

(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

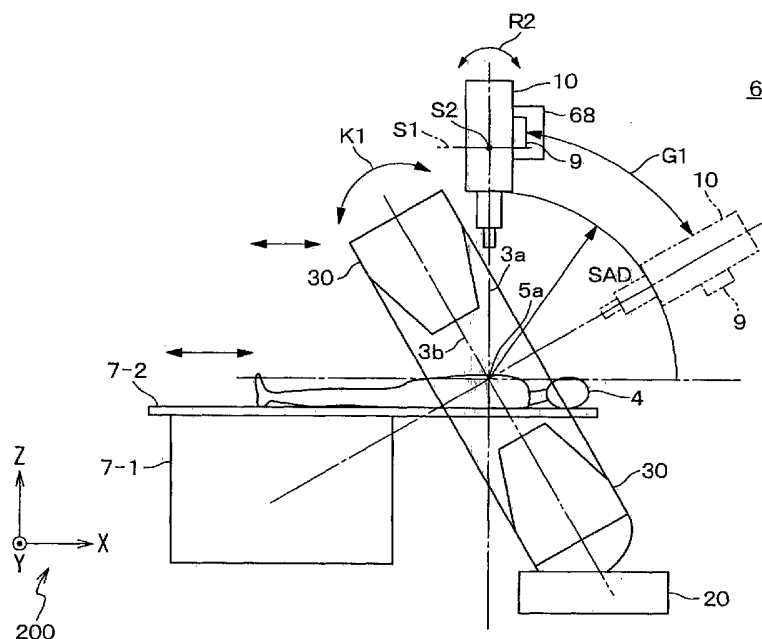
(10) 国際公開番号
WO 03/018133 A1

- (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/JP02/08513
- (22) 国際出願日: 2002 年 8 月 23 日 (23.08.2002)
- (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
- (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, LTD.) [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 祐一朗 (KAMINO, Yuichiro) [JP/JP]; 〒455-8515 愛

[続葉有]

(54) Title: RADIOTHERAPY DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線治療装置



(57) Abstract: A radiotherapy device, comprising a bed (7-2), a radiation exposure head (10), a head oscillating mechanism, a precision inspection device (30), and a control part, wherein the radiation exposure head (10) radiates radioactive ray (3a) for therapy to the treated field of a subject (4), the head oscillating mechanism oscillates the radiation exposure head (10) so that the radioactive ray (3a) for therapy injected from the radiation exposure head (10) can follow up the movement of the treated field, the precision inspection device (30) acquires a diagnostic image, and the control part (80) controls the head oscillating mechanism so that the radiated

[続葉有]



WO 03/018133 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 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

(74) 代理人: 工藤 実, 外(KUDOH, Minoru et al.); 〒140-0013 東京都品川区南大井6丁目24番10号 カドヤビル6階 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。

field of the radiation exposure head (10) can follow up the treated field based on the diagnostic image, position of the radiation exposure head (10), and oscillated state of the radiation exposure head (10) and, after controlling the head oscillating mechanism, also controls the radiation exposure head (10) so as to radiate the radioactive ray (3a) for therapy from the radiation exposure head (10).

(57) 要約:

本発明の放射線治療装置は、ベッド（7-2）、放射線照射ヘッド（10）、ヘッド首振り機構、精密検査装置（30）及び制御部を備える。ここで、放射線照射ヘッド（10）は、被検体（4）の治療野へ治療用放射線（3a）を照射する。ヘッド首振り機構は、放射線照射ヘッド（10）から出射される治療用放射線（3a）が治療野の動きに従従するように放射線照射ヘッド（10）を首振りさせる。精密検査装置（30）は、診断画像を取得する。制御部（80）は、診断画像、放射線照射ヘッド（10）の位置及び放射線照射ヘッド（10）の首振り状態に基づき、放射線照射ヘッド（10）の照射野が治療野を追尾するようにヘッド首振り機構を制御する。また、制御部（80）は、ヘッド首振り機構の制御後、放射線照射ヘッド（10）から治療用放射線（3a）を照射するように放射線照射ヘッド（10）を制御する。

明細書

放射線治療装置

技術分野

本発明は、放射線治療装置に関し、定位放射線治療に用いる放射線治療装置に関する。

5

背景技術

放射線を用いた癌や腫瘍を治療する放射線治療装置が知られている。定位多軌道で照射する三次元照射放射線治療装置としては、ラジオサージェリ治療装置、リニアック治療装置等が知られている。

10

ここで、定位多軌道照射とは、小病巣に対して多方向から放射線を集中的に照射して治療効果を上げると共に、周囲組織の被曝量を最小限に抑える放射線治療法である。原発性良性脳腫瘍、大きさが3 cm以下の単発の転移性脳腫瘍、手術操作が難しい頭蓋底転移のような脳内の小病変、あるいは動脈奇形や静脈奇形などの治療にその威力が発揮されている。

15

ラジオサージェリ治療装置は、治療装置に固定された一つ又は複数の放射線照射ユニットから、細い放射線ビームを、特に高い精度で特定の小領域に集中的に照射する。放射線照射ユニットとしては、ガンマ線源やリニアックを用いる。

20

ラジオサージェリ治療装置では、定位放射線照射用固定具である精密位置決め／患部固定治具を用いて、患者の頭蓋骨等の患部又はその周辺部を機械的に固定する。そして、このフレームを位置決め用の座標基準治具としてX線CT (Computed T

omography) やMRI、DAS (Digital Subtraction Angiography) 等の診断撮像を行って、患部の正確な位置及び形状を割り出す。そして、一つ又は複数の放射線照射ユニットと、これをコリメートして空間の小領域に治療用放射線を集中させるコリメート機構から構成される照射装置へ、このフレームのままで患者を機械的に固定する。これにより、上記小領域に照射野を機械的に精密に合わせて、精密な定位照射を行っている。治療野が球形の場合には、1度の照射で所要の治療線量を照射することも可能である。治療野が不定形の場合、治療野の形状に合わせて、数回に分けて位置決めを繰り返す。同時に、コリメータの口径もその都度選びなおして照射治療を行っている。

ラジオサージェリ治療装置では、装置や手順が極めてシンプルであり、高い信頼性が得られる。それと共に、頭部のように頭蓋骨に対して照射対象が移動しない場合には、極めて精密な位置決め及び照射が可能である。ただし、放射線照射ユニットの照射野は固定されているため、頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて腫瘍や奇形等の照射野が移動する体部に対しては、定位照射治療を実施していない。また、厳密には、患部をリアルタイムで観察しながら放射線を照射してはいない。

リニアック治療装置では、大型のガントリが設置面に対して平行な1軸周りに360度回転することにより、アイソセントリックな照射治療を行っている。これに加えて、治療用ベッドの上下及び水平面内での2次元の移動及び同水平面内での回転を加えることにより、多様な照射が可能となっている。また、MLC (Multi Leaf Collimator) により、複雑な

形状の照射野にも対応でき、照射線量分布を制御して、精密な照射治療（IMRT：Intensity Modulated Radio Therapy）が可能となっている。

5 リニアック治療装置では、高速の位置制御はできない。そのため、心鼓動による移動のような高速に移動する治療野へのリアルタイムの追従照射は出来ない。また、照射中の照射野のモニタ手段としては、治療用X線の透過線によるライナックグラフィを用いている。治療用X線は、透過性が強く散乱線も多いため、照射野のリアルタイムモニタ用の画質は高くない。

10 呼吸運動のみに対しては呼吸同期装置による同期照射が行われている。これは、患部画像をリアルタイムでイメージングすることが出来ないため、患部位置を所定の方法で推定する。そして、患部が決められた照射位置に来たと推定される時点で照射装置にトリガを掛けて治療照射する。推定する方法としては、患部に
15 取り付けたマーカを光学的に追尾する、あるいは、呼気の流量を直接計測することにより、患者の呼吸の状態を把握して患部の移動を推定する等による。

ただし、同期照射は、患部位置を推定し、推定された位置へ向かって放射線を照射している。従って、患部をリアルタイムで追
20 尾しながら放射線を照射してはいない。

他の三次元照射放射線治療装置として、電子リニアックをアイソセントリックに駆動する装置や、電子リニアックを所定の形状のガントリに沿って駆動する装置が知られている。

電子リニアックをアイソセントリックに駆動する装置として
25 は、産業用の汎用ロボットアームの先端に小型の電子リニアックを装備したものがある。患部の正確な形状や位置は、X線CTやMRI等により、頭蓋骨や胸部といったランドマーク的な体組織

や患部付近に標識として埋め込んだ小型の金プレート等のマーカに関連付けて割り出す。そして、装置は、治療照射時には、異なる目視線を持つ2台のX線カメラにより、ランドマークの動きを監視して照準を補正しつつ、精密な照射を行うものである。この装置は、6自由度ロボットアームの自在な移動能力により、本質的にノンアイソセントリックな照射治療が可能である。

この装置は、頭部治療の場合、頭部固定用の固定具を使用するが、患部の画像を直接見ながら照射しているわけではない。すなわち、治療ビームの照射線中に、X線カメラによる撮像を行っていない。そのため、照射開始前に撮像を完了し、照射位置を確認してから照射を開始する方法をとっている。従って、この場合にもリアルタイムに照射野をモニタしてはいない。また、電子リニアックは重量が大きいいため、片持ち構造のロボットアームの先端で保持しながら、心鼓動のような早い動きに対してリアルタイムに精密な追従照射を行うには、イナーシャ等の問題の解決が必要である。

また、産業用ロボットアームは、指定した空間座標に対して絶対的な精度を保証しているわけではなく、ティーチングによる繰り返し精度を保証するに止まっている。そのため、実際の治療に先だって、ティーチングやそれに関わる作業が必要である。

電子リニアックを所定の形状のガントリに沿って駆動する装置としては、例えば、特表平8-504347号公報（国際出願番号：PCT/US93/11872）及び特表平6-502330号公報（国際出願番号：PCT/US91/07696）に開示されている。この技術の定位放射線治療装置は、2つの回転軸を持ったC-アーム型X線カメラと、同様に2つの回転軸を持った医療用電子リニアックとを備えている。1軸方向の回転しか

出来なかった従来の電子リニアックに対して、更に他の回転軸を付け加えることにより、3次元的な照射を行うことが出来る。ただし、照射方式は、アイソセントリックであり、フレームで頭部を固定する必要がある点では、ラジオサージェリ治療装置の場合と同様である。また、大型ガントリを2軸で駆動する点でラジオサージェリ治療装置の場合と異なる。

患者の患部は、治療中にも動いている。特に、頸部から下では、呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて腫瘍等の照射対象が常時動いている。例えば、患者が横になるだけで、体が徐々に扁平になって行く。また、周期的な動作である呼吸や心鼓動は、周期的であるにもかかわらず、それに伴う各臓器の動きは毎回同じ経路を通るとは限らない。

一方、照射対象の動きをリアルタイムに正確に捉えようとすれば、最も速い動きの一つである心鼓動は、1～2回/秒であるため、30画像/秒程度の画像撮影技術が必要といわれている。そして、照射対象をリアルタイムに正確に追尾し、放射線を照射しようとするれば、1/30秒毎に正確に放射線照射ヘッドを照射対象へ向けることが必要である。

放射線の治療野が移動する場合でも、治療野を追従しながら放射線を照射することが可能な技術が求められている。リアルタイムに治療野の状態をモニタすることが可能な技術が望まれている。広範囲の領域から迅速な照準合わせを行い放射線照射を実施することが可能な技術が望まれている。治療効果を高めながら患者に対する放射線照射の負担を軽減することが可能な技術が望まれている。

従って、本発明の目的は、放射線治療における治療野が移動する場合でも、治療野を追従しながら放射線を照射することが可能

な放射線治療装置を提供することである。

また、本発明の他の目的は、放射線の照射治療中においても、リアルタイムに治療野の状態をモニタすることが可能な放射線治療装置を提供することである。

- 5 本発明の更に他の目的は、1回転軸周りの照射や、アイソセントリック照射だけでなく、広範囲の領域から迅速な照準合わせを行い放射線照射を実施することが可能な放射線治療装置を提供することである。

- 10 本発明の別の目的は、放射線の照射を正確に行い、治療効果を高めながら患者に対する負担を軽減することが可能な放射線治療装置を提供することである。

発明の開示

- 15 以下に、[発明を実施するための最良の形態]で使用される番号・符号を用いて、発明の開示を説明する。これらの番号・符号は、[請求の範囲]の記載と[発明を実施するための最良の形態]との対応関係を明らかにするために括弧付きで付加されたものである。ただし、それらの番号・符号を、[請求の範囲]に記載されている発明の技術的範囲の解釈に用いてはならない。

- 20 従って、上記課題を解決するために、本発明の放射線治療装置は、ベッド（7-2）と、放射線照射ヘッド（10）と、ヘッド首振り機構（131、132）と、精密検査装置（30）と、制御部（80）とを具備する。

- 25 ベッド（7-2）は、被検体（4）を載せる。放射線照射ヘッド（10）は、被検体（4）の治療野（5）へ治療用放射線（3a）を照射する。ヘッド首振り機構（131、132）は、放射線照射ヘッド（10）に接続され、放射線照射ヘッド（10）か

ら出射される治療用放射線（３ａ）が、治療野（５）の動きに従従するように放射線照射ヘッド（１０）を首振りさせる。精密検査装置（３０）は、治療野（５）を含む診断画像を取得する。制御部（８０）は、その診断画像と、放射線照射ヘッド（１０）の位置と、放射線照射ヘッド（１０）の首振り状態とに基づいて、放射線照射ヘッド（１０）の照射野（５'）が治療野（５）を追尾するように、ヘッド首振り機構（１３１、１３２）の位置制御を行う。

そして、制御部（８０）は、ヘッド首振り機構（１３１、１３２）の位置制御後に、放射線照射ヘッド（１０）から治療用放射線（３ａ）を照射するように放射線照射ヘッド（１０）の制御を行う。

また、本発明の放射線治療装置は、制御部（８０）が、治療野（５）を示すその診断画像上の予め指定された画像パターン（５－２）に基づいて、その診断画像内の治療野（５）の座標としての第１座標（ X 、 Y 、 Z ）を算出する。また、放射線照射ヘッド（１０）の位置と放射線照射ヘッド（１０）の首振り状態とに基づいて、照射野（５'）の座標としての第２座標（ x 、 y 、 z ）を算出する。そして、第１座標（ X 、 Y 、 Z ）と第２座標（ x 、 y 、 z ）とに基づいて、照射野（５'）へ治療野（５）が含まれるように、ヘッド首振り機構（１３１、１３２）の位置制御を行う。

また、本発明の放射線治療装置は、制御部（８０）が、所定の時間間隔毎に、ヘッド首振り機構（１３１、１３２）の位置制御及び放射線照射ヘッド（１０）の制御を行う。

また、本発明の放射線治療装置は、精密検査装置（３０）が、 X 線源（９７）と、センサアレイ（９８）と、画像処理部（３１

）とを具備する。

X線源（97）は、被検体（4）の治療野（5）に診断用放射線（3b）を照射する。センサアレイ（98）は、被検体（4）を透過した診断用放射線（3b）の透過放射線を検出し、診断画像データとして出力する。画像処理部（31）は、その診断画像データに基づいて、治療野（5）のその診断画像を生成する。

また、本発明の放射線治療装置は、精密検査装置（30）において、X線源（97）とセンサアレイ（98）とが、アイソセンタ（5a）に対して点対称の位置にある。そして、センサアレイ（98）は、X線源（97）と比較して放射線照射ヘッド（10）の近傍に設けられている。

また、本発明の放射線治療装置は、精密検査装置（30）が、X線源（97）とセンサアレイ（98）とを含む組を複数組備えている。そして、画像処理部（31）は、その複数組の各々から出力されるその診断画像データに基づいて、治療野（5）のその診断画像を生成する。

また、本発明の放射線治療装置は、ガイドレール（9）と、ヘッド周回移動機構（68）とを更に具備する。

ガイドレール（9）は、ヘッド首振り機構（131、132）と放射線照射ヘッド（10）が移動する軌道を形成する。ヘッド周回移動機構は、ヘッド首振り機構（131、132）と放射線照射ヘッド（10）を移動可能に保持し、ヘッド首振り機構（131、132）と放射線照射ヘッド（10）をガイドレール（9）に沿って移動させる。

また、本発明の放射線治療装置は、ガイドレール（9）が、ベッド（7-2）を幅方向に跨ぐように設けられている。そして、半円弧状の軌道を形成する。

また、本発明の放射線治療装置は、ガイドレール（９）を、１／４球殻の範囲内で水平軸（２６）周りに傾けるレール傾動機構（２８）を更に具備する。

また、本発明の放射線治療装置は、ヘッド首振り機構（１３１、１３２）が、放射線照射ヘッド（１０）を互いに直交する二つの軸（Ｓ１、Ｓ２）の各々の周りで首振りさせる。

また、本発明の放射線治療装置は、マイクロ波発生装置（７０）と、導波路（５１）とを更に具備する。

マイクロ波発生装置（７０）は、マイクロ波を発生する。導波路（５１）は、一端をマイクロ波発生装置（７０）に、他端を放射線照射ヘッド（１０）に接続している。そして、そのマイクロ波を放射線照射ヘッド（１０）へ導波する。

また、本発明の放射線治療装置は、そのマイクロ波が、Ｃバンドに属している。

そして、放射線照射ヘッド（１０）は、そのマイクロ波で電子線を加速する加速管（１１０）を備える。

また、本発明の放射線治療装置は、そのマイクロ波が、Ｘバンドに属している。

そして、放射線照射ヘッド（１０）は、そのマイクロ波で電子線を加速する加速管（１１０）を備える。

上記課題を解決するために、本発明の放射線治療方法は、被検体（４）の治療野（５）を含む診断画像を検出するステップと、その診断画像から治療野（５）としての定義領域（５－１）を定義するステップと、定義領域（５－１）内の画像パターン（５－２）を認識するステップと、治療用放射線（３ａ）を被検体（４）へ照射する放射線照射ヘッド（１０）の照射野（５'）が、治療野（５）を追尾するように、放射線照射ヘッド（１０）を移動

するステップと、照射野（５'）へ治療用放射線（３a）を照射するステップとを具備する。

また、本発明の放射線治療方法は、放射線照射ヘッド（１０）を移動するステップにおいて、その診断画像に基づいて、画像パターン（５－２）の位置を示す第１座標（X、Y、Z）を算出するステップと、放射線照射ヘッド（１０）の位置と向きとに基づいて、照射野（５'）の位置を示す第２座標（x、y、z）を算出するステップと、第１座標（X、Y、Z）と第２座標（x、y、z）とに基づいて、第２座標（x、y、z）が第１座標（X、Y、Z）を追尾するように、放射線照射ヘッド（１０）を移動するステップとを具備する。

上記課題を解決するために、本発明に関するプログラムは、検出された被検体（４）の治療野（５）を含む診断画像を受信するステップと、その診断画像において、治療野（５）として定義された定義領域（５－１）の画像パターン（５－２）を認識するステップと、治療用放射線（３a）を被検体（４）へ照射する放射線照射ヘッド（１０）の照射野（５'）が、治療野（５）を追尾するように、放射線照射ヘッド（１０）を制御するステップと、照射野（５'）へ治療用放射線（３a）を照射するように、放射線照射ヘッド（４）を制御するステップとを具備する方法をコンピュータに実行させる。

また、本発明に関するプログラムは、照射野（５'）が治療野（５）を追尾するように放射線照射ヘッド（１０）を制御するステップにおいて、その診断画像に基づいて、画像パターン（５－２）の位置を示す第１座標（X、Y、Z）を算出するステップと、放射線照射ヘッド（１０）の位置と向きとに基づいて、照射野（５'）の位置を示す第２座標（x、y、z）を算出するステッ

プと、第1座標（X、Y、Z）と第2座標（x、y、z）とに基づいて、第2座標（x、y、z）が第1座標（X、Y、Z）を追尾するように、放射線照射ヘッド（10）を制御するステップとを具備する上記に記載の方法をコンピュータに実行させる。

- 5 本発明の放射線治療装置は、放射線照射ヘッド（10）を、1軸若しくは2軸の方向にアイソセントリックに移動して位置決めする機構（9、28）に加えて、放射線照射ヘッド（10）を1軸若しくは2軸の方向に小角回転運動（首振り）させる機構（131、132）を追加することにより、擬似的にノンアイソセントリックな照射が可能となる。不定形な照射野（5'）への対応や、照射野（5'）の移動に対する追従で求められるノンアイソセントリックな成分は、照射野（5'）で50mm以下である。
- 10 放射線源とアイソセントリックな照射野（5'）の距離SAD（Source Axis Distance）としては、通常
- 15 の電子リニアックの場合に、80cm～100cmの値である。SADが100cmの場合、放射線照射ヘッド（10）に要求される小角回転運動（首振り）角度は、約3度である。この運動によるSADの変化は、0.2%であり、SADの変化による治療用放射線（3a）のビームの直径の変化は無視できる範囲である。
- 20 。
- また、放射線照射ヘッド（10）の慣性中心を軸としてこの回転運動を行うように機構上の工夫をすることにより、駆動機構への負担の軽減を図ることが出来る。放射線照射ヘッド（10）の回転軸周りのモーメントと同じモーメントのダミーウェイトを、回転方向と逆に駆動することにより、小角回転運動（首振り）に伴う反力を相殺することも可能である。
- 25

X線カメラやDSA（Digital Subtraction Angiography）、X線CT等のイメージャ（30

）と機械的に干渉しないように、上記機構の形状を工夫し、イメージャ（３０）と上記機構が共通の位置座標を持つようにする。また、イメージャ（３０）の画像取り込みタイミングと、治療用放射線（３ａ）の照射タイミングを時分割で実施するようにタイミング制御することにより、治療用放射線（３ａ）のイメージャ（３０）への影響を防止して、治療照射中でも、リアルタイムで治療野の画像をモニタすることが出来る。

