御装置 280、システムユーティリティ 290 からなり、システム制御装置 280 が全体を統括して制御する。

システム制御装置 280 は、システム制御計算機、システム管理アルゴリズム、画像追尾アルゴリズム、治療計画アルゴリズム、治療管理アルゴリズム、グラフィカルユーザインターフェイス、治療データベース、インターロックアルゴリズム、システムモニタ及び B I T を含む。

X線CT装置 230 は、信号処理装置 231 を経由してシステム制御装置 280 に接続されている。これにより画像取得が治療中にリアルタイムでなされ、医師はディスプレイ上に表示された取得画像を観ながら治療を行うことができるようになっている。

マイクロ波発振器 270 は、クライストロンモジュレータ・アンド・リニアックシステム制御装置、クライストロン

及びRFドライバを具備している。加速管1100にマイクロ波を供給するクライストロンは、導波管系211を介して照射ヘッド1000に接続される。

照射ヘッド1000のアイソセントリック駆動機構及び首振り駆動機構の各ドライバは、システム制御装置280に接続され、アイソセントリック照射時には、周回移動機構268が制御され、また擬似ノンアイソセントリック照射時には、2軸首振り機構1310、1320が制御される。

次に、本実施形態における首振り機構について、図32～図34と、図36、図37A～図37Dとを参照して詳細に説明する。

図36に示すように、本実施形態の照射ヘッド1000は、ヘッドカバー1010のジンバル構造支持フレーム1020に支持されている。支持フレーム1020は照射ヘッド1000の慣性中心を含むS1軸及びS2軸が通る位置座標に取付けられている。

図37Aに示すように、支持フレーム1020には導波管系211のロータリーRFカップラ216、一對のロータリーRFカップラ500A、500B、サーボモータからなるS1首振り機構1310、サーボモータからなるS2首振り機構1320がそれぞれ各辺に取付けられている。

図37Bに示すように、導波管系211のロータリーRFカップラ216は支持フレーム1020の一方側長辺の中央に取付けられ、これと向き合うようにS1首振り機構1310の駆動軸1310aがフレーム1020の対向長辺の中央に

取付けられている。駆動軸 1 3 1 0 a を回転駆動させると、図 3 4 に示すように S 1 ドライブ軸まわりに照射ヘッド 1 0 0 0 が首振りするようになっている。

図 3 7 D に示すように、一対のロータリー R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B は支持フレーム 1 0 2 0 の一方側短辺の中央に取付けられている。

図 3 7 C に示すように、一対のロータリー R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B に向き合うように S 2 首振り機構 1 3 2 0 の駆動軸 1 3 2 0 a が、支持フレーム 1 0 2 0 の対向短辺の中央に取付けられている。すなわち、S 2 首振り機構 1 3 2 0 の本体は、支持フレーム 1 0 2 0 側のブラケット 1 0 2 0 a に固定支持され、駆動軸 1 3 2 0 a は、軸受 1 3 3 0 を介して支持フレーム 1 0 2 0 に回転可能に支持されている。駆動軸 1 3 2 0 a を回転駆動させると、図 3 3 に示すように、S 2 ドライブ軸まわりに照射ヘッド 1 0 0 0 が首振りする。

図 3 7 A に示すように、導波管系 2 1 1 の各リンクアーム 2 1 3, 2 1 5 内には導波管 5 1 0 が設けられている。各関節部 2 1 4, 2 1 6 内には、ロータリー R F カプラ 5 0 0 が設けられている。一対のロータリー R F カプラ 5 0 0 A, 5 0 0 B を通って照射ヘッド内の加速管 1 1 0 0 に、マイクロ波が導入される。

次に、本実施形態の放射線と治療装置 1 6 2 の動作、特に、治療用放射線の直接線、漏洩線及び散乱線の検出器への影響を防止し、画像取得用 X 線の照射と治療用放射線の照射とのリアルタイム時分割処理を実現する方法を、図 4 1 に示すタ

イメージチャートを参照して説明する。

先ず放射線治療装置 1 6 2 のメインスイッチを ON すると、治療用寝台システム 2 0 7、2 0 8、照射ヘッド 1 0 0 0、X 線 C T 装置 2 3 0、マイクロ波発振器 2 7 0、システム制御装置 2 8 0、システムユーティリティ 2 9 0 の電源がそれぞれ待機状態となる。天板 2 0 8 が移動して患者 2 0 4 を治療エリア内に移動させる。このとき、X 線 C T 装置 2 3 0 及び／又は寝台 2 0 7 を移動させて、患部 2 0 5 がアイソセントリック位置合わせ完了後、X 線 C T 装置 2 3 0 によるリアルタイム画像取得と、照射ヘッド 1 0 0 0 による放射線治療とを開始する。

図 4 1 中の時間 t_0 において、X 線 C T 装置 2 3 0 は、照射野 2 0 5 に向けて画像取得用 X 線 2 0 3 b の照射を開始する。その透過像を図 4 1 に示す時間 $t_0 \sim t_1$ において取得画像として検出する。なお、被曝を最小限度とするため画像取得用 X 線 2 0 3 b の照射時間も時間 $t_0 \sim t_1$ の間に限定する。また、少なくとも画像取得用 X 線 2 0 3 b を照射している時間 $t_0 \sim t_1$ において、治療用放射線 2 0 3 a の直接線、漏洩線及び散乱線が検出器に影響を与えないようにするため、照射ヘッド 1 0 0 0 は、治療用放射線 2 0 3 a を出射しないようにインターロックされている。

検出された取得画像は、時間 $t_1 \sim t_2$ において取り込まれる（収録される）。取り込まれた取得画像の追尾画像データなどの情報は、時間 $t_2 \sim t_3$ において信号処理装置 2 3

1 やシステム制御装置 280 で処理され、処理画像をディスプレイ上に表示される。また、この画像追尾計算の結果、処理された情報は、位置補正データとして、首振り機構 1310, 1320 に送られる。そして、時間 $t_0 \sim t_3$ までと同じ画像取得から画像処理までのサイクルが、時間 t_3 以降、繰返される。

時間 $t_3 \sim t_5$ にかけて次の画像検出と画像取り込みが行なわれている間に、首振り機構 1310, 1320 の首振りサーボは、位置補正データとして送られてきた画像追尾計算の結果を基に、微小首振り角 θ_1 及び θ_2 、駆動される。首振り機構 1310, 1320 を駆動させている時間 $t_3 \sim t_5$ の間、治療用放射線 203a を照射しないように、照射ヘッド 1000 は、安全性を考慮してインターロックされている。

首振り機構 1310, 1320 が停止する時間 t_5 において、照射ヘッド 1000 のインターロックは、解除され、治療用放射線 203a は、照射されはじめる。治療用放射線 203a の照射時間は、次に首振り機構 1310, 1320 が駆動されるまでの、時間 $t_5 \sim t_6$ である。また、この時間 $t_5 \sim t_6$ と同期して、時間 $t_3 \sim t_5$ の間に取得された取得画像の追尾画像データの画像追尾計算が実行される。時間 t_6 において、3 回目の画像検出と2回目の首振りサーボ駆動が開始され、2 回目の画像追尾計算と1回目の治療用放射線 203a の照射が完了する。

治療用放射線 203a の照射停止後、時間 t_6 に画像取得

用 X 線 2 0 3 b の照射を開始し、時間 t_6 から始まる次の画像処理のサイクルに移行する。時間 t_0 から 3 回目の画像取り込み後のタイミング t_8 に照射ヘッド 1 0 0 0 のインターロックが解除され、2 回目の治療用放射線 2 0 3 a の照射が再開される。

このように、画像処理のサイクルと首振り及び照射のサイクルとは、互いにオーバーラップしている。ある画像処理のサイクルの間に行なわれる首振りヘッドの駆動及び治療用放射線 2 0 3 a の照射を行なうサイクルは、この画像処理のサイクルの 1 つ前に行なわれた画像処理のサイクルの情報に基づいて行なわれる。

なお、心鼓動などの早い動きに追従する場合、画像検出の開始から、照射ヘッド 1 0 0 0 を首振りさせて、治療用放射線 2 0 3 a を照射し終わるまでの時間 $t_0 \sim t_6$ は、0.1 秒以内が一つの目安とされている。そこで、図 4 1 に示すタイムチャートは、画像処理の 1 サイクル及び首振り及び照射の 1 サイクルをそれぞれ 0.05 秒とした場合を示している。したがって、図 4 1 に示すタイムチャート中の時間は、一例であって、これ以外の時間間隔で実施されてもよい。

また、画像取得や画像追尾計算に異常が生じた場合、その時点で治療用放射線 2 0 3 a の照射を停止するようにインターロックをかけ、安全性を向上させる。なお、本実施形態の放射線治療装置 1 6 2 では、照射ヘッド 1 0 0 0 の首振り及び位置決めが正常に行われたことを確認してから治療用放射線 2 0 3 a の照射がなされるよう構成されている。

このように本実施形態の放射線治療装置 1 6 2 において、画像検出のサイクル、画像取込のサイクル、画像追尾計算のサイクル、それに基づくヘッド首振り制御のサイクル、治療用放射線 2 0 3 a の照射のサイクルが繰返され、寝台 2 0 7 の 1 / 2 球殻の位置から照射野 2 0 5 への追従照射による治療が行われる。

上述した本実施形態の放射線治療装置 1 6 2 の治療方法は、図 4 2 の (a) ~ (e) にて示される。この図 4 2 は、図 2 6 と同様なので説明は省略する。

上述した本実施形態の放射線治療装置 1 6 2 によれば、画像処理時間を含めて 0 . 1 秒以内に照射ヘッド 1 0 0 0 を高速首振り動作させ、照射野 (患部) の動きに対して追従させることができるので、高精度な放射線の照射を実現することができる。

このように本実施形態の放射線治療装置 1 6 2 は、患部の動きに対応して高応答かつ高精度にノンアイソセントリック照射することが可能であるので、呼吸、心鼓動、蠕動、膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて腫瘍等の照射対象が移動する頸部以下の部位を治療対象とすることができる。

本発明の第 1 6 の実施形態に係る放射線治療装置 1 6 3 について、図 4 3 及び図 4 4 を参照して説明する。なお、図 4 3 及び図 4 4 において、先の図と重複する部分は、同じ符号を付してその説明は省略する。

本実施形態の放射線治療装置 1 6 3 は、回転ドラム 2 9 9

上に、照射ヘッド 1 0 0 0、X 線 C T 装置の X 線管である画像取得用 X 線源 2 9 7 及びセンサアレイ 2 9 8 を搭載した構成であり、第 3 世代 X 線 C T 装置等のドラム部上に、照射ヘッド 1 0 0 0 を装備した構造としている。回転ドラム 2 9 9 の回転中心は、アイソセンタ 2 0 5 a とされている。照射ヘッド 1 0 0 0 は、4 M e V ~ 1 0 M e V の放射線を発生する線形加速器を搭載し、図示のように 2 軸 (S 1 , S 2) の首振り機構を有し、これらの首振り機構による動作によって、回転ドラム 2 9 9 の回転軸周りにノンアイソセントリックな照射が可能である。なお、S 2 軸の首振りには、回転ドラム 2 9 9 の回転に伴う照準角度補正も含める必要があるが、S 1 軸の首振りに関しての照準角度補正は不要である。

画像取得用 X 線源 2 9 7 及びセンサアレイ 2 9 8 は、照射ヘッド 1 0 0 0 と干渉を生じない回転ドラム 2 9 9 上に所定箇所にそれぞれ取付けられ、画像取得用 X 線源 2 9 7 とセンサアレイ 2 9 8 とは互いに向き合っている。センサアレイ 2 9 8 は Multi Law タイプの多列センサである。

次に、本発明の第 1 7 の実施形態に係る放射線治療装置 1 6 4 について、図 4 5 を参照して説明する。なお、図 4 5 において、先の図と重複する部分は、同一の符号を付してその説明を省略する。

本実施形態の放射線治療装置 1 6 4 は、回転ドラム 2 9 9 上に、照射ヘッド 1 0 0 0 と、X 線源 2 9 7 A , 2 9 7 B 及びセンサアレイ 2 9 8 A , 2 9 8 B が装備されている。この X 線源 2 9 7 A とセンサアレイ 2 9 8 A とのセットと、X 線

源 2 9 7 B とセンサアレイ 2 9 8 B とのセットとはそれぞれ X 線透視装置として機能する。2 つの X 線透視装置の目視線は互いに一致しないようになっている。これにより患者 2 0 4 の体内のランドマーク又は微小金プレート等のマーカを写し込んだ X 線透視画像を 2 軸方向について取得することができ、患部位置の動きを把握可能としている。なお、X 線透視画像の画像強調方法としては、造影剤を用いて D S A のような画像処理を行うことも可能である。なお、照射ヘッド 1 0 0 0 は、第 1 6 の実施形態で説明した放射線治療装置 1 6 3 の照射ヘッド 1 0 0 0 と同様である。

産業上の利用可能性

本発明によれば、優れた治療性能を有する放射線治療装置を提供することが可能となる。

請 求 の 範 囲

1. 放射線を出射する放射線発生装置と、
出射される放射線が1点で交差するようにアイソセンタを中心
に前記放射線発生装置を所定の半径の軌道に沿って移動さ
せるガイドと、

前記アイソセンタを通して前記軌道が形成する平面と平行
に配置される傾倒軸を中心に前記ガイドを回転させる支持部
材とを備える放射線治療装置。

2. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、互いに交差する2つの回動軸を介して前記
放射線発生装置を枢支する可動部材を備える。

3. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記可動部材は、前記ガイドに設けられる少なくとも1対
のレールに取付けられる。

4. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、前記アイソセンタに対して正反対の方位か
ら放射線を照射する範囲以上に前記放射線発生装置を移動さ
せる移動範囲を有している。

5. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、前記傾倒軸上の1か所で前記支持部材に支
持される。

6. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、前記傾倒軸上のアイソセンタの両側2か所
で前記支持部材に支持される。

7. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、円弧状に設けられ、前記アイソセンタを水平に通る傾倒軸で前記支持部材に枢支される。

8. 請求項 1 に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、円弧状に設けられ、前記アイソセンタを鉛直に通る傾倒軸で前記支持部材に枢支される。

9. 請求項 1 に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、環状に形成され、前記アイソセンタを水平に通る傾倒軸で前記支持部材に枢支される。

10. 請求項 1 に記載の放射線治療装置において、

前記ガイドは、環状に形成され、前記アイソセンタを鉛直に通る傾倒軸で前記支持部材に枢支される。

11. 請求項 1 に記載の放射線治療装置において、

前記支持部材は、前記アイソセンタよりも床に近い位置に取付けられる。

12. 請求項 1 に記載の放射線治療装置において、

前記支持部材は、前記アイソセンタよりも天井に近い位置に取付けられる。

13. 請求項 5 に記載の放射線治療装置は、

前記支持部材が前記ガイドを枢支する箇所に、前記傾倒軸を中心に前記ガイドを回転させる駆動装置を備える。

14. 請求項 6 に記載の放射線治療装置は、

前記支持部材が前記ガイドを枢支する箇所の少なくとも 1 つに、前記傾倒軸を中心に前記ガイドを回転させる駆動装置を備える。

15. 請求項 2 に記載の放射線治療装置において、

前記可動部材は、ガイドの外周側に取り付けられたベルトを掴んで移動する駆動装置を備える。

16. 請求項1に記載の放射線治療装置において、

前記放射線発生装置は、放射線を出射する窓の形状が変化する可変式コリメータを備える。

17. 請求項1に記載の放射線治療装置は、

前記アイソセンタを含む範囲の放射線透過画像の情報を取得するイメージャをさらに備える。

18. 請求項17に記載の放射線治療装置において、

前記イメージャは、出射する放射線が前記アイソセンタで交差する放射線透過画像取得用の複数の放射線源と、これらの放射線源と対に設けられて前記放射線源から出射されて前記アイソセンタを通過した放射線をそれぞれ検出する検出器とを備える。

19. 請求項17に記載の放射線治療装置は、

前記イメージャで取得した情報を基に前記放射線発生装置を枢支する前記可動部材の2つの軸を制御する制御装置をさらに備える。

20. 請求項17に記載の放射線治療装置は、

前記放射線発生装置から出射される放射線の断面形状を変化させる可変式コリメータと、前記イメージャで取得した情報を基に前記可変式コリメータの前記窓の形状を変化させる制御装置とを備える。

21. 請求項17に記載の放射線治療装置において、

前記イメージャは、X線CTスキャナである。

2 2 . 請 求 項 1 に 記 載 の 放 射 線 治 療 装 置 は、

前記放射線発生装置に導波管を通してマイクロ波を供給するマイクロ波源を前記可動部材及び前記ガイドと離れた位置に備える。

2 3 . 請 求 項 1 に 記 載 の 放 射 線 治 療 装 置 は、

前記アイソセンタを含む範囲に照射対象を位置決めする可動台をさらに備える。

2 4 . 請 求 項 2 3 に 記 載 の 放 射 線 装 置 に お い て、

前記可動台は、照射対象を載せるスライドボードと、互いに直交する3つの軸に沿って前記スライドボードを移動させる駆動機構とを備える。

2 5 . 治 療 用 放 射 線 を 出 射 す る 放 射 線 発 生 装 置 と、

前記放射線発生装置を搭載した可動部材と、

前記可動部材を所望の向きに位置決めするマニピュレータと、

前記放射線発生装置から出射される前記治療用放射線の照射野を変化させる可変式コリメータと、

前記治療用放射線が照射される照射対象の3次元位置および3次元形状を検出する診断用イメージャと、

前記診断用イメージャによって検出された前記照射対象の3次元位置と3次元形状、及び前記照射対象に対する前記治療用放射線の照射角度を基に、前記可変式コリメータの出射口を、この出射口から出射される治療用放射線の照射野が前記3次元位置及び3次元形状を追尾するように制御する制御装置と、

前記照射対象を前記治療用放射線の照射野に位置決めする
3 軸直交型の位置決め装置とを備える放射線治療装置。

2 6 . 治療用放射線を出射する放射線発生装置と、
前記放射線発生装置を搭載した可動部材と、
患者を中心に前記可動部材を回転させるガントリと、
前記治療用放射線の照射野を変化させる可変式コリメータ
と、

前記治療用放射線が照射される照射対象の 3 次元位置及び
3 次元形状を検出する診断用イメージャと、

前記診断用イメージャによって検出された前記照射対象の
3 次元位置と 3 次元形状、及び前記照射対象に対する前記治
療用放射線の照射角度を基に、前記可変式コリメータの出射
口をこの出射口から出射される治療用放射線の照射野が前記
3 次元位置及び 3 次元形状を追尾するように制御する制御装
置と、

前記照射対象を前記治療用放射線の照射野に位置決めする
3 軸直交型の位置決め装置とを備える放射線治療装置。

2 7 . 請求項 2 5 に記載の放射線治療装置において、

前記可動部材は、前記治療用放射線の出射方向と交差する
軸周りに回転する。

2 8 . 請求項 2 6 に記載の放射線治療装置において、

前記可動部材は、前記治療用放射線の出射方向と交差する
軸周りに回転する。

2 9 . 請求項 2 5 に記載の放射線治療装置は、

前記放射線発生装置にマイクロ波を供給するマイクロ波源

を前記可動部材と離して設け、前記マイクロ波源から前記放射線発生装置までマイクロ波を伝播する導波管を備える。

30. 請求項26に記載の放射線治療装置は、

前記放射線発生装置にマイクロ波を供給するマイクロ波源を前記可動部材と離して設け、前記マイクロ波源から前記放射線発生装置までマイクロ波を伝播する導波管を備える。

31. 請求項25に記載の放射線治療装置において、

前記診断用イメージャは、

出射される診断用X線が前記照射対象で互いに交差する複数のX線源と、

このX線源と対に設けられて前記照射対象を透過した前記診断用X線を検出する検出器と、

これらの検出器で検出された前記診断用X線を基に前記照射対象の3次元位置及び3次元形状を求める解析装置とを備える。

32. 請求項26に記載の放射線治療装置において、

前記診断用イメージャは、

出射される診断用X線が前記照射対象で互いに交差する複数のX線源と、

このX線源と対に設けられて前記照射対象を透過した前記診断用X線を検出する検出器と、

これらの検出器で検出された前記診断用X線を基に前記照射対象の3次元位置及び3次元形状を求める解析装置とを備える。

33. 請求項25に記載の放射線治療装置において、

前記診断用イメージャは、X線CTスキャナである。

34. 請求項26に記載の放射線治療装置において、

前記診断用イメージャは、X線CTスキャナである。

35. 請求項25に記載の放射線治療装置において、

前記制御装置は、前記診断用イメージャによって検出された前記照射対象の3次元位置及び3次元形状を基に、前記照射対象の前記放射線発生装置から見た投影面積に対応させて、前記可変式コリメータの出射口を変化させる。

