

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5259335号
(P5259335)

(45) 発行日 平成25年8月7日 (2013.8.7)

(24) 登録日 平成25年5月2日 (2013.5.2)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 Z

G O 1 T 1/161 (2006.01)

G O 1 T 1/161 A

A 6 1 N 5/10 M

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2008-269816 (P2008-269816)
 (22) 出願日 平成20年10月20日 (2008.10.20)
 (65) 公開番号 特開2010-94421 (P2010-94421A)
 (43) 公開日 平成22年4月30日 (2010.4.30)
 審査請求日 平成23年10月7日 (2011.10.7)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 原頭 基司
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 櫻井 康雄
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子線治療装置、及び粒子線治療装置制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を載置する天板と、
 前記天板を載置平面内で回転させる天板回転手段と、
 前記天板を前記被検体の体軸方向に並進移動させる天板移動手段と、
 前記天板に載置された前記被検体に向けて粒子線を照射する粒子線照射手段と、
 前記粒子線照射手段を前記載置平面と直交する特定の平面内で被検体の周りを回転移動させる照射ノズル回転手段と、
 前記粒子線照射手段と前記被検体との間に、略筒型の形状で該筒内に前記被検体を囲うように配置され、かつ粒子線照射手段からの前記粒子線を通過させる開口を有し、前記粒子線が前記被検体に照射されたときに発生する線を検出するPET検出器と、
 前記PET検出器を前記粒子線の照射方向の軸の周りに回転可能に保持する第1支持アームと、
 前記第1支持アームを前記体軸の周囲に回転可能に保持する第2支持アームと、
 前記PET検出器で検出された線を基に画像を生成する画像生成手段と、
 を備えたことを特徴とする粒子線治療装置。

【請求項 2】

前記PET検出器は、前記開口と反対の方向にさらに開口を有することを特徴とする請求項1に記載の粒子線治療装置。

【請求項 3】

10

20

前記被検体への前記粒子線の照射方向の条件の入力を受けて、前記入力された照射方向から粒子線が被検体に向けて照射されるように前記天板及び前記粒子線照射手段を制御し、前記粒子線の照射野が前記PET検出器の前記開口を通過するように制御する制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の粒子線治療装置。

【請求項4】

前記制御手段は、
 前記天板の回転を制御する天板回転制御手段と、
 前記天板の並進移動を制御する天板移動制御手段と、
 前記粒子線照射手段の回転移動を制御する照射ノズル回転制御手段と、
 前記照射方向の軸を含む平面と直交する方向の前記PET検出器の回転を制御する第1
 制御手段と、
 前記載置平面と直交する方向の前記第1アームの回転を制御する第2制御手段と、
 を備え、
 前記被検体への前記粒子線の照射方向の条件の入力を受けて、
 前記天板回転制御手段、前記天板移動制御手段、及び前記照射ノズル回転制御手段は、
 入力された照射方向から粒子線が被検体に向けて照射されるようにそれぞれ、前記天板及
 び前記粒子線照射手段を制御し、
 前記第1制御手段及び前記第2制御手段は、前記粒子線の照射野が前記PET検出器の
 前記開口を通過するように制御する、
 ことを特徴とする請求項3に記載の粒子線治療装置。

【請求項5】

前記入力される照射方向の条件は、前記粒子線照射手段の回転の角度にかかわらず照射された粒子線が常に通過する点である照射中心を原点とする座標空間に対するベクトル情報として表され、
 前記照射ノズル回転制御手段は、前記ベクトルに基づいて前記粒子線照射手段の回転角度を算出し、前記照射ノズル移動手段により前記粒子線照射手段を該角度回転させ、
 前記天板回転制御手段は、前記ベクトルを基に前記天板の回転角度を算出し、前記天板回転手段により前記天板を該角度回転させ、
 前記天板移動制御手段は前記角度及び前記角度に基づいて前記粒子線の照射方向が前記被検体の照射対象部位を通過するように、前記天板移動手段により前記天板を並進移動させ、
 前記第1制御手段は前記ベクトルを基に前記PET検出器の回転角度を算出し、前記第1支持アームにより前記PET検出器を該角度回転させ、
 前記第2制御手段は、前記第2支持アームにより前記第1支持アームを前記とほぼ同じ角度回転させる、
 ことを特徴とする請求項4に記載の粒子線治療装置。

【請求項6】

前記座標空間のX軸を前記照射ノズル回転手段の回転軸と一致させ、前記天板と平行な水平面内で該X軸に直交する軸をY軸とし、該X軸及び該Y軸の双方に直交する鉛直方向をZ軸とし、さらに、該X軸、該Y軸、及び該Z軸の各単位ベクトルをそれぞれ e_1 、 e_2 、 e_3 とし、前記入力された照射方向を表すベクトルを e_n とする。
 また、前記被検体の体軸が一つの軸と一致する座標系でかつ、各座標軸が前記被検体の体軸方向を X' 軸、該 X' 軸に直交する軸を Y' 軸、及び鉛直方向を Z' 軸であり、さらに該座標系の原点 O' を前記照射中心とする局所直交座標系において、該 X' 軸、該 Y' 軸、及び該 Z' 軸方向の各単位ベクトルをそれぞれ e_1' 、 e_2' 、 e_3' とする。
 さらに前記照射方向の前記局所直交座標系における単位ベクトルを e_n' とする。
 このとき、

$$\text{前記 } \theta = \cos^{-1} (e_n' \cdot e_3')$$

$$\text{前記 } \phi = \cos^{-1} [\{ e_n' - (e_n' \cdot e_3') e_3' \} \cdot e_n' / |e_n' - (e_n' \cdot e_3') e_3'|]$$

前記 $\theta = \cos^{-1} \{ \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2 / (1 - \sin^2 \theta_1 \cdot \cos^2 \theta_2) \}^{1/2}$

(ここで $(\mathbf{e}_n' \cdot \mathbf{e}_3')$ は内積を表す)

と表わされることを特徴とする請求項 5 に記載の粒子線治療装置。

【請求項 7】

被検体を載置する天板と、

前記天板を載置平面内で回転させる天板回転手段と、

前記天板を前記被検体の体軸方向に並進移動させる天板移動手段と、

前記天板に載置された前記被検体に向けて粒子線を照射する粒子線照射手段と、

前記粒子線照射手段を前記載置平面と直交する特定の平面内で被検体の周りを回転移動させる照射ノズル回転手段と、

前記粒子線照射手段と前記被検体との間に、略筒型の形状で該筒内に前記被検体を囲うように配置され、かつ粒子線照射手段からの前記粒子線を通過させる開口を有し、前記粒子線が前記被検体に照射されたときに発生する γ 線を検出する PET 検出器と、

前記 PET 検出器を前記粒子線の照射方向の軸に回転可能に保持する第 1 支持アームと

、前記第 1 支持アームを体軸の周囲に回転可能に保持する第 2 支持アームと、

前記 PET 検出器で検出された γ 線を基に画像を生成する画像生成手段と、

を備えた粒子線治療装置を制御する粒子線治療装置制御方法であって、

前記粒子線照射手段の回転の角度にかかわらず照射された粒子線が常に通過する点である照射中心を原点とする座標空間のベクトルで表される前記被検体への粒子線の照射方向の条件を入力として受ける段階と、