モニタ画像（ディスプレイ）中の中で、治療野画像について、適切なアルゴリズムで画像追尾を行い、これに追従して上記小角回転運動（首振り）を制御することにより、移動する治療野への追従照射治療が可能となる。

更に、適切なマンマシンインタフェース及び安全機構を装備することにより、安全性・信頼性の高い放射線治療装置の実現が可能になる。

15

図面の簡単な説明

図１は、本発明である放射線治療装置の第１の実施の形態における構成を示す側面図である。

図２は、本発明である放射線治療装置の第１の実施の形態における構成を示す正面図である。

図３は、本発明である放射線治療装置の第１の実施の形態における構成を示す斜視図である。

図４は、本発明である放射線治療装置に適用されるＸ線ヘッドの構成を示す図である。ただし、（ａ）全体図、（ｂ）（ａ）のＡＡ断面図、（ｃ）（ａ）のＢＢ断面図である。

図５は、図４（ｃ）の電子銃及び加速管近傍の拡大図である。

図６は、支持フレームに支持されたＸ線ヘッドを示す斜視図で

ある。

図 7 は、支持フレームの 2 軸の首振り機構の構成を示す図である。ただし、(a) 全体、(b) S 1 首振り駆動用サーボモータ、
(c) S 2 首振り駆動用サーボモータ、(d) 一對のロータリ R
5 F カプラである。

図 8 は、ロータリ R F カプラを内部に有する関節部の構成を示す図である。

図 9 は、図 8 で示すロータリ R F カプラの構成の詳細を示す斜視図である。

10 図 10 は、(a) 図 9 のロータリ R F カプラの詳細を示す断面図である。(b) ロータリ R F カプラ内のマイクロ波のモードの一例を示す。

図 11 は、本発明である放射線治療装置の実施の形態の制御システムを示すブロック図である。

15 図 12 は、放射線治療装置の位置較正を説明する図である。ただし、(a) 正面図、(b) 側面図を示す。

図 13 は、本発明である放射線治療装置の実施の形態の動作におけるタイミングチャートである。ただし、(a) 診断画像を処理する動作のタイミング、(b) 処理後の診断画像に基づく画像
20 追尾計算及び X 線ヘッドの首振り動作のタイミング、(c) 治療 X 線の照射のタイミングである。

図 14 は、X 線ヘッドによる放射線治療の様子を示す斜視図である。

図 15 は、X 線ヘッドを首振りしながら治療 X 線を照射する様子を説明する図であり、図 14 における A - A 断面を示す。
25

図 16 は、X 線ヘッドを首振りしながら治療 X 線を照射する様子を説明する図であり、図 14 における B - B 断面を示す。

図 1 7 は、(a) ～ (f) 擬似ノンアイソセントリックな治療の手順をディスプレイの表示で示すフロー図である。

図 1 8 は、患部と定義領域とパターンマッチングによる輪郭線との関係を示す図である。ただし、(a) 患部と定義領域との関係、(b) ～ (e) 患部と輪郭線との関係を示す。

図 1 9 は、診断画像における明度分布の一例を示すグラフである。

図 2 0 は、本発明である放射線治療装置の第 2 の実施の形態における構成を示す側面図である。

図 2 1 は、本発明である放射線治療装置の第 2 の実施の形態における回転ドラム（治療用ガントリ）の構成を示す正面図である。

図 2 2 は、本発明である放射線治療装置の第 2 の実施の形態における回転ドラム（治療用ガントリ）の構成を示す正面図である。

図 2 3 は、本発明である放射線治療装置の第 1 の実施の形態の他の構成を示す斜視図である。

図 2 4 は、本発明である放射線治療装置の第 4 の実施の形態の構成を示す斜視図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明である放射線治療装置の実施の形態に関して、添付図面を参照して説明する。

（実施例 1）

本発明である放射線治療装置の第 1 の実施の形態に関して、添付図面を参照して説明する。

図 1 ～ 図 3 は、本発明である放射線治療装置の第 1 の実施の形

態における構成を示す側面図、正面図及び斜視図である。図により、一部省略して表示している。座標 2 0 0 は、図 1 ～ 図 3 における X 軸、Y 軸及び Z 軸を有する 3 次元直交座標を示す。

放射線治療装置 6 は、治療用ベッドシステム 7、X 線ヘッド 1
5 0、第 1 首振り機構 1 3 1、第 2 首振り機構 1 3 2、アークガイドレール 9、マイクロ波発生装置 7 0、従動型導波管系 1 1、リアルタイム・イメージャ 3 0 を備えている。

治療用ベッドシステム 7 は、ベッド駆動システム 7 - 1、治療用ベッド 7 - 2 及び患者固定装置 7 - 3 を備える。

10 治療用ベッド 7 - 2 は、放射線治療を施す患者 4 を載せて移動する。ベッド駆動システム 7 の X - Y テーブル上に搭載されている。患者固定装置 7 - 3 は、患者 4 を治療用ベッド 7 - 2 に固定する。ベッド駆動システム 7 - 1 は、内蔵された駆動機構（図示されず）により治療用ベッド 7 - 2 を、治療用ベッド 7 - 2 の長
15 手方向（X 軸方向）と幅方向（Y 軸方向）と高さ方向（Z 軸方向）との 3 軸方向に移動可能である。そして、ベッド駆動システム 7 - 1 は、システム制御装置 8 0（後述）の制御により、リアルタイム・イメージャ 3 0（本実施例では、X 線 C T 検査装置）の撮影画像データに基づいて、照射野 5' となる患部 5 がアイソセ
20 ンタ 5 a に位置するように治療用ベッド 7 - 2 の位置を調整する。治療用ベッド 7 - 2 及び患者固定装置 7 - 3 には、リアルタイム・イメージャ 3 0 や X 線用固体撮像素子（X 線 C C D）、P E T（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）、等の画像診断機器の使用に適した材質及び形状が選択さ
25 れる。

X 線ヘッド 1 0 は、照射野 5'（患部 5）に治療用 X 線 3 a を照射する放射線照射ヘッドである。治療用 X 線 3 a を出射する小

型電子リニアックを備える。アークガイドレール 9（後述）に周
回移動機構 6 8（後述）を介して移動可能に取り付けられている
。第 1 首振り機構 1 3 1（後述）及び第 2 首振り機構 1 3 2（後
述）を備える。X 線ヘッド 1 0 は、全長が 5 0 0 ～ 6 0 0 m m、
5 幅 5 0 0 m m、深さ 3 0 0 m m、重量 6 0 ～ 8 0 k g である。

第 1 首振り機構 1 3 1 は、X 線ヘッド 1 0 をアークガイドレー
ル 9 上で、第 1 首振り軸 S 1 の周りで R 1 のように揺動（回転運
動）させる機構である。第 1 首振り軸 S 1 は、X 線ヘッド 1 0 が
首振りしたときの慣性が小さくなるように、X 線ヘッド 1 0 の慣
10 性中心をほぼ通る軸上又はその近傍に設けられている。

第 2 首振り機構 1 3 2 は、X 線ヘッド 1 0 をアークガイドレー
ル 9 上で、第 2 首振り軸 S 2 の周りで R 2 のように揺動（回転運
動）させる機構である。第 2 首振り軸 S 2 は、X 線ヘッド 1 0 が
首振りしたときの慣性が小さくなるように、X 線ヘッド 1 0 の慣
15 性中心をほぼ通る軸上又はその近傍に設けられている。

アークガイドレール 9 は、ガイドレール傾動機構 2 8 と周回移
動機構 6 8 とを含む。

アークガイドレール 9 は、治療用ベッド 7 - 2 より上半分の円
弧状をなす半円リングを備え、治療用ベッド 7 - 2 を跨ぐように
20 設けられている。ガイドレール傾動軸 2 6 は、半円の両端及び中
心を結ぶ Y 軸方向の軸であり、円の中心はアイソセンタ 5 a と一
致する。このアークガイドレール 9 は、ガイドレール傾動機構 2
8 により傾動可能に支持されている。ガイドレール傾動機構 2 8
は、アークガイドレール 9 をガイドレール傾動軸 2 6 の周りに 0
25 度（Z 軸正方向に直立する位置）～ 9 0 度（X 軸正方向に横倒し
となる位置）の範囲内で図 1 の G 1 に示すように傾ける。すなわ
ち、アークガイドレール 9 は、アイソセンタ 5 a を中心とした四

分の一球（1／4球殻）を描くように運動する。アークガイドレール9は、例えば、ステンレス鋼のように剛性の大きい材料で造られ、幅200～400mm、厚み20～50mm、アイソセンタ5aからの半径800～1000mmである。

- 5 また、周回移動機構68は、図2のH1に示すように、X線ヘッド10をアークガイドレール9に沿って、アークガイドレール9の半円弧上を周回移動させる。ラック・アンド・オピニオン方式やベルト方式を採用することが出来る。

- 10 上記の3軸の駆動（G1、H1）により、X線ヘッド10は、アイソセンタ5aを中心とする1／4球殻上でアイソセントリックな動き（X線ヘッド10はアイソセンタ5aを向く）が可能となる。更に、上記の2軸の駆動（R1、R2）により、X線ヘッド10は、1／4球殻上で擬似的にノンアイソセントリックな動き（X線ヘッド10はアイソセンタ5a周辺近傍の3次元の領域5b（図2参照）内の所望の点を向く）が可能となる。この擬似ノンアイソセントリック動作は、X線ヘッド10の慣性中心周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較して各段に素早い動きを行うことが出来る。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出来る。
- 15
- 20

- 25 マイクロ波発生装置70は、クライストロンを含み、導波路に関わるサーキュレータ21及びダミーロード22を有し、従動型導波管系11を介して、X線ヘッド10へ電子加速用のマイクロ波を供給する。ここでは、Cバンド（5．6GHz）のマイクロ波を供給する。

従動導波管系11は、マイクロ波発生装置70で発生したマイ

クロ波を、X線ヘッド10へ供給する導波路である。関節部14a、リンクアーム12、関節部14b、リンクアーム13、関節部14c、リンクアーム15、関節部16、X線ヘッド10を互いに連結してリンク機構を形成している。関節部14aのみがY
5 軸方向の軸の周りに回転可能であり、関節部14b、関節部14c、関節部16は、X軸方向の軸の周りに回転可能である。なお、リンク先端のX線ヘッド10は、周回移動機構68により、アーカガイドレール9に沿ってスライドし、また、第1首振り機構131により関節部16周りに首振りされる。

10 そして、関節部14a、14b、14c及び16は、マイクロ波を軸回転で伝えるロータリRFカップラ50（後述）を含む。リンクアーム12、13及び15は、導波管51（後述）を含み、関節部14a～14c、16により、電磁氣的に連通している。マイクロ波発生装置70で発生したマイクロ波は、関節部14a
15 ーリンクアーム12ー関節部14bーリンクアーム13ー関節部14cーリンクアーム15ー関節部16を介して、X線ヘッド10へ供給される。

リアルタイム・イメージャ30は、X線CT検査装置である。X線CT検査装置は、被検体4の治療野5に弱いファンビームX
20 線である診断用X線3bを360度全周にわたるタ方面から次々に照射して、その透過像を検出し、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治療野5の3次元断層診断画像を表示させる。リアルタイム・イメージャ30は、システム制御装置80により制御される。

25 リアルタイム・イメージャ30は、一般のX線CTを使用できる。リアルタイム・イメージャ30は、図1に示すイメージャ傾斜機構20により所定の角度に傾斜（例えば、垂直軸に対して2

0度～30度の傾き)した姿勢で支持されている。イメージャ傾斜機構20を駆動させると、リアルタイム・イメージャ30は、軸周りに傾動(図1中、K1で表示)し、診断用X線3bの照射角度が変えられるようになっている。なお、リアルタイム・イメージャ30とアークガイドレール9とは、機械的に密に結合されており、共通の座標基準を持つ。

リアルタイム・イメージャ30は、アークガイドレール9及びX線ヘッド10が干渉しないように制御される。イメージャとして、通常のX線カメラを用いる場合には、必要に応じて、小型の金プレートを照射野の付近に埋め込んでマーカとしてこれを基準に照射野を標識する。

診断用スペースとしての中央開口を持つドーナッツ状真空槽を具備し、この診断用スペースに被検体としての患者4が治療用ベッド7-2と共に出し入れされる。真空槽の内部は図示しない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複数の診断用X線発生ユニットと、これらに対応して内周寄りの同心円状に配列された複数のセンサアレイとが、それぞれ設けられている。これらの診断用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列され、診断用X線3b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ようになっている。このため、扇状の診断用X線3bは、X線照射側(上側)のセンサアレイに遮られることなく、診断用スペースの被検体4を透過して、反対側(下側)のセンサアレイで検出することが出来る。

更に、真空槽には、ビームリミッタ、電子銃駆動回路、画像信号ディジタルイザなどがそれぞれ適所に配置されている。診断用X線発生ユニットから放射された扇状の診断用X線3bは、図示し

ないコリメータにより絞られ、更にビームリミッタにより照射位置での幅に規定され、被検体 4 を透過した後にセンサアレイにより検出される。

5 センサアレイは、被検体 4 を透過した診断用 X 線 3 b を受信（受光）する。被検体 4 が配置される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、多数の長高感度 C d T e センサを備え、0.5 mm の分解能を有している。検査時における 1 ショットの撮像幅は 80 mm である。また、診断用 X 線 3 b の照射時間は、1 ショット当たり 0.0025 ～ 0.01 秒である。

10 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、プリアンプ、メインアンプを介して画像信号ディジタイザ及びデータ収録装置に送られて、診断画像データとして収録される。診断用 X 線 3 b による撮像、データ収録等は、システム制御装置 80 により制御される。収録された診断画像データは、データ収録装置からイメージャ信号処理装置 31（図 9 参照）へ出力され、イメージャ信号処理装置 31 でデータ処理される。処理されたデータは、患部 5 の X 線 C T 診断画像としてシステム制御装置 80 のディスプレイ上に再生表示される。

20 一方、リアルタイム・イメージャ 30 の X 線発生制御装置の出力側には電源及び診断用 X 線発生ユニット内のアノード、カソード、ゲートアレイのグリット電極がそれぞれ接続されている。システム制御装置 80 から X 線発生指令信号が X 線発生制御装置に向けて出力されると、その指令に基づいて、X 線発生制御装置は、電源から電子銃駆動回路への給電動作を制御すると共に、ゲートアレイの中から撮影部位に適したグリット電極を選択する。これに応じて診断用 X 線発生ユニット内のいずれかのカソード

25

から電子線が放射され、選択したグリット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、電子線がグリット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２次Ｘ線が発生し、窓に取り付けられた
5 コリメータを介して、患者４に向けて扇状の治療用Ｘ線３ｂが放射される。

リアルタイム・イメージャ３０は、Ｘ線ＣＴ検査装置である必要はなく、Ｘ線源とそれに対向するセンサアレイの組であっても良い。それを示しているのが、図２３である。

10 図２３は、本発明の放射線治療装置の第１の実施の形態の他の構成を示す斜視図である。図２３は、図１～図３に比較すると、リアルタイム・イメージャ３０の構成が異なる。

このリアルタイム・イメージャ３０は、回転駆動機構９５、保持フレーム９６Ａ、９６Ｂ、通常のＸ線カメラを構成する２組の
15 Ｘ線源９７Ａ、９７Ｂ及びセンサアレイ９８Ａ、９８Ｂのセットを具備する。

保持フレーム９６Ａ、９６Ｂは、それぞれ、その一端に通常のＸ線カメラを構成するＸ線源９７Ａ、９７Ｂを、他端にセンサアレイ９８Ａ、９８Ｂを設けられている。保持フレーム９６Ａ、
20 ９６Ｂは、中心部を回転駆動機構９５に取り付けられている。

センサアレイ９８Ａは、Ｘ線ヘッド１０のＹ軸方向の一方側の近傍に配置されている。そのセンサ側平面の中央部からの垂線がアイソセンタ５ａを向き、その延長線上にＸ線源９７Ａが配置される。同様に、センサアレイ９８Ｂは、Ｘ線ヘッド１０のＹ軸方向の他方側の近傍に配置されている。そのセンサ側平面の中央部
25 からの垂線がアイソセンタ５ａを向き、その延長線上にＸ線源９７Ｂが配置される。

回転駆動機構 9 5 は、2 組の X 線源 9 7 A、9 7 B 及び、センサアレイ 9 8 A、9 8 B のセットが所望の位置に来るように、アイソセンタ 5 a を通り X 軸と平行なリアルタイム・イメージャ回転軸 Q を中心として保持フレーム 9 6 A、9 6 B を回転する。

- 5 2 組の X 線源 9 7 A、9 7 B 及び、9 8 B のセットは、互いに所定の角度を保持するように制御される。所定の角度は、センサアレイ 9 8 A 又はセンサアレイ 9 8 B - アイソセンタ 5 a - X 線ヘッド 1 0 の成す角は、6 0 度 ~ 2 0 度である。より好ましくは、4 5 度 ~ 3 0 度である。これは、X 線ヘッド 1 0、X 線源 9 7 A 及び X 線源 9 7 B が、相互に影響を及ぼし合わずに、それぞれが正確に動作し、十分な精度を有する診断画像も得られる条件に基づいて設定される。
- 10

- ただし、2 組の X 線源 9 7 A、9 7 B 及び、センサアレイ 9 8 A、9 8 B のセットは、X 線源 - センサアレイのセットの目視線は互いに一致しないようにすれば、それぞれ独立に位置の制御を行なっても良い。
- 15

- 図 2 3 の場合、リアルタイム・イメージャ 3 0 の X 線発生制御装置の出力側には、電源及び X 線源 9 7 A、9 7 B 内のアノード、カソード、グリット電極がそれぞれ接続されている。システム制御装置 8 0 から X 線発生指令信号が X 線発生制御装置に向けて出力されると、その指令に基づいて、X 線発生制御装置は、電源から電子銃駆動回路への給電動作を制御すると共に、回転駆動機構 9 5 を動作して、X 線ヘッド 1 0 との位置関係から最適な場所へ 2 組の X 線源 - センサアレイのセットを移動させる。これに応じて X 線源 9 7 A、9 8 B 内のカソードから電子線が放射され、グリット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、電子線がグリット電極の孔を通過してアノード
- 20
- 25

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2次X線が発生し、窓に取り付けられたコリメータを介して、患者4に向けて扇状の治療用X線3bが放射される。

5 X線源97A及びX線源97Bは、図23におけるX線ヘッド10ーアイソセンタ5aを結ぶ直線を挟んで互いに反対の側に
5 10 確実にある。センサアレイ98A及びセンサアレイ98Bも、同様である。これにより、患者4の体内における各部位の動きを迅速かつ正確に把握することが出来る。

また、センサアレイ98A、98Bは、X線ヘッド10側に取
10 10 り付けられているので、非常に強力なX線である治療用X線3aがセンサアレイ98A、98Bに入射することがない。

図1に示すSAD (Source Axis Distance) は、アイソセンタ5aからX線ヘッド10内のターゲット121 (後述) までの距離に相当する。本実施例では、基準となる
15 15 SADを80～100cmに設定している。

次に、図4及び図5を参照しながらX線ヘッド10について詳細に説明する。

図4は、本発明の放射線治療装置に適用されるX線ヘッド10の構成を示す図である。図4(a)は、全体図であり、図4(b)
20 20)は、図4(a)のAA断面図、図4(c)は、BB断面図である。

X線ヘッド10は、4MeV～10MeVの電子エネルギーを有する治療用X線3aを発生する小型の電子リニアックを備える。アイソセンタ5aを中心とする上半後部の1/4球殻の範囲内
25 25 で3次元移動して、多方向から放射線を照射できるように、アークガイドレール9に可動支持されている。それと共に、従動型導波管系11のロータリRFカプラ16に首振り可能に連結され

ている。

X線ヘッド10は、ヘッドカバー101でX線ヘッド10の本体部が覆われ、本体部の先端側に放射線を放射するための出射部120が取り付けられている。ヘッド本体部を覆うヘッドカバー101内には、電気回路／冷却水回路116、加速管110、RF窓52、導波管51、ロータリRFカップラの一部50B、排気管107、イオンポンプ112、ターゲット排気室119、ターゲット121、冷却板122が設けられている。

加速管110の尾部の絶縁硝子103から外部電源に接続されたケーブル（図示されず）がヘッドカバー101内に導入され、電子銃104のカソード105に接続されている。このカソード105と向き合ってアノード106が配置されている。電子銃104の電源はシステム制御装置80により制御される。

カソード105とアノード106との間はイオンポンプ112に連通する排気管107により排気される。排気される空間は、電子銃104から加速管110へ続き、更に加速管110から出射部120へ続いている。イオンポンプ112は、加速管110に直結しているため、加速管110の真空度を常に高真空に保つことが出来、安定した電子線を、安定的に加速することが可能である。そして、それにより、治療用X線3aを安定的に出力することが可能となる。

絶縁硝子103から加速管110の先端までの長さは約360mmである。この大きさは、従来用いられている加速管の1／3程度に大幅に小型化、かつ軽量化されている。これは、従来使用されてるSバンドのマイクロ波ではなく、高周波数（高エネルギー）のCバンド（5.6GHz）のマイクロ波を用いているからである。