36. 請求項26に記載の放射線治療装置において、

前記制御装置は、前記診断用イメージャによって検出された前記照射対象の3次元位置及び3次元形状を基に、前記照射対象の前記放射線発生装置から見た投影面積に対応させて、前記可変式コリメータの出射口を変化させる。

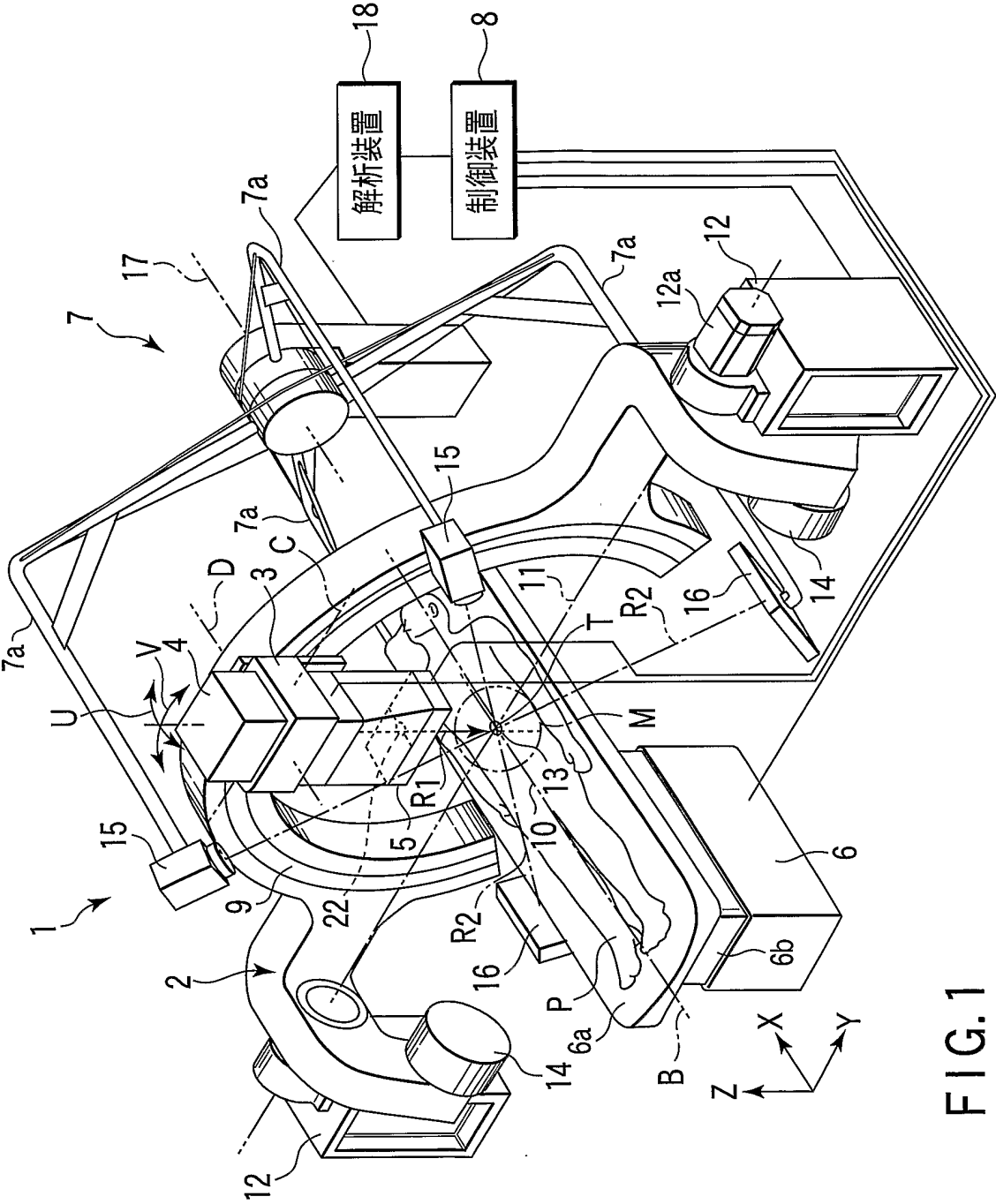
37. 診断用イメージャの検出範囲内に位置決めされた患者の治療対象部位の3次元位置及び3次元形状を前記診断用イメージャで検出し、治療用放射線の照射角度と、前記診断用イメージャで検出された治療対象部位の3次元位置及び3次元形状とを基に、前記治療用放射線を通過させる可変式コリメータの出射口の位置及び形状を前記治療用放射線の照射方向から見た前記治療対象部位の投影断面積に対応させて連続的に変化させ、前記治療用放射線の照射野を前記治療対象部位に連続的に追尾させる治療用放射線の照射方法。

38. 診断用イメージャを備える放射線治療装置の制御方法において、

前記診断用イメージャの検出範囲内に位置決めされた患者

の治療対象部位の３次元位置及び３次元形状を前記診断用イメージャで検出し、

治療用放射線の照射角度と、前記診断用イメージャで検出された治療対象部位の３次元位置及び３次元形状とを基に、前記治療用放射線の照射野を前記治療対象部位に連続的に追尾させるべく前記治療用放射線を通過させる可変式コリメータの出射口の位置及び形状を前記治療用放射線の照射方向から見た前記治療対象部位の投影断面積に対応させて連続的に変化させる放射線治療装置の制御方法。