前記ベクトルを基に、前記粒子線照射手段の回転角度 θ を算出し、前記粒子線照射手段を該角度 θ 回転させる段階と、

前記ベクトルを基に、前記天板の回転角度 α を算出し、前記天板を該角度 α 回転させる段階と、

前記角度 θ 及び前記角度 α を基に、前記粒子線の照射方向が前記被検体の照射対象部位を通過するよう前記天板を前記体軸方向に並進移動させる段階と、

前記第 2 支持アームにより前記 PET 検出器を保持する前記第 1 支持アームを前記 θ とほぼ同じ角度で回転させる段階と、

前記第 1 支持アームによる前記 PET 検出器の回転角度 ϕ を算出し、前記第 1 支持アームにより前記 PET 検出器を該角度 ϕ 回転させる段階と、

を有することを特徴とする粒子線治療装置制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、加速させた粒子線を利用して例えば癌などの治療を行う粒子線治療装置及びその制御方法に関する。さらに詳しくは、粒子線が照射された患部から放射される γ 線を検知する PET (Positron Emission Tomography) 装置を備えた粒子線治療装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、加速された荷電粒子線（以下、単に「粒子線」という）は停止直前に最大のエネルギーを放出する現象（このエネルギー・ピークは「ブラッグ・ピーク (Bragg Peak)」と呼ばれる）が生じることを利用して、粒子線を患部に照射することで癌細胞を破壊する粒子線治療が行われ始めている。X 線を含む放射線は体内を単調減衰しながら患部の前後を通過していくため、患部以外の正常組織にもダメージを与えてしまう。これに対し、加速された荷電粒子（例えば、陽子、炭素原子核など）が物質内を通過するとき、前述のようにブラッグ・ピークが生じるため、荷電粒子の停止位置を精密に制御することにより、被検体における患部までに通過する部分および患部の背後部分へのダメージを抑

10

20

30

40

50

えることができる。

【 0 0 0 3 】

この粒子線治療において被検体に対し粒子線を照射する装置が粒子線治療装置である。この粒子線治療装置において、照射された粒子線は、体内にある原子と衝突し陽電子放射核を生成する。この放射核から放出された陽電子は、その近傍に多数ある電子と結合して線を放射する。この現象は「自己放射化」と呼ばれている。そして、この放射された線は、例えばシンチレータと光電子増倍管が組み合わされたシンチレーション検出器により検出することができる。この体内から放出される線をシンチレーション検出器により検出する装置はPET (Positron Emission Tomography) 装置と呼ばれる。近年、粒子線治療装置から照射された荷電粒子がどの深さまで到達したかを癌細胞の破壊と同時に観察するために上述の自己放射化の現象を利用する技術が提案されている。この様な理由から、最近、粒子線治療装置にPET装置を付加することが検討され始めている。

10

【 0 0 0 4 】

粒子線治療装置では粒子線はノズルから照射されるが、この粒子線の侵入位置、及び照射方向は正常組織へのダメージなどを考慮して治療の見地から決められる。すなわち、「患部の位置」、「正常組織への照射回避」、及び「重要な臓器への影響の回避」を考慮してその照射方向が決められる。具体的には、正常組織への照射を抑えるため、粒子線が被検体の体表から患部に到達するまでの経路が極力最短経路となるようにしたり、重要な臓器に粒子線が当たらないように配慮したりするという条件の下で粒子線の照射方向が決定される。このため、粒子線治療装置には任意の照射方向から粒子線を照射できる性能が要求される。そこで、粒子線治療装置では、任意の照射方向を実現するために回転稼働する回転ガントリー及び回転機能を備えた寝台が使用される。磁場で偏向させやすい陽子を使用する「陽子線治療装置」には、粒子線を照射するノズルの向きが被検体が寝ている平面に直交する平面内で照射中心（アイソセンター）の周りに回転することで、照射角度を任意に設定することができる回転ガントリーが装備されていることが多い。この回転ガントリーでは、加速器で加速されて水平方向に飛来する荷電粒子ビームを任意の方向に曲げて最終的に振り下ろすといった偏向動作が行われる。最近では、炭素原子核を利用する重粒子線治療装置においても、超電導磁石を使用した回転ガントリーを装備することが検討されて始めている。さらに、寝台の基部は被検体が寝ている平面内をアイソセンターを中心に回転する円盤上に固定されており、寝台の天板はその基部に対して並進移動が可能なように作られている。これにより、被検体に対し任意の方向から粒子線を照射できるようになっている。

20

30

【 0 0 0 5 】

従来の粒子線治療装置では、「直前に行った装置の校正・チェック」、「患者の位置決めとその補正」、及び「患者の固定」により、治療計画（照射計画）通りに照射されたとみなすことで、期待通りの照射が行われたと判断するものであった。そのため、作業途中で入ってくる照射ミスや照射誤差などが見過ごされる危険性があった。これらの問題を解決するため、PET装置を付加し、自己放射化を利用することで、照射された荷電粒子が停止した位置を直接画像として観察する技術（例えば、特許文献1参照。）が提案及び検討されている。

40

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】特開平9 - 189769号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

医師や放射線治療技師などの操作者（以下では、単に「操作者」という）は、患部の位置、PET装置、及び寝台の配置を考慮して、それぞれが総合に接触しないように照射ノズルの方向、寝台の位置、及び寝台の回転角度を設定する必要がある。従来は操作者の経験による目分量でそれらを粗調し、その後マーカー位置などで微調するという方法をとっ

50

ていた。しかし、従来のPET装置を備えた粒子線治療装置では、PET装置がガントリーに対して固定されているため、患部位置やPET装置の配置などを優先して照射ノズルの回転角度と寝台の回転角度を調整しながら照射方向を決定する必要があり、最適な位置及び方向から粒子線を照射することが困難であるという場合が少なくなかった。

【0008】

PET装置は検出器が並べられた範囲しか検出領域を持たず、かつ寝台を患者の体軸方向に移動させながら全身の断層像を得る動作を前提としていたため。PET検出器は円筒状に配置されていることが多い。また、粒子線治療装置は、荷電粒子を照射ノズルから照射し患部に到達させるものなので、荷電粒子が侵入した体表面から患部までの正常組織に軽微であってもダメージを与えてしまう。そのため、患部及びダメージを受ける可能性がある部位をリアルタイムにできるだけ正確に観察・確認しながら照射したいという理由から、PET装置で観察する断層面は、粒子線の照射方向（すなわち、照射ノズルの方向）を表す軸を含む断層面であることが最も望ましい。またPET装置の視野は検出器の並べられた範囲の広さで決まり、その範囲が狭いと線の同時計測においてその信号を取り逃してしまう確率が増加してしまう。しかし、モニタリング用のPET装置が固定された粒子線治療装置では、粒子線の照射方向に自由度を持たせるため多数の検出器を略円筒状に並べることは困難であった。さらに、任意の位置から照射された粒子線の照射方向を示す軸を含む断層面にPETを配置することも困難であった。