図 5 は、図 4 (c) の電子銃 1 0 4 及び加速管 1 1 0 近傍の拡大図である。

図 5 に示すように、電子銃 1 0 4 のアノード 1 0 6 の中央孔は、加速管 1 1 0 のバンチャ空洞 1 0 9 に連通している。加速管 1 1 0 の内部には、更に、電子ビーム通過用の中央孔を有する複数の加速空洞 1 1 1 b が繋がって配置されている。加速管 1 1 0 は、バンチャ空洞 1 0 9 及び複数の加速空洞 1 1 1 b の中央孔に、電子銃 1 0 4 から出射された電子線を通過させながら加速させ、高エネルギーの電子ビームとして、X 線ターゲット 1 2 1 に衝突させる。加速空洞 1 1 1 b は、サイドカップルキャビティ 1 1 1 a を介して左右一対の側方排気管 1 0 8 にそれぞれ連通している。左右一対の側方排気管 1 0 8 は、排気管 1 0 7 経由でイオンポンプ 1 1 2 に接続されて真空排気される。すなわち、加速管 1 1 0 は、側方排気管 1 0 8 を介して、イオンポンプ 1 1 2 により真空排気される。

加速管 1 1 0 には、導波管 5 1 が連通している。導波管 5 1 は、セラミック製の R F 窓 5 2 及びロータリ R F カプラ 5 0 A、5 0 B (- 従動導波管系 1 1 -) を経由してマイクロ波発生装置 7 0 に連通している。R F 窓 5 2 は、導波管 5 1 内に封入された S F₆ ガスの漏洩を防ぐとともに、マイクロ波を加速管 1 1 0 へ導入させる入口である。マイクロ波発生装置 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。マイクロ波発生装置 7 0 の電源回路は、システム制御装置 8 0 に接続されている。

出射部 1 2 0 は、ヘッドカバー 1 0 1 で覆われた X 線ヘッド 1 0 の本体部の先端に設けられている。X 線ターゲット 1 2 1、ターゲット冷却板 1 2 2、1 次コリメータ 1 2 3、フラットニングフィルタ 1 2 4 を備える。電子銃 1 0 4 から加速管 1 1 0 を経て

、フラットニングフィルタ 1 2 4 に至るまでは電子ビームの光軸に沿って直列に並んでいる。そして、加速された電子線は、ターゲット排気室 1 1 9 を通って出射部 1 2 0 のターゲット 1 2 1 に入射する。

5 ターゲット 1 2 1 は、高エネルギーの加速電子の入射により、制動輻射 X 線を出射する。制動 X 線の放射時に発生する熱による熱損傷を受けないように、ターゲット冷却板 1 2 2 が取り付けられている。ターゲット 1 2 1 には、タングステン、タンタル等の高融点金属単体又はこれらの合金を用いる。

10 1 次コリメータ 1 2 3 は、タングステンなどのような放射線に対する遮蔽性に優れ、かつ熱中性子の発生の少ない材料でつくられている。ターゲット 1 2 1 からの X 線を、所定のビーム幅に絞ってフラットニングフィルタ 1 2 4 に導く。

15 フラットニングフィルタ 1 2 4 は、ターゲット 1 2 1 から出射される X 線の強度を平均化して均一なドーズ分布を持つ治療用 X 線 3 a とする。

20 更に、出射部 1 2 0 の先端側には 2 次コリメータ 1 2 5 及び線量計測用の電離箱 1 2 6 が取り付けられている。2 次コリメータ 1 2 5 は、治療用の X 線 3 a が透過できないタングステンなどのような遮蔽性の高い材料で作られている。フラットニングフィルタ 1 2 4 からの X 線を所定のビーム幅に絞った治療用 X 線 3 a を、電離箱 1 2 6 に導く。この 2 次コリメータ 1 2 5 は、1 次コリメータ 1 2 3 の端面部に着脱可能にねじ込まれている。

25 電離箱 1 2 6 は、通過する X 線の線量を計測する。2 次コリメータ 1 2 5 の先端に取り付けられ、所定の成分のガスが封入されている。そして、放電電荷を検出する検出回路（図示されず）が接続されている。この検出回路はシステム制御装置 8 0 の入力側

に接続されている。システム制御装置 80 は、線量計測用電離箱 126 の入力信号に基づいて X 線ヘッド 10 から出射される X 線の線量を算出し、患者 4 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。

- 5 本発明の放射線治療装置 6 では、X 線ヘッド 10 は、全長が 500 ～ 600 mm、幅 500 mm、深さ 300 mm と小さく、重量 60 ～ 80 kg と軽量化もされていながら、高いエネルギーである 4 MeV ～ 10 MeV の電子エネルギーを有する治療用 X 線 3a を発生することが可能である。これは、高周波数（高エネルギー）の C バンド（5.6 GHz）のマイクロ波を用いているため加速管 110 が小型軽量であること、加速管 110 が小さいため電子線を偏向させる偏向磁石及びその関連機器が不要であること、マイクロ波を発生させる装置（マイクロ波発生装置 70）を X 線ヘッド 10 の外側に配置していること、などの理由による
- 10 。すなわち、全体の重量が軽量化されていること、及び、全体の大きさが小型化されていることで、X 線ヘッド 10 を少ない力で、俊敏かつ迅速に所望の場所へ移動させることが可能となる。

- また、更に高周波数の X バンドのマイクロ波を用いて加速可能な加速管を用いれば、更に小型・軽量化することが可能である。
- 20 その場合、マイクロ波の周波数に合わせて各機器の設計を変更する（例示：従動導波管系 11 の各構成の寸法や、加速管 110 の加速空洞 111b 等の寸法を変更する）することにより、実施可能である。

- なお、本実施例の装置では、上半後部の 1/4 球殻からの放射
- 25 線の照射が可能であるが、非磁気型の精密検査装置を更に小型化し、これを治療用照射ヘッドの側に内包できるようにユニット化することにより、更に上半球全体からの放射線の照射が可能であ

る。

次に、図 6 ～ 図 8 を参照して、X 線ヘッド 1 0 の 2 軸の首振り機構について詳しく説明する。

図 6 は、支持フレーム 1 0 2 に支持された X 線ヘッド 1 0 を示す斜視図である。

図 6 に示すように、X 線ヘッド 1 0 のヘッドヘッドカバー 1 0 1 は、ジンバル構造を有する支持フレーム 1 0 2 に支持されている。支持フレーム 1 0 2 は、X 線ヘッド 1 0 の慣性中心を含む第 1 首振り軸 S 1 及び第 2 首振り軸 S 2 が通る位置座標に取り付けられている。そして、第 1 首振り機構 1 3 1 により、第 1 首振り軸 S 1 のまわりを R 1 のように揺動する。同様に、第 2 首振り機構 1 3 2 により、第 2 首振り軸 S 2 のまわりを R 2 のように揺動する。

図 7 は、支持フレームの 2 軸の首振り機構の構成を示す図である。図 7 (a) は全体、図 7 (b) は S 1 首振り駆動用サーボモータ 1 3 1 b 、図 7 (c) は、S 2 首振り駆動用サーボモータ 1 3 2 b 、図 7 (d) は、一対のロータリ R F カプラ 5 0 A と 5 0 B を示す。

図 7 (a) に示すように、支持フレーム 1 0 2 には、従動型導波管系 1 1 のロータリ R F カプラ 1 6 、及び、S 1 首振り駆動用サーボモータ 1 3 1 b が、第 1 首振り軸 S 1 に沿って、対向する 2 辺にそれぞれ取り付けられている。同様に、一対のロータリ R F カプラ 5 0 A と 5 0 B 、及び、S 2 首振り駆動用サーボモータ 1 3 2 b が、第 2 首振り軸 S 2 に沿って、前述の 2 辺と異なる対向する 2 辺にそれぞれ取り付けられている。

図 7 (a) 及び (b) に示すように、従動型導波管系 1 1 のロータリ R F カプラ 1 6 は、支持フレーム 1 0 2 の一方の側の長辺

の中央に取り付けられ、これと向き合うように S 1 首振り駆動用サーボモータ 1 3 1 b の駆動軸 1 3 1 a が第 1 首振り軸 S 1 と重なるようにフレーム 1 0 2 の対向長辺の中央に取り付けられている。そして、S 1 首振り駆動用サーボモータ 1 3 1 は、
5 クガイドレール 9 上のヘッド周回移動機構 6 8 に固定支持されている。サーボモータ駆動軸 1 3 1 a を回転駆動させると、第 1 首振り軸 S 1 まわりに X 線ヘッド 1 0 が R 1 のように首振りする。

図 7 (a)、(c) 及び (d) に示すように、一対のロータリ R F カプラ 5 0 A、5 0 B は支持フレーム 1 0 2 の一方の側の短辺の中央に取り付けられ、これと向き合うように S 2 首振り駆動用サーボモータ 1 3 2 b の駆動軸 1 3 2 a が第 2 首振り軸 S 2 と重なるようにフレーム 1 0 2 の対向短辺の中央に取り付けられている。そして、S 2 首振り駆動用サーボモータ 1 3 2 b の本体
15 は、支持フレーム側のブラケット 1 0 2 a に固定支持され、駆動軸 1 3 2 a は、軸受 1 3 3 を介して支持フレーム 1 0 2 に回転可能に支持されている。サーボモータ駆動軸 1 3 2 a を回転駆動させると、図 7 (c) に示すように、S 2 ドライブ軸周りに X 線ヘッド 1 0 が首振りする。

図 7 (a) 及び (d) に示すように、従動型導波管系 1 1 の各リンクアーム 1 3、1 5 内には、導波管 5 1 が設けられ、各関節部 1 4、1 6 内には、ロータリ R F カプラ 5 0 が設けられ、更に一対のロータリ R F カプラ 5 0 A、5 0 B を通って、X 線ヘッド 1 0 内の加速管 1 1 0 にマイクロ波が導入されるようになって
25 いる。

次に、図 8 ～図 1 0 を参照して、マイクロ波を伝達する導波路の関節部分であるロータリ R F カプラについて説明する。

図 8 は、ロータリ R F カプラ 5 0 を内部に有する関節部の構成を示す図である。図 8 では、関節部 1 4 c を代表として示しているが、関節部 1 4 a、関節部 1 4 b、関節部 1 6、一対のロータリ R F カプラ 5 0 A、5 0 B についても同様である。

- 5 図 8 に示すように、リンクアーム 1 3、1 5 の中には、導波管 5 1 が設けられ、関節部 1 4 a ~ 1 4 c、1 6 内のロータリ R F カプラ 5 0 により、導波管 5 1 が電磁氣的に連通している。

図 9 は、図 8 で示すロータリ R F カプラ 5 0 の構成の詳細を示す斜視図である。

- 10 図 9 に示すように、ロータリ R F カプラ 5 0 は、フランジ継手 5 3、5 4 により、導波管 5 1 の各々に接続されている。そして、ロータリ R F カプラ 5 0 は、導波路 5 5 a の加速用のマイクロ波を軸回転で導波路 5 5 b へ伝える。

- 15 図 1 0 (a) は、図 9 のロータリ R F カプラ 5 0 の詳細を示す断面図である。図 1 0 (b) は、ロータリ R F カプラ 5 0 内のマイクロ波のモードの一例を示す。

- 図 1 0 (a) に示すように、導波管 5 1 の導波路 5 5 a、5 5 b は、ロータリ R F カプラ 5 0 の回転部材 5 6、5 7、軸受け 5 8、 $\lambda/4$ 波長チョーク 5 9 に取り囲まれた回転スペースに連通し、この中を図 1 0 (b) に例示するような管内モード（電気力線 2 a (2 b) ）でマイクロ波が導かれる。このようなロータリ R F カプラ 5 0 と導波管 5 1 との組合せにより、地上に固定されたクライストロン等の加速マイクロ波発生装置 7 0 から、移動する X 線ヘッド 1 0 へ加速用のマイクロ波を円滑に供給することが出来る。
- 20
- 25

次に、本発明の放射線治療装置の実施の形態の制御システムについて説明する。

図 1 1 は、本発明の放射線治療装置の実施の形態の制御システムを示すブロック図である。

本実施例の制御システムは、治療用ベッドシステム 7、X 線ヘッドシステム 8、リアルタイムイメージャ 30、イメージャ信号
5 処理装置 31、マイクロ波発生装置 70、システム制御装置 80、システムユーティリティ 90 を備える。実質的にはシステム制御装置 80 が全体を統括して制御するシステム構成となる。

システム制御装置 80 は、システム制御計算機を備え、コンピュータプログラムとしてのシステム管理アルゴリズム、画像追尾
10 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ース (GUI)、インターロックアルゴリズムを含み、治療計画データベース、トレンド記録データベース、治療データベースを搭載している。また、システム
15 モニタ (ディスプレイ) 及び BIT を含み、これを中心として他のシステムブロックがそれぞれ接続され、入出力信号のやりとりがなされる。

治療計画データベースは、医師が立てる治療計画に関する情報としての治療計画情報を格納している。治療計画情報は術前に行われる種々の検査に基づくものである。治療計画情報は、患者属
20 性情報、患者画像情報、吸収線量情報、治療線量情報、患部位置情報等を互いに関連付けている。

ただし、患者属性情報は、患者 4 の氏名、生年月日等を示す。患者画像情報は、患者 4 の X 線断層画像を示す。吸収線量情報は、患部 5 に対する放射線 (X 線) の吸収線量、その照射方法 (回数、1 回の吸収線量、照射方向 (ルート)) 等を示す吸収線量設
25 定に関する。治療線量情報は、患部 5 に対する放射線 (X 線) の治療線量、その照射方法 (回数、1 回の治療線量、照射方向 (ル

ート))等を示す治療線量設定に関する。患部位置情報は、患部5の位置に関する。患部5の位置は、後述の定義領域5-1であっても良い。

5 トレンド記録データベースは、照射治療の実績に関する照射実績情報を格納している。照射実績情報は、治療の際に実際に照射した放射線(X線)に関するものである。照射実績情報は、患者属性情報、積算治療線量、積算吸収線量、照射方向(ポータル数)毎の治療線量、推定吸収量、目標座標(患部5における照射目標の座標)及び機械座標(実際に照射を行った照射野5'の座標)10)、等を互いに関連付けている。

治療データベースは、物質の種類、物質の厚みと放射線(X線)の吸収量との関係を示す放射線吸収量曲線、等を互いに関連付けて格納している。

15 システム管理アルゴリズムは、各アルゴリズム、GUI、システムモニタ(ディスプレイ)及びBIT等のシステム制御装置80全体を統括制御する。

治療計画アルゴリズムは、治療計画データベース(患者4のX線断層画像、吸収線量情報)と治療データベース(物質毎の放射線吸収量曲線)とに基づいて、治療線量情報(照射方向(ルート)20)毎のX線の治療線量、積算の治療線量)等を算出する。そして、ディスプレイに表示し、医師の確認を受ける。医師は、必要に応じて、照射方向やX線の吸収線量等を変化させて、所望の治療線量情報となるようにする。医師の確認後、治療計画データベースへ格納する。

25 治療管理アルゴリズムは、治療計画データベースの治療計画情報及び／又は画像追尾アルゴリズムからのX線ヘッド10の首振り量に基づいて、X線ヘッド10が所定の方角へ向くようにX

線ヘッドシステム 8 を制御する。

また、治療中にイメージャ信号処理装置 3 1、X線ヘッドシステム 8、画像追尾アルゴリズム等から得られる照射実績情報をトレンド記録データベースへ格納する。

- 5 画像追尾アルゴリズムは、イメージャ信号処理装置 3 1 から得られる追尾用画像データに基づいて、患部 5 の座標を算出する。また、X線ヘッドシステム 8 から得られる各種データに基づいて、X線ヘッド 1 0 の照射野 5 ' の座標を求める。そして、患部 5 の座標と、照射野 5 ' の座標とに基づいて、X線ヘッド 1 0 の首
10 振り量を算出する。

- インターロックアルゴリズムは、所定の条件が満たされた場合において、治療用 X 線 3 a や診断用 X 線 3 b を停止させる。所定の条件は、緊急停止ボタンが押された場合、照射野 5 ' と患部 5 とが予め設定された距離以上に離れた場合、患者 4 に対する治療
15 線量及び吸収線量の少なくとも一方が、それぞれに対して予め設定された許容値を超えた場合、治療用 X 線 3 a を照射する際に診断用 X 線 3 b を停止する場合、診断用 X 線 3 b を照射する際に治療用 X 線 3 a を停止する場合、等である。

- リアルタイムイメージャ 3 0 で検出された X 線透過データは、
20 イメージャ信号処理装置 3 1 内の画像再構成アルゴリズムにより診断画像に再構成され、システム制御装置 8 0 に送信される。これにより画像診断が治療中にリアルタイムで生成され、医師はシステム制御装置 8 0 のコンピュータディスプレイ上に表示された診断画像を観ながら治療を行うことが出来る。

- 25 マイクロ波発生装置 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。クライストロンは、従動型導波管系 1 1

を介して、X線ヘッド10に接続され、加速管110にマイクロ波を供給する供給源である。

X線ヘッドシステム8は、X線ヘッド10、アイソセントリック駆動機構（アークガイドレール9、ガイドレール傾動機構28、ヘッド周回移動機構68を含む）、及び、首振り駆動機構（第1首振り機構131、第2首振り機構132及びロータリRFカップラ50を含む）を備える。アイソセントリック駆動機構及び首振り駆動機構は、それぞれに対応した各ドライバ（アイソセントリック駆動ドライバ及び首振り駆動ドライバ）を介して、システム制御部80に接続され、アイソセントリック照射時におけるX線ヘッド10のヘッド周回駆動機構68及び擬似アイソセントリック照射時におけるX線ヘッド10の2軸首振り駆動がそれぞれ制御される。

次に、本発明である放射線治療装置の第1の実施の形態の動作について、添付図面を参照して説明する。

まず、本発明である放射線治療装置の第1の実施の形態の動作における、位置較正について説明する。

図12は、放射線治療装置6の位置較正を説明する図である。図12（a）は正面図、図12（b）は側面図を示す。図1～図3に示す構成（説明省略）の他、治療用ベッド7-2上にCCDカメラ60が配設されている。

CCDカメラ60は、その受光面の中心部がアイソセンタ5aと重なり、受光面が水平となるように設置される。CCDカメラ60は、レーザ強度分析器（図示されず）の接続されている。

X線ヘッド10には、レーザ発信器（図示されず、例示：低出力小型のHe-Neレーザなど）が、放射されるX線と同軸となるように設置される。

次に、位置較正の方法について説明する。

(1) ステップ S 1 - 1

図 1 2 の状態において、X 線ヘッド 1 0 のレーザ発信器は、C C D カメラ 6 0 へレーザを出力する。

5 (2) ステップ S 1 - 2

C C D カメラ 6 0 は、レーザを受光する。そして、受光結果をレーザ強度分析器 (図示されず) へ出力する。

(3) ステップ S 1 - 3

10 レーザ強度分析器 (図示されず) は、レーザの強度分布を検出する。そして、アイソセンタ 5 a (= C C D カメラ 6 0 の受光面の中心) と、レーザ強度のピーク位置との変位 (X 軸方向、Y 軸方向、Z 軸方向) を算出する。

(4) ステップ S 1 - 4

15 算出した変位を補正值としてシステム制御装置 8 0 の記憶部 (図示されず) へ格納する。

上記位置較正の方法により、非常に簡単な方法で短時間にアー
クガイドレール 9 のような大きな機械工作物における、工作時の
歪み、自重等によるたわみ、取り付け時の応力等による位置ずれ
を精度良く補正することができ、位置精度を向上させることが可
20 能となる。本実施例の場合、位置分解能を $20 \mu\text{m}$ 程度にすること
が可能となった。

このような位置較正は、放射線治療装置 6 の設置時及び定期点
検時に実施する。ただし、所定の使用回数毎、放射線治療毎に行
っても良い。

25 次に、本発明の放射線治療装置の実施の形態の動作における、
各動作の時間のタイミングについて説明する。

図 1 3 は、本発明の放射線治療装置の実施の形態の動作におけ

るタイミングチャートである。図 13 (a) は、診断画像を処理する動作のタイミング、図 13 (b) は、処理後の診断画像に基づく画像追尾計算及び X 線ヘッド 10 の首振り動作のタイミング、そして、図 13 (c) は、治療 X 線の照射のタイミングをそれぞれ示している。

(0) 時間 t_0 以前

まず、放射線治療装置 6 のメインスイッチを ON にすると、治療用ベッドシステム 7、X 線ヘッドシステム 8、リアルタイム・イメージャ 30、マイクロ波発生装置 70、システム制御装置 80、システムユーティリティ 90 の電源がそれぞれ待機状態となる。治療用ベッドシステム 7 が作動して、患者 4 が治療用ベッド 7-2 とともに、治療エリア内に移動し、リアルタイム・イメージャ 30 を作動させて患部 5 が治療装置のアイソセンタ 5a に一致するように治療用ベッド 7-2 を動かして位置合わせをする。このアイソセントリック位置合わせ完了後、リアルタイム・イメージャ 30 によるリアルタイム画像診断と X 線ヘッド 10 による放射線治療とを開始する。

(1) ステップ S2-1 : 時間 $t_0 \sim t_1$

通常 X 線のカメラ (リアルタイム・イメージャ 30) は、診断用 X 線発生ユニットから診断用 X 線 3b を照射野 5' に照射する。そして、センサアレイで、その X 線透過データを診断画像データとして検出する。被爆を最小限とするため、診断用 X 線 3b の照射時間は、 $t_0 \sim t_1$ に限定する。

(2) ステップ S2-2 : 時間 $t_1 \sim t_2$

検出された診断画像データは、透過 X 線量に比例した電流信号に変換され、プリアンプ、メインアンプを介して画像信号デジタルタイザ及びデータ収録装置に取り込まれる。

(3) ステップ S 2 - 3 : 時間 $t_2 \sim t_3$

収録された診断画像データは、データ収録装置からイメージ
信号処理装置 31 へ出力される。そして、イメージ信号処理装
置 31 の画像再構成アルゴリズムを用いて演算処理され、追尾用
5 画像データに変換される。追尾用画像データは、放射線治療装置
6 の座標系の各座標点 (X_i 、 Y_i 、 Z_i)、($i = 1 \sim n$: n は
データ数) での診断画像を示すデータである。追尾用画像データ
は、システム制御装置 80 へ出力される。