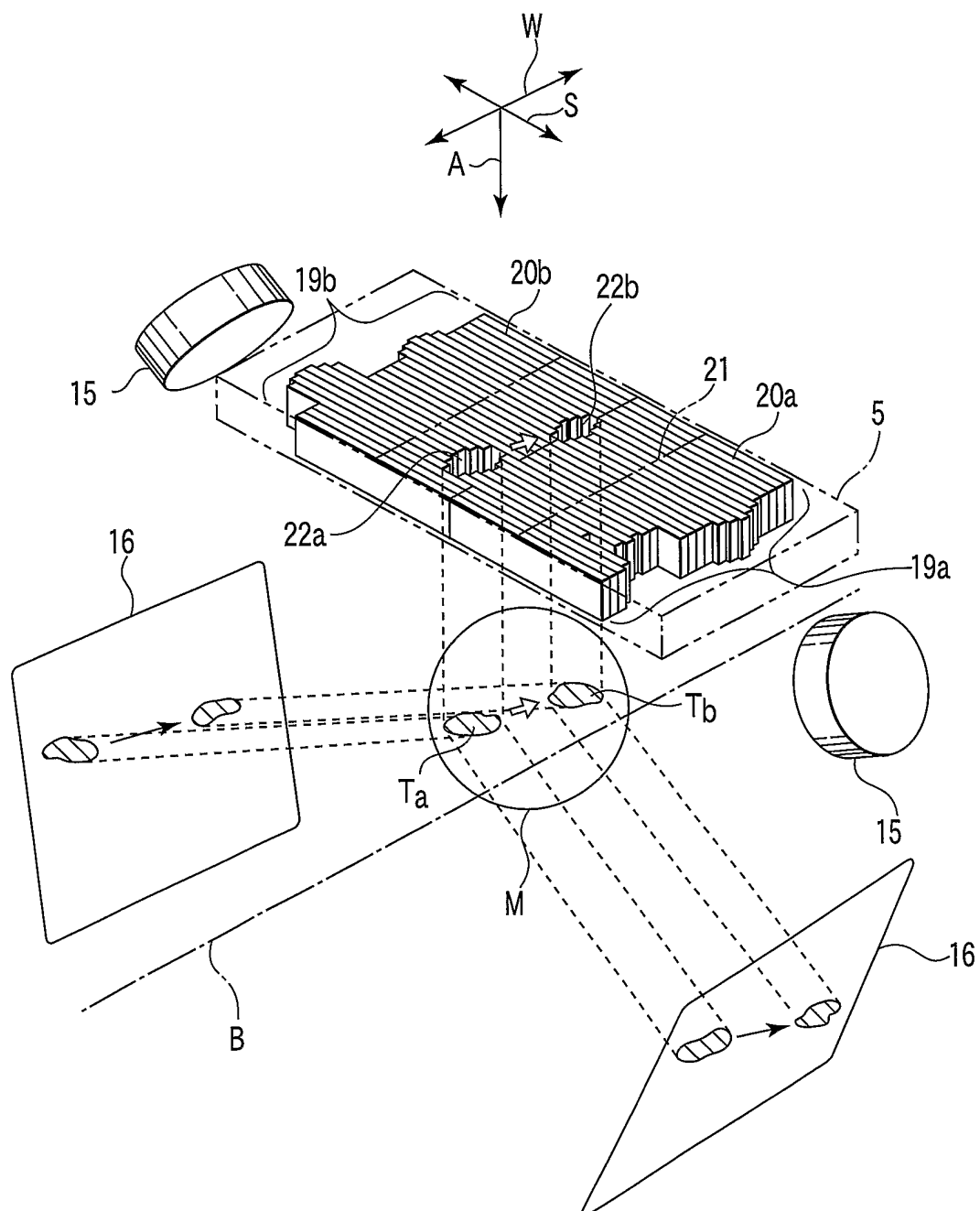


FIG. 2

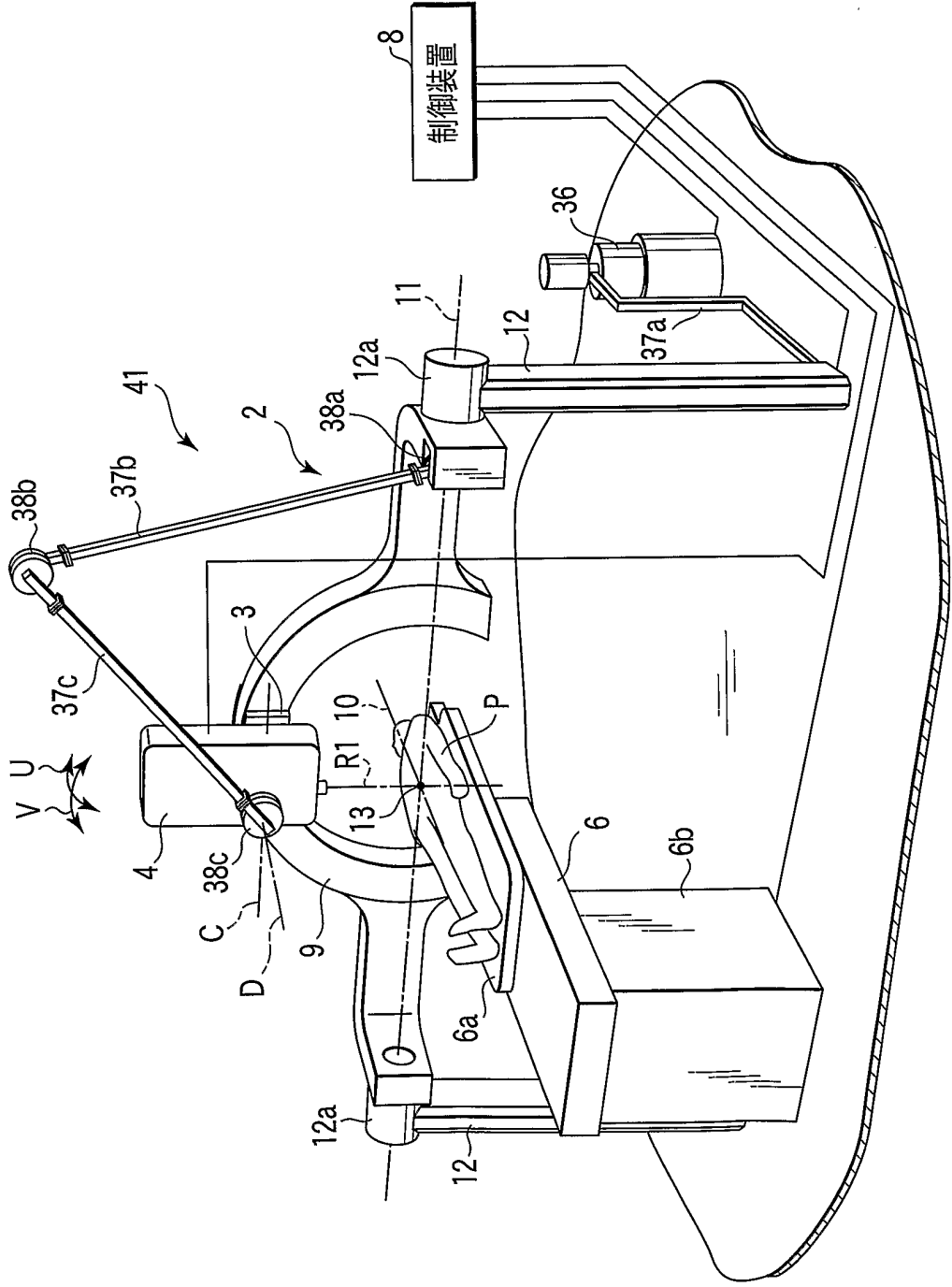


FIG. 3

4/40

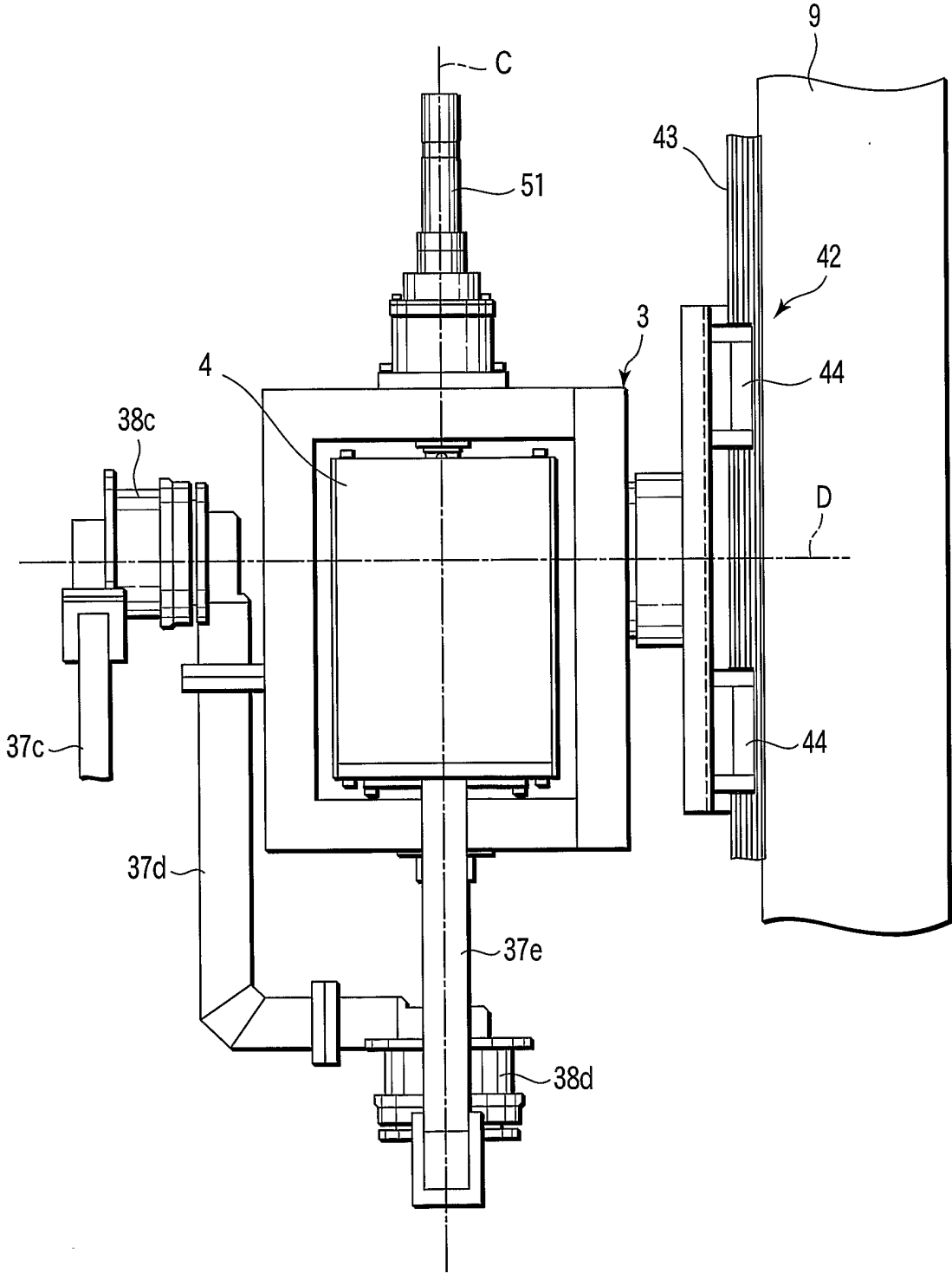


FIG. 4

6/40

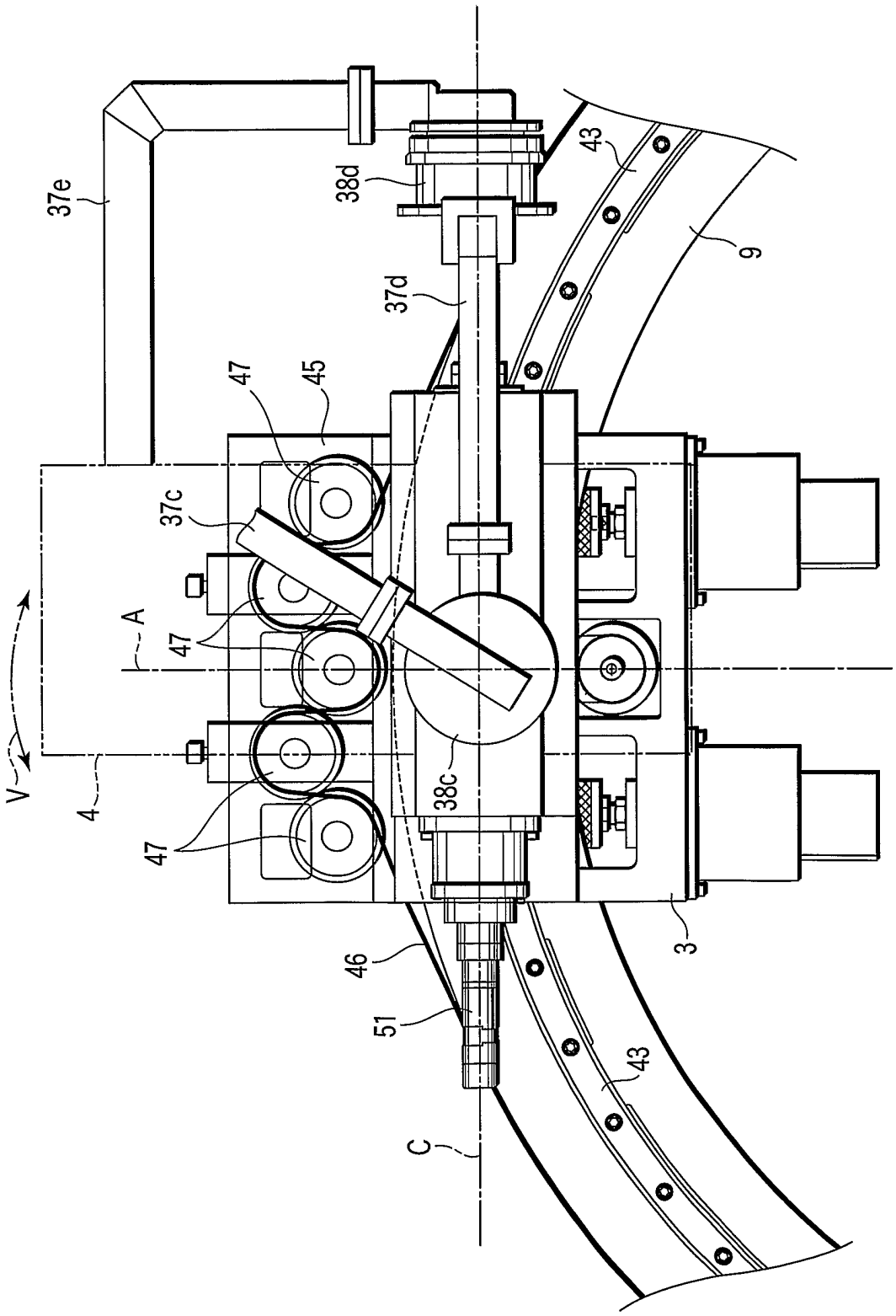


FIG. 6

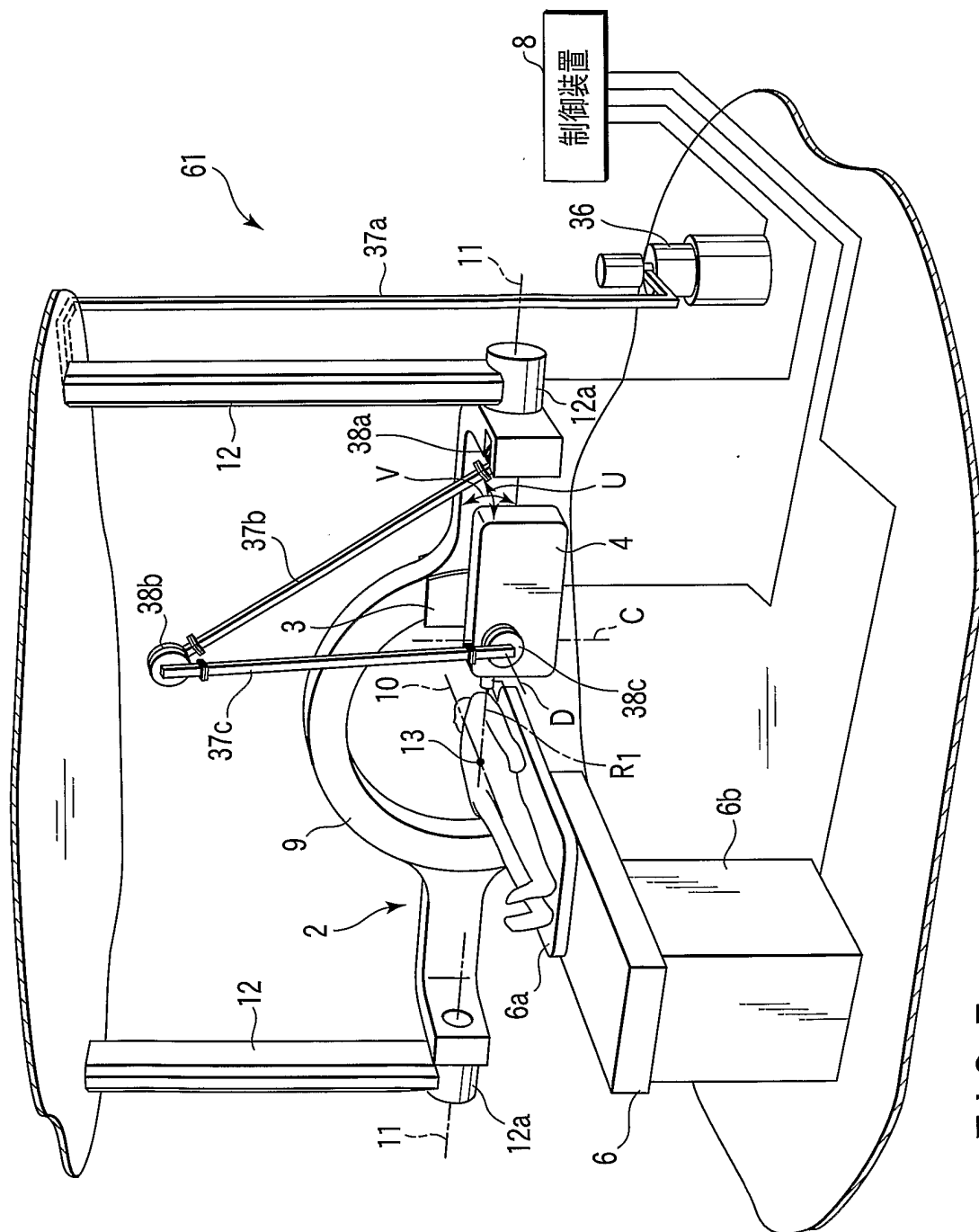


FIG. 7

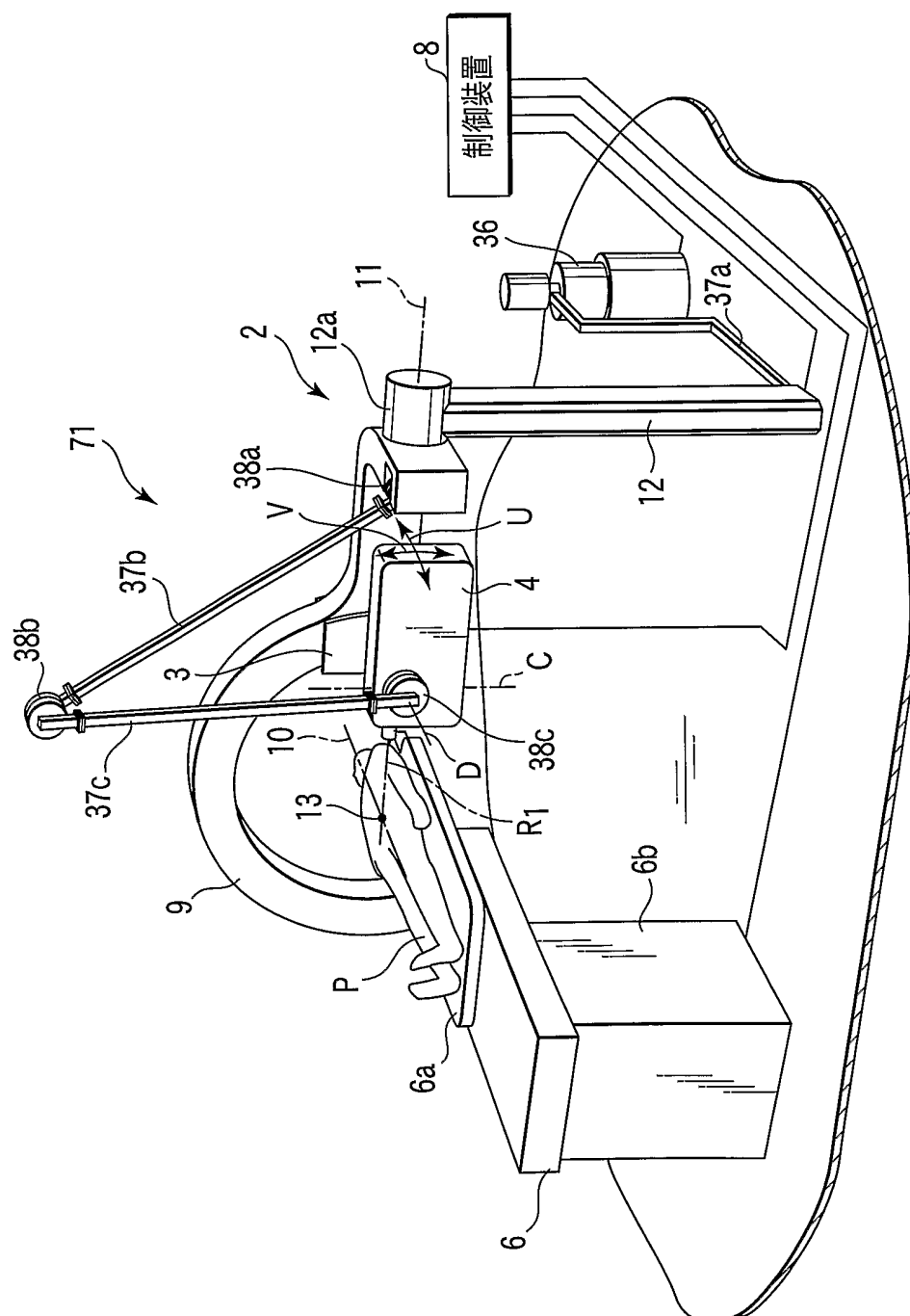