10

【0009】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、任意の方向から粒子線を照射可能であって、かつ被検体から発生される線を検出するPET検出器を備えた粒子線治療装置及びその制御方法を提供することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の粒子線治療装置は、被検体を載置する天板と、前記天板を載置平面内で回転させる天板回転手段と、前記天板を前記被検体の体軸方向に並進移動させる天板移動手段と、前記天板に載置された前記被検体に向けて粒子線を照射する粒子線照射手段と、前記粒子線照射手段を前記載置平面と直交する特定の平面内で被検体の周りを回転移動させる照射ノズル回転手段と、前記粒子線照射手段と前記被検体との間に、略筒型の形状で該筒内に前記被検体を囲うように配置され、かつ粒子線照射手段からの前記粒子線を通過させる開口を有し、前記粒子線が前記被検体に照射されたときに発生する線を検出するPET検出器と、前記PET検出器を前記粒子線の照射方向の軸の周りに回転可能に保持する第1支持アームと、前記第1支持アームを前記体軸の周囲に回転可能に（より詳しくは、前記照射ノズル回転手段の回転軸の周りに）保持する第2支持アームと、前記PET検出器で検出された線を基に画像を生成する画像生成手段と、を備えたことを特徴とするものである。

30

【0011】

請求項7に記載の粒子線治療装置制御方法は、被検体を載置する天板と、前記天板を載置平面内で回転させる天板回転手段と、前記天板を前記被検体の体軸方向に並進移動させる天板移動手段と、前記天板に載置された前記被検体に向けて粒子線を照射する粒子線照射手段と、前記粒子線照射手段を前記載置平面と直交する特定の平面内で被検体の周りを回転移動させる照射ノズル回転手段と、前記粒子線照射手段と前記被検体との間に、略筒型の形状で該筒内に前記被検体を囲うように配置され、かつ粒子線照射手段からの前記粒子線を通過させる開口を有し、前記粒子線が前記被検体に照射されたときに発生する線を検出するPET検出器と、前記PET検出器を前記粒子線の照射方向の軸に回転可能に保持する第1支持アームと、前記第1支持アームを前記体軸の周りに（より詳しくは、前記照射ノズル回転手段の回転軸の周りに）回転可能に保持する第2支持アームと、前記PET検出器で検出された線に基づいて画像を生成する画像生成手段と、を備えた粒子線治療装置を制御する粒子線治療装置制御方法であって、前記粒子線照射手段の回転の角度にかかわらず照射された粒子線が常に通過する点である照射中心を原点とする座標空間の

40

50

ベクトルで表される前記被検体への粒子線の照射方向の条件を入力として受ける段階と、前記ベクトルに基づいて、前記粒子線照射手段の回転角度を算出し、前記粒子線照射手段を該角度回転させる段階と、前記ベクトルに基づいて、前記天板の回転角度を算出し、前記天板を該角度回転させる段階と、前記角度及び前記角度に基づいて、前記粒子線の照射方向が前記被検体の照射対象部位を通過するように前記天板を前記体軸方向に並進移動させる段階と、前記第2支持アームにより前記PET検出器を保持する前記第1支持アームを前記とほぼ同じ角度で回転させる段階と、前記第1支持アームによる前記PET検出器の回転角度を算出し、前記第1支持アームにより前記PET検出器を該角度回転させる段階と、を有することを特徴とするものである。

【発明の効果】

10

【0012】

請求項1に記載の粒子線治療装置及び請求項7に記載の粒子線治療装置制御方法は、被検体と粒子線照射手段との間に一部に開口を有する略筒型のPET検出器を配置し、それを支持するアーム部分に2つの回転自由度を備えた構成である。また、粒子線の被検体への照射により発生する線をPET検出器で検出することで被検体における粒子線によって破壊された部位を確認することができる構成となっている。これにより、機械的干渉（すなわち、機械同士の衝突）を発生させずに任意の方向から被検体に向けて粒子線を照射できるとともに、PET検出器の視野を最大限に確保することが可能となる。したがって、効果的かつ安全な方向から被検体に向けて粒子線が照射できるとともに、患部に向けて的確な粒子線の照射をおこなうことが可能となる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

〔第1の実施形態〕

以下、この発明の第1の実施形態に係る粒子線治療装置について図1～図3を参照して説明する。図1は本発明に係る粒子線治療装置における機能を表すブロック図である。図2（A）は本発明に係る粒子線治療装置を回転ガントリーの回転軸方向から見込んだ模式的な正面図である。図2（B）は本発明に係る粒子線治療装置の模式的な側面図である。図3は本発明に係る粒子線治療装置の模式的な上面図である。

【0014】

図1に示すように、本実施形態に係る粒子線治療装置は、粒子線治療部100、PET部200、表示制御部020、及び入力部011と表示部012を有するユーザインタフェース010を備えている。この粒子線治療装置は、本来は粒子線治療部100から照射される粒子線を被検体の患部に照射し、患部の細胞を破壊することで治療を行う装置である（以下では、粒子線を照射する対象とする患部を「照射対象部位」という）。ただし、粒子線が被検体のどの部分にあたっているかを把握するために補助的にPET部200を有している。すなわち、PET部200を用いて把握される粒子線の照射位置に基づいて、正確に照射対象部位に向けて粒子線の照射を行い効果的な治療を行うことができる。そのため、本実施形態に係る収支線治療装置では、まず粒子線の照射方向を最適な位置に設定するように粒子線照射部103及び天板110を移動させることに主とし、その粒子線の照射を妨げないように、すなわち、粒子線の照射野を妨げないこと、及び接触などの機械的な干渉を起こさないことを目的としてPET検出部201を移動させることになる。ただし、実際には、粒子線照射部103、天板110、及びPET検出部201の移動は連動して行われる。以下では、まず粒子線治療部100について説明し、その後PET部200について説明する。

30

40

【0015】

粒子線治療部100は、粒子線発生/加速器101、粒子線伝送部102、粒子線照射部103（照射ノズル）、照射ノズル回転部104（回転ガントリー）、及び照射ノズル回転制御部105から構成されている。

【0016】

粒子線発生/加速器101は、イオン源と、直線加速器、サイクロトロン、シンクロト

50

ロンなどの加速器（いずれも図示しない）で構成されている。粒子線発生／加速器１０１は、イオン源で陽イオン（例えば、水素イオン、ヘリウムイオン、炭素イオン、ネオンイオン等）を発生させる。次に、粒子線発生／加速器１０１は発生させた陽イオンを加速器で所定のエネルギーまで加速する。具体的には、例えば、発生した陽イオンを直線加速器で加速し、その直線加速器から射出された陽イオンをさらにシンクロトロンなどでさらに加速することで所定のエネルギーまでの加速が行われる。そして、粒子線発生／加速器１０１は、所定のエネルギーを有する陽イオンを粒子線伝送部１０２に射出する。

【００１７】

粒子線伝送部１０２は、粒子線発生／加速器１０１から粒子線照射部１０３へと繋がるビーム経路（不図示）を有している。粒子線伝送部１０２は、粒子線発生／加速器１０１から射出された陽イオンをビーム経路を経由させて粒子線照射部１０３へと伝送する。