10 追尾用画像データは、患部 5 の (X 線 CT) 診断画像としてシ
ステム制御装置 80 のディスプレイ上に再生表示される。

リアルタイム・イメージ 30 及びイメージ信号処理装置 3
1 は、時間 t_3 後、再び時間 $t_0 \sim t_3$ のプロセスを繰り返す。
図 13 中、時間 $t_0 \sim t_3$ のプロセス = 時間 $t_{10} \sim t_{13}$ 、時
間 $t_{20} \sim t_{23} \dots$ のプロセスである。

15 治療用 X 線 3a の直接線、漏洩線及び散乱線が、リアルタイム
・イメージ 30 のセンサレイ (検出器) に影響を与えないよ
うにするため、少なくとも診断用 X 線 3b を照射している時間 t
 $0 \sim t_1$ においては、治療用 X 線 3a が照射されないように、X
線ヘッド 10 はインターロックされている。

20 これらの診断画像処理 (ステップ S 2 - 1 $\sim$ S 2 - 3) にかか
る合計時間 $t_0 \sim t_3$ は、0.01 秒である。すなわち、診断画
像処理の 1 サイクル時間は、0.01 秒である。これは、心鼓動
等の速い動きに追従する上では十分なサンプルレートである。

(4) ステップ S 2 - 4 : 時間 $t_3 \sim t_4$

25 システム制御装置 80 の画像追尾アルゴリズムを用いて、以下
の画像追尾計算を行なう。

追尾用画像データに基づいて、患部 5 の座標 (放射線治療装置

6 の座標系での座標点 (X、Y、Z)) を抽出する。一方、ガイドレール傾動機構 28、ヘッド周回移動機構 68、第 1 首振り機構 131 及び第 2 首振り機構 132 の位置 (座標)、回転角等に基づいて、現在の X 線ヘッド 10 の照射野 5' の座標 (放射線治療装置 6 の座標系での座標点 (x、y、z)) を算出する。そして、① 2 点間の距離 $L = |(X, Y, Z) - (x, y, z)|$ が予め設定された値 $L_{0.2}$ 以下である場合、首振りをしないこととし、② 距離 L が予め設定された値 $L_{0.1}$ 以上である場合、首振り量を θ_0 とし、③ $L_{0.2} < \text{距離 } L < L_{0.1}$ の場合、患部 5 の座標と照射野 5' の座標とに基づいて、X 線ヘッド 10 の首振り量 (θ_1 、 θ_2) を算出する。首振り量 θ_0 は、例えば、距離 $L_{0.1}$ 分だけ患部 5 の座標の方向へ向く角度である。

ただし、X 線ヘッド 10 の首振り量 (θ_1 、 θ_2) は、S1 首振りドライブ軸周りの微小変位角 (首振り角) θ_1 (回転方向、回転角度の大きさ) 及び S2 首振りドライブ軸周りの微小変位角 (首振り角) θ_2 (回転方向、回転角度の大きさ) である。

$L_{0.1}$ は、時間 $t_4 \sim t_5$ の間に X 線ヘッド 10 が首振り可能な最大距離である。また、 $L_{0.2}$ は、患部 5 の座標点 (X、Y、Z) 及び照射野 5' の座標点 (x、y、z) の算出の際に見込まれる誤差の値である。

この患部 5 の移動 (運動) の状態 (座標点 (X、Y、Z)) は、システム制御装置 80 のディスプレイ上に表示される。ただし、患部 5 だけでなく、その周辺の領域 (例示：患部 5 を含む輪郭線 5-2 (後述)) を同様に示しても良い。

(5) ステップ S2-5：時間 $t_4 \sim t_5$

算出された X 線ヘッド 10 の首振り量 (θ_1 、 θ_2) に基づいて、システム制御装置 80 の治療管理アルゴリズムにより、X 線

ヘッド 10 の首振り量 (θ_1 、 θ_2) を示す首振り駆動信号が、
X線ヘッドシステム 8 へ出力される。

首振り駆動信号に基づいて、X線ヘッドシステム 8 の X線ヘッド首振り駆動ドライバにより、第 1 首振り機構 131 及び第 2 首
5 振り機構 132 が駆動され、X線ヘッド 10 が所望の方向へ向く
。

システム制御装置 80 は、時間 t_5 の後の時間 t_{13} から、再び時間 $t_3 \sim t_5$ のプロセスを繰り返す。図 13 中では、時間 $t_3 \sim t_5$ のプロセス＝時間 $t_{13} \sim t_{15}$ 、時間 $t_{23} \sim t_{25}$
10 … のプロセスである。

これらの画像追尾計算及び X線ヘッド首振り（ステップ S2-4～S2-5）にかかる合計時間 $t_3 \sim t_5$ は、0.01 秒である。すなわち、画像追尾計算及び X線ヘッド首振りの 1 サイクル
15 時間は、0.01 秒である。これは、心鼓動等の速い動きに追従
する上では十分なレートである。

第 1 首振り機構 131 の S1 首振り駆動用サーボモータ 131b、及び、第 2 首振り機構 132 の S2 首振り駆動用サーボモータ 132b を駆動させている時間 $t_4 \sim t_5$ には、首振り角の誤動作の可能性があるので、治療用 X線 3a が照射されないよう
20 に、X線ヘッド 10 はインターロックされ、安全性を確保するようにしている。

（6）ステップ S2-6：時間 $t_5 \sim t_6$

システム制御装置 80 のシステム管理アルゴリズムを用いて、時間 t_5 に治療用 X線 3a の照射を指示する信号としての治療
25 X線照射信号が X線ヘッド 10 へ出力される。X線ヘッド 10 のインターロックが解除され、患部 5 への治療用 X線 3a の照射が開始される。治療用 X線 3a の照射時間 $t_5 \sim t_6$ は、0.00

2 5 ~ 0 . 0 1 秒である。照射のデューティは、約 5 0 % である。

システム制御装置 8 0 は、時間 t_6 の後の時間 t_{15} から、再び時間 $t_5 \sim t_6$ のプロセスを繰り返す。図 1 3 中では、時間 $t_5 \sim t_6$ のプロセス = 時間 $t_{15} \sim t_{16}$ 、時間 $t_{25} \sim t_{26}$... のプロセスである。

この治療 X 線照射（ステップ S 2 - 6）にかかる合計時間 $t_5 \sim t_6$ は、0 . 0 1 秒である。すなわち、治療 X 線照射の 1 サイクル時間は、0 . 0 1 秒である。これは、心鼓動等の速い動きに追従する上では十分なレートである。

ここで、X 線ヘッド 1 0 を首振りしながら治療 X 線 3 a を照射する様子について、図面を参照して更に説明する。

図 1 4 は、X 線ヘッド 1 0 による放射線治療の様子を示す斜視図である。X 線ヘッド 1 0 は、患部 5 へ X 線を照射する。

図 1 5 及び図 1 6 は、X 線ヘッド 1 0 を首振りしながら治療 X 線 3 a を照射する様子を説明する図である。図 1 5 は、図 1 4 における A - A 断面、図 1 6 は、図 1 4 における B - B 断面である。

照射野の移動に追従して照射するには、システム制御装置 8 0 は、上記時間 $t_3 \sim t_4$ において、算出された患部 5 の位置（座標（X、Y、Z））と、現在の X 線ヘッド 1 0 の照射野 5' の座標（x、y、z））とに基づいて、X 軸方向及び Y 軸方向における患部 5 の照射野 5' からのシフト量 DV 1、DV 2 を算出する。そして、シフト量 DV 1、DV 2 に基づいて、所定の計算式を用いて、第 1 首振りドライブ軸 S 1 及び第 2 首振りドライブ軸 S 2 周りの移動による変位角 θ_1 及び θ_2 をそれぞれ求める。

上記時間 $t_5 \sim t_6$ において、X 線ヘッド 1 0 を第 1 首振りド

ライブ軸 S 1 の周りに変位角 $\theta 1$ 、第 2 首振りドライブ軸 S 2 の周りに変位角 $\theta 2$ だけ首振りさせる。そして、首振りを停止させると同時に、X 線ヘッド 10 から治療用 X 線 3 a を出射する。

5 以上のステップ S 2 - 1 ~ ステップ S 2 - 6 により、頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、臓器の運動や状態の影響を受けて動く腫瘍等の患部 5 に対して、X 線ヘッド 10 の照準が迅速かつ高応答に追従し、放射線 (X 線) を高精度に照射することが可能となる。すなわち、診断画像の処理時間を含めて 0 . 0 3 秒以内に X 線ヘッド 10 を首振り動作させ、放射線 (X 線) 10 を照射させることが出来、照射野 (患部) の動きに対して迅速に追従させることが出来る。

上記プロセスでは、ステップ S 2 - 4 : 時間 $t 3 \sim t 4$ において、ステップ S 2 - 5 で X 線ヘッド 10 に首振りさせる角度を所定の大きさに制限している。これは、首振り角度が大きくなると 15 、首振りにかかる時間が長くなり、その間に患部 5 が更に移動してしまう。その結果として、X 線ヘッド 10 の照射野 5 ' の座標点 (x、y、z) が、患部 5 の座標点 (X、Y、Z) の位置から大きくずれてしまうからである。

X 線ヘッド 10 が追尾する患部 5 の早い動きは、呼吸及び心鼓 20 動によるものである。この場合、患部 5 は、概ね同じ領域内 (ただし、経路は必ずしも同じではない) で移動している。従って、一度、X 線ヘッド 10 の照射野 5 ' の座標点 (x、y、z) と患部 5 の座標点 (X、Y、Z) とが完全に一致しない場合があっても、その後一致させることは可能である。

25 診断画像データの取得や画像追尾計算に異常が生じた場合には、その時点で治療用 X 線 3 a の照射にインターロックをかけて照射を停止させ、安全性を確保する。本装置では、X 線ヘッド 1

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 X 線 3 a の照射がなされるように設計されている。

そして、照射野 5' の座標点 (x、y、z) と患部 5 の座標点 (X、Y、Z) とのずれが、予め設定された値以上の場合、その
5 サイクルでは、ステップ S 2 - 6 (時間 t 5 ~ t 6) での治療用 X 線 3 a の照射を行なわない。

また、システム制御装置 8 0 は、必要に応じて、ヘッド周回移動機構 6 8、傾斜機構 2 8 及び治療用ベットシステム 7 を移動して、患部 5 に X 線ヘッド 1 0 の照準を合わせようにも可能
10 である。

すなわち、システム制御装置 8 0 は、時間 t 3 ~ t 4 において、患部 5 の座標と照射野 5' の座標とに基づいて、X 線ヘッド 1 0 の首振り量 (第 1 首振り機構 1 3 1 及び第 2 首振り機構 1 3 2 用) 及び移動量 (ヘッド周回移動機構 6 8、傾斜機構 2 8 及び治療用ベットシステム 7 用) を算出する。次に、時間 t 4 ~ t 5 に
15 において、X 線ヘッド 1 0 の首振り量及び移動量を X 線ヘッドシステム 8 へ出力する。そして、第 1 首振り機構 1 3 1、第 2 首振り機構 1 3 2、ヘッド周回移動機構 6 8、傾斜機構 2 8 及び治療用ベットシステム 7 を移動して、患部 5 に X 線ヘッド 1 0 の照準を
20 合わせる。

治療用 X 線 3 a の照射停止後、タイミング t 5 に診断用ビーム 3 b の照射を開始し、次の診断画像処理サイクル t 5 ~ t 8 に移行する。次いで、診断画像処理後のタイミング t 3 に X 線ヘッド 1 0 のインターロックが解除され治療ビーム 3 a の照射が再開
25 される。

このようにして、診断画像処理サイクル (図 1 3 中、0 ~ T a) : 0. 0 1 秒、画像追尾計算サイクル及び X 線ヘッド首振りサ

イクル（図 1 3 中、T a ～ T b）：0. 0 1 秒、及び、治療 X 線照射サイクル（図 1 3 中、T b ～ T c）：0. 0 1 秒の計 0. 0 3 秒（T 0）のサイクルが繰り返される。すなわち、概ね 1 / 3 0 秒毎に正確に放射線照射ヘッドを照射対象へ向けることができ、患部（治療野）が心鼓動のような最も速い動きを有していても、照射対象をリアルタイムに正確に追尾し、放射線を照射することが出来る。

次に、擬似ノンアイソセントリックな治療の手順について説明する。

10 図 1 7 は、擬似ノンアイソセントリックな治療の手順をディスプレイの表示で示すフロー図である。

（1）ステップ S 3 - 1

放射線治療においては、医師が治療計画を立てる。そ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。それらの治療計画は、治療計画データベースに格納される。

更に、医師は手術中において、本発明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診断することにより高精度で確実性の高い放射線治療を行いことが出来る。

20 （2）ステップ S 3 - 2

図 1 7 （a）に示すように、リアルタイム・イメージャ 3 0 及びイメージャ信号処理装置 3 1 を用いて患部 5 及びその近傍領域の診断画像が再構成され、システム制御装置 8 0 のディスプレイ上に再生表示される。

25 診断画像の再構成は、上記ステップ S 2 - 1 ～ステップ S 2 - 3 により行われる。ただし、この段階では、ステップ S 2 - 4 ～ステップ S 2 - 6 は行なわない。

(3) ステップ S 3 - 3

図 1 7 (b) に示すように、医師は、ディスプレイ上で患部 5 の各断面図を確認して、画像追尾のための照射野 5 ' の輪郭線を定義する。ここで、治療開始に先立って、照射野 5 ' のマッピングは終了しており（治療計画データベース）、これを参考に複数のスライスで照射野 5 ' の輪郭を定義する。輪郭で定義された領域は、定義領域 5 - 1 であり、定義領域 5 - 1 は患部 5 を含む。定義領域 5 - 1 は、治療計画データベースに格納される。

治療計画アルゴリズムは、治療計画データベース（定義領域 5 - 1 を含む）と治療データベースとに基づいて、治療線量情報（照射方向（ルート）毎の X 線の治療線量、積算の治療線量）等を算出する。そして、ディスプレイに表示し、医師の確認を受ける。医師は、必要に応じて、照射方向や X 線の吸収線量等を変化させて、所望の治療線量情報となるようにする。医師の確認後、治療線量情報は、治療計画データベースへ格納する。

(4) ステップ S 3 - 4

図 1 7 (c) に示すように、システム制御装置 8 0 の画像追尾アルゴリズムにより、画像輪郭抽出を行う。すなわち、実際の患部 5 の診断画像と定義された定義領域 5 - 1 の輪郭線とのパターンマッチングを行い、輪郭線 5 - 2 として表示する（後述）。そして、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。

画像追尾は、上記ステップ S 2 - 4 により行われる。従って、上記ステップ S 2 - 1 ～ステップ S 2 - 4 が繰り返し行われる。ただし、この段階では、ステップ S 2 - 5 ～ステップ S 2 - 6 は行なわない。

(5) ステップ S 3 - 5

図 1 7 (d) 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 (M a s t e r A r m S W) を操作して、X 線ヘッドシステム 8 を A R M E D 状態にする。X 線ヘッドシステム 8 は、照準をクロスヘアラインで照射ボリュームを赤色でディスプレイ上に表示する。そして、画像追尾と同時に、X 線ヘッド 1 0 の追尾 (首振り) も行われる。画像及び X 線ヘッド 1 0 による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 5 ' の移動と共に自動的に追従する。

X 線ヘッド 1 0 の追尾 (首振り) は、上記ステップ S 2 - 5 により行われる。従って、上記ステップ S 2 - 1 ~ ステップ S 2 - 5 が繰り返し行われる。ただし、この段階では治療用 X 線 3 a の放出は行わないので、ステップ S 2 - 6 は行なわない。

(6) ステップ S 3 - 6

図 1 7 (e) に示すように、医師のトリガ操作で治療用 X 線 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、ディスプレイ上ではカウントダウンが開始される。その一方で、1 回の照射の照射時間 (ステップ S 2 - 6 : 時間 t 5 ~ t 6) も決まっている。従って、短時間 (時間 t 5 ~ t 6) の照射を繰り返す間に、カウントが減少する。そして、最終的にゼロになると治療用 X 線 3 a は自動的に停止する。治療用 X 線 3 a の治療線量は、電離箱 1 2 6 により検出され、治療管理アルゴリズムへ出力される。

治療用 X 線 3 a の照射は、上記ステップ S 2 - 6 により行われる。従って、上記ステップ S 2 - 1 ~ ステップ S 2 - 6 が繰り返し行われる。

また、治療管理アルゴリズムにより、治療中にイメージャ信号処理装置 3 1 、 X 線ヘッドシステム 8 、画像追尾アルゴリズム等

から得られる照射実績情報（の全部又は一部）が、ディスプレイ上に継続的に表示される。医師は、この照射実績情報（の全部又は一部）を確認しながら、トリガを引きつづけて照射を継続する。照射実績情報は、トレンド記録データベースへ格納する。

- 5 システム制御装置 80 は、診断画像のサンプリング（追尾）、及び、治療用 X 線 3 a の照射を高速に交互に続け、画像追尾と治療用 X 線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 X 線 3 a は停止するので、安全性は十分に確保
- 10 される。

（7）ステップ S 3 - 7

図 17（f）に示すように、医師はマスターアームスイッチを S A F E 位置として、システムを安全な状態にし、X 線ヘッド 10 を次の照射位置へ移動させる。

- 15 この段階では、上記ステップ S 2 - 1 ～ステップ S 2 - 3 により行われる。そして、ステップ S 2 - 4 ～ステップ S 2 - 6 は行なわれない。

- 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دوزズ（T o t a l D o s e）を確認する。すなわち、治療管理アルゴリズムにより、トレンド記録データベースからデータを読み出し、累積線量及び 1 クール内の累積線量分布を画面に表示する。治療に関するデータは、トレンド記録データベース内の、患者 4 毎に作成される治療ファイル（照射実績情報を含む）に記憶される。
- 20

- 25 ここで、ステップ S 3 - 4 における実際の患部 5 の診断画像と定義領域 5 - 1 の輪郭線とのパターンマッチングする方法について、更に説明する。

図 1.8 は、患部 5 と定義領域 5-1 とパターンマッチングによる輪郭線 5-2 との関係を示す図である。図 1.8 (a) は、患部 5 と定義領域 5-1 との関係を示し、図 1.8 (b) ~ (e) は、患部 5 と輪郭線 5-2 との関係を示す。

5 (1) ステップ S 4-1

医師は、図 1.8 (a) のように、ディスプレイに描画可能なタッチペンで、あるいは、マウスのようなポインタで描画ツールの要領でディスプレイ上に定義領域 5-1 を示す。

(2) ステップ S 4-2

10 治療計画アルゴリズムは、ディスプレイ上に描かれた定義領域 5-1 と、ディスプレイ上の診断画像とに基づいて、定義領域 5-1 内の診断画像を抽出する。そして、その診断画像の形状、座標、明度分布を把握する。又は、図 1.8 (b) に示すような定義領域 5-1 の所定の割合（例示 90%）を占める明度範囲の形状
15 を抽出することにより、その診断画像の形状、座標、明度分布を把握する。

(3) ステップ S 4-3

治療計画アルゴリズムは、定義領域 5-1 の範囲の形状、又は、所定の割合を示す明度範囲の形状について、その重心を求める
20 。そして、ディスプレイ上に「+」で表示する。例えば、定義領域 5-1（図 1.8 (a)）の重心は、図 1.8 (c) のようになる。所定の割合を示す明度範囲（図 1.8 (b)）の重心は、図 1.8 (d) のようになる。なお、図 1.8 (e) のように、単に定義領域 5-1 の中心だけ示しても良い。

25 以上により、パターンマッチングを終了する。

ディスプレイ上において、定義領域 5-1 の範囲、又は、所定の割合を示す明度範囲を示す明度範囲を特定の色で表示し、その

他は他の色で表示するという２値化表示を行うことも可能である。定義領域５－１等が判別しやすくすることが出来る。

ただし、明度分布の把握は、以下のように行なう。

図１９は、診断画像における明度分布の一例を示すグラフである。
５ 縦軸は明度、横軸は診断画像の位置である。

診断画像の定義領域５－１における、明度は、グラフからＬ１～Ｌ２の範囲となることがわかる。従って、定義領域５－１の明度範囲は、Ｌ１～Ｌ２となる。

また、定義領域５－１の所定の割合（例示９０％）を占める明
１０ 度範囲とは、明度範囲Ｌ１～Ｌ２のうち、定義領域５－１の所定の割合（例示９０％）の面積を占めるように選択された連続する明度範囲Ｌ３～Ｌ４である。この場合、Ｌ２＝Ｌ４となる。

なお、同じ明度を示す他の位置は、定義領域５－１から離れているので、認識しない。

１５ 本実施の形態の治療装置によれば、画像処理を含めて０．０２秒以内に放射線照射ヘッド（Ｘ線ヘッド１０）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、高精度に放射線を照射（照射時間０．０１秒）することが出来る。このように患部の動きに対応して、高応答かつ高精度にノ
２０ ンアイソセントリック照射することが可能であるので、頸部以下の呼吸や心鼓動、蠕動や膀胱内の尿量等、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部位を治療対象とすることが出来るようになる。

なお、本実施例では、検査装置としてリアルタイム・イメージ
２５ ャ３０を放射線治療装置と組み合わせた場合について説明したが、本発明はこれのみに限定されることなく、通常型のＸ線カメラ、特殊な用途ではＰＥＴ（Ｐｏｓｉｔｒｏｎ Ｅｍｉｓｓｉｏｎ