FIG. 8

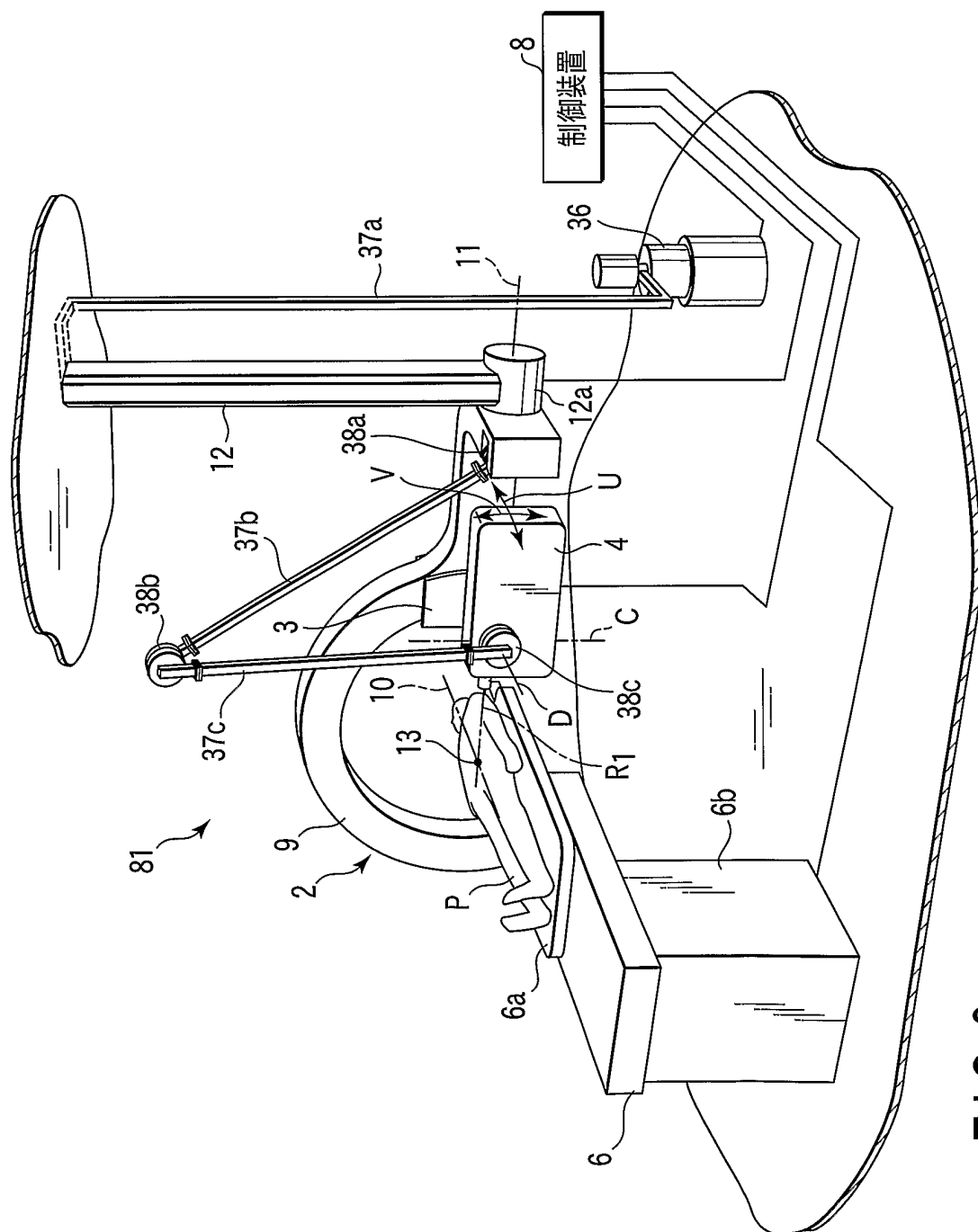


FIG. 9

10/40

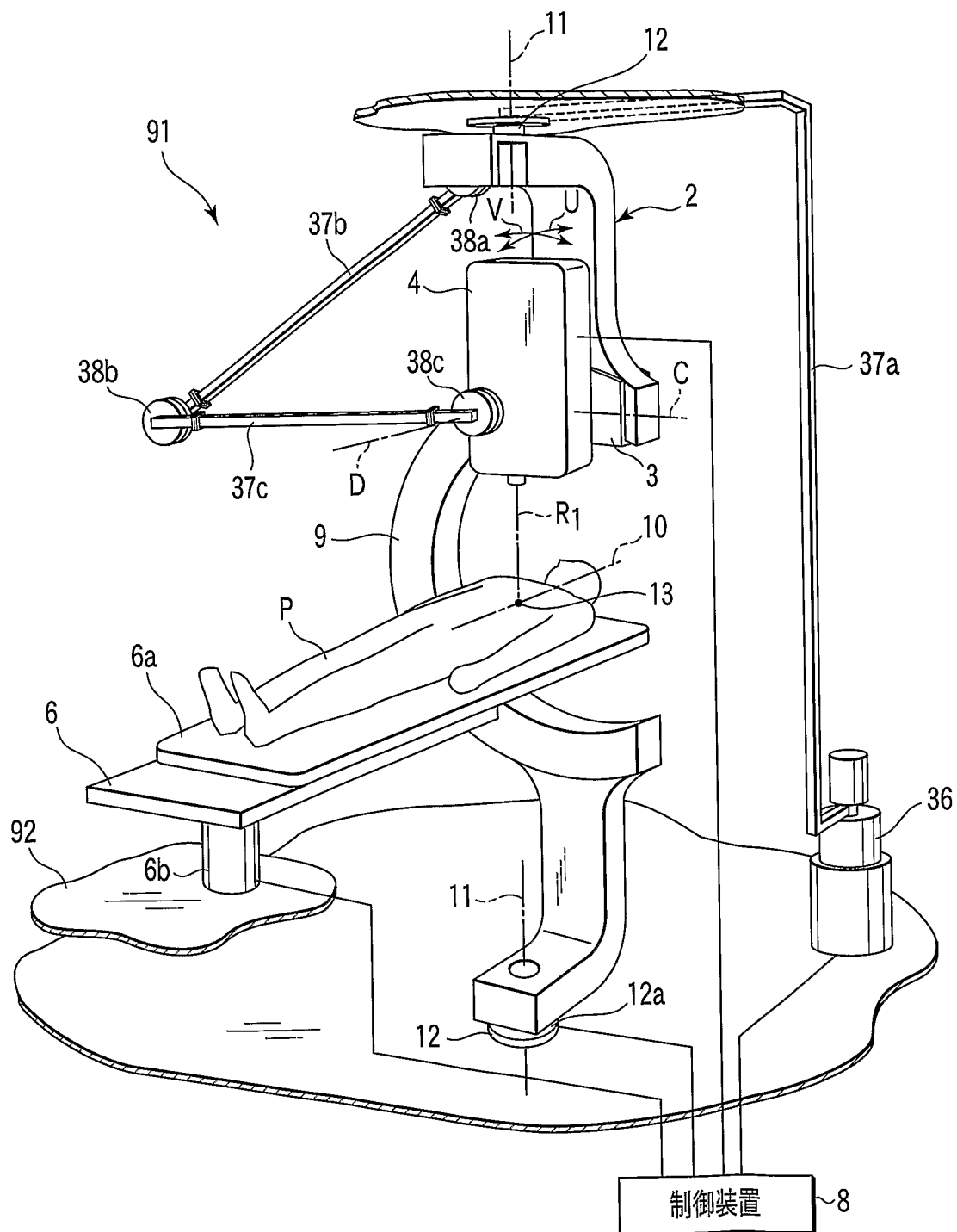


FIG. 10

11/40

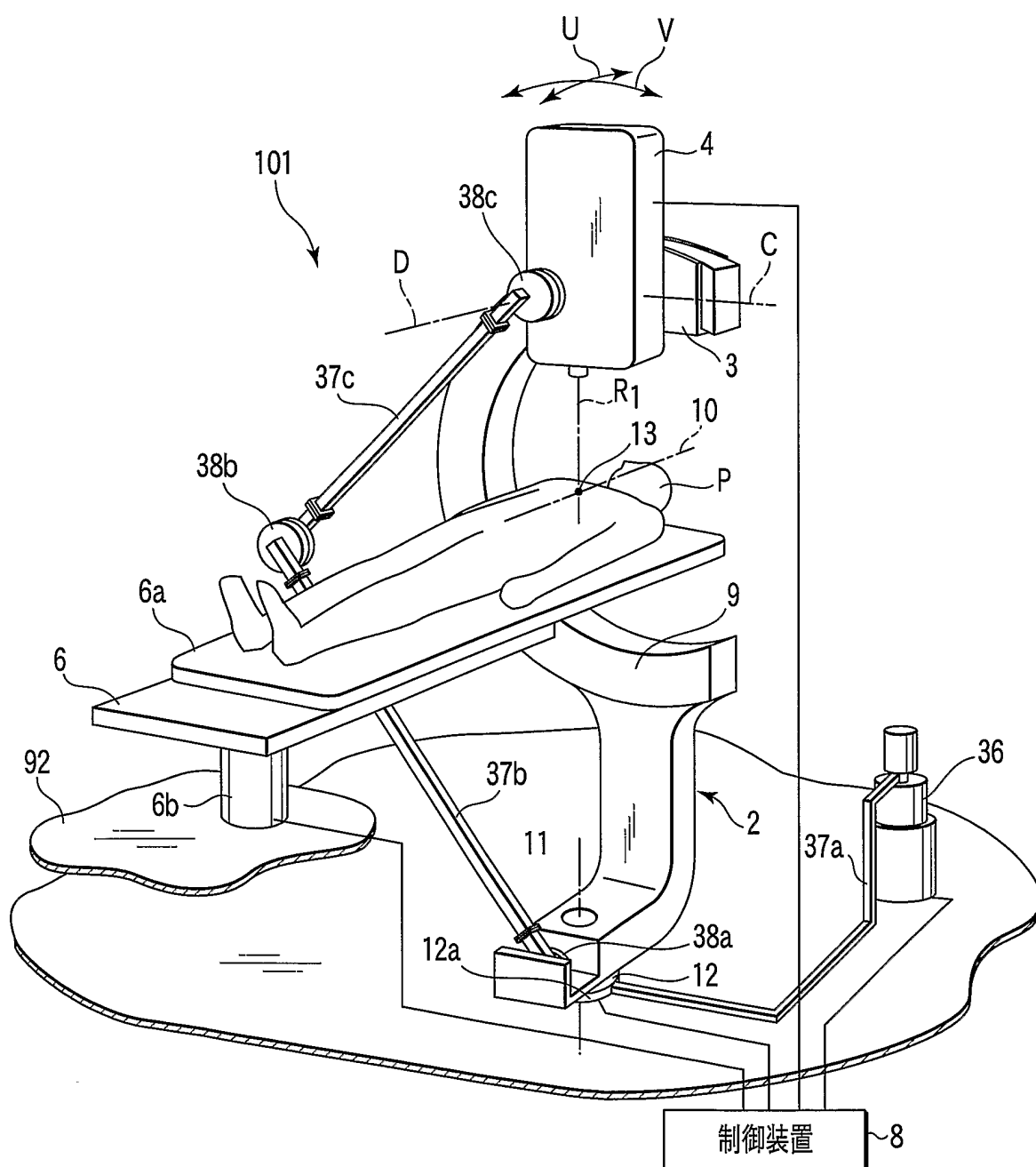


FIG. 11

12/40

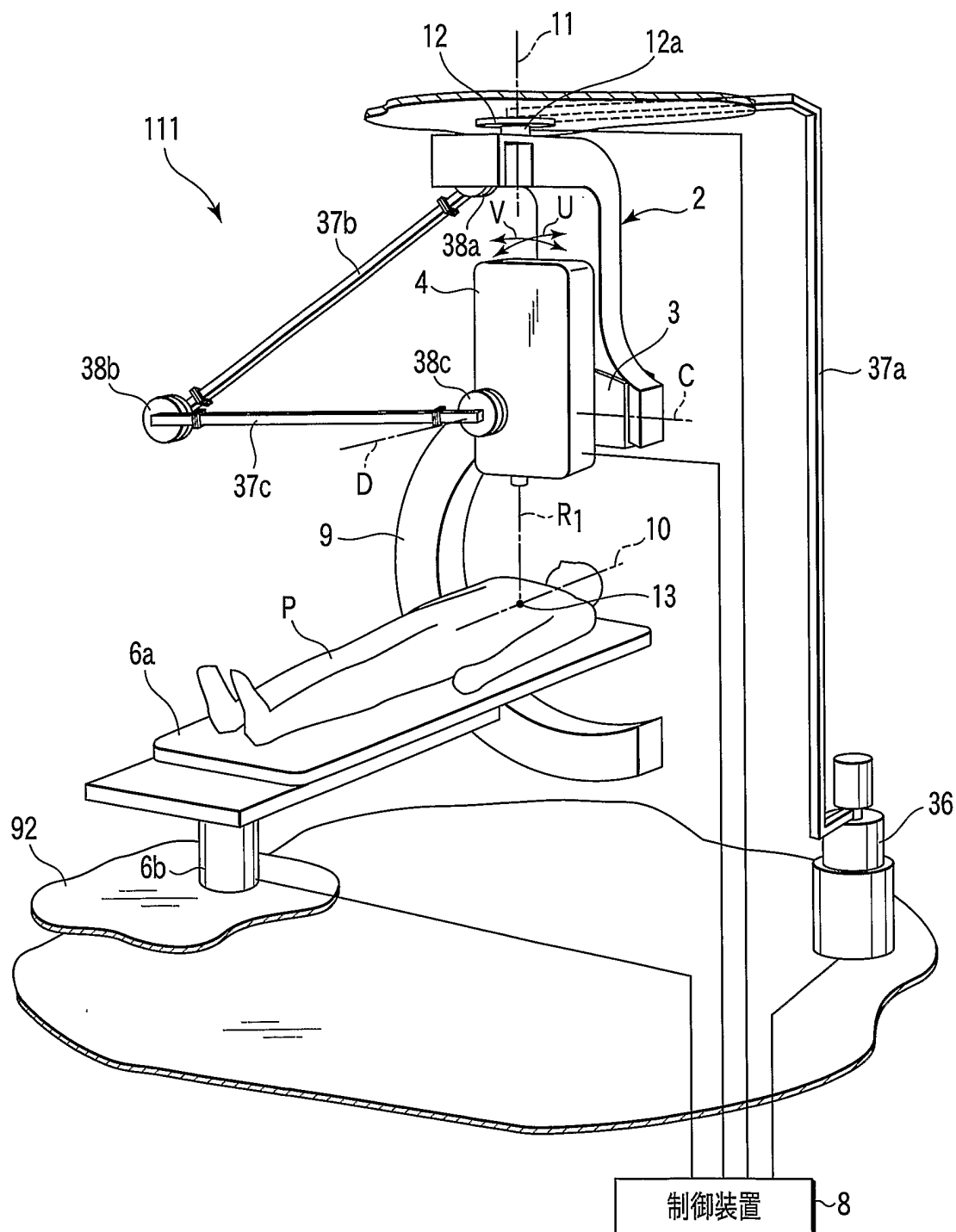
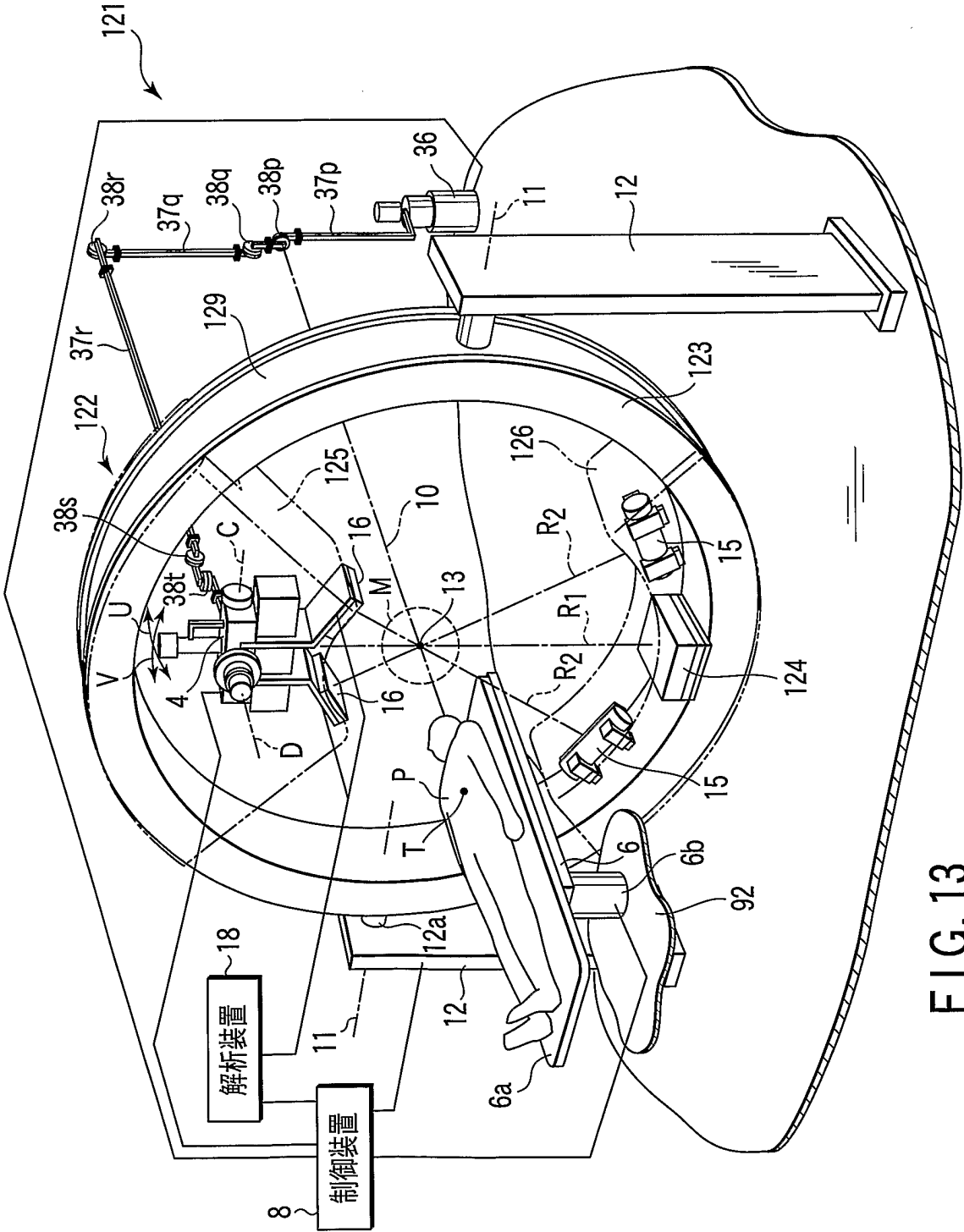