【００１８】

粒子線照射部１０３は、図２（Ａ）に示すように照射ノズル回転部１０４の一部に設置されている。そして、粒子線照射部１０３は照射ノズル回転部１０４の回転とともに被検体の周りを回転可能となっている。粒子線照射部１０３は、粒子線伝送部１０２から伝送された陽イオンを被検体に向けて照射する。ただし、実際には粒子線照射部１０３は常に照射中心（アイソセンター）に向けて粒子線の照射を行う。粒子線照射部１０３の回転の基準位置を図２（Ａ）のように位置Ｐ１に位置している状態とする。すなわち、被検体を真下に見る位置に粒子線照射部１０３が位置している状態を粒子線照射部１０３の角度＝０の状態とする。この粒子線照射部１０３が本発明における「粒子線照射手段」にあたる。

【００１９】

照射ノズル回転部１０４は、図２（Ａ）に示すように側面から見ると中心軸Ｓを中心に円形をしているガントリー及び該ガントリーを回転させるモータ（不図示）で構成されている。ここで、図２（Ｂ）に示すように図２（Ａ）の中心軸Ｓは照射中心を通過する軸で、図２（Ａ）の紙面正面から裏面に向けて貫通している軸を表している。また以下の説明では、中心軸Ｓに直交し照射中心を貫通する平面を平面とする。照射ノズル回転部１０４のガントリーは平面内を回転移動するため平面は固定平面である。そして、照射ノズル回転部１０４のガントリーは、図２（Ｂ）に示すように中心軸Ｓに沿う方向に厚みを有した略筒型の形状を有している。さらに、照射ノズル回転部１０４のガントリーは、中心軸Ｓを中心に回転を行う。これにより、粒子線照射部１０３も中心軸Ｓを中心に回転を行うことになる。本実施形態では、図２（Ａ）における点Ｐ１を基準位置として点Ｐ１からの粒子線照射部１０３までの角度を平面における照射角度とする。具体的には、中心軸Ｓに向けて照射角度で粒子線を照射する場合には、照射ノズル回転部１０４のガントリーは照射角度分回転することになる。この照射ノズル回転部１０４が本発明における「照射ノズル回転手段」にあたる。

【００２０】

天板１１０は床に平行で人が寝られる大きさの板状の形状を有している。天板１１０の上には、粒子線治療を行う対象である被検体（以下では、単に「被検体」と呼ぶ。）を載置する。この被検体が載置されている平面を「載置平面」と呼ぶことにする。天板１１０は、天板移動部１０８により載置した被検体の体軸方向またはその直交方向に並進移動が行われる。また、天板１１０は、天板回転部１０６により載置平面（天板１１０と平行な平面）内で回転移動が行われる。

【００２１】

天板移動部１０８は、天板１１０を被検体の体軸方向またはその直交方向への並進移動を可能とする機構と、該並進移動を可能とする機構を動かすモータを有している。天板移動部１０８は、自己が有するモータを駆動することで天板１１０を被検体の体軸方向またはその直交方向に移動させる。具体的には、例えばモータによりギアなどの回転部材を回転させて、ギアとかみ合う水平移動部材が移動することで天板１１０が並進移動する構成になっている。この天板移動部１０８が本発明における「天板移動手段」にあたる。

【 0 0 2 2 】

天板回転部 1 0 6 は、天板移動部 1 0 8 及び天板 1 1 0 を天板 1 1 0 と平行な平面内で回転可能とするための円盤、該円盤を動かすモータを有している。天板回転部 1 0 6 は、自己が有するモータを駆動することで天板 1 1 0 と平行な平面内で天板 1 1 0 及び天板移動部 1 0 8 をアイソセンターを中心に回転させることができる。すなわち、天板回転部 1 0 6 は、図 3 で示す矢印 B のように天板 1 1 0 及び天板移動部 1 0 8 を回転移動させる。この天板 1 1 0 と平行な平面でかつ被検体の体軸を含む平面を平面 とする。この天板回転部 1 0 6 が本発明における「天板回転手段」にあたる。

【 0 0 2 3 】

P E T 部 2 0 0 は、図 1 に示すように、P E T 検出部 2 0 1、画像生成部 2 0 2、第 1 支持アーム 2 0 3、第 1 制御部 2 0 4、第 2 支持アーム 2 0 5、及び第 2 制御部 2 0 6 から構成されている。

【 0 0 2 4 】

P E T 検出部 2 0 1 は、図 2 (A) に示すように、照射ノズル回転部 1 0 4 及び粒子線照射部 1 0 3 の内側に天板 1 1 0 及び天板 1 1 0 に載置された被検体を囲むように配置されている。そして、P E T 検出部 2 0 1 は、図 2 (B) に示すように中心軸 S に沿う方向に厚みを有し、さらに粒子線照射部 1 0 3 と照射中心との間に粒子線を通過させるための第 1 の開口部、及び被検体から見て粒子線照射部 1 0 3 と反対側の部分（第 1 の開口部と反対側の部分）に第 2 の開口部を有した略筒型の形状を有している。ここで、略筒型の形状とは被検体から一定距離の周囲の一定範囲を覆う形状であればよい。それぞれの開口部は小さいほどよく、後に説明するように粒子線の照射野が通過できる範囲の大きさがあればよい。第 1 の開口部及び第 2 の開口部によって P E T 検出部 2 0 1 の筒型は 2 つの部分（図 2 における紙面に対し左右対称の C 字型の部分）に分割されている。そして、P E T 検出部 2 0 1 は、図 3 に示すように、第 2 支持アーム 2 0 5 の円弧部分に沿って動くようになっており、第 2 支持アーム 2 0 5 が水平の場合には第 1 支持アーム 2 0 3 で天板 1 1 0 と平行な平面 と平行な方向に回転可能に保持される。すなわち、P E T 検出部 2 0 1 は矢印 C で示すように平面 と平行な方向に回転移動する。さらに、P E T 検出部 2 0 1 は、図 3 に示すように、第 2 支持アーム 2 0 5 で図 3 における被検体の体軸方向の周りに回転可能に保持されている。すなわち、図 3 の状態（すなわち、未だいずれの方向にも回転を行っていない状態）では P E T 検出部 2 0 1 は矢印 A で示すように平面 と平行な平面内で回転移動する。この P E T 検出部 2 0 1 が本発明における「P E T 検出器」にあたる。

【 0 0 2 5 】

ここで、本実施形態では、被検体に照射された粒子線のうち被検体を通過した粒子線が P E T 検出部 2 0 1 あたすることで障害が発生したり故障したりすることの回避、及び天板 1 1 0 への P E T 検出部 2 0 1 の接触の回避のために第 2 の開口部を設けている。ただし、粒子線が被検体を通過する量は極めて少ないと考えられるため、P E T 検出部 2 0 1 に微小の粒子線があたることを許容でき、低い角度（天板 1 1 0 と P E T 検出部 2 0 1 が接触するような角度）からの粒子線の照射を行わない場合には第 2 の開口部を有さない構成にしてもよい。この点、P E T 検出部 2 0 1 の形状をより大きな筒形にすれば天板 1 1 0 との接触が避けられるとも考えられるが、この場合 P E T 検出部 2 0 1 が被検体から離れた位置に配置されることになり、線の検出効率が低下するため好ましくない。

【 0 0 2 6 】

P E T 検出部 2 0 1 は、最も一般的な構成では、前述の筒型の部分の内側の全面に多数のシンチレータアレイが配置されている。シンチレータアレイは、線を検出するシンチレータ結晶と微弱光パルスを高速かつ高感度に検出する光電子倍增管から構成されている。そして、P E T 検出部 2 0 1 は、粒子線照射部 1 0 3 から照射された粒子線が被検体の体内にあたることで発生した線をシンチレータアレイで検出する。さらに、P E T 検出部 2 0 1 は、検出した線に基づく電気信号を画像生成部 2 0 2 へ出力する。