T o m o g r a p h y) 等の他の非磁気型検査装置を放射線治療装置と組み合わせることが可能である。

通常型のX線カメラの場合には、異なる目視線を持つ2つ以上のカメラが必要である。また、コントラストの低い軟部組織等は、
5 イメージングできないため、骨組織等のコントラストの高いランドマークを元に予めX線CTやMRI等で照射野の位置決めが出来るようにしておく。あるいは、小型の金プレート等を照射野付近に埋め込んでマーカとするか、もしくはDSA (D i g i
t a l S u b t r a c t i o n A n g i o g r a p h y) の
10 ように造影剤や差分画像処理により画像強調出来るような工夫を行う。また、X線CTやPETでは、リアルタイムイメージングのために、高速のリアルタイム画像再構成計算を行う。

(実施例2)

次に、図20及び図21を参照して、本発明の放射線治療装置
15 の第2の実施の形態について説明する。なお、本実施の形態において、第2の実施の形態と重複する部分の説明を省略する。

図20は、本発明の放射線治療装置の第2の実施の形態における構成を示す側面図である。また、図21は、本発明の放射線治療装置の第2の実施の形態における回転ドラム（治療用ガントリ
20 ）の構成を示す正面図である。

本実施の形態の放射線治療装置6Aでは、回転ドラム（治療用ガントリ）99上に治療用のX線ヘッド10、治療用X線源（CT用X線管）97及びセンサアレイ98を搭載している。すなわち、装置全体の構造としては、上記第1の実施の形態のリアルタイム・イメージャ30である回転型のX線CT検査装置のドラム部の上部にX線ヘッド10を装備した構造である。回転ドラム（治療用ガントリ）99の回転中心は、アイソセンタ5aである。
25

X線ヘッド10は、4MeV～10MeVの電子リニアックからなり、図示のように、2軸（第1首振り軸S1、第2首振り軸S2）に首振り出来る。すなわち、これらの首振り動作によって、回転ドラムの回転軸周りのアイソセントリックな照射に加えて、
5 2軸でのノンアイソセントリックな照射が可能である。なお、第2首振り軸S2の首振りには、回転ドラムの回転に伴う照準角度補正も含める。一方、第1首振り軸S1の首振りに関しての照準角度補正は不要である。

診断用X線源（CT用X線管）97及びセンサアレイ98は、
10 治療用のX線ヘッド10と干渉を生じない箇所にそれぞれ取り付けられ、診断用X線源（CT用X線管）97とセンサアレイ98とは互いに向き合っている。検出用のセンサアレイ98は、X線用であり、マルチ配列（Multi Law）タイプの多列センサである。X線CTやPETでは、リアルタイムイメージング
15 に高速のリアルタイム画像再構成計算処理を行う。

（実施例3）

次に、図22を参照して、本発明の第3の実施の形態について説明する。

なお、本実施の形態において、第1及び第2の実施の形態と重複する部分の説明を省略する。
20

図22は、本発明の放射線治療装置の第2の実施の形態における回転ドラム（治療用ガントリ）の構成を示す正面図である。

本実施の形態の放射線治療装置6Bでは、回転ドラム（治療用ガントリ）99上に治療用のX線ヘッド10、通常のX線カメラ
25 を構成する2組のX線源97A、97B及びセンサアレイ98A、98Bのセットを搭載している。それらの相対位置は、所定の範囲内で固定されている。所定の範囲は、センサアレイ98A又

はセンサアレイ 9 8 B - アイソセンタ 5 a - X 線ヘッド 1 0 の成す角は、6 0 度 ~ 2 0 度である。より好ましくは、4 5 度 ~ 3 0 度である。これは、X 線ヘッド 1 0、X 線源 9 7 A 及び X 線源 9 7 B が、相互に影響を及ぼし合わずに、それぞれが正確に動作し、十分な精度を有する診断画像も得られる条件に基づいて設定される。

診断用 X 線源 (C T 用 X 線管) とセンサアレイとが装備された上記第 2 の実施の形態とは異なり、回転ドラム 9 9 には、通常の X 線カメラを構成する 2 組の X 線源 9 7 A、9 7 B 及びセンサアレイ 9 8 A、9 8 B のセットを装備しており、X 線源 - センサアレイのセットの目視線は互いに一致しないようになっている。X 線源 9 7 A 及び X 線源 9 7 B は、図 2 2 における X 線ヘッド 1 0 - アイソセンタ 5 a を結ぶ直線を挟んで互いに反対の側にある。センサアレイ 9 8 A 及びセンサアレイ 9 8 B も、同様である。

これにより、患者 4 の体内の患部 5 やランドマーク、微小な金プレート等の X 線透視画像を 2 軸で取得し、患者 4 の体内における各部位の動きを迅速かつ正確に把握することが出来る。なお、X 線透視画像の画像強調方式としては、造影剤を用いて D S A のような画像処理を行う方式も考えられる。

また、センサアレイ 9 8 A、9 8 B は、X 線ヘッド 1 0 側に取り付けられているので、非常に強力な X 線である治療用 X 線 3 a がセンサアレイ 9 8 A、9 8 B に入射することがない。

X 線ヘッド 1 0 は、4 M e V ~ 1 0 M e V の電子リニアックからなり、図示のように、2 軸 (第 1 首振り軸 S 1、第 2 首振り軸 S 2) に首振り出来る。すなわち、これらの首振り動作によって、回転ドラムの回転軸周りのアイソセントリックな照射に加えて、2 軸でのノンアイソセントリックな照射が可能である。なお、

第 2 首振り軸 S 2 の首振りには、回転ドラムの回転に伴う照準角度補正も含める。一方、第 1 首振り軸 S 1 の首振りについての照準角度補正は不要である。

(実施例 4)

5 次 に、図 2 4 を参照して、本発明の第 4 の実施の形態について説明する。

なお、本実施の形態において、第 1、第 2 及び第 3 の実施の形態と重複する部分の説明を省略する。

10 図 2 4 は、本発明の放射線治療装置の第 4 の実施の形態の構成を示す斜視図である。

本実施の形態の放射線治療装置 6 C は、リアルタイム・イメージャ (3 0) として X 線ヘッド 1 0 と、X 線源 9 7 A、9 7 B と、センサアレイ 9 8 A、9 8 B とを具備する。

15 X 線ヘッド 1 0 は、アークガイドレール 9 に移動可能に設けられている。X 線源 9 7 A、9 7 B は、それぞれ X 線ヘッド 1 0 の Y 軸方向の互いに異なる一方の側に固定されている。センサアレイ 9 8 A、9 8 B は、それぞれ X 線源 9 7 A、9 7 B にアイソセンタ 5 a を経由して対向する位置に、X 線源 9 7 A、9 7 B に対する相対的な位置関係を固定して設けられている。X 線源 9 7 A
20 及び X 線源 9 7 B は、図 2 4 における X 線ヘッド 1 0 - アイソセンタ 5 a を結ぶ直線を挟んで互いに反対の側にある。センサアレイ 9 8 A 及びセンサアレイ 9 8 B も、同様である。

アークガイドレール 9 に治療用の X 線ヘッド 1 0 が搭載されている点で第 1 の実施の形態と同様である。また、通常の X 線カメラを構成する 2 組の X 線源 9 7 A、9 7 B 及びセンサアレイ 9
25 8 A、9 8 B のセットを X 線ヘッド 1 0 に対して固定している点で、第 3 の実施の形態と同様である。搭載している。それらの相

対位置は、所定の範囲内で固定されている。所定の範囲は、センサアレイ 98 A 又はセンサアレイ 98 B - アイソセンタ 5 a - X線ヘッド 10 の成す角は、60度～20度である。より好ましくは、45度～30度である。これは、X線ヘッド 10、X線源 97 A 及び X線源 97 B が、相互に影響を及ぼし合わずに、それぞれが正確に動作し、十分な精度を有する診断画像も得られる条件に基づいて設定される。

X線 CT 検査装置が装備された上記第 1 の実施の形態、回転ドラム 99 に診断用 X線源 (CT 用 X線管) とセンサアレイとが装備された上記第 2 の実施の形態、回転ドラム 99 に 2 組の X線源及びセンサアレイのセットが装備された上記第 3 の実施の形態とは異なり、あらゆる照射状況にいても、X線源 - センサアレイのセットは、X線ヘッド 10 に接続され、X線ヘッド 10 に対して、固定された位置関係を有するように動作する

これにより、上記各実施の形態の動作の効果が得られるほかに、X線源 - センサアレイのセットは、X線ヘッド 10 に対して、固定された位置関係を有しているので、診断画像を取得する制御にかかる負担や、リアルタイム・イメージャの動作にかかる負担を大幅に低減することが出来る。

また、センサアレイ 98 A、98 B は、X線ヘッド 10 側に取り付けられているので、非常に強力な X線である治療用 X線 3 a がセンサアレイ 98 A、98 B に入射することがない。

X線ヘッド 10 は、4 MeV～10 MeV の電子リニアックからなり、図示のように、2 軸 (第 1 首振り軸 S1、第 2 首振り軸 S2) に首振り出来る。すなわち、これらの首振り動作によって、回転ドラムの回転軸周りのアイソセントリックな照射に加えて、2 軸でのノンアイソセントリックな照射が可能である。

本発明によれば、放射線ヘッド部全体のアイソセントリックな動きに加えて、ヘッド部自体をその慣性中心等の適当な回転中心の周りに1軸または2軸の首振り動作することにより、擬似的にノンアイソセントリックな照射治療が可能となり、その効果は、
5 完全にノンアイソセントリックな照射治療装置に対して全く遜色の無いレベルのものが得られる。また、呼吸や心鼓動による照射野の移動に対応して高速に追従可能である。

本発明によれば、非磁気型の精密検査装置により、治療野を確認しながら放射線の照射位置及び照射次間等の条件を高精度に
10 制御することが出来る。このため、臓器自体に動きが無い頭部の治療に適用できることは勿論、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出来、放射線治療分野において、その用途を拡大することが可能となる。

本発明によれば、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・高剛性の放射線ヘッド支持構造を採用することが出来、高い絶対精度を機械的に保証することが可能となる。
15 。

ノンアイソセントリックな照射治療に所要の自由度を遥かに越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
20 するのは、患者の安全性の点で問題がある。すなわち、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放射線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、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。

25 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ていたが、本発明によれば、通常のX線カメラやX線CT、PET、DSA等の

イメージャで、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。

- 5 本発明の実施の形態に示されるマンマシンインタフェースにより、安全性・信頼性に優れた放射線治療が可能となる。

請求の範囲

1. 被検体を載せるベッドと、

前記被検体の治療野へ治療用放射線を照射する放射線照射ヘッドと、

前記放射線照射ヘッドに接続され、前記放射線照射ヘッドから出射される前記治療用放射線が、前記治療野の動きに追従するように前記放射線照射ヘッドを首振りさせるヘッド首振り機構と、
前記治療野を含む診断画像を取得する精密検査装置と、

10 前記診断画像と、前記放射線照射ヘッドの位置と、前記放射線照射ヘッドの首振り状態とに基づいて、前記放射線照射ヘッドの照射野が前記治療野を追尾するように、前記ヘッド首振り機構の位置制御を行う制御部と、

を具備し、

15 前記制御部は、前記ヘッド首振り機構の位置制御後に、前記放射線照射ヘッドから前記治療用放射線を照射するように前記放射線照射ヘッドの制御を行う、

放射線治療装置。

20 2. 前記制御部は、

前記治療野を示す前記診断画像上の予め指定された画像パターンに基づいて、前記診断画像内の前記治療野の座標としての第1座標を算出し、

前記放射線照射ヘッドの位置と前記放射線照射ヘッドの首振り状態とに基づいて、前記照射野の座標としての第2座標を算出し、

前記第1座標と前記第2座標とに基づいて、前記照射野へ前記

治療野が含まれるように、前記ヘッド首振り機構の位置制御を行う、

請求の範囲第1項に記載の放射線治療装置。

- 5 3. 前記制御部は、所定の時間間隔毎に、前記ヘッド首振り機構の位置制御及び前記放射線照射ヘッドの制御を行う、

請求の範囲第1項又は第2項に記載の放射線治療装置。

4. 前記精密検査装置は、

- 10 前記被検体の前記治療野に診断用放射線を照射するX線源と、
前記被検体を透過した前記診断用放射線の透過放射線を検出し、診断画像データとして出力するセンサアレイと、

前記診断画像データに基づいて、前記治療野の前記診断画像を生成する画像処理部と、

- 15 を具備する、

請求の範囲第1項乃至第3項のいずれか一項に記載の放射線治療装置。

5. 前記精密検査装置は、

- 20 前記X線源と前記センサアレイとが、アイソセンタに対して対称の位置にあり、

前記センサアレイは、前記X線源と比較して前記放射線照射ヘッドの近傍に設けられている、

請求の範囲第4項に記載の放射線治療装置。

25

6. 前記精密検査装置は、前記X線源と前記センサアレイとを含む組を複数組備え、

前記画像処理部は、前記複数組の各々から出力される前記診断画像データに基づいて、前記治療野~~の~~を含む前記診断画像を生成する、

請求の範囲第4項又は第5項に記載の放射線治療装置。

5

7. 前記ヘッド首振り機構と前記放射線照射ヘッドが移動する軌道を形成するガイドレールと、

前記ヘッド首振り機構と前記放射線照射ヘッドを移動可能に保持し、前記ヘッド首振り機構と前記放射線照射ヘッドを前記ガイドレールに沿って移動させるヘッド周回移動機構と、
10 を更に具備する、

請求の範囲第1項乃至第6項のいずれか一項に記載の放射線治療装置。

15 8. 前記ガイドレールは、

前記ベッドを幅方向に跨ぐように設けられ、半円弧状の軌道を形成する、

請求の範囲第7項に記載の放射線治療装置。

20 9. 前記ガイドレールを、1/4球殻の範囲内で水平軸周りに傾けるレール傾動機構と、

を更に具備する、

請求の範囲第7項又は第8項に記載の放射線治療装置。

25 10. 前記ヘッド首振り機構は、前記放射線照射ヘッドを互いに直交する二つの軸の各々の周りで首振りさせる、

請求の範囲第1項乃至第9項のいずれか一項に記載の放射線

治療装置。

- 1 1. マイクロ波を発生するマイクロ波発生装置と、
一端を前記マイクロ波発生装置に、他端を前記放射線照射ヘッ
5 ドに接続し、前記マイクロ波を前記放射線照射ヘッドへ導波する
導波路と、
を更に具備する、
請求の範囲第1項乃至第10項のいずれか一項に記載の放射
線治療装置。

10

- 1 2. 前記マイクロ波は、Cバンドに属し、
前記放射線照射ヘッドは、前記マイクロ波で電子線を加速する
加速管を備える、
請求の範囲第11項に記載の放射線治療装置。

15

- 1 3. 前記マイクロ波は、Xバンドに属し、
前記放射線照射ヘッドは、前記マイクロ波で電子線を加速する
加速管を備える、
請求の範囲第11項に記載の放射線治療装置。

20

- 1 4. 被検体の治療野を含む診断画像を検出するステップと、
前記診断画像から前記治療野としての定義領域を定義するス
テップと、
前記定義領域内の画像パターンを認識するステップと、
25 治療用放射線を前記被検体へ照射する放射線照射ヘッドの照
射野が、前記治療野を追尾するように、前記放射線照射ヘッドを
移動するステップと、