FIG. 12



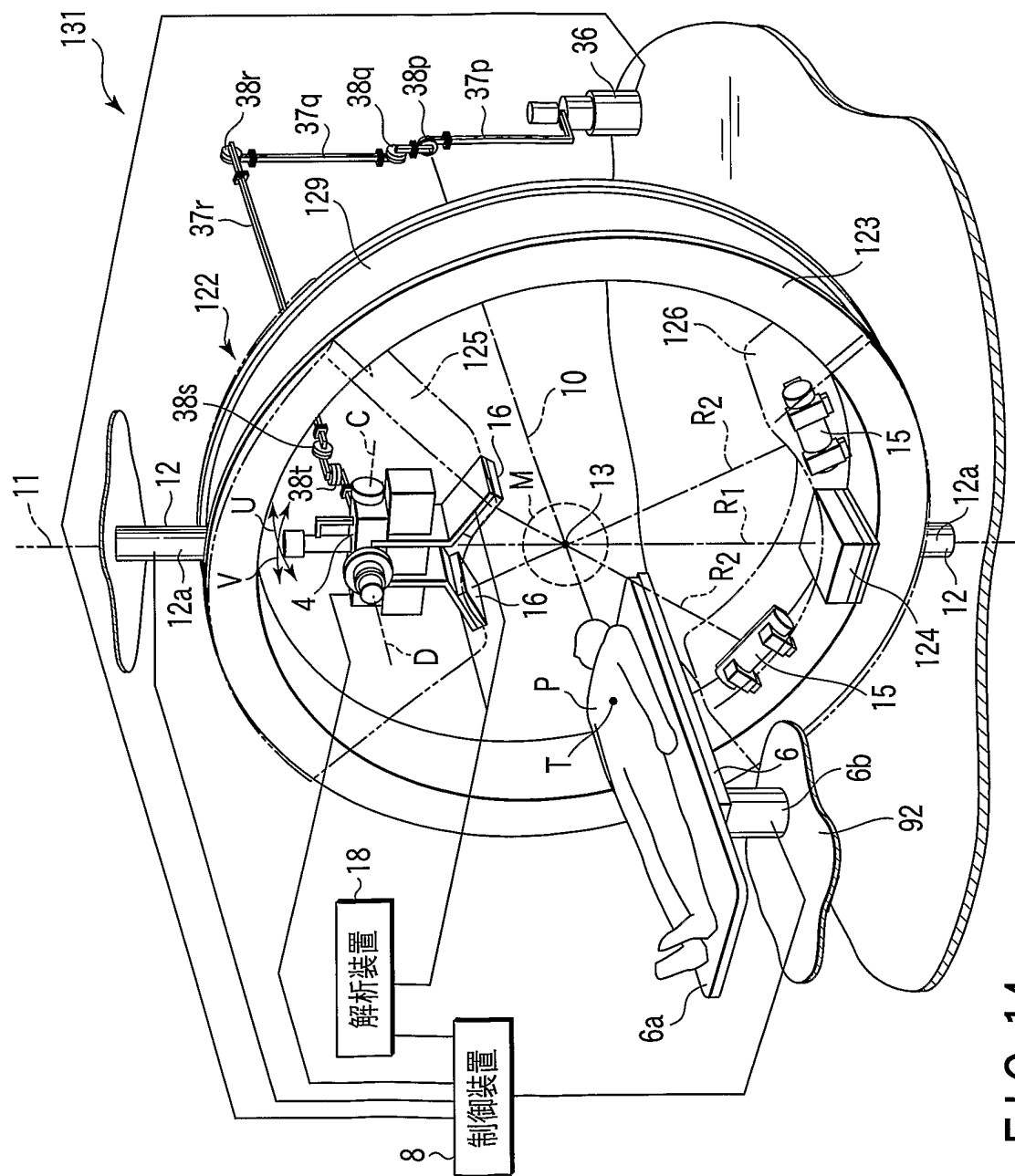


FIG. 14

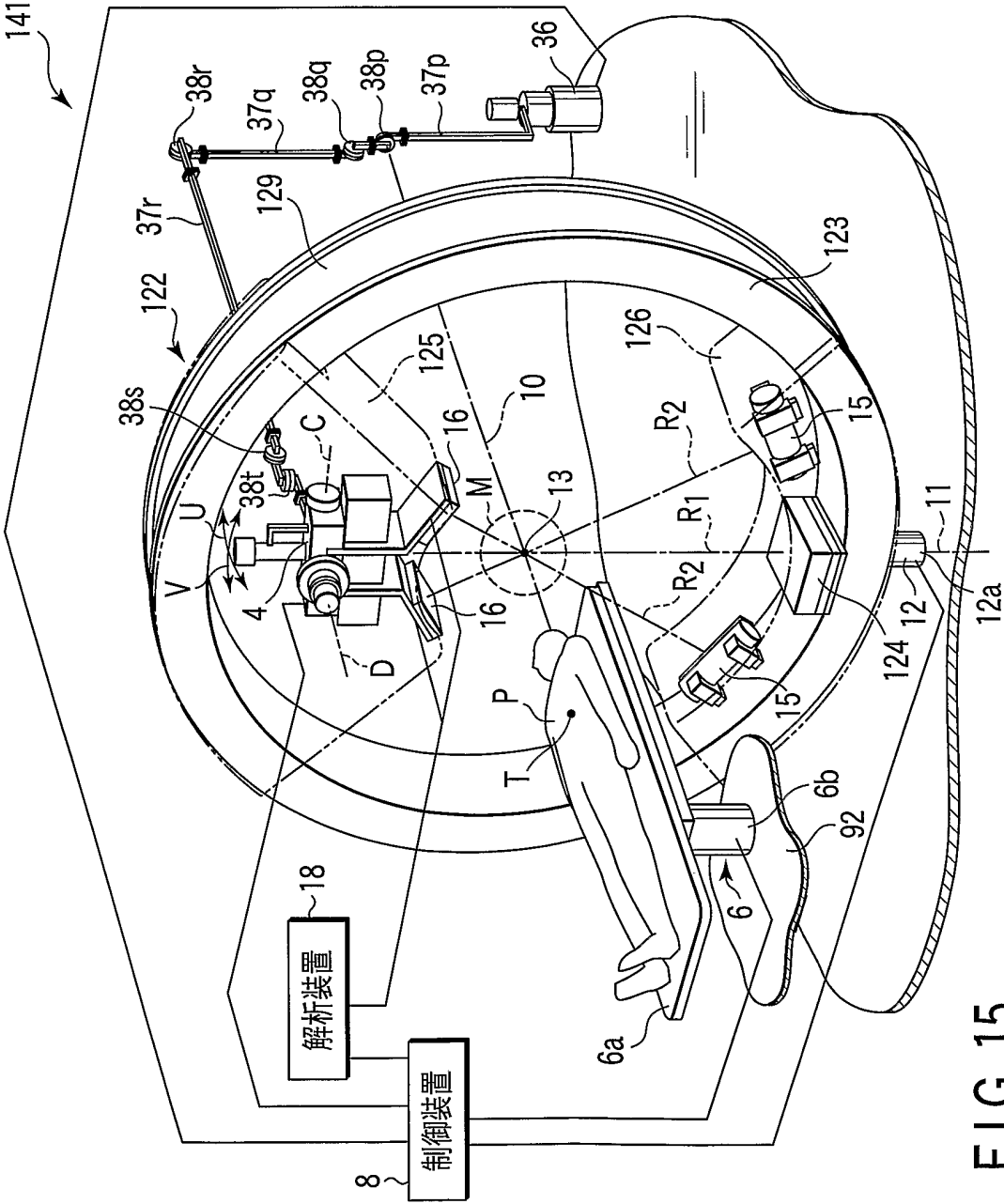


FIG. 15

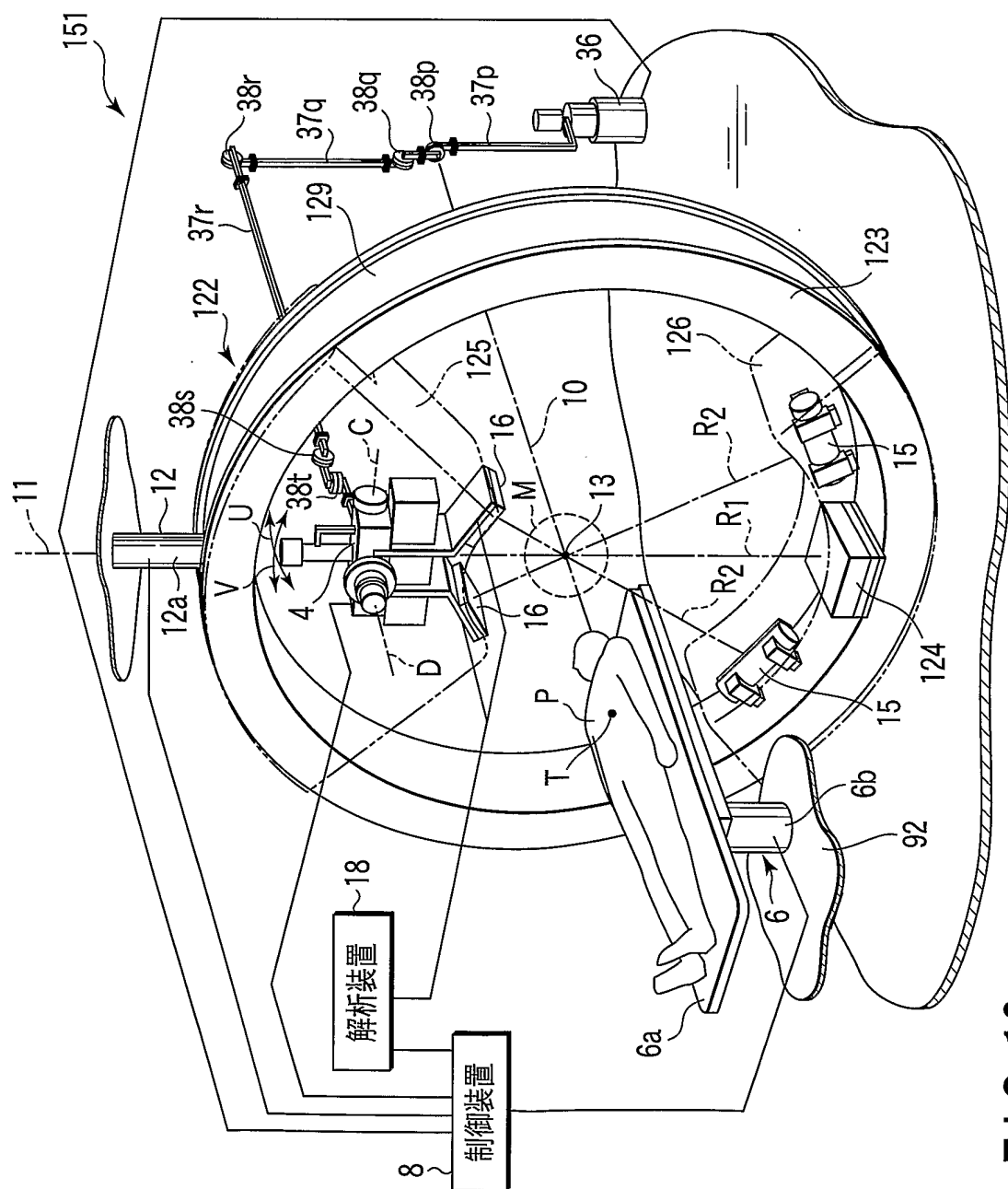


FIG. 16

17/40

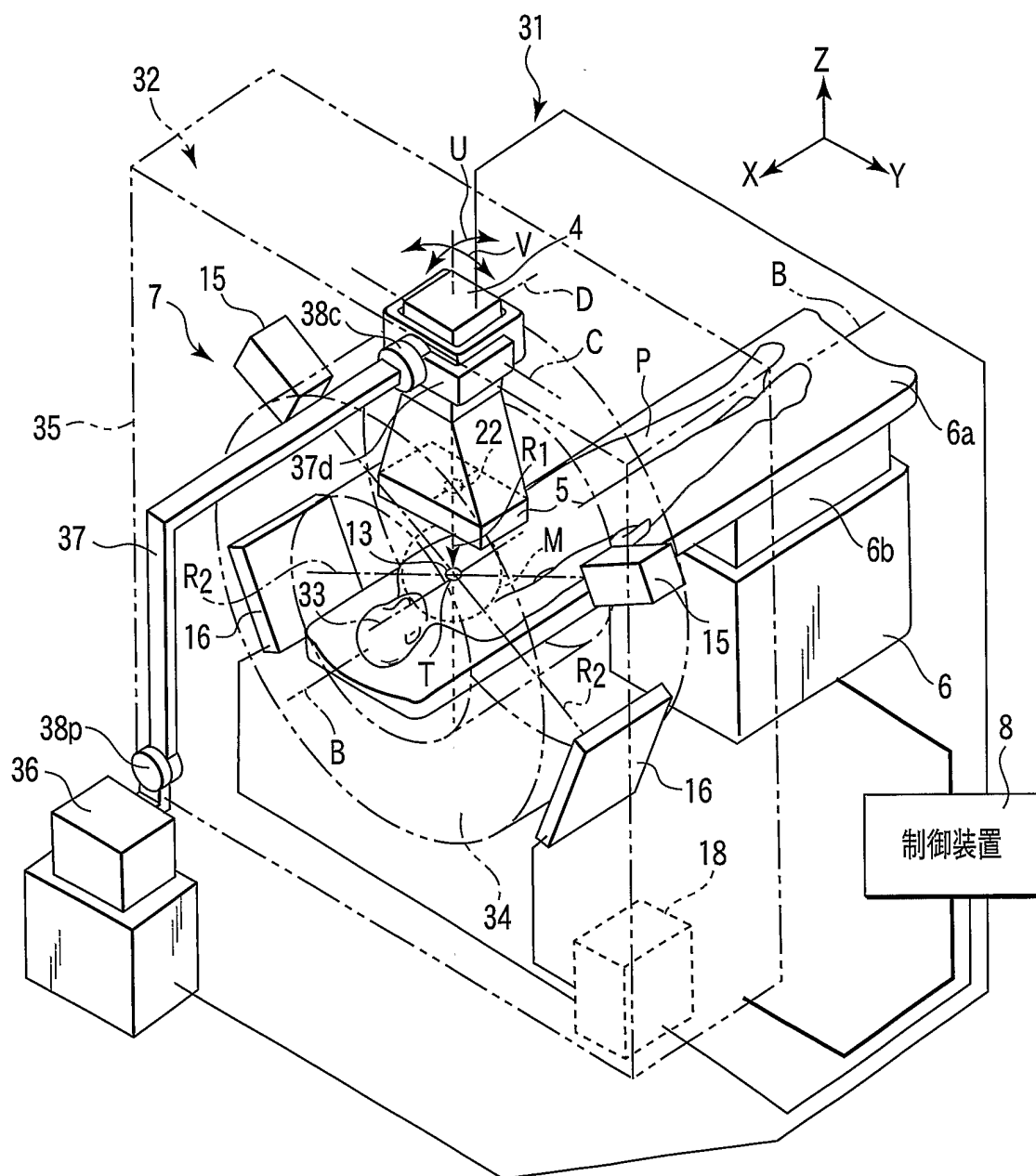


FIG. 17

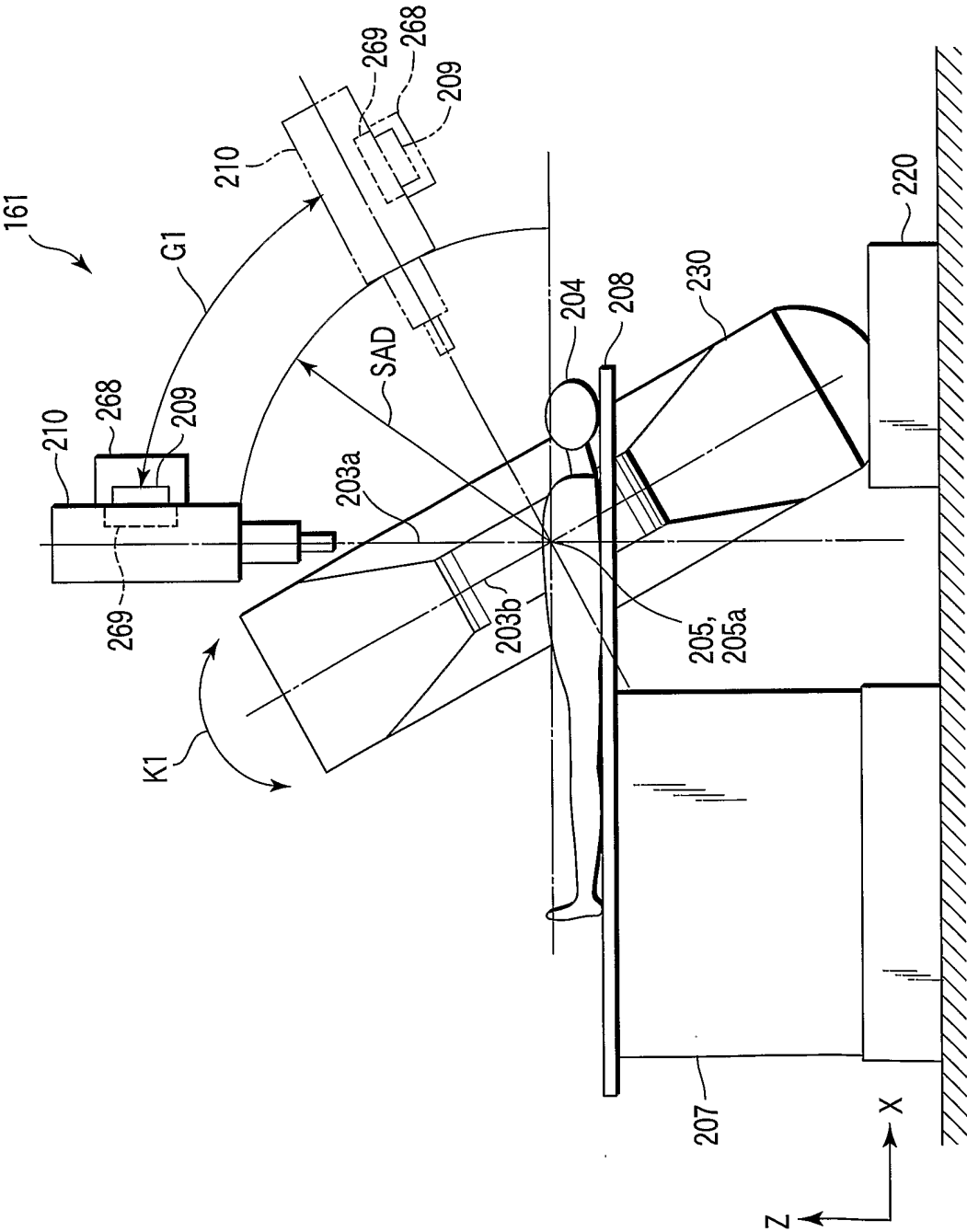
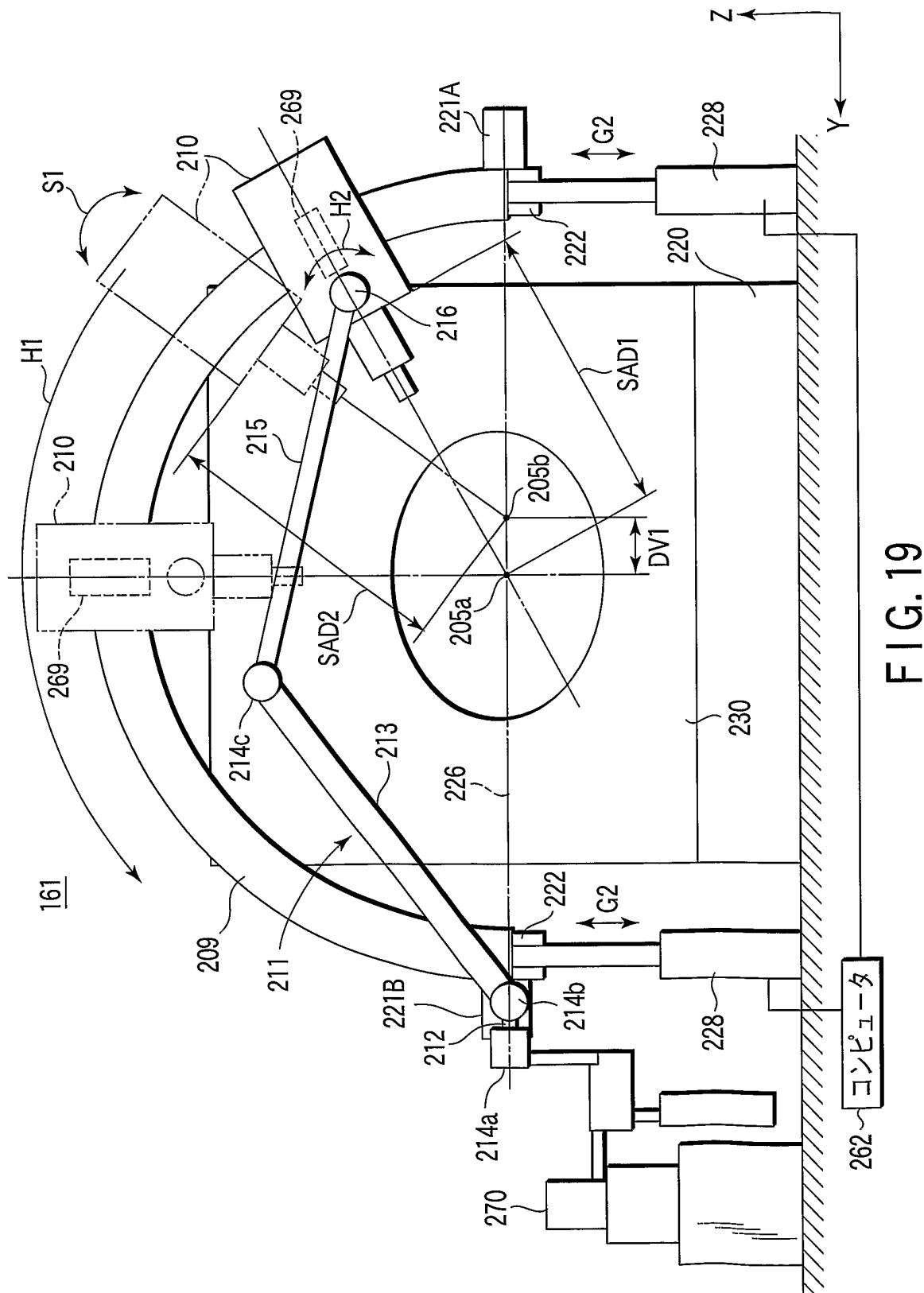