【 0 0 2 7 】

画像生成部 202 は、PET 検出部 201 から電気信号の入力を受信する。画像生成部 202 は、受信した電気信号に対し同時計測などの信号処理を行った後、画像処理により PET 画像を生成する。画像生成部 202 は生成した PET 画像を表示制御部 020 へ出力する。この画像生成部 202 が本発明における「画像生成手段」にあたる。

【0028】

表示制御部 020 は、画像生成部 202 から入力された PET 画像をユーザインタフェース 010 の表示部 012 に表示させる。この様に、被検体に粒子線が当たった際に放出される線の発生した位置を表した PET 画像が表示部 012 に表示されることで、操作者は被検体における粒子線があたった位置を把握することができ、その画像を基に粒子線の照射位置を調整できる。これにより、より正確に照射対象部位に粒子線の照射を行うことが可能となる。

10

【0029】

第 1 支持アーム 203 は、本実施形態では図 3 に示すように天板 110 と逆方向から被検体を見下ろした状態で C 字型の形状をしている。さらに、第 1 支持アーム 203 は該 C 字型の部材を回転させるためのモータを有している。そして、第 1 支持アーム 203 の C 字型の部材の両端には PET 検出部 201 の 2 分割された筒型の各部分がそれぞれ固定されている。第 1 支持アーム 203 は矢印 C の方向に PET 検出部 201 を保持した状態でモータを駆動させることで、PET 検出部 201 の 2 つの開口部を通過する軸を中心に PET 検出部 201 を回転させる。例えば、第 1 支持アーム 203 が図 3 の状態からモータにより C 字型の部材を角度 回転することで、PET 検出部 201 は平面 と平行な方向に粒子線の放射方向の軸を中心に角度 回転する。ここで、本実施形態では第 1 支持アーム 203 は C 字型としたが、これは PET 検出部 201 の 2 つの部材を向き合う形で固定できる形状で回転可能な形状あれば他の形状でもよい。

20

【0030】

第 2 支持アーム 205 は、図 3 に示すように第 1 支持アーム 203 を保持することで PET 検出部 201 を保持する保持部材と、該保持部材を回転させるモータで構成されている。第 2 支持アーム 205 は、第 1 支持アーム 203 及び PET 検出部 201 を被検体の体軸方向の周りに回転可能となるように保持している。第 2 支持アーム 205 はモータを駆動することで保持部材を回転させ、それにより第 1 支持アーム 203 を矢印 A の方向に回転させる。そして、第 2 支持アーム 205 に保持された第 1 支持アーム 203 が被検体の体軸方向の周りに回転することで、第 1 支持アーム 203 に保持された PET 検出部 201 が被検体の体軸方向の周りに回転移動を行うことになる。例えば、図 3 に示されている初期の状態では、第 1 支持アーム 203 による PET 検出部 201 の回転が行われていないため、PET 検出部 201 と照射ノズル回転部 104 とは同じ回転平面を有する。すなわち、第 2 支持アーム 205 が角度 回転することより、PET 検出部 201 は平面内を図 3 における被検体の体軸を中心に角度 回転する。

30

【0031】

本実施形態に係る粒子線治療装置では、治療計画に含まれる粒子線の照射方向に基づいて、適切な方向から粒子線の照射が行えるように、操作者が粒子線照射部 103、天板 110、及び PET 検出部 201 を手動で各部材が接触しないように移動させる。すなわち、操作者は、粒子線照射部 103 の回転及び天板 110 の回転 / 並進移動を調整することにより粒子線の適切な照射方向を決定し、さらに、その粒子線の照射野を PET 検出部 201 が遮らないように、且つ PET 検出部 201 の開口部を照射方向の中心軸が通過するように PET 検出部 201 を移動させる。これにより、適切な方向からの被検体への粒子線の照射と、その時に発生する線の検出及び PET 画像の生成並びに表示を行うことが可能となる。

40

【0032】

次に、図 4 を参照して本実施形態に係る粒子線治療装置の粒子線照射及び PET 画像の作成の流れを説明する。図 4 は本実施形態に係る粒子線治療装置の粒子線照射及び PET 画像の作成のフローチャート図である。

50

【 0 0 3 3 】

ステップ S 0 0 1 : 操作者は、粒子線の照射の方向の条件を含む治療計画を作成する。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 0 0 2 : 操作者は、治療計画における粒子線の照射の方向の条件を基に、粒子線照射部 1 0 3、天板 1 1 0、P E T 検出部 2 0 1 を移動させる。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 0 0 3 : 粒子線照射部 1 0 3 は、粒子線を被検体の照射対象部位に向けて照射する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 0 0 4 : P E T 検出部 2 0 1 は、粒子線が照射され被検体で発生した 線をシンチレータアレイで検出し、検出した 線に基づく電気信号を同時計測などの信号処理を行った後、画像生成部 2 0 2 に送信する。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 0 0 5 : 画像生成部 2 0 2 は、P E T 検出部 2 0 1 より入力された電気信号を処理し P E T 画像を生成して表示制御部 0 2 0 に送信する。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 0 0 6 : 表示制御部 0 2 0 は、画像生成部 2 0 2 から入力された P E T 画像を表示部 0 1 2 に表示させる。

【 0 0 3 9 】

以上で説明したように、本実施形態に係る粒子線治療装置は、任意の方向に開口部を向けることができる被検体の周囲のほぼ全域を囲う P E T 検出部を備えた構成である。これにより、P E T 検出部に遮られることなく任意の方向から粒子線を被検体に向けて照射できるとともに、P E T 装置の視野を最大限にして精度よく 線の検出を行うことが可能となる。したがって、本実施形態に係る粒子線治療装置は、粒子線治療の効果の向上に利用することができる。

【 0 0 4 0 】

〔 第 2 の実施形態 〕

以下、この発明の第 2 の実施形態に係る粒子治療装置について図 1 ~ 図 6 を参照して説明する。本実施形態にかかる粒子線治療装置は、入力された粒子線の照射の方向の条件に基づいて、粒子線照射部（照射ノズル）、天板、P E T 検出部を自動的に移動させる構成であることが第 1 の実施形態と異なるものである。本実施形態に係る粒子線治療装置の機能ブロック図は第 1 の実施形態に係る図 1 の機能ブロック図に点線で示す機能部を加えた構成である。図 5 は本実施形態に係る粒子線治療装置における、入力された照射条件に基づく、天板、粒子線照射部、及び P E T 検出部の回転移動を説明するための図である。図 6 は、回転移動の角度を算出するため、図 5 を局所直交座標系で表わした図である。以下の説明では、第 1 の実施形態と同じ符号を有する機能部は、特に説明のない限り同じ機能を有するものとする。