前記照射野へ前記治療用放射線を照射するステップと、
を具備する、
放射線治療方法。

5 1 5 . 前記放射線照射ヘッドを移動するステップは、

前記診断画像に基づいて、前記画像パターンの位置を示す第 1
座標を算出するステップと、

前記放射線照射ヘッドの位置と向きとに基づいて、前記照射野
の位置を示す第 2 座標を算出するステップと、

10 前記第 1 座標と前記第 2 座標とに基づいて、前記第 2 座標が前
記第 1 座標を追尾するように、前記放射線照射ヘッドを移動する
ステップと、

を具備する、

請求の範囲第 1 4 項に記載の放射線治療方法。

15

1 6 . 検出された被検体の治療野を含む診断画像を受信するステ
ップと、

前記診断画像において、前記治療野として定義された定義領域
の画像パターンを認識するステップと、

20 治療用放射線を前記被検体へ照射する放射線照射ヘッドの照
射野が、前記治療野を追尾するように、前記放射線照射ヘッドを
制御するステップと、

前記照射野へ前記治療用放射線を照射するように、前記放射線
照射ヘッドを制御するステップと、

25 を具備する方法をコンピュータに実行させるプログラム。

1 7 . 前記照射野が、前記治療野を追尾するように、前記放射線

照射ヘッドを制御するステップは、

前記診断画像に基づいて、前記画像パターンの位置を示す第 1 座標を算出するステップと、

5 前記放射線照射ヘッドの位置と向きとに基づいて、前記照射野の位置を示す第 2 座標を算出するステップと、

前記第 1 座標と前記第 2 座標とに基づいて、前記第 2 座標が前記第 1 座標を追尾するように、前記放射線照射ヘッドを制御するステップと、

10 を具備する請求の範囲第 16 項に記載の方法をコンピュータに実行させるプログラム。

١٥٠

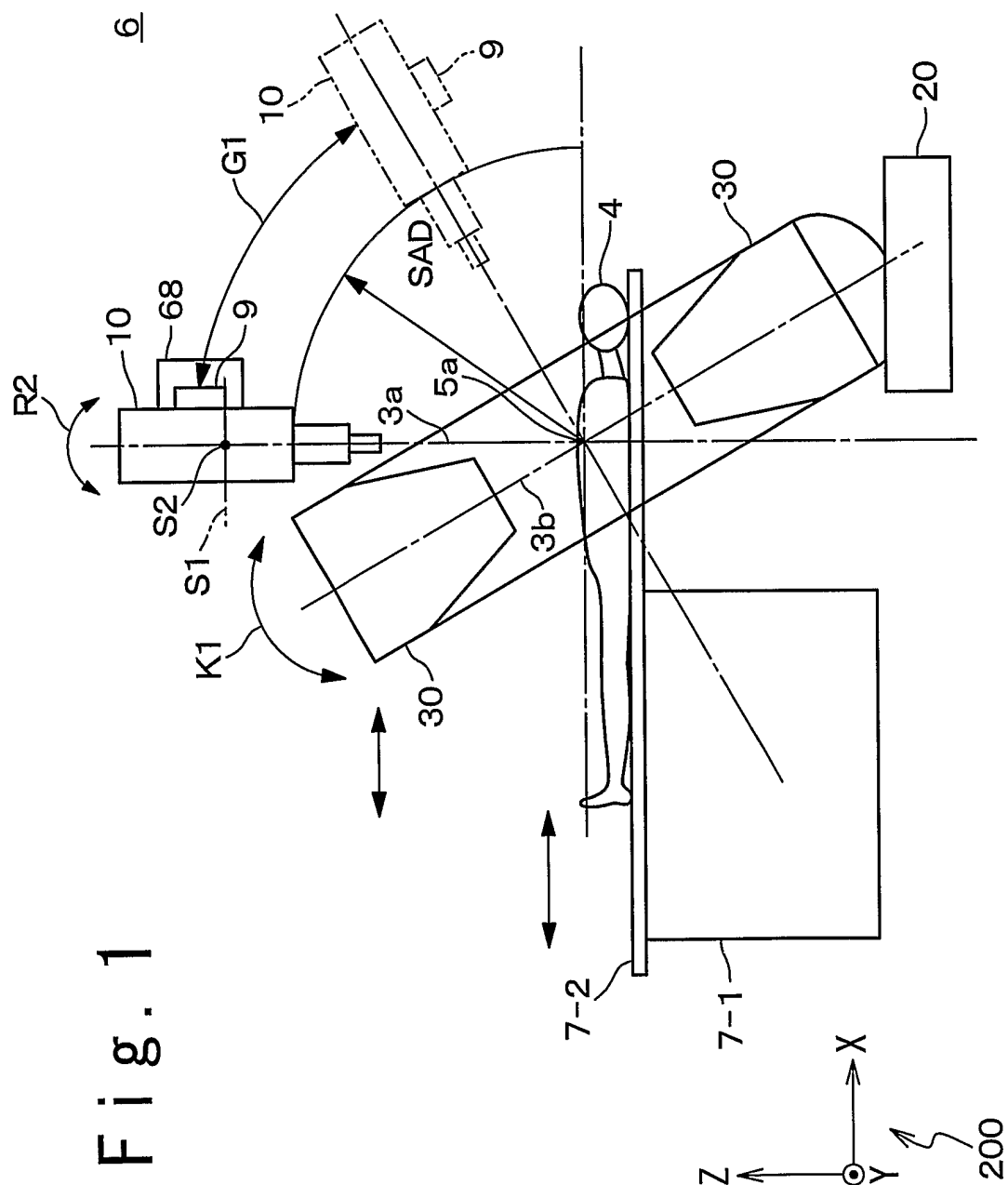


Fig. 2

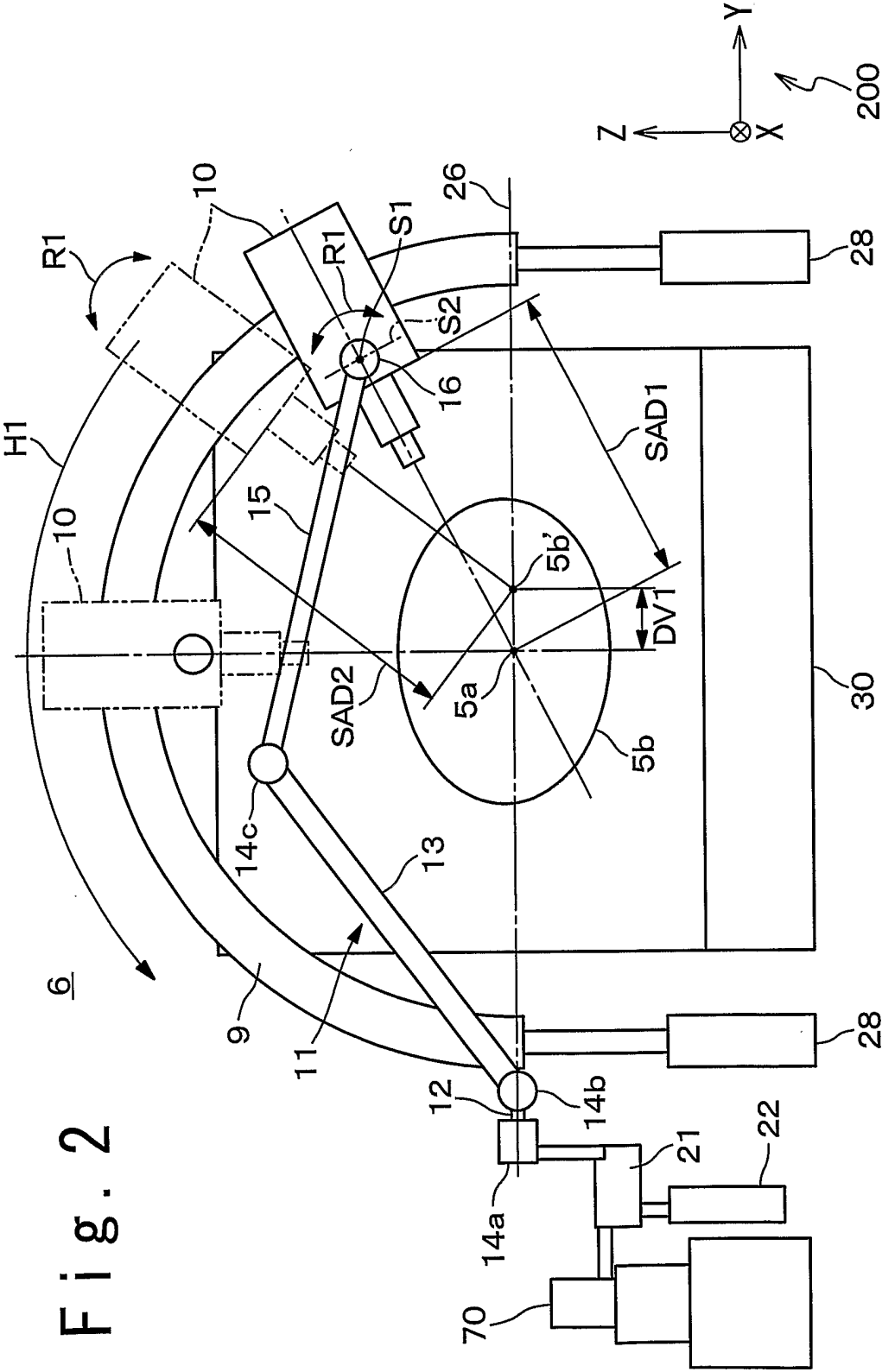


Fig. 3

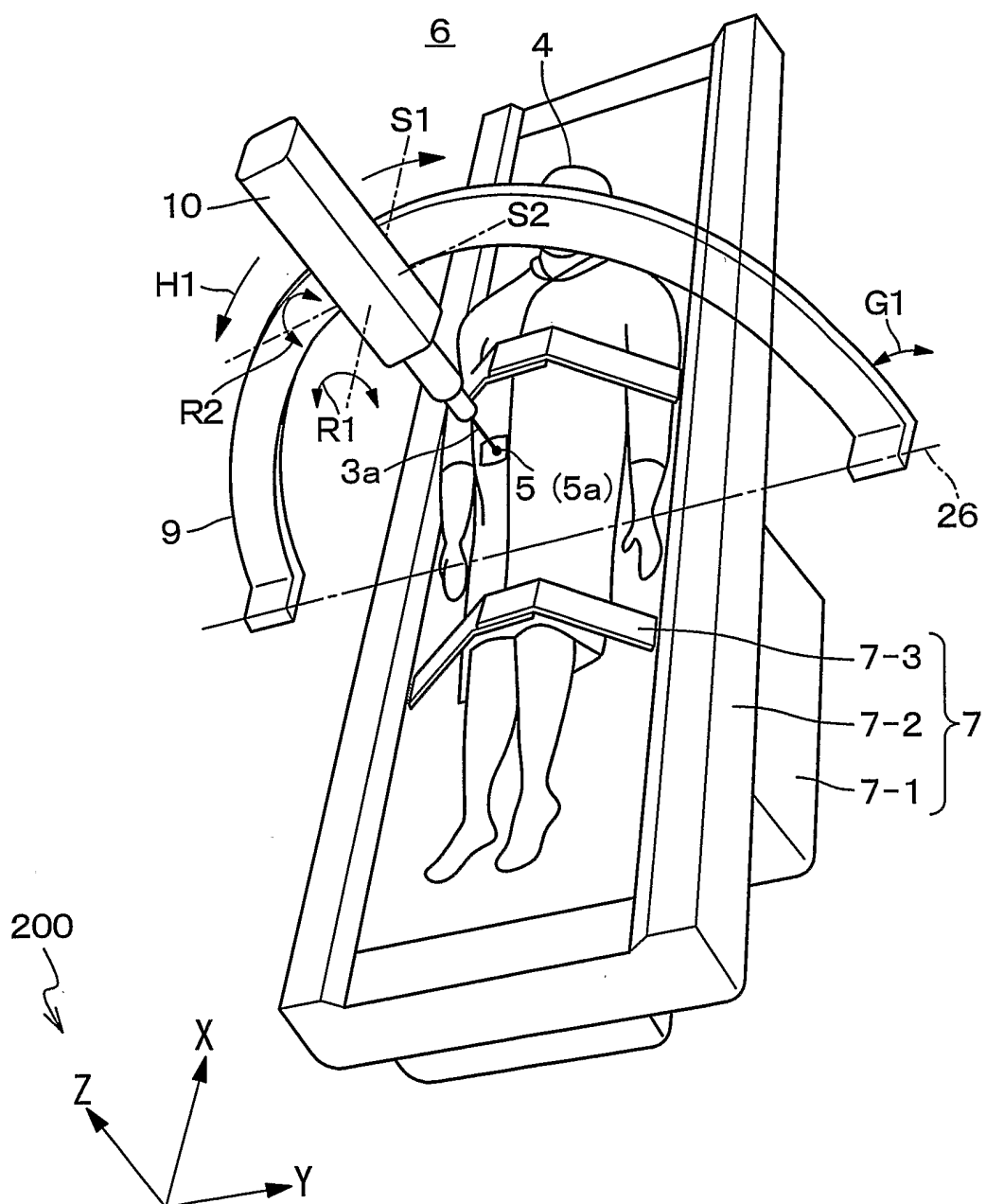


Fig. 4A Fig. 4B Fig. 4C

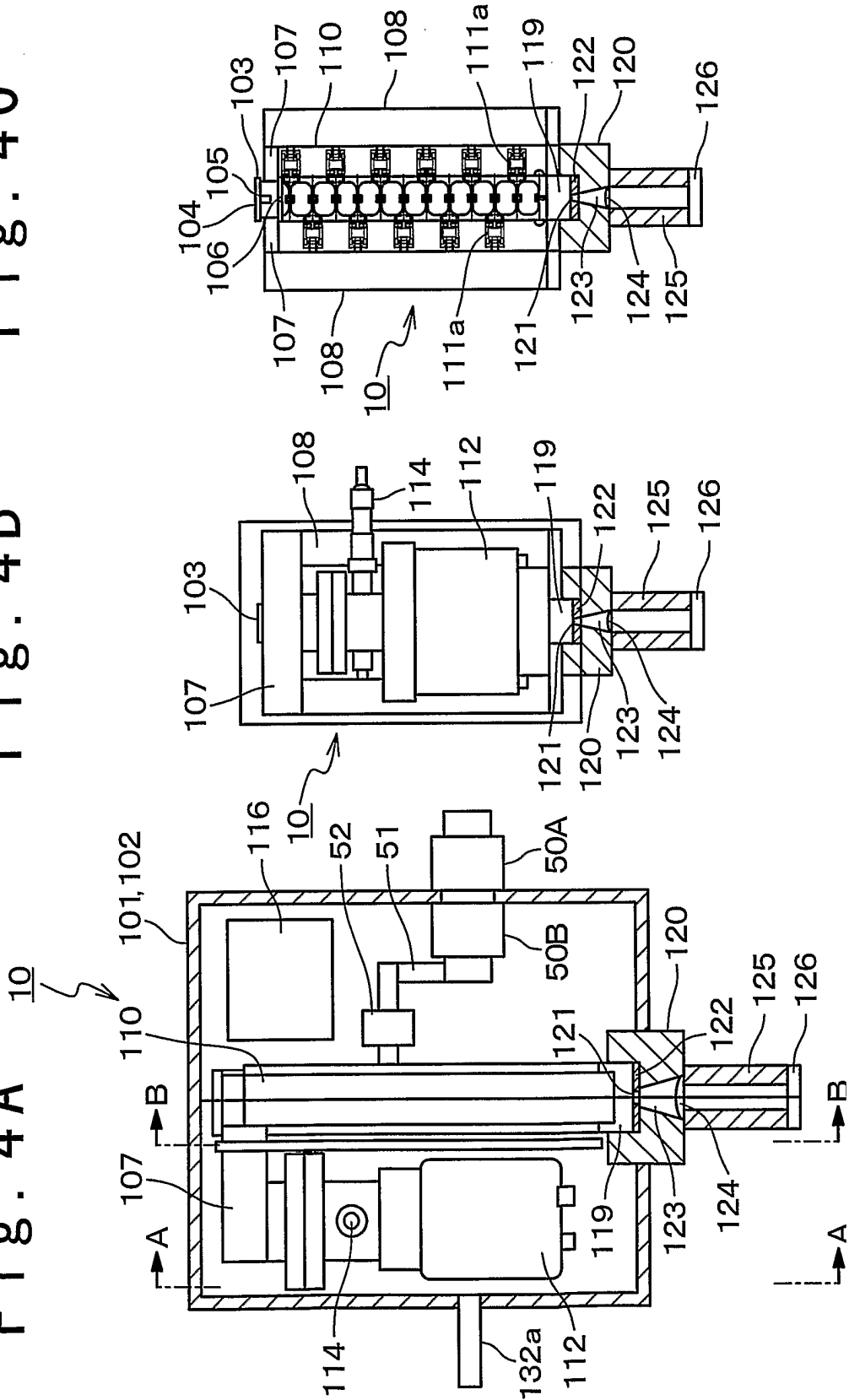


Fig. 5

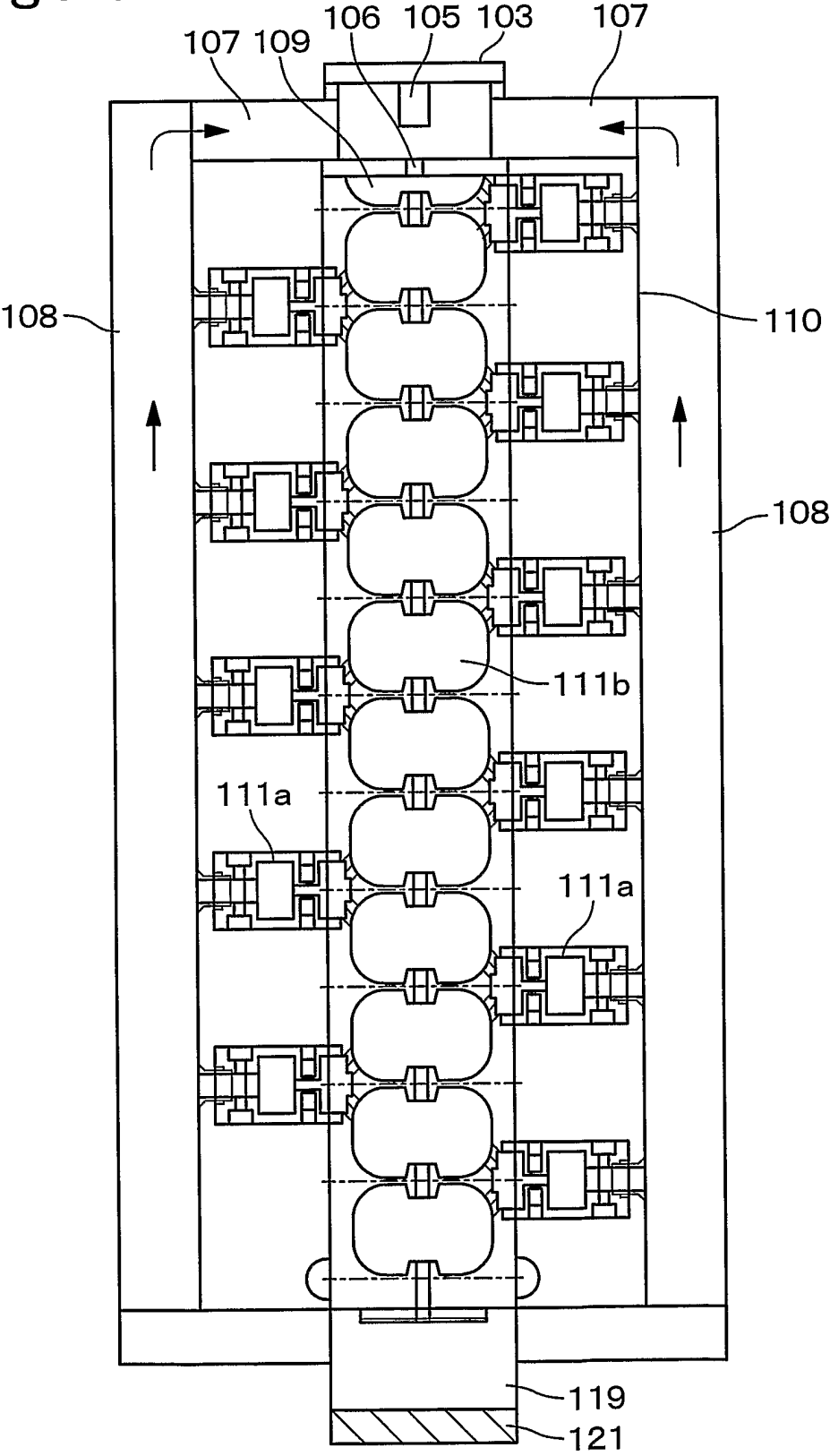


Fig. 6

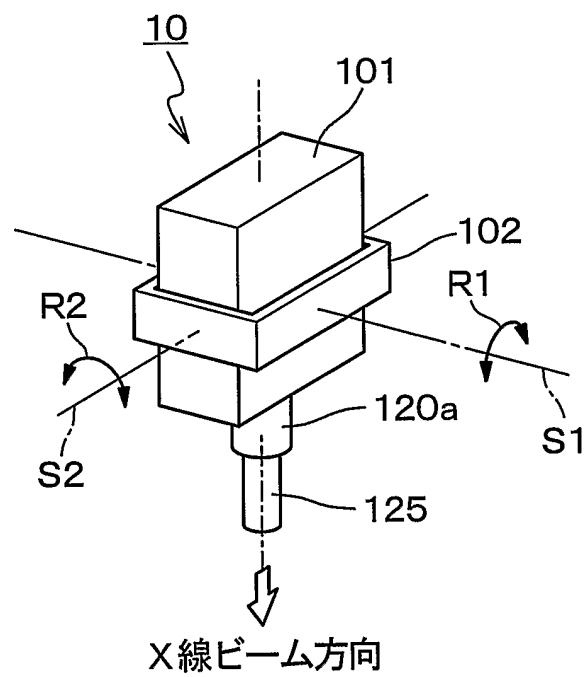