FIG. 18



20/40

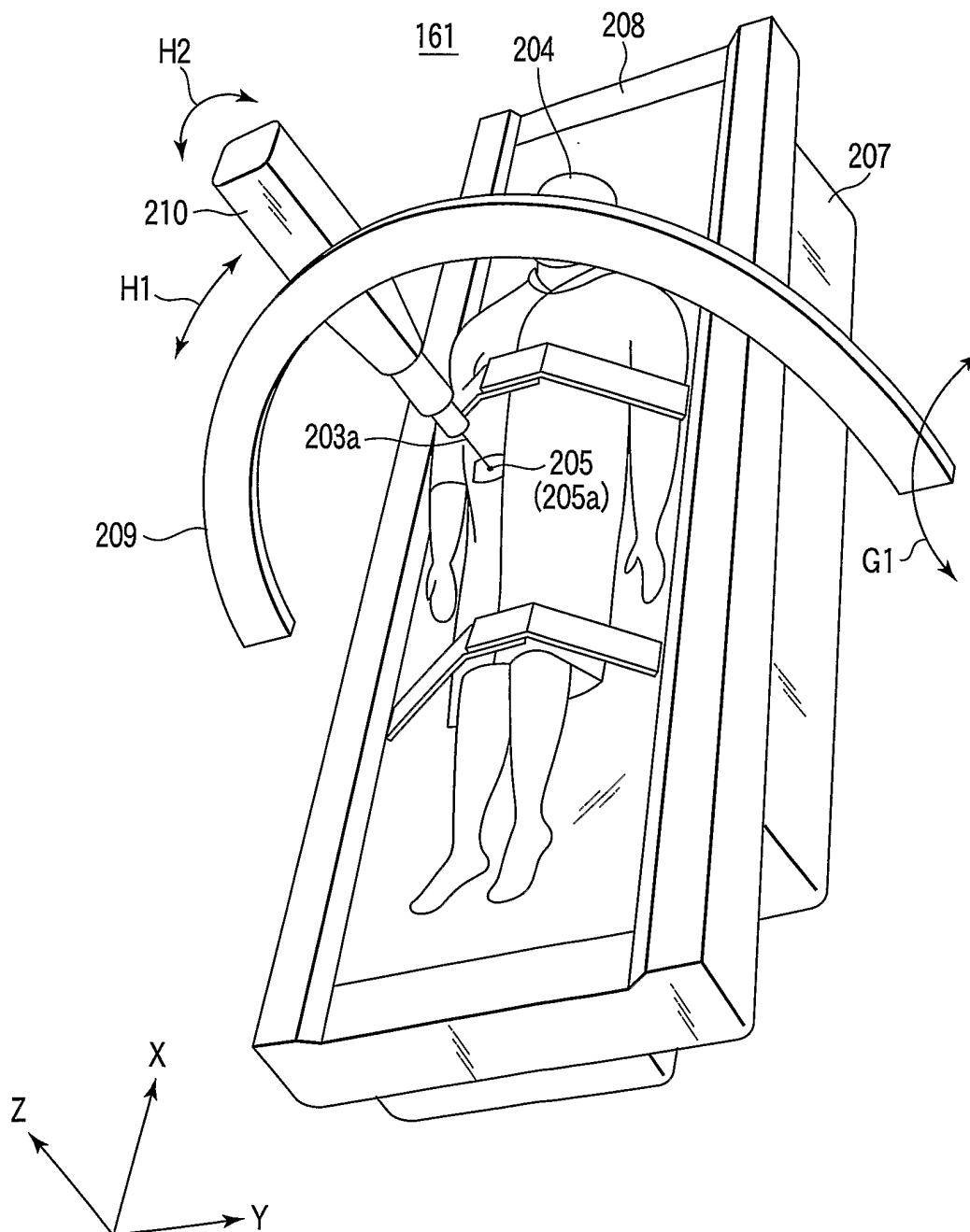


FIG. 20

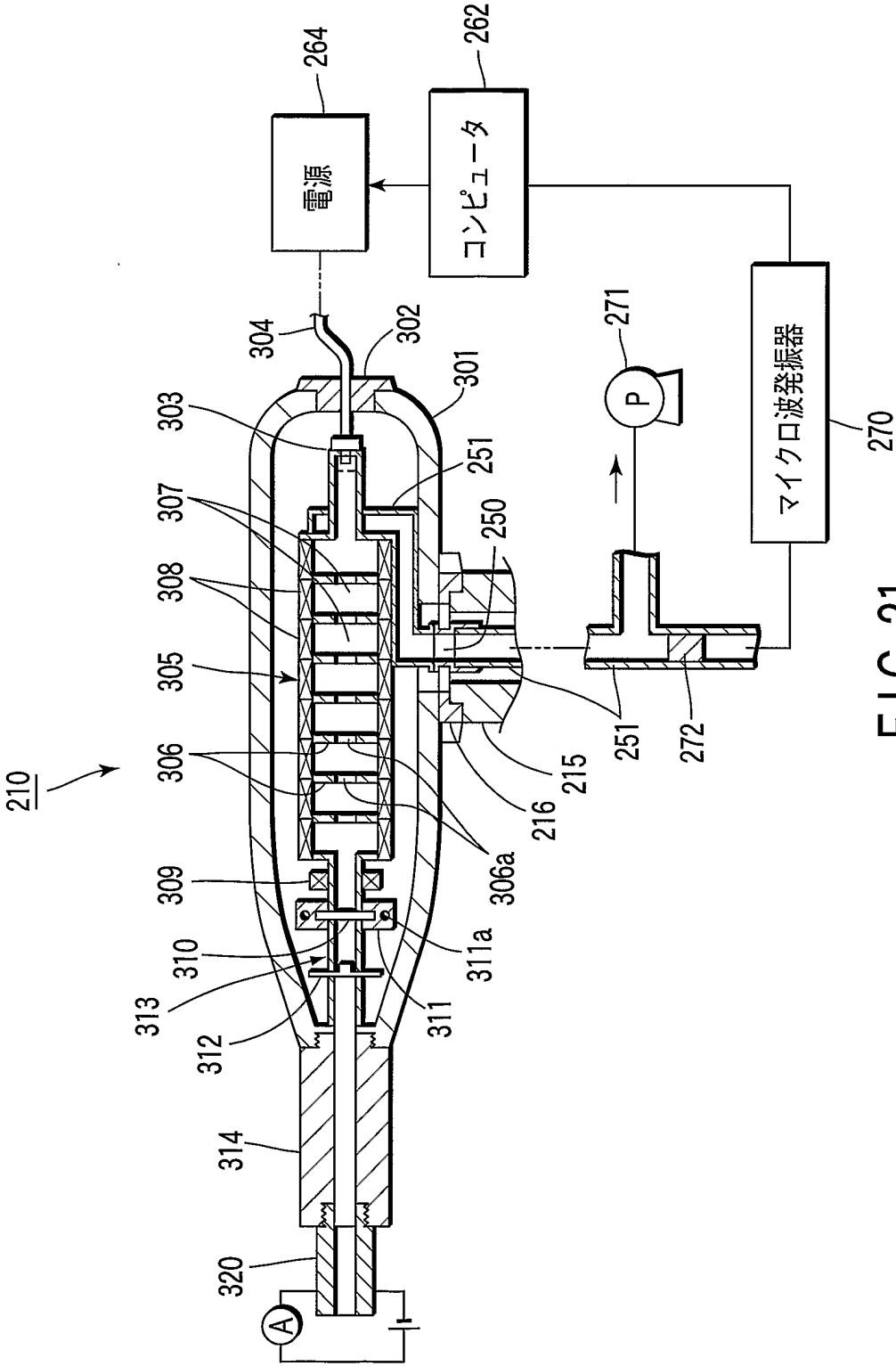


FIG. 21

22/40

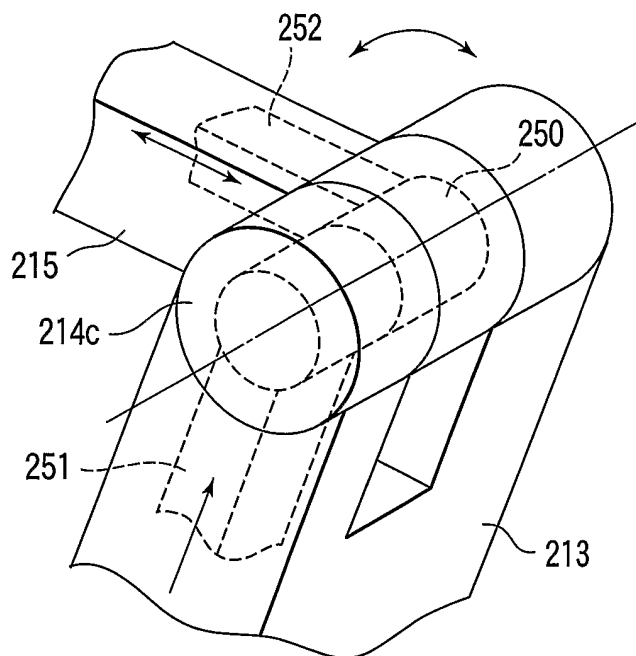


FIG. 22

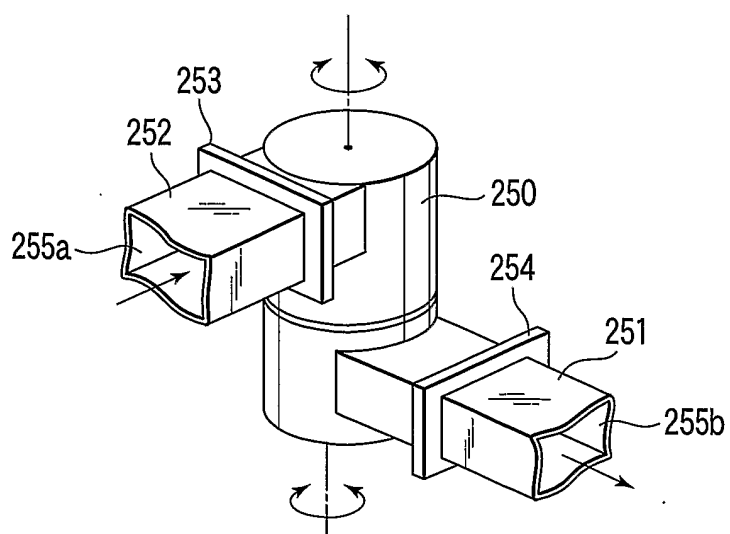


FIG. 23

23/40

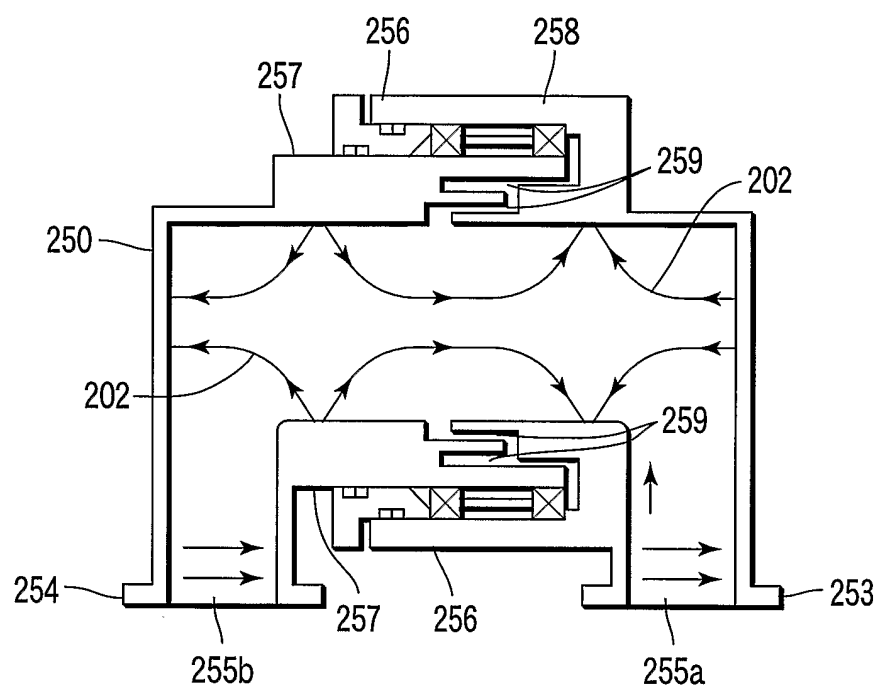


FIG. 24

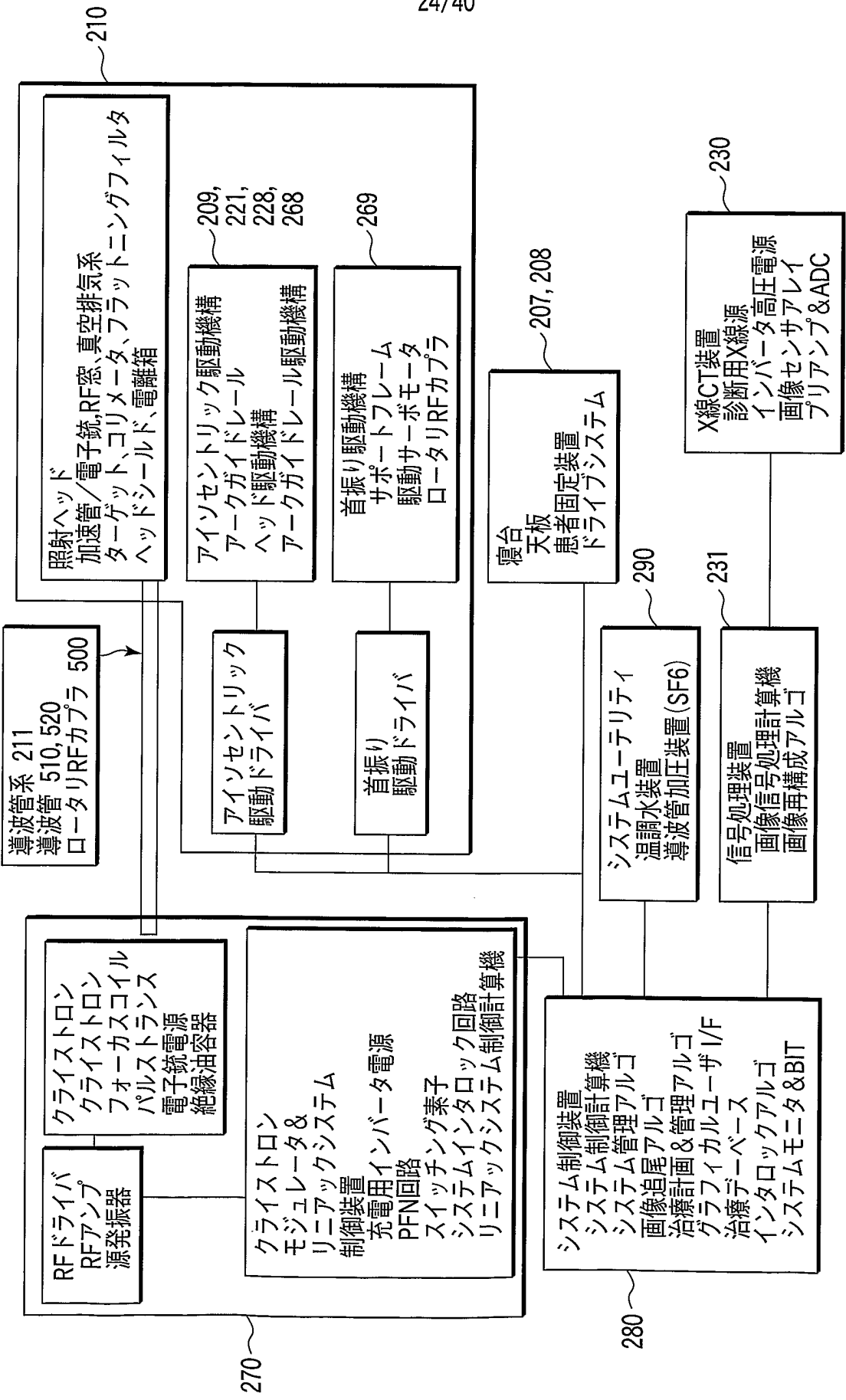


FIG. 25

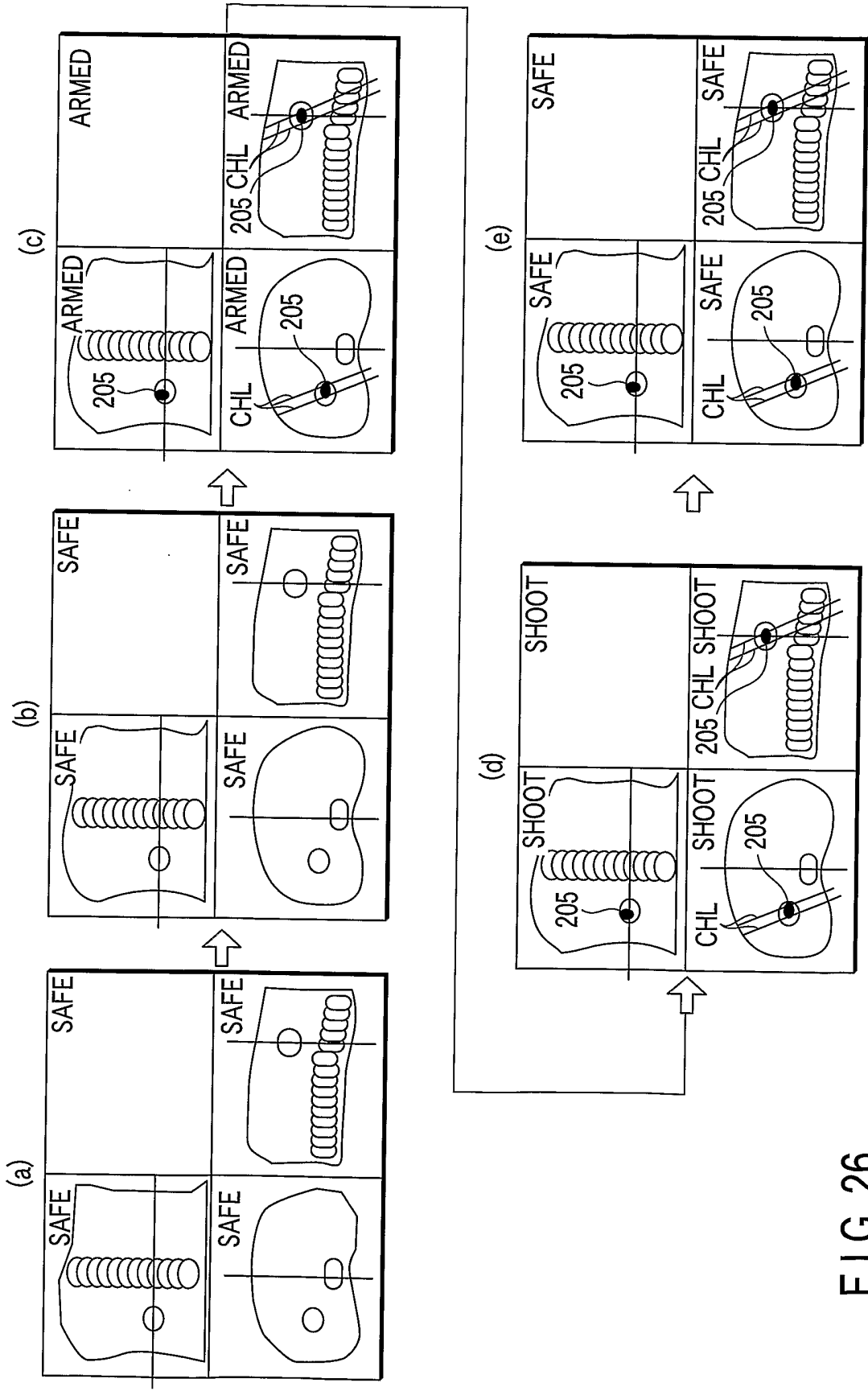


FIG. 26

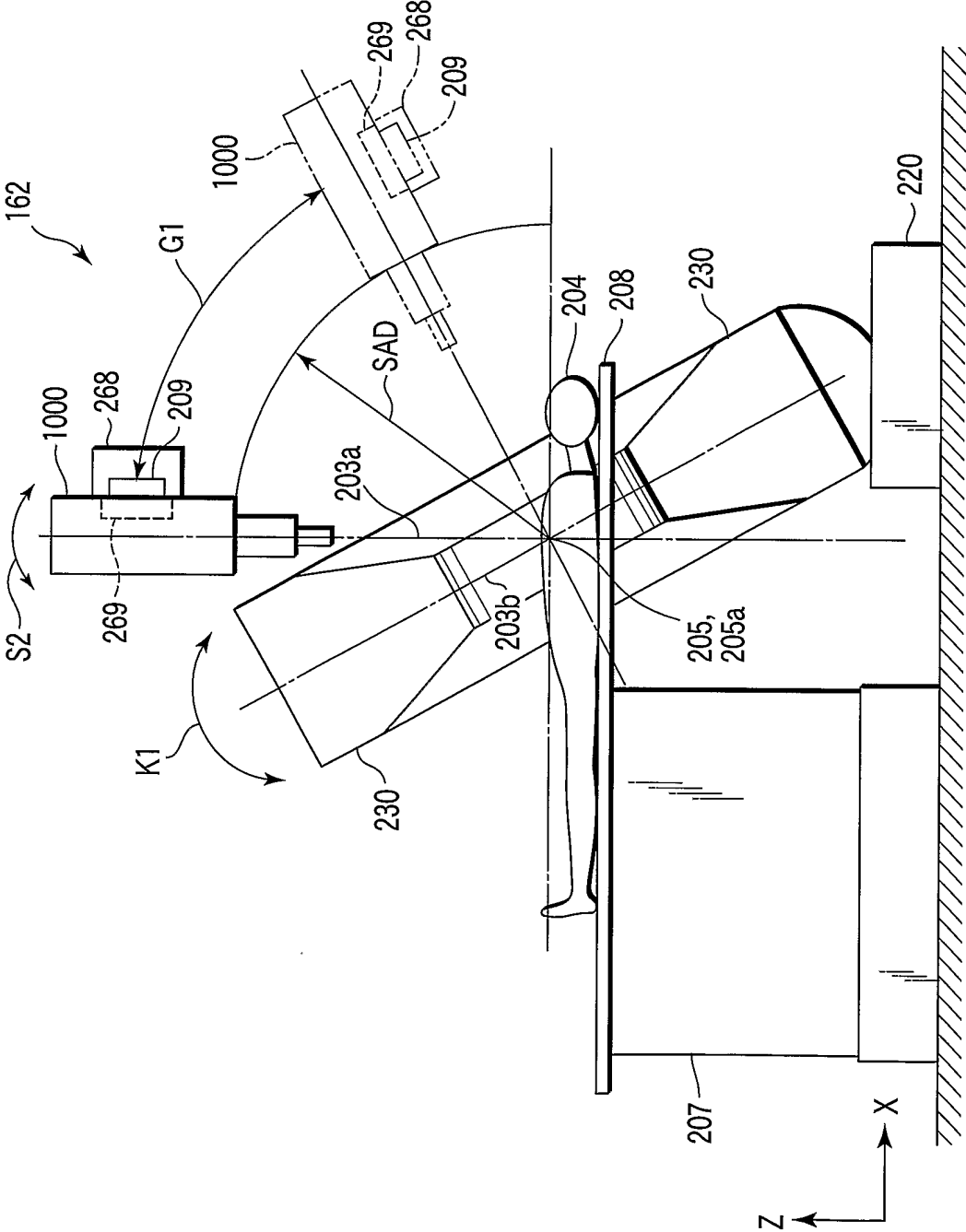
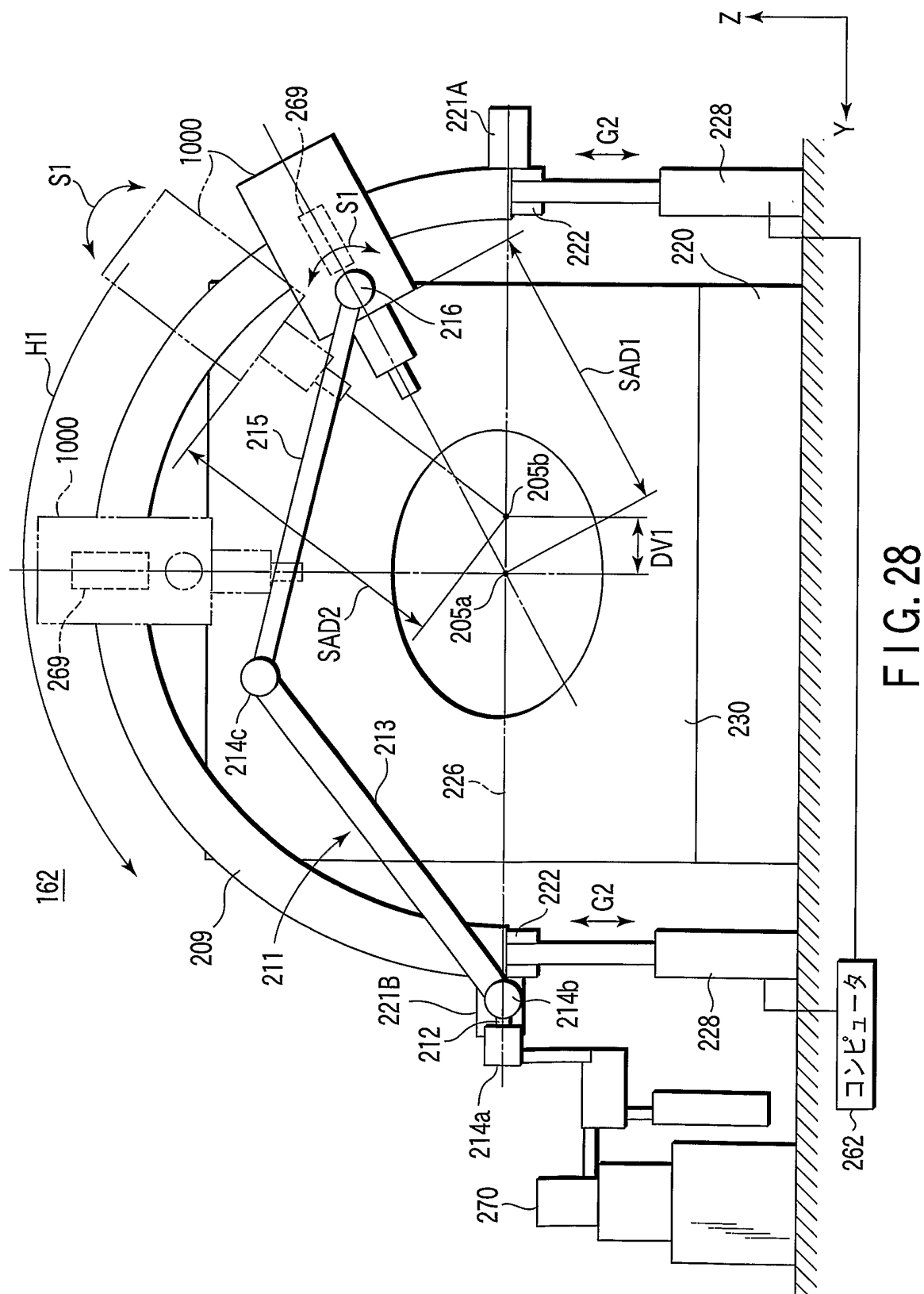