【 0 0 4 1 】

図 1 の点線で示すように、本実施形態に係る粒子線治療装置は、照射ノズル回転部 1 0 4 による粒子線照射部の回転を制御する照射ノズル回転制御部 1 0 5、天板回転部 1 0 6 による天板 1 1 0 の回転を制御する天板回転制御部 1 0 7、天板移動部 1 0 8 による天板 1 1 0 の並進移動を制御する天板移動制御部 1 0 9、第 1 支持アーム 2 0 3 による P E T 検出部 2 0 1 の回転を制御する第 1 制御部 2 0 4、及び第 2 支持アーム 2 0 5 による P E T 検出部 2 0 1 の回転を制御する第 2 制御部 2 0 6 を有する。

【 0 0 4 2 】

粒子線発生 / 加速器 1 0 1 で発生・加速された陽イオンは、粒子線伝送部 1 0 2 に射出される。粒子線伝送部 1 0 2 は、陽イオンをビーム経路を経て粒子線照射部 1 0 3 へと伝送する。粒子線照射部 1 0 3 は被検体に向けてこの荷電粒子を照射する。

【 0 0 4 3 】

粒子線照射部 1 0 3 及び照射ノズル回転部 1 0 4 の構造は図 2 (A) 及び図 2 (B) で

10

20

30

40

50

示す第１の実施形態と同様である。照射ノズル回転部１０４は、アイソセンター（回転軸Ｓ上にある）に向けて照射角度で粒子線を照射する場合には、粒子線照射部１０３を照射角度で回転させる。

【００４４】

照射ノズル回転制御部１０５は、ＣＰＵ及びエンコーダを有している。該エンコーダは照射ノズル回転部１０４のガントリーの回転移動した量を求めるためのエンコーダである。照射ノズル回転制御部１０５は入力部０１１から入力された照射方向の条件に基づいて、粒子線照射部１０３の回転を制御する。具体的には、照射ノズル回転制御部１０５は、入力部０１１から入力された照射条件を基に照射ノズル回転部１０４を回転させる角度を算出する。この入力された照射条件に基づく照射ノズル回転部１０４の回転角度の算出方法は後で詳細に説明する。次に、照射ノズル回転制御部１０５は、照射ノズル回転部１０４に回転の命令を送信し照射ノズル回転部１０４の回転を開始させる。そして、照射ノズル回転制御部１０５は、自己が有するエンコーダを用いて照射ノズル回転部１０４の回転した量を取得し、該角度が算出した角度に達したときに照射ノズル回転部１０４に対し停止命令を送信し照射ノズル回転部１０４の回転を停止させる。ここで、照射ノズル回転制御部１０５は本発明に係る「照射ノズル回転制御手段」にあたる。

10

【００４５】

天板１１０、天板移動部１０８、及び天板回転部１０６の構造は第１の実施形態と同様である。

【００４６】

天板移動制御部１０９は、ＣＰＵ及びエンコーダを有している。該エンコーダは天板１１０の並進移動した距離を求めるためのエンコーダである。例えばモータによりギアなどの回転部材を回転させ、ギアとかみ合う並進移動部材を移動させることで天板１１０が並進移動する構成では、エンコーダが回転部材の回転量を取得することで天板１１０の並進移動した距離を求めることができる。天板移動制御部１０９は、入力部から入力された照射条件を基に天板１１０を体軸方向に並進移動させるそれぞれの距離Ｌを算出する。この距離Ｌが並進移動させる目標とする距離となる。この入力された照射条件に基づく天板１１０の並進移動距離Ｌの算出方法は後で詳細に説明する。次に、天板移動制御部１０９は、天板移動部１０８に天板１１０の並進移動の命令を送信してモータの駆動を開始させ、天板１１０の並進移動を開始させる。そして、天板移動制御部１０９は、自己が有するエンコーダを用いて天板移動部１０８が有する回転部材の回転量を取得し、その回転量から天板１１０の並進移動した距離を算出する。そして、天板移動制御部１０９は、天板１１０の並進移動した距離が目標とする並進移動距離Ｌに達したときに天板移動部１０８に対し停止命令を送信して天板移動部１０８のモータを停止させ、天板１１０の並進移動を停止させる。ここで、天板移動制御部１０９は本発明に係る「天板移動制御手段」にあたる。

20

30

【００４７】

天板回転制御部１０７は、ＣＰＵ及びエンコーダを有している。該エンコーダは天板１１０と平行な平面内の天板１１０の回転量を求めるためのエンコーダである。天板回転制御部１０７は、入力部０１１から入力された照射条件に基づいて天板１１０と平行な平面での天板１１０の回転させる回転角度を算出する。この入力された照射条件に基づく天板１１０の回転角度の算出方法は後で詳細に説明する。次に、天板回転制御部１０７は、天板回転部１０６に天板１１０の回転の命令を送信してモータの駆動を開始させ、平面と平行な面内で天板１１０の回転を開始させる。そして、天板回転部１０６は、自己が有するエンコーダを用いて天板回転部１０６の回転した回転量を取得する。そして、天板回転制御部１０７は、天板１１０の回転量が目標とする回転角度に達したときに天板回転部１０６に対し停止命令を送信して天板回転部１０６のモータを停止させ、天板１１０の回転を停止させる。ここで、天板回転制御部１０７は本発明に係る「天板回転制御手段」にあたる。

40

【００４８】

50

P E T検出部 2 0 1、第 1 支持アーム 2 0 3、及び第 2 支持アーム 2 0 5 は、図 3 に示す第 1 の実施形態と同様の構造を有している。

【 0 0 4 9 】

本実施形態に係る P E T 検出部 2 0 1 も被検体の周りを囲うように配置され、且つ 2 分割された略筒型をしている。P E T 検出部 2 0 1 は第 1 支持アーム 2 0 3 に取り付けられ、第 1 支持アーム 2 0 3 は矢印 C で示すように第 2 支持アーム 2 0 5 の円弧部分に沿って（平面 と平行な方向）に回転移動する。さらに、第 2 支持アーム 2 0 5 は、図 3 に示されている矢印 A の方向（平面 と平行な方向）に回転移動する。

【 0 0 5 0 】

第 1 支持アーム 2 0 3 は、P E T 検出部 2 0 1 の 2 つの開口部を通過する軸の周りに P E T 検出部 2 0 1 の回転移動を行う。例えば、第 1 支持アーム 2 0 3 が図 3 の状態からモータにより C 字型の部材を角度 回転することで、P E T 検出部 2 0 1 は粒子線の放射方向の軸の周りに角度 だけ回転する。

【 0 0 5 1 】

第 1 制御部 2 0 4 は、C P U 及び図 3 に示すエンコーダ 3 0 1 を備えている。エンコーダ 3 0 1 は第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材が回転した回転量を検出する。第 1 制御部 2 0 4 は、入力部 0 1 1 から入力された照射方向の条件を基に、第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材を回転させる角度 を算出する。次に、第 1 制御部 2 0 4 は第 1 支持アーム 2 0 3 に対し回転の命令を送信してモータの駆動を開始させ、第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材の回転を開始させる。そして、第 1 制御部 2 0 4 は、自己が有するエンコーダ 3 0 1 を用いて第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材が回転した回転量を取得する。そして、第 1 制御部 2 0 4 は、第 1 支持アーム 2 0 3 の回転した回転量が目標とする回転角度 に達したときに第 1 支持アーム 2 0 3 に対し停止命令を送信して第 1 支持アーム 2 0 3 のモータを停止させ、第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材の回転を停止させる。このとき、第 1 支持アーム 2 0 3 が回転することで第 1 支持アーム 2 0 3 に固定された P E T 検出部 2 0 1 も同様の回転移動を行う。ここで、第 1 制御部 2 0 4 は本発明に係る「第 1 制御手段」にあたる。