Fig. 7A

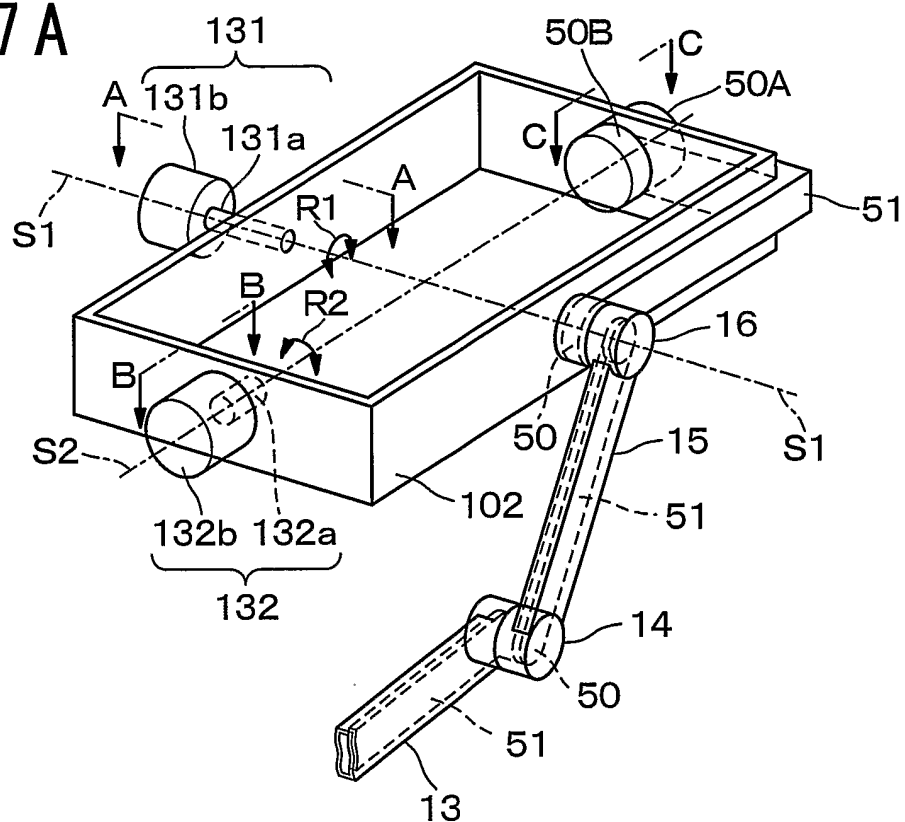


Fig. 7B

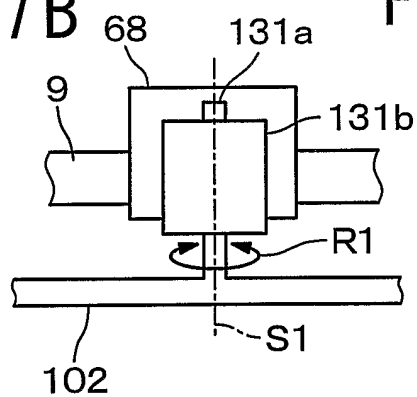


Fig. 7C

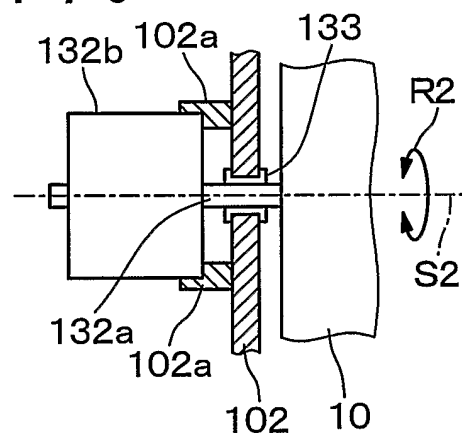


Fig. 7D

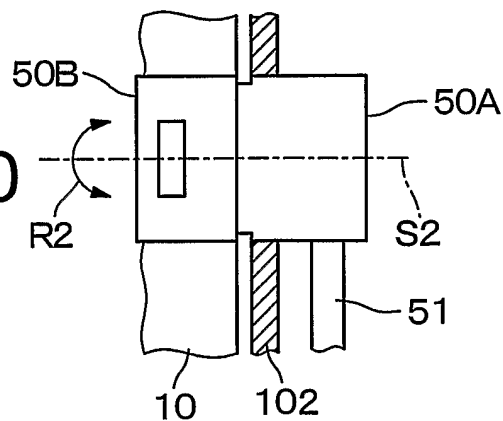


Fig. 8

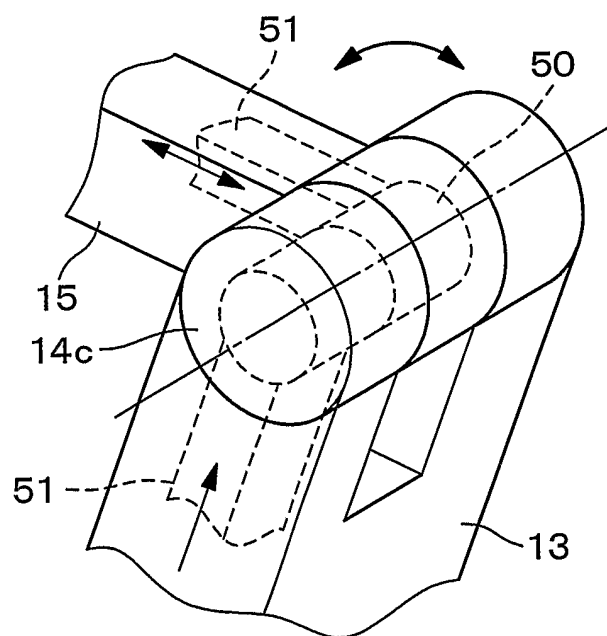


Fig. 9

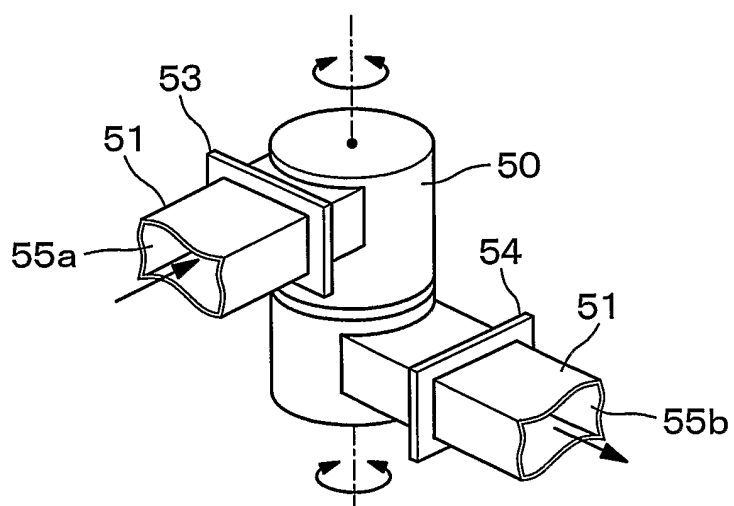


Fig. 10A

Fig. 10B

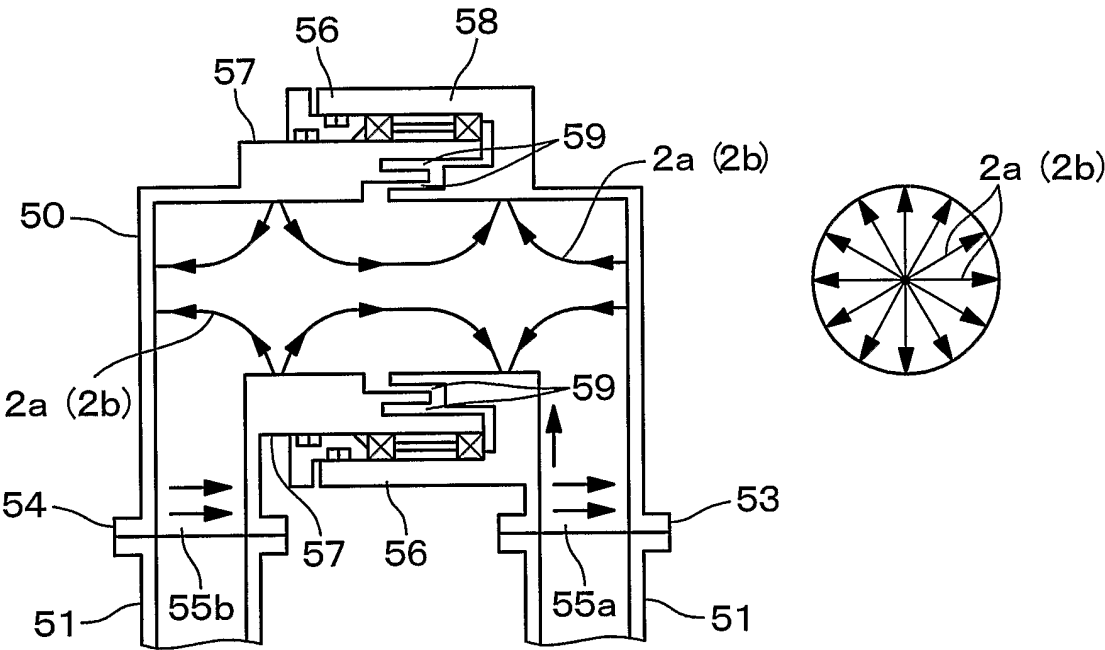


Fig. 11

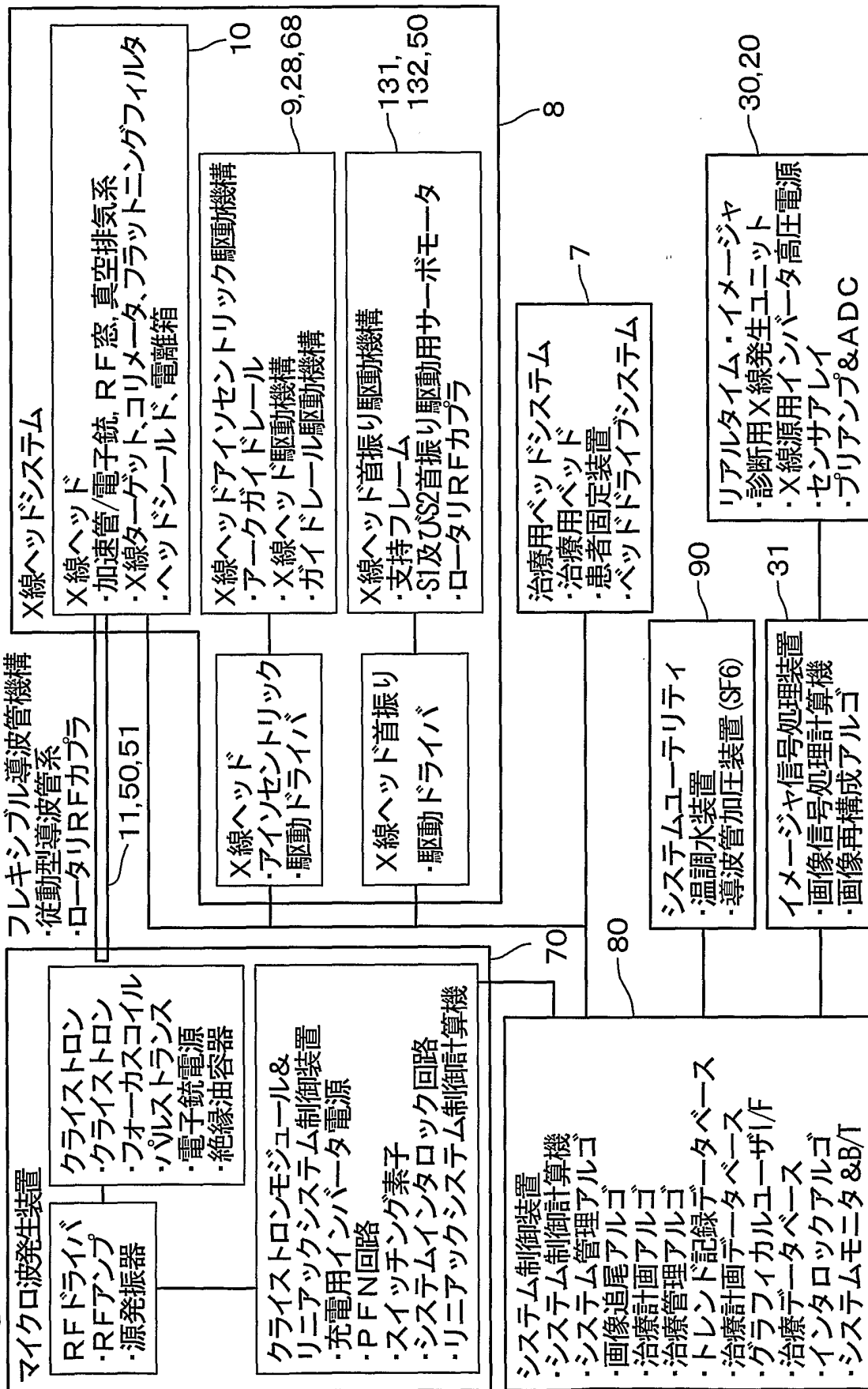


Fig. 12A

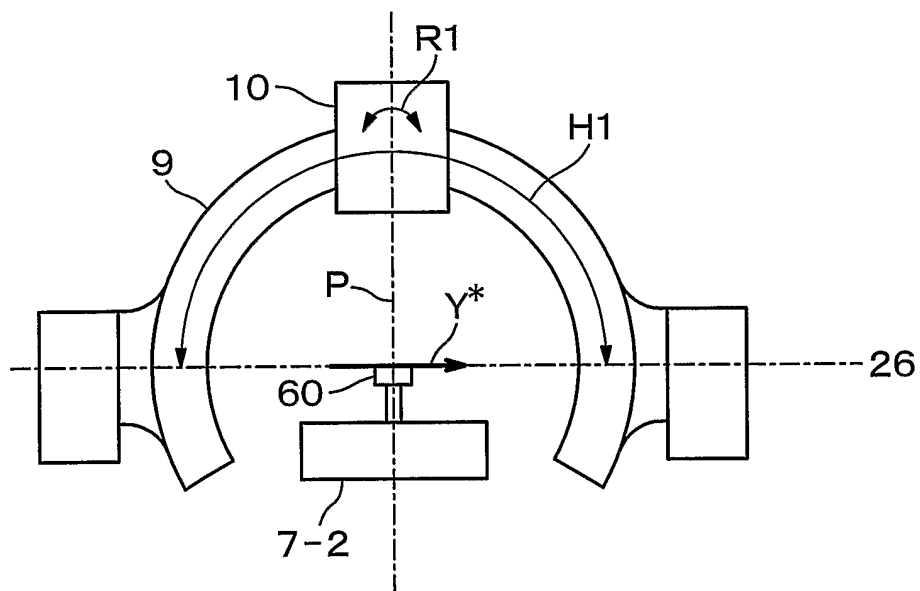
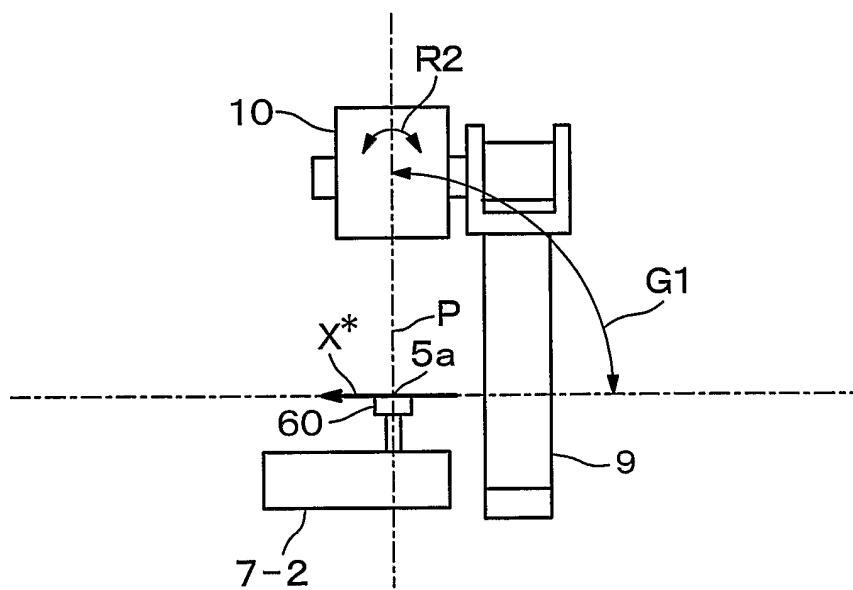


Fig. 12B



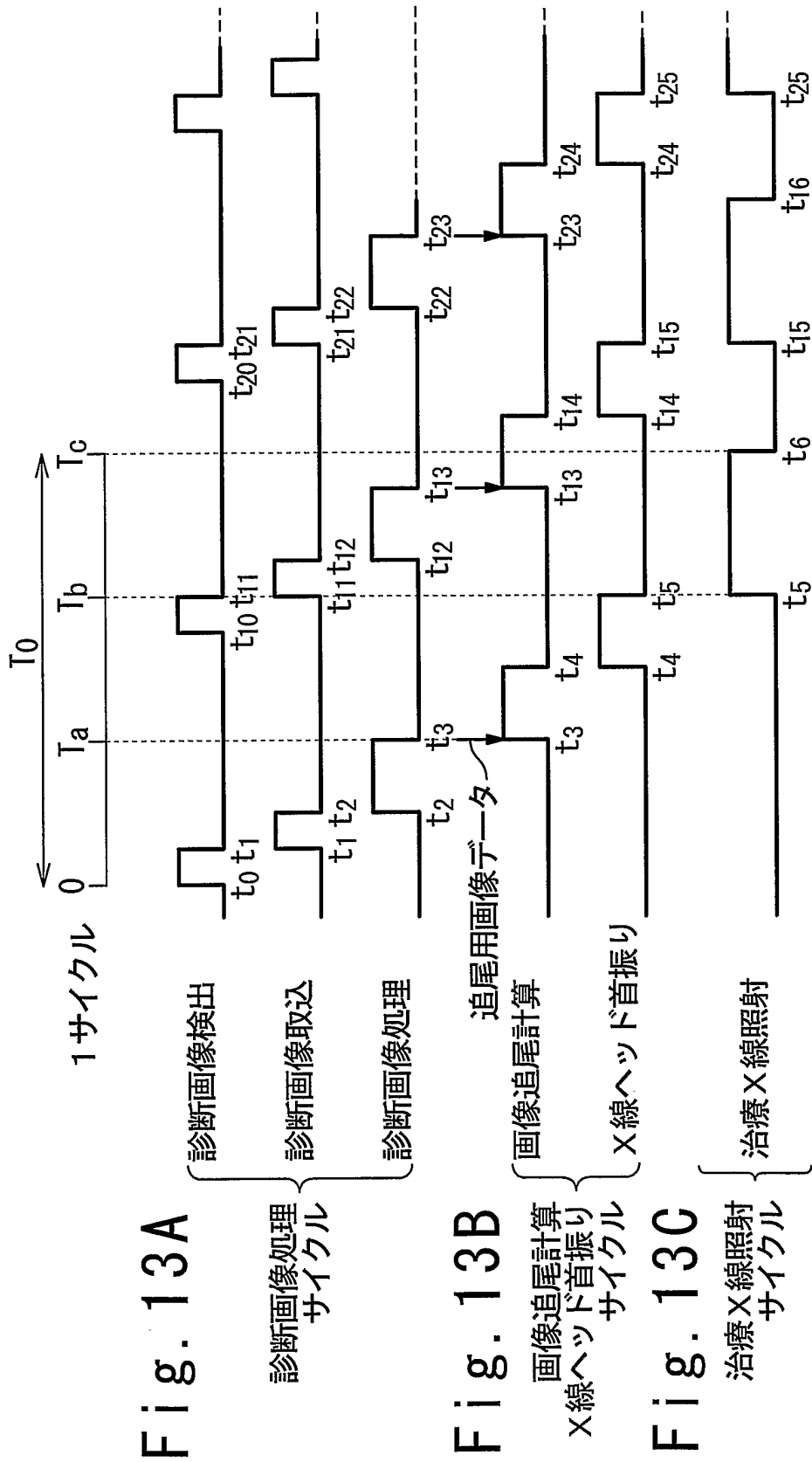


Fig. 13B

画像追尾計算
X線ヘッド首振り
サイクル

Fig. 13C

治療X線照射
サイクル

Fig. 14

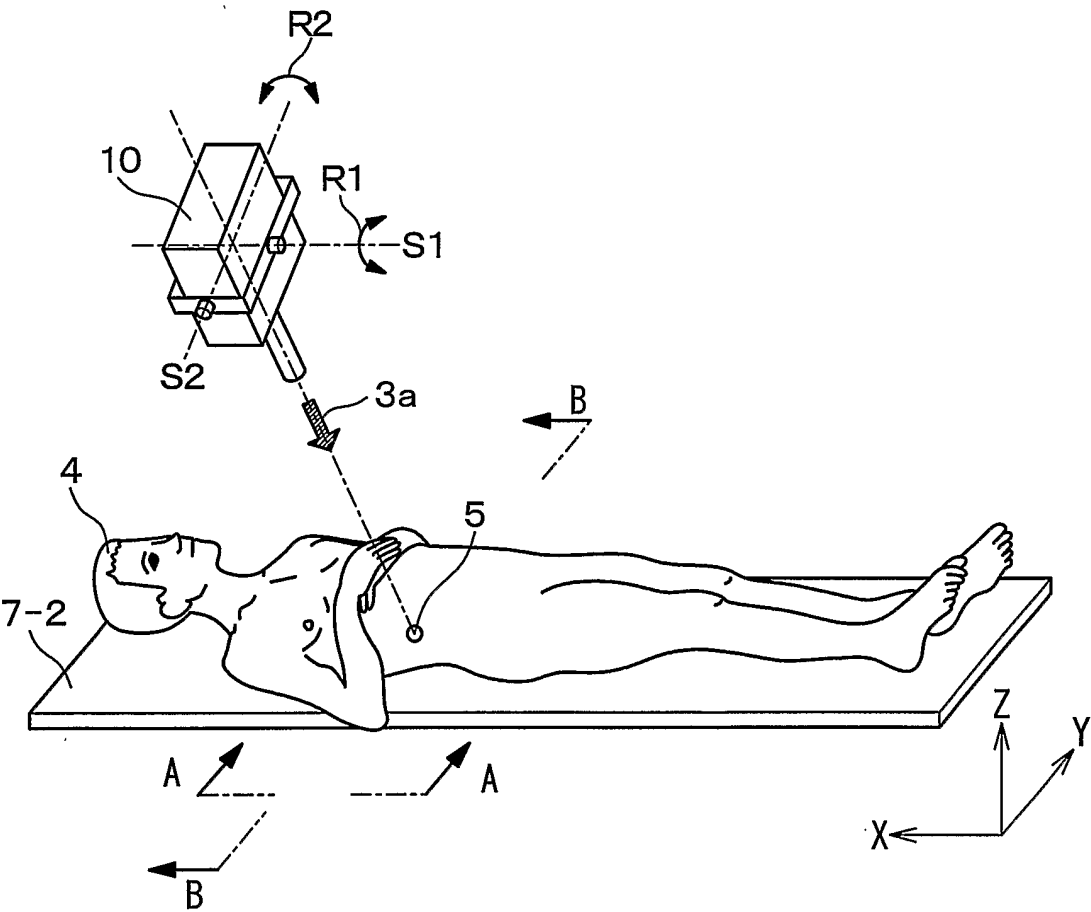


Fig. 15

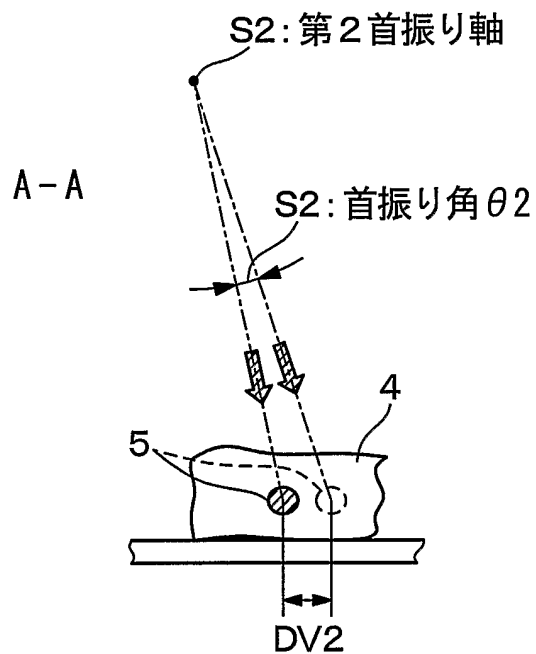


Fig. 16

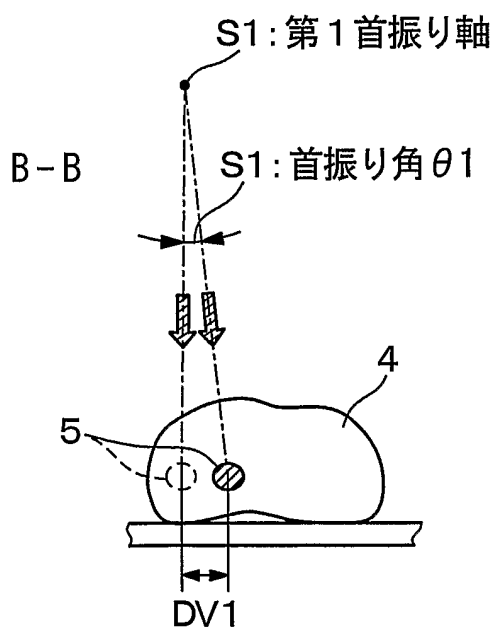


Fig. 17A

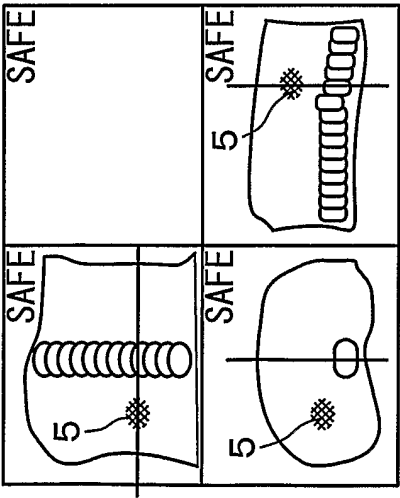


Fig. 17B

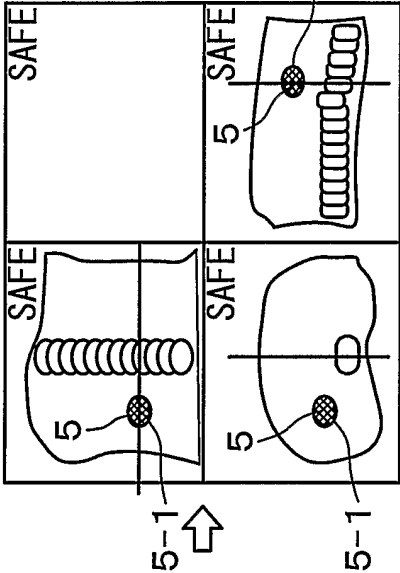


Fig. 17C

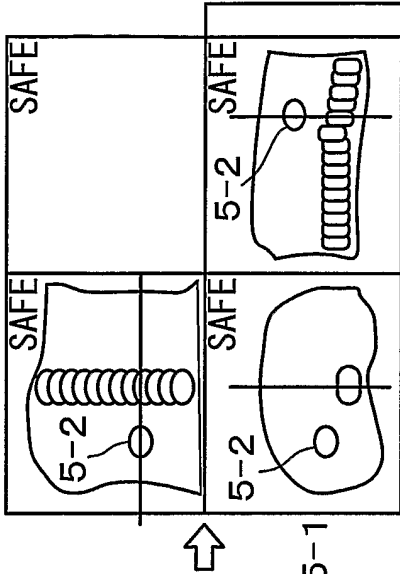


Fig. 17D

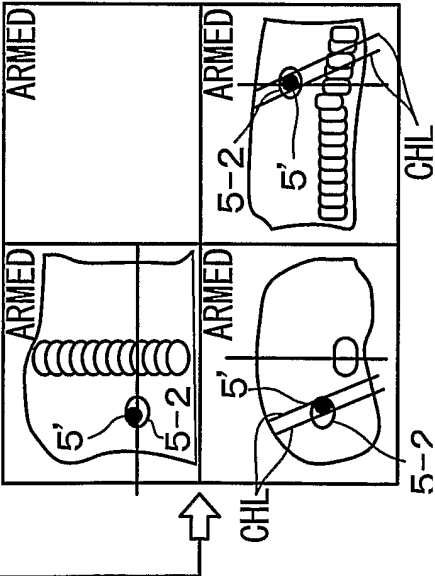


Fig. 17E

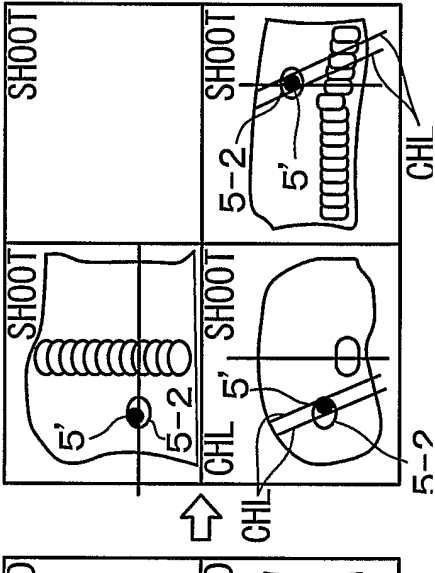
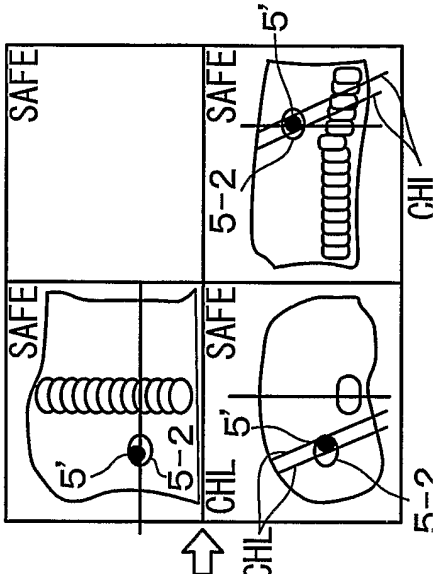