FIG. 27



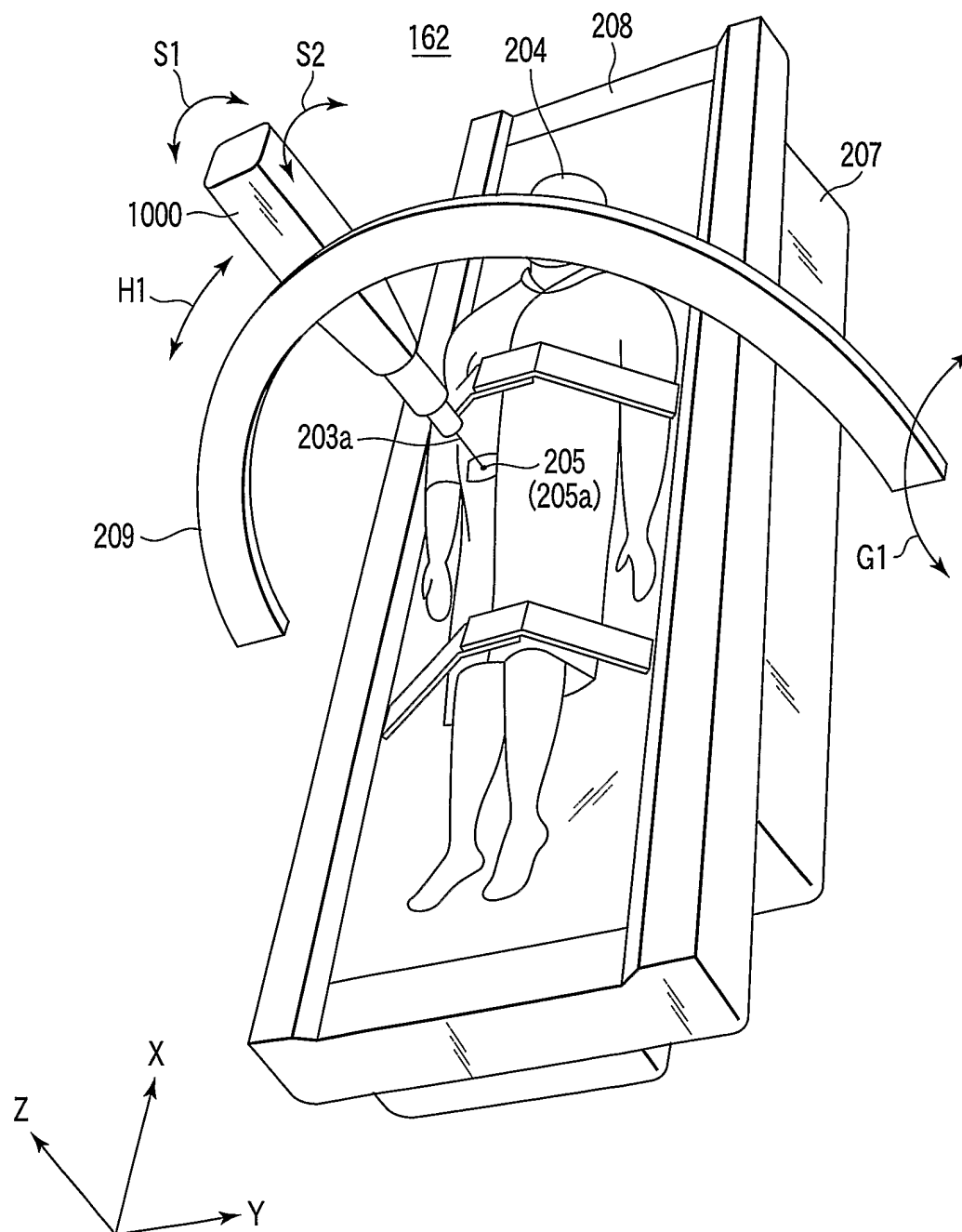


FIG. 29

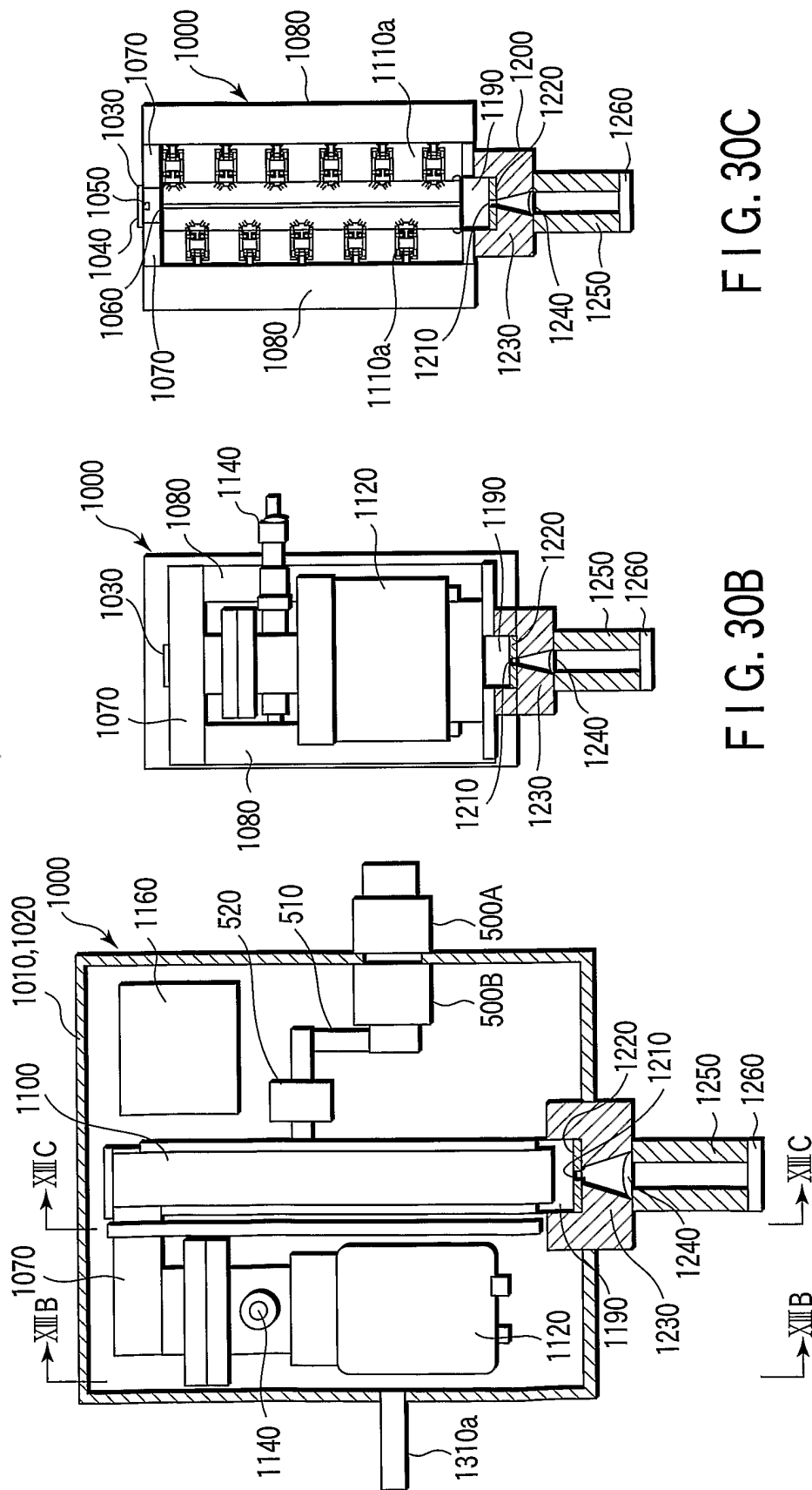


FIG. 30C

FIG. 30B

FIG. 30A

30/40

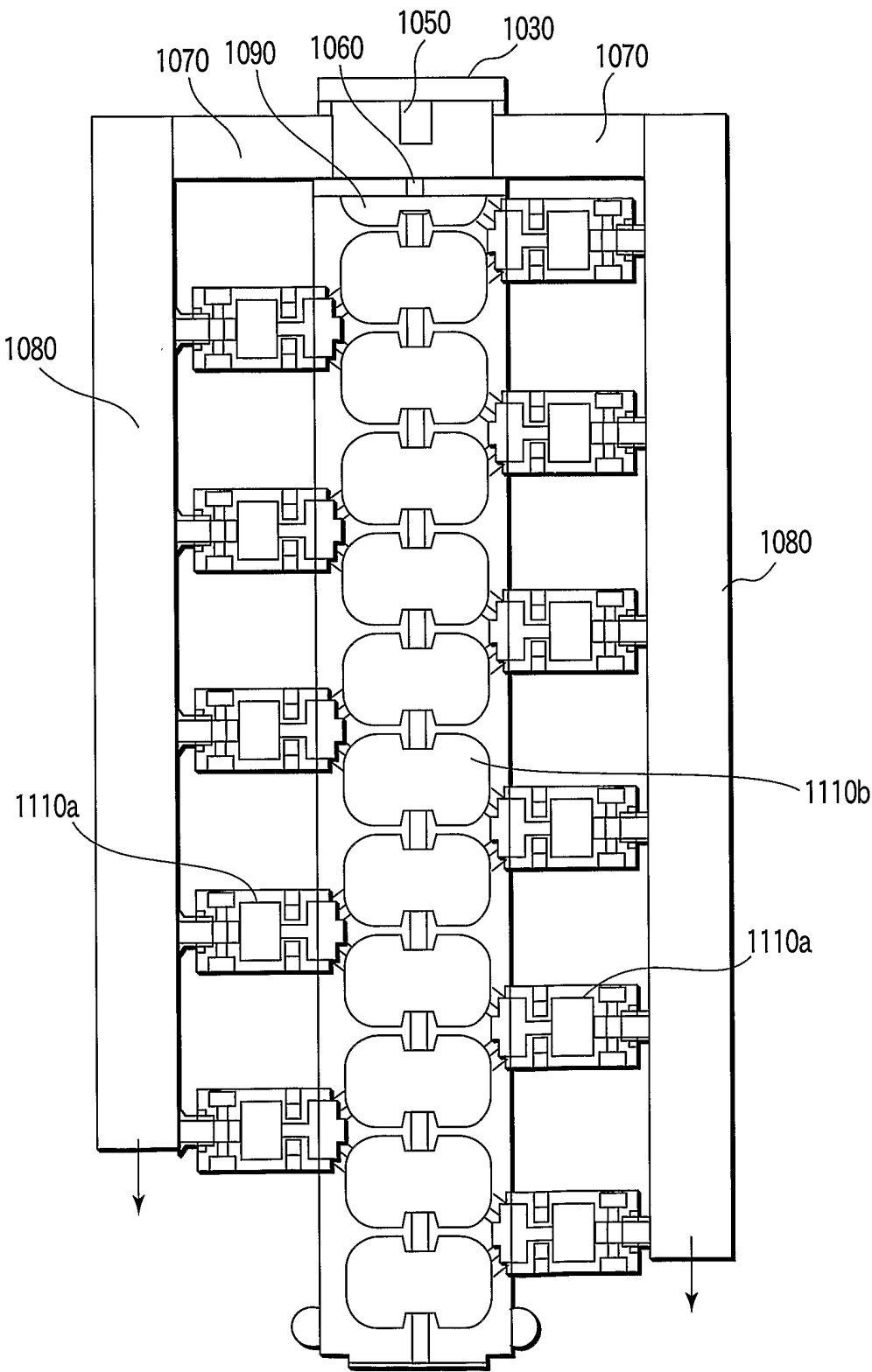


FIG. 31

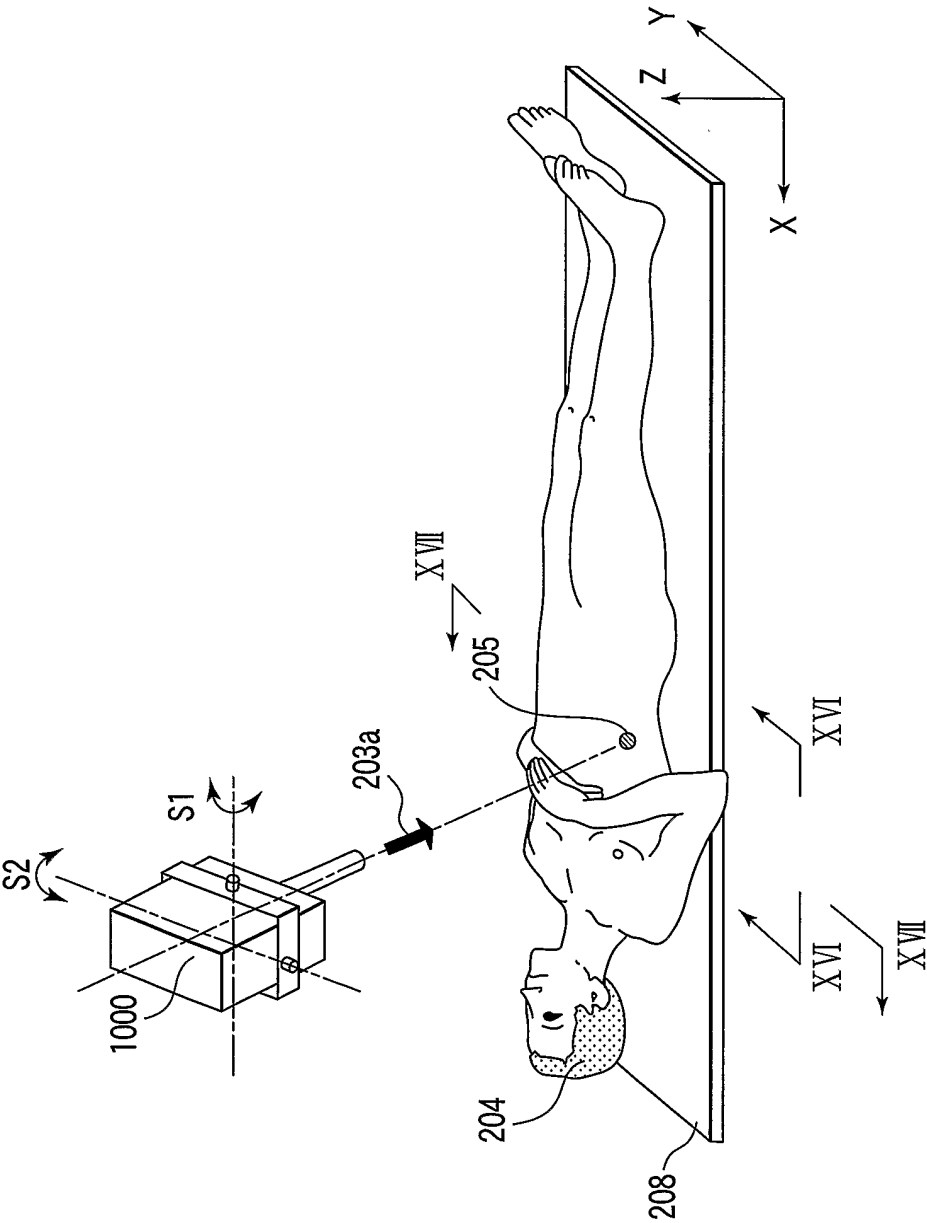


FIG. 32

32/40

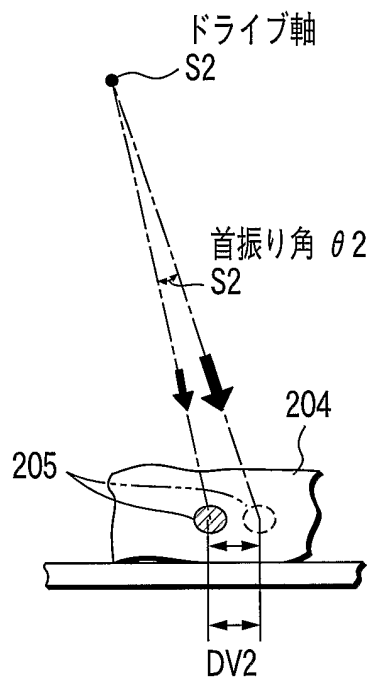


FIG. 33

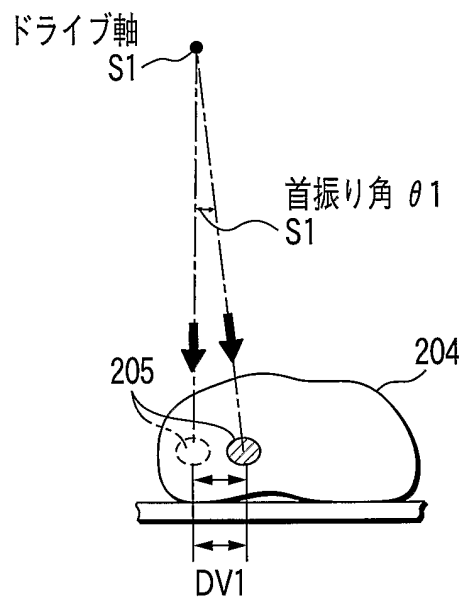


FIG. 34

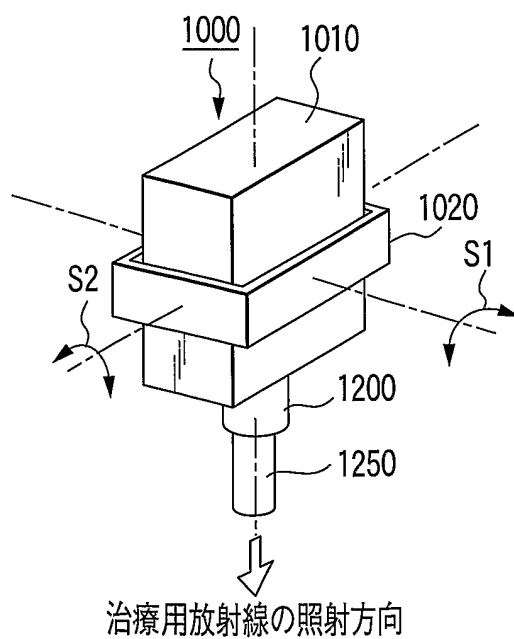


FIG. 36

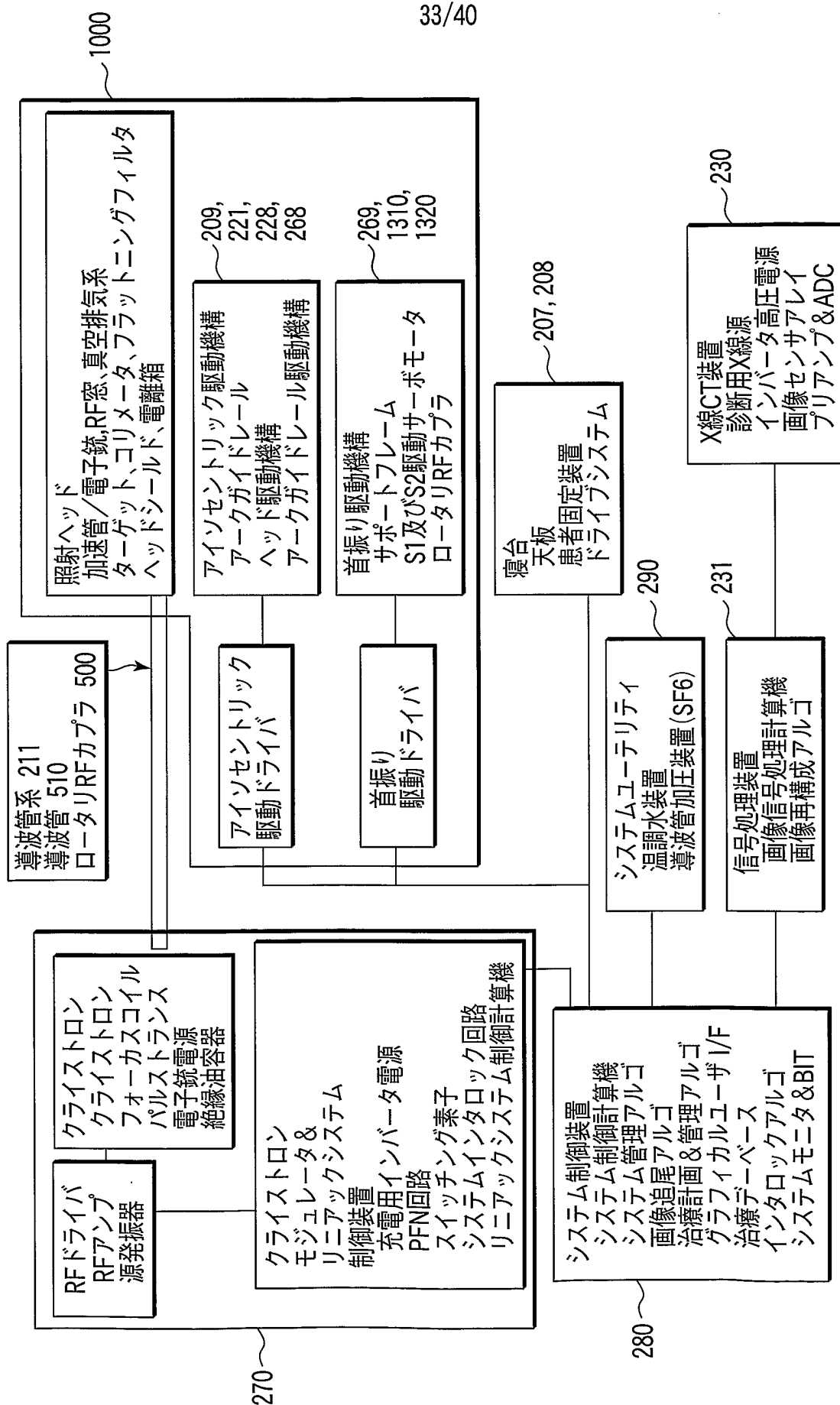
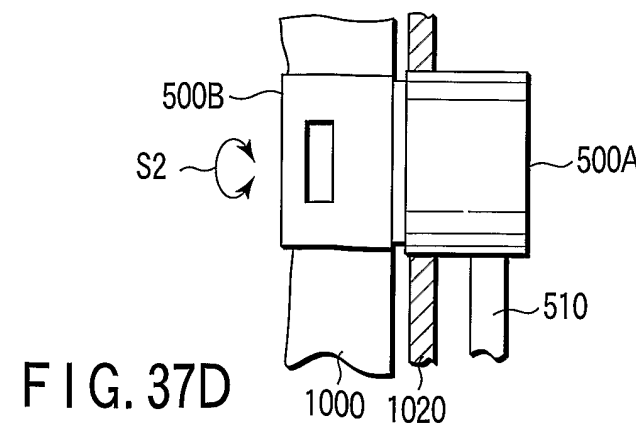
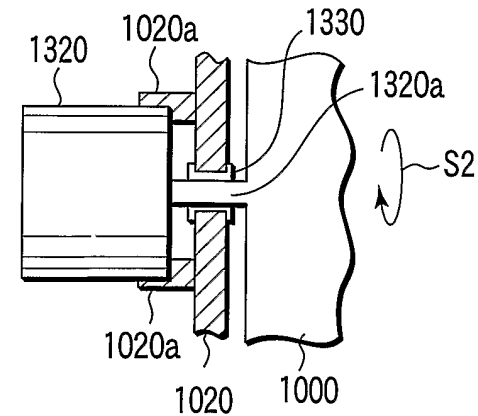
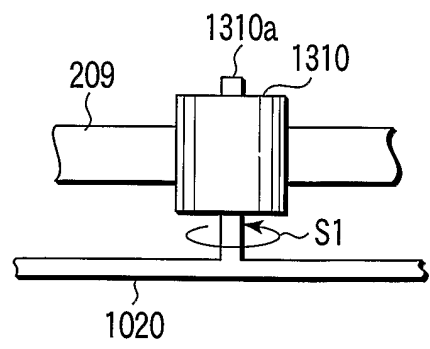
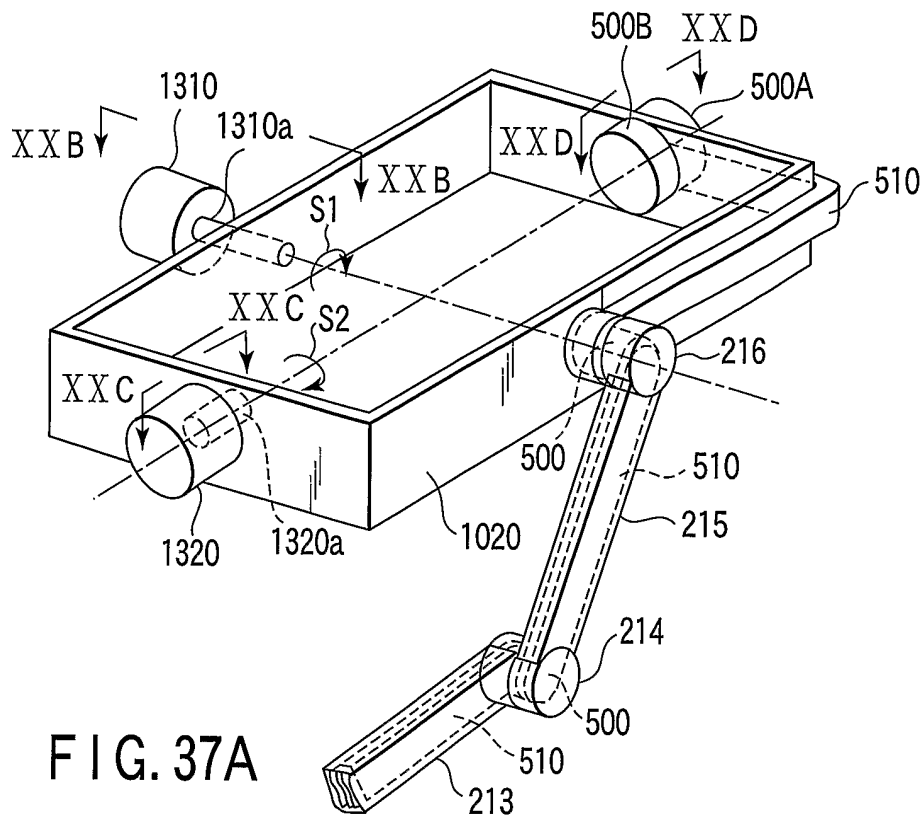