【 0 0 5 2 】

第 2 支持アーム 2 0 5 は、P E T 検出部 2 0 1 を搭載した第 1 支持アーム 2 0 3 を照射ノズル回転部 1 0 4（回転ガントリー）の回転軸の周りに回転させる。例えば、図 3 の状態では第 2 支持アーム 2 0 5 が角度 回転することより、P E T 検出部 2 0 1 は平面 内を図 3 における被検体の体軸の周りに角度 回転することになる。

【 0 0 5 3 】

第 2 制御部 2 0 6 は、C P U 及び図 3 に示すエンコーダ 3 0 2 を備えている。エンコーダ 3 0 2 は第 2 支持アーム 2 0 5 の保持部材が回転した回転量を検出する。第 2 制御部 2 0 6 は、入力部 0 1 1 から入力された照射方向の条件に基づいて、第 2 支持アーム 2 0 5 の保持部材を回転させる角度 を算出する。次に、第 2 制御部 2 0 6 は第 2 支持アーム 2 0 5 に対し回転の命令を送信してモータの駆動を開始させ、第 2 支持アーム 2 0 5 の C 字型の部材の回転を開始させる。そして、第 2 制御部 2 0 6 は、自己が有するエンコーダ 3 0 2 を用いて第 2 支持アーム 2 0 5 の保持部材が回転した回転量を取得する。そして、第 2 制御部 2 0 6 は、第 2 支持アーム 2 0 5 の回転した回転量が目標とする回転角度 に達したときに第 2 支持アーム 2 0 5 に対し停止命令を送信して第 2 支持アーム 2 0 5 のモータを停止させ、第 2 支持アーム 2 0 5 の保持部材の回転を停止させる。このとき、第 2 支持アーム 2 0 5 の保持部材が回転することで第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材が回転し、さらに第 1 支持アーム 2 0 3 の C 字型の部材に固定された P E T 検出部 2 0 1 も同様の回転移動を行う。ここで、第 2 制御部 2 0 6 は本発明に係る「第 2 制御手段」にあたる。

【 0 0 5 4 】

また、以上の照射ノズル回転制御部 1 0 5、天板回転制御部 1 0 7、天板移動制御部 1 0 9、第 1 制御部 2 0 4、及び第 2 制御部 2 0 6 を合わせたものが本発明における「制御

10

20

30

40

50

手段」にあたる。

【 0 0 5 5 】

(各部材の回転角度の算出方法)

次に、図 5 及び図 6 を参照して、治療計画に基づく、照射ノズル回転部 1 0 4 による粒子線照射部 1 0 3 の回転角度、天板回転部 1 0 6 による天板 1 1 0 の回転角度、第 1 支持アーム 2 0 3 による P E T 検出部 2 0 1 の回転角度、及び第 2 支持アーム 2 0 5 による P E T 検出部 2 0 1 の回転角度を算出する方法を詳細に説明する。図 5 は被検体への粒子線の照射方向を表すベクトルを表した図である。ここで、図 5 の座標系は被検体が寝ている平面を X Y 平面とし、粒子線照射部 1 0 3 及び照射ノズル回転部 1 0 4 が動く平面を Y Z 平面にした直交座標空間である。この図 5 の直交座標系を 0 - X Y Z と呼ぶことにする。

10

【 0 0 5 6 】

操作者は、予め X 線診断装置などで撮像した被検体の患部の画像を基に、その患部を粒子線の照射対象部位とする治療計画を立てる。この治療計画には、粒子線の照射侵入位置及び方向の条件、粒子線の照射量などが含まれる。そして、操作者は、粒子線の照射方向をベクトルとして入力する。この入力は、操作者が、ユーザインタフェース 0 1 0 に表示された被検体の照射対象部位が原点に配置された三次元座標空間を参照し、その照射対象部位、すなわち原点に向けて照射したい始点を指定することで、その座標の原点から指定された始点へのベクトルが指定され、そのベクトルが照射方向の条件として入力される。ここで、ベクトルとはあくまでも方向を表すだけの意味で用いており、その大きさは問題

20

【 0 0 5 7 】

ここで、操作者にとって照射方向は照射対象の中心を通り且つ体軸を基準とした直交座標系で表すことがわかりやすいことから、被検体の体軸が一つの軸と一致する局所直交座標系を考える。そこで、この局所直交座標系のそれぞれの軸を X' Y' Z' 軸とし、0' - X' Y' Z' の座標系とする。そして、X' 軸、Y' 軸、Z' 軸方向の単位ベクトルをそれぞれ、 e_1' 、 e_2' 、 e_3' とおく。被検体を載置した天板 1 1 0 は水平に保たれたまま、平行移動や回転移動が行われるため、Z 軸と Z' 軸は同じ方向を向いているものとする。すなわち、 $e_3' = e_3$ である。そして、入力された粒子線の照射の条件である e_n は 0' - X' Y' Z' の座標系では e_n' で表わされるものとする。この局所直交座標系における模式図が図 6 である。

30

【 0 0 5 8 】

まず、照射ノズル回転部 1 0 4 による粒子線照射部 1 0 3 の回転量を算出する。図 5 における粒子線照射部 1 0 3 が回転する 0 - X Y Z における Y Z 平面は、図 6 で示される e_n' と e_3' が張る平面に対応している必要がある。そのため、 e_n' と e_3' がなす角度が θ になる。したがって、粒子線照射部 1 0 3 の回転角度、すなわち、照射ノズル回転部 1 0 4 の回転角度は、

$$\cos \theta = (e_n' \cdot e_3') / |e_n'| \cdot |e_3'| = (e_n' \cdot e_3')$$

40

と表わされる。

(ここで、 $(A \cdot B)$ は、ベクトル A とベクトル B との内積を表す。また、 $(A \times B)$ はベクトル A とベクトル B との外積を表す。以下同じ。)

したがって、

$$\theta = \cos^{-1} ((e_n' \cdot e_3'))$$

と求められる。

【 0 0 5 9 】

次に、天板回転部 1 0 6 による天板 1 1 0 の回転量を算出する。図 5 に示されるように、天板回転部 1 0 6 の回転角度は、 e_n' の X' Y' 平面の正射影成分 $e_{n(x' y')}$ と、 e_1' とがなす角度となることから、

50

$$\cos = [\{e_n' - (e_n' \cdot e_3')e_3'\} \cdot e_1'] / |e_n' - (e_n' \cdot e_3')e_3'| \cdot |e_1'| = [\{e_n' - (e_n' \cdot e_3')e_3'\} \cdot e_1'] / |e_n' - (e_n' \cdot e_3')e_3'|$$

したがって、

$$= \cos^{-1} [\{e_n' - (e_n' \cdot e_3')e_3'\} \cdot e_1'] / |e_n' - (e_n' \cdot e_3')e_3'|$$