Fig. 17F



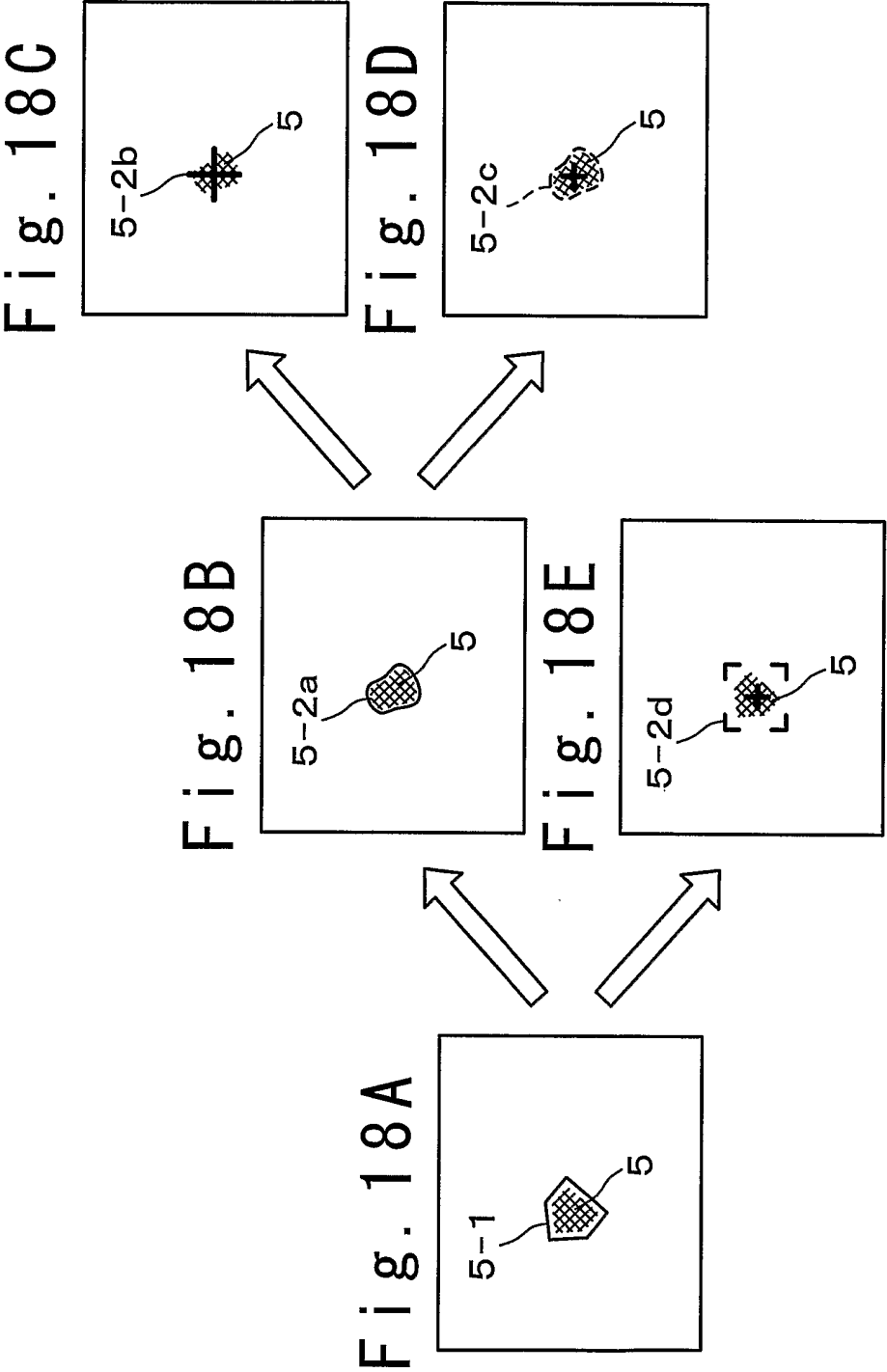


Fig. 19

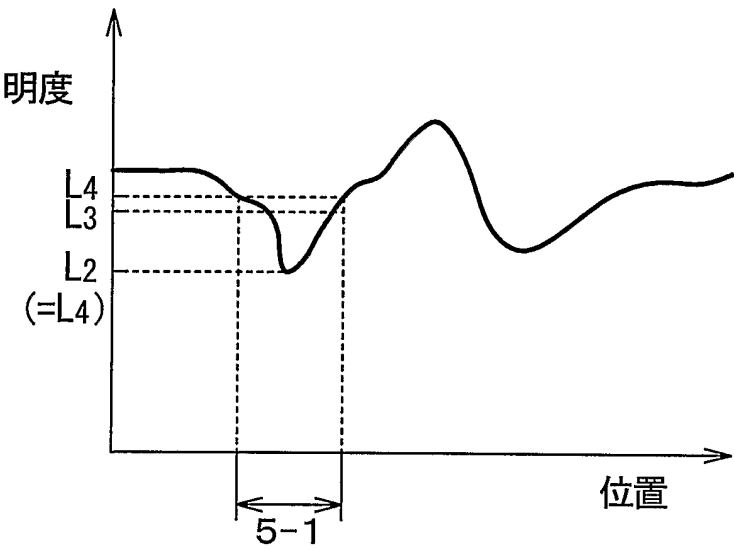


Fig. 20

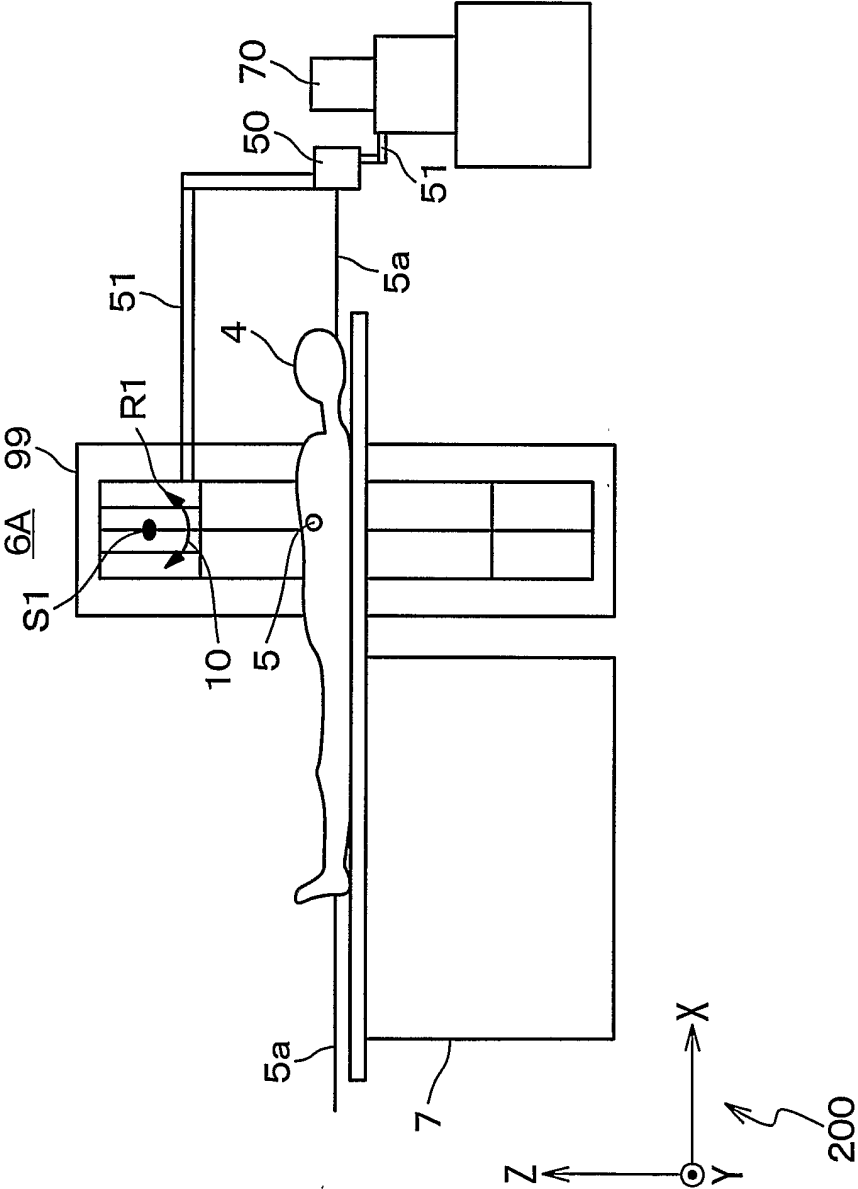


Fig. 21

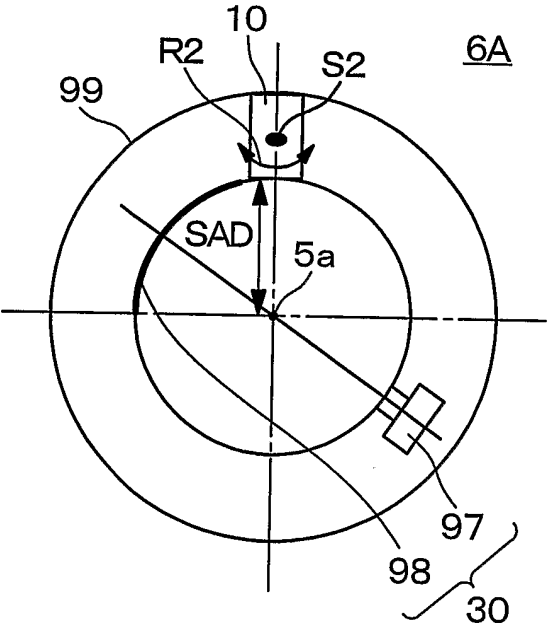


Fig. 22

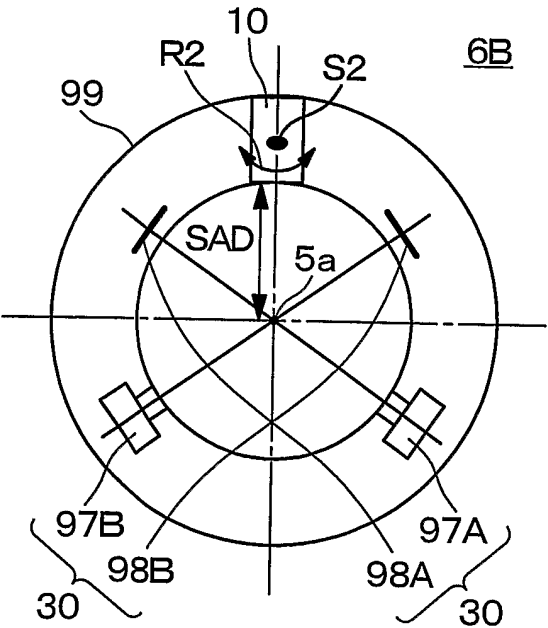


Fig. 23

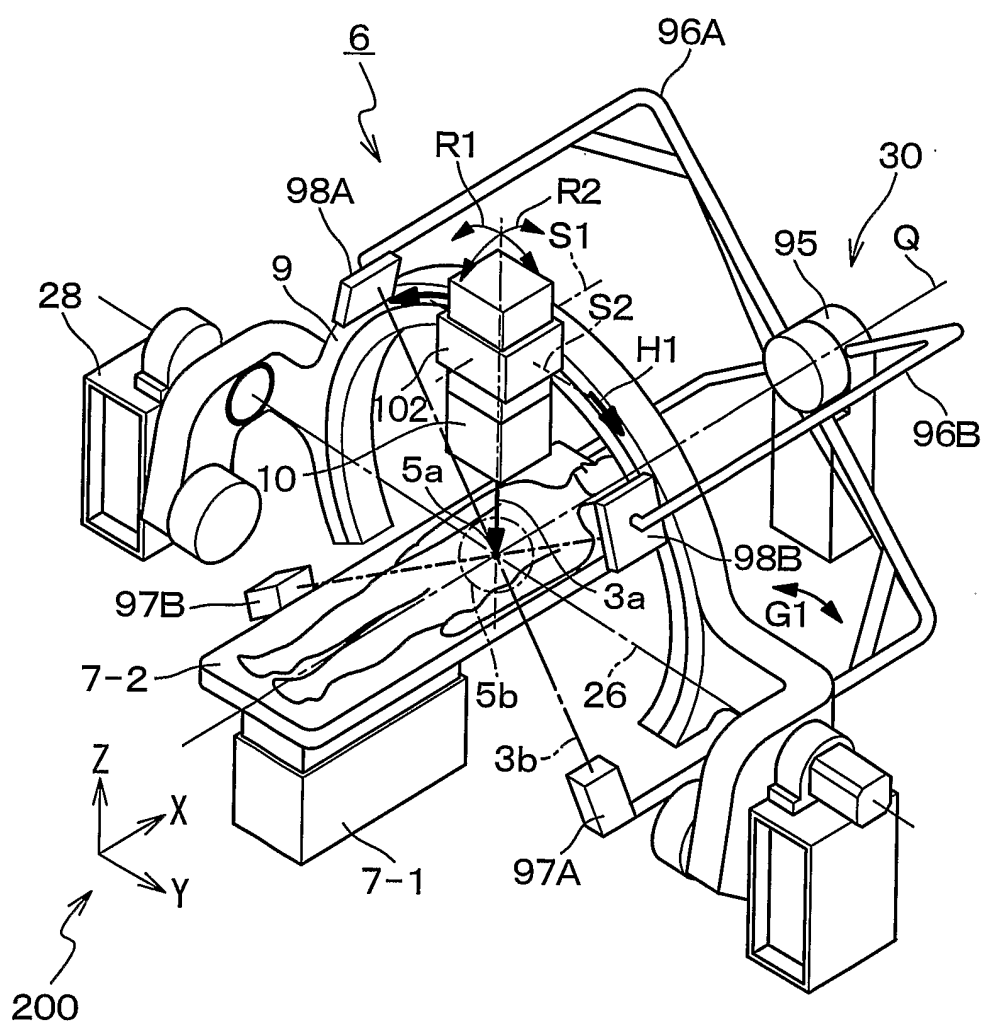
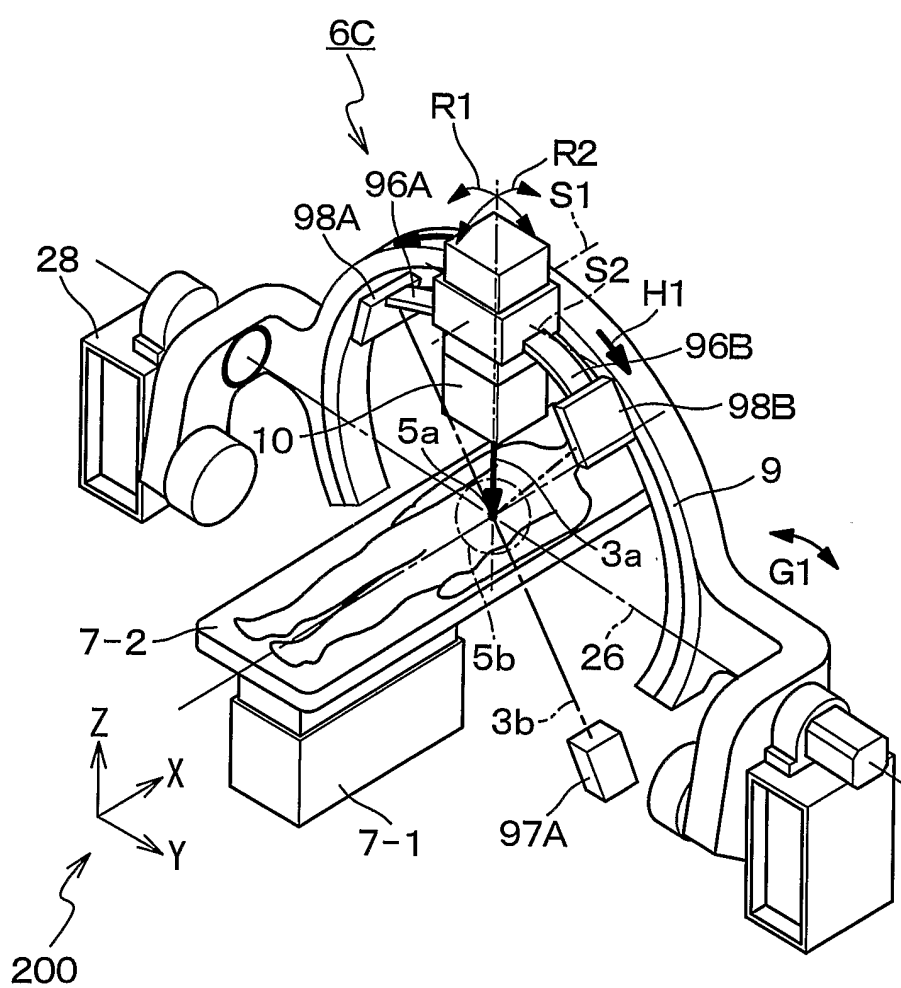


Fig. 24



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08513

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 A61N5/10

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.
Y	JP 2000-167072 A (Mitsubishi Electric Corp.), 20 June, 2000 (20.06.00), Full text; Figs. 1 to 29	1-6, 10-13, 16-17 7-9
A	Full text; Figs. 1 to 29 & US 6307914 B1	
Y	JP 52-18073 Y1 (Shimadzu Corp.), 23 April, 1977 (23.04.77), Full text; Figs. 1 to 4	1-6, 10-13, 16-17 7-9
A	Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	

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

* Special categories of cited documents:	"I" 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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 11 October, 2002 (11.10.02)	Date of mailing of the international search report 29 October, 2002 (29.10.02)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08513

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 9-206391 A (Mitsubishi Heavy Industries, Ltd.), 12 August, 1997 (12.08.97), Full text; Fig. 1 (Family: none)	11-13
A	WO 00/07669 A1 (Wisconsin Alumni Research Foundation), 17 February, 2000 (17.02.00), Full text; Figs. 1 to 12 & JP 2002-522129 A	1-6, 10-13, 16-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08513

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.: 14-15

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

Claims 14 and 15 are relevant to methods for treatment of the human body and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

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 2 of first sheet)

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

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. Cl 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. Cl ⁷ A61N5/10		
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
Y	JP 2000-167072 A (三菱電機株式会社) 2000.06.20 全文, 第1-29図	1-6, 10-13, 16-17
A	全文, 第1-29図 &US 6307914 B1	7-9
☒ 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 11.10.02	国際調査報告の発送日 29.10.02	
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  3E 2925 電話番号 03-3581-1101 内線 3344	

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	J P 52-18073 Y1 (株式会社島津製作所) 1977. 04. 23 全文, 第1-4図	1-6, 10-13, 16-17 7-9
A	全文, 第1-4図 (ファミリーなし)	
Y	J P 9-206391 A (三菱重工業株式会社) 1997. 08. 12 全文, 第1図 (ファミリーなし)	11-13
A	WO 00/07669 A1 (WISCONSIN ALUMNI RESEARCH FOUNDATION) 2000. 02. 17 全文, 第1-12図 & J P 2002-522129 A	1-6, 10-13, 16-17

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 14-15 は、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。つまり、
請求の範囲14-15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ろこの国際調査機関は認めた。

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ため、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ため、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。