FIG. 35

34/40



35/40

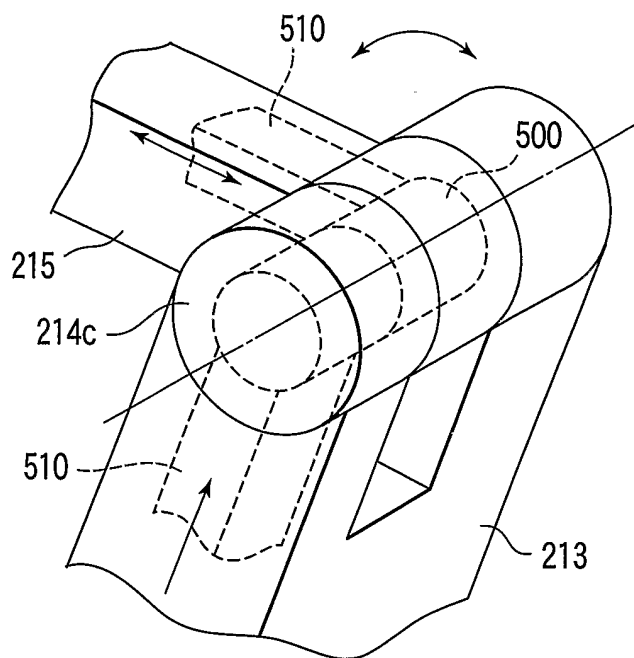


FIG. 38

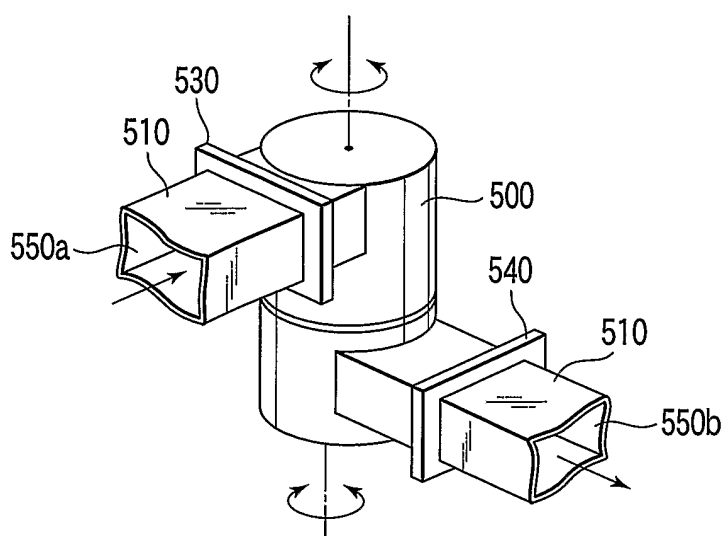


FIG. 39

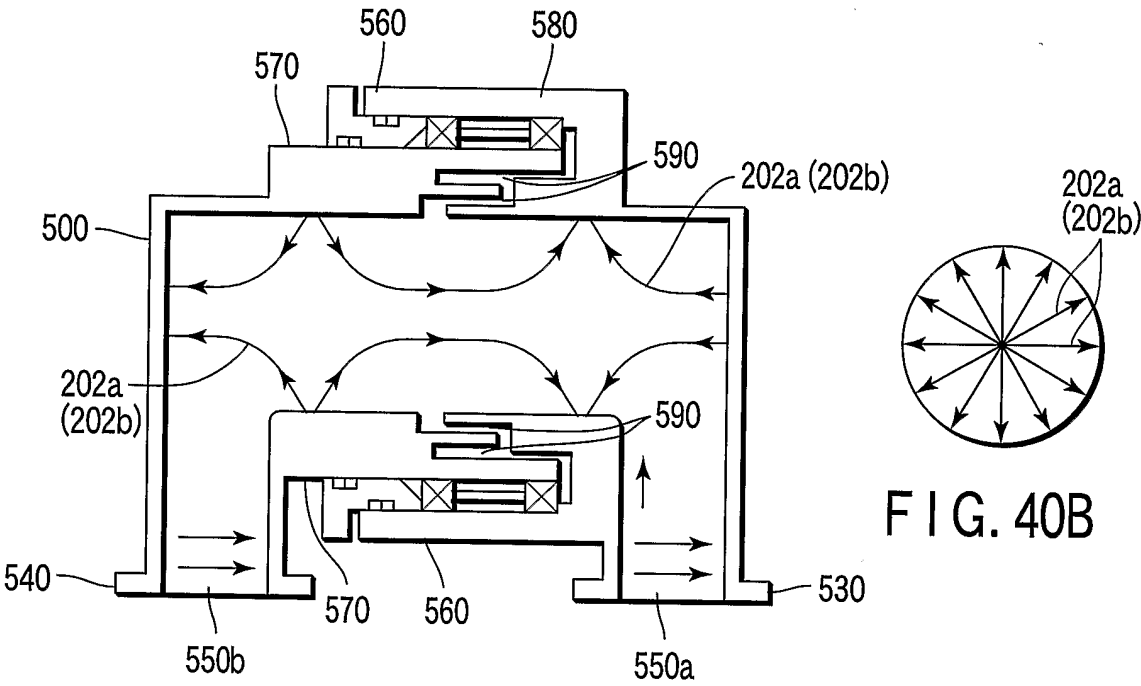


FIG. 40A

FIG. 40B

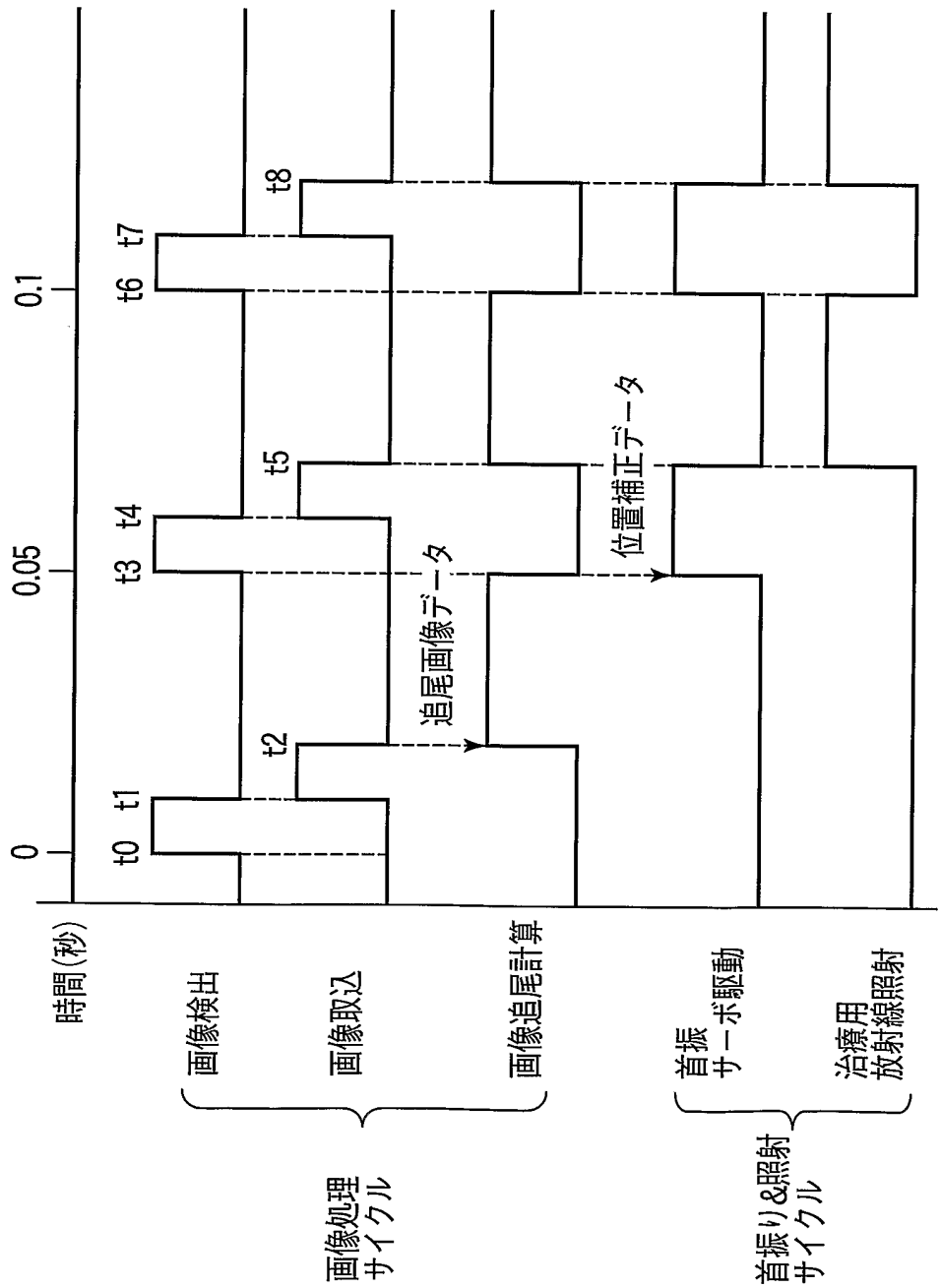


FIG. 41

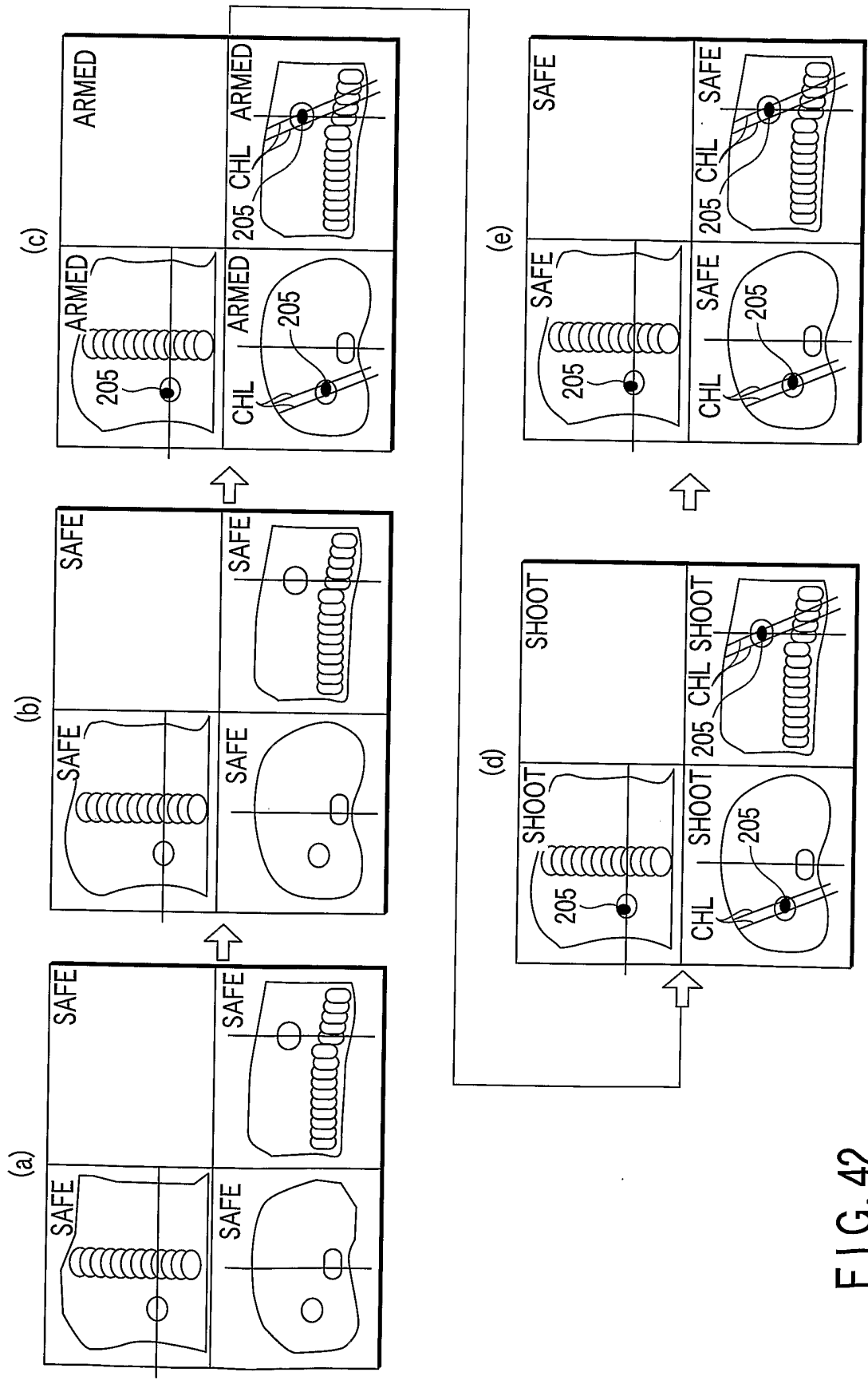


FIG. 42

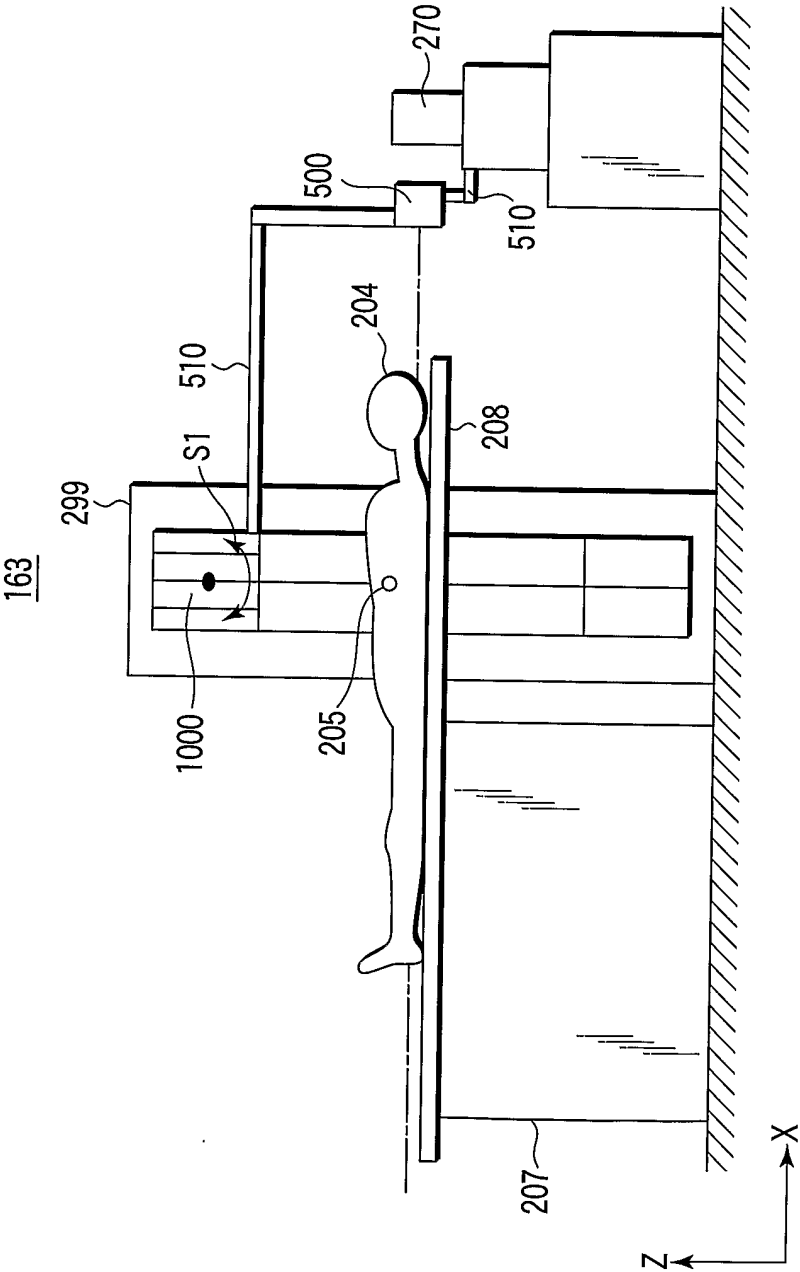


FIG. 43

40/40

163

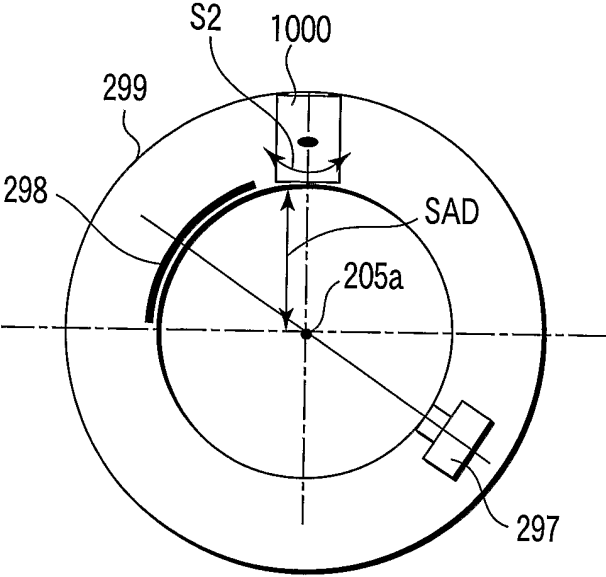


FIG. 44

164

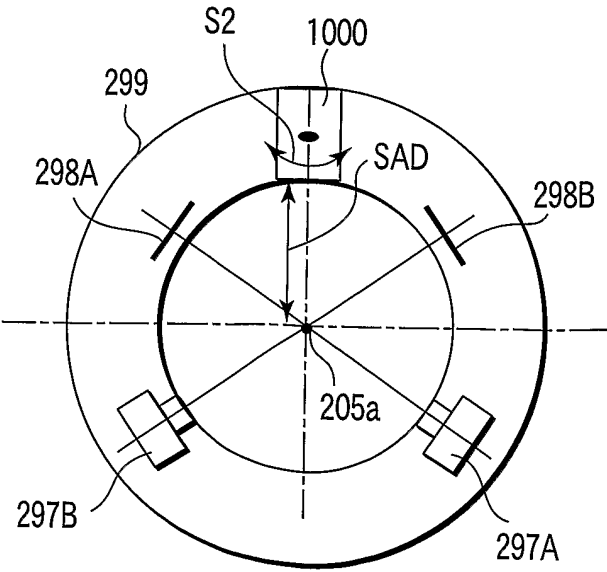


FIG. 45

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08504

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61N5/10

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.Cl⁷ A61N5/00-5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002

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 33-10100 B1 (Naoto AOKI), 21 November, 1958 (21.11.58), Full text; Figs. 1 to 7	1, 4-15, 22-23
Y	Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)	2-3, 16-21, 24
Y	JP 52-18073 Y1 (Shimadzu Corp.), 23 April, 1977 (23.04.77), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	2-3

☒ 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
08 November, 2002 (08.11.02)

Date of mailing of the international search report
26 November, 2002 (26.11.02)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08504

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 00/07669 A1 (WISCONSIN ALUMNI RESEARCH FOUNDATION), 17 February, 2000 (17.02.00), Full text; Figs. 1 to 12	16-21, 24
X	Full text; Figs. 1 to 12 & JP 2002-522129 A	25-36
A	WO 97/13552 A1 (PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 17 April, 1997 (17.04.97), Full text; Figs. 1 to 13C & JP 10-511595 A & US 5751781 A	16-36
A	WO 92/06644 A1 (ACCURAY INC.), 30 April, 1992 (30.04.92), Full text; Figs. 1 to 4 & JP 6-502330 A & US 5207223 A	16-36

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08504

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 37, 38

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Claims 37, 38 correspond to a method of treating a human body and relate to a subject that does not require the international searching authority to make a search, in accordance with the provision of PCT Article 17 (2) (a) (i) and PCT Article 39. 1 (iv).

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions according to Claims 1-24 are inventions of a radiotherapeutic device having a support member of rotating a guide around the axis of an inclined shaft.

On the other hand, the inventions according to Claims 25-36 are inventions of a radiotherapeutic device having a diagnostic imager, a controller, and a 3-axis orthogonal type positioning device.

And, no special technical feature common to these inventions can be found. Accordingly, Claims 1-24 and Claims 25-36 do not satisfy the unity.

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int. C1 ⁷ A61N5/10		
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. C1 ⁷ A61N5/00-5/10		
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 1926-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2002年 日本国登録実用新案公報 1994-2002年 日本国実用新案登録公報 1996-2002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 33-10100 B1 (青木 直人) 1958. 11. 21 全文, 第1-7図	1, 4-15, 22-23
Y	全文, 第1-7図 (ファミリーなし)	2-3 16-21, 24
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 08. 11. 02	国際調査報告の発送日 26.11.02	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 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) 安井 寿儀 電話番号 03-3581-1101 内線 3344	 3E 2925

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 52-18073 Y1 (株式会社島津製作所) 1977. 04. 23 全文, 第1-5図 (ファミリーなし)	2-3
Y	WO 00/07669 A1 (WISCONSIN ALUMNI RESERCH FOUNDATION) 2000. 02. 17 全文, 第1-12図	16-21, 24
X	全文, 第1-12図 & JP 2002-522129 A	25-36
A	WO 97/13552 A1 (PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 1997. 04. 17 全文, 第1-13C図 & JP 10-511595 A & US 5751781 A	16-36
A	WO 92/06644 A1 (ACCURAY INCORPORATED) 1992. 04. 30 全文, 第1-4図 & JP 6-502330 A & US 5207223 A	16-36

第Ⅰ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 37, 38 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
請求の範囲37, 38は、人体の処置方法に該当し、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅱ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-24に係る発明は、傾倒軸を中心にガイドを回転させる支持部材を備える放射線治療装置の発明である。

一方、請求の範囲25-36に係る発明は、診断用イメージャと制御装置と3軸直交型の位置決め装置を備える放射線治療装置の発明である。

そして、これらの発明の間に共通の特別な技術的特徴を見いだすことはできない。

よって、請求の範囲1-24と請求の範囲25-36は単一性を満たしていない。

1. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☒ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。