と求められる。

【0060】

ここで、被検体の体軸方向の単位ベクトル e_1' (X' 軸方向の単位ベクトル) は、直交座標系 0 - XYZ 上における被検体の体軸方向の単位ベクトル e_p に対応する。したがって、先に求めた天板回転部 106 による天板 110 の回転量 を用いて表すと、

$$e_p = (\sin, -\cos, 0)$$

と表わされる。

【0061】

また、直交座標系 0 - XYZ 上における粒子線の照射の方向の中心軸の単位ベクトル e_n を先に求めた照射ノズル回転部 104 による粒子線照射部 103 の回転量 を用いて表すと、

$$e_n = (0, -\sin, \cos)$$

と表わされる。

【0062】

次に、PET 検出部 201 を回転移動させる第 1 支持アーム 203 の回転角度、及び第 2 支持アーム 205 の回転角度 を算出する。ここで、本実施形態では図 3 の状態 (第 1 支持アーム 203 及び第 2 支持アーム 205 の何れも回転を行っていない状態) から、先ず第 2 支持アーム 205 により PET 検出部 201 を平面 内で回転させ、粒子線照射部 103 から粒子線の照射方向の中心軸が PET 検出部 201 の開口部を通過するように回転角度 を求め、次に、回転角 の第 2 支持アーム 205 による回転を行った状態を想定し、その状態で第 1 支持アーム 203 を粒子線照射部 103 から粒子線の照射方向の中心軸の周りに回転させて、PET 検出部 201 が天板 110 に直交する角度になるように回転角度 を求める。ここで、PET 検出部 201 を天板 110 に直交する角度にする理由は、PET 検出部 201 を含む平面 (以下、単に「平面」という) が粒子線の照射方向の単位ベクトル e_n と被検体の体軸方向の単位ベクトル e_p が張る平面と直交していれば、PET 検出部 201 と被検体を載置した天板 110 との干渉が防止できるからである。

【0063】

そこで、第 2 支持アーム 205 による PET 検出部 201 の回転角度 を考える。粒子線照射部 103 は先に求めた回転量 の回転を行っている。そして、図 3 の状態では PET 検出部 201 は照射ノズル回転部 104 と同じ平面 に位置している。したがって、PET 検出部 201 は平面 内を回転量 分移動することで、PET 検出部 201 の開口部が粒子線照射部 103 からの粒子線の照射方向に一致することになる。すなわち、回転量の回転を行うことで粒子線の照射方向の中心軸は開口部を通過するようになる。したがって、理想的には第 2 支持アーム 205 の回転角度 は照射ノズル回転部 104 による粒子線照射部 103 の回転角度 と一致すればよい。すなわち、 $=$ となる。

【0064】

ここで、上記の制御では、第 2 支持アーム 205 による PET 検出部 201 の回転角度 と照射ノズル回転部 104 による粒子線照射部 103 の回転角度 を一致させていたが、実用上は正確に一致する必要はなく、粒子線の照射野が PET 検出部 201 の開口部を通過する位置ならば多少のずれは許容される。PET 検出部 201 と天板 110 が機械的に干渉しなければ、例えば ± 10 度のずれが許容されるといったこともありうる。

【0065】

次に、第 2 支持アーム 205 によって PET 検出部 201 が平面 内を回転角度 回転

10

20

30

40

50

させられた状態での、第1支持アーム203によるPET検出部201の粒子線の照射方向の中心軸周りの回転角度を求める。図3の状態から第2支持アーム205によってPET検出部201が平面内で角度回転させられた状態を第1支持アーム203の回転の基準、すなわち $\theta = 0$ と決める。そして $\theta = 0$ の場合、平面と平面(YZ平面)は一致しており、平面の法線はX軸と平行になる。このとき、「 e_n と e_p の外積」と「X軸($= e_1$)」のなす角度が α になる。ここで、 e_n と e_p は、前述したようにすでに求められていることに注意されたい。

そこで、

$$\cos \alpha = (e_n \times e_p) \cdot e_1 / |e_n \times e_p| \cdot |e_1| = (e_n \times e_p) \cdot e_1 / |e_n \times e_p|$$

10

が成り立ち、

$$\alpha = \cos^{-1} \{ \cos \theta \cdot \cos \phi / (1 - \sin^2 \theta \cdot \cos^2 \phi) \}^{1/2}$$

として α が求められる。

【0066】

ここで、特殊なケースとして、上述の α の分母が0になる場合、すなわち $\theta = \pi/2$ (rad)で且つ $\phi = 0$ (rad)の場合は、上述の α は不定になってしまう。この場合、便宜的に $\alpha = 0$ (rad)(X軸が平面に含まれている状態、すなわち被検体の左右にPET検出部201が配置された状態)、又は $\alpha = \pi/2$ (rad)(X軸が平面と直交している場合、すなわち被検体の腹部と背面にPET検出部201が配置された状態)に第1支持アーム203の制御を行うように決めておけばよい。

20

【0067】

そして、算出した回転角度を基に、それぞれの部材の回転を実行することで被検体の体軸の方向は入力された照射方向の条件に適合するように移動される。そこで、最後に天板移動部108は、体軸が適切に移動させられた状態での天板の位置に載置した被検体の照射対象部位を照射方向の中心軸が通過するように天板を並進移動させる距離Lを求める。

【0068】

以上のように、被検体の体軸方向と粒子線照射部103からの粒子線の照射方向が決定されると、照射ノズル回転部104による粒子線照射部103の回転角度、天板回転部106による天板110の回転角度、第1支持アーム203によるPET検出部201の回転角度、及び第2支持アーム205によるPET検出部201の回転角度を一意的に決定できる。この求めた回転角度により照射ノズル回転部104、天板回転部106、第1支持アーム203、及び第2支持アーム205をそれぞれ制御することで、被検体に対し適切な方向から粒子線の照射の方向の中心軸がPET検出部201の開口部を通過するように、粒子線の照射を行うことができ、また、天板110及びPET検出部201が接触するなどの機械的な干渉を防止することが可能となる。以上では、説明の都合上それぞれの回転角度の算出を順番に説明したが、それぞれの角度の算出の順番はどのような順序でもよい。また、それぞれの部材の回転移動の順番はどのような順序でもよく、本実施形態における制御はそれぞれの回転角度を求めた後に、その回転角度を基に照射ノズル回転部104、天板回転部106、第1支持アーム203、及び第2支持アーム205による粒子線照射部103、天板110、及びPET検出部201の回転移動をそれぞれが接触しないように連動して行うものである。

30

40

【0069】

次に、図7を参照して本実施形態に係る粒子線治療装置の粒子線照射及びPET画像の作成の流れを説明する。図7は本実施形態に係る粒子線治療装置の粒子線照射及びPET画像の作成のフローチャート図である。

【0070】

ステップS101：操作者は、ユーザインタフェース010を用いて粒子線の照射の方向の条件を入力する。

【0071】

ステップS102：入力された照射の方向の条件を基に、照射ノズル回転制御部105

50

、天板回転制御部 107、第 1 制御部 203、及び第 2 制御部 206 はそれぞれ、照射ノズル回転部 104 による粒子線照射部 103 の回転角度、天板回転部 106 による天板 110 の回転角度、第 1 支持アーム 203 による PET 検出部 201 の回転角度、及び第 2 支持アーム 205 による PET 検出部 201 の回転角度を算出する。

【0072】

ステップ S103：算出した回転角度を基に、照射ノズル回転制御部 105 は照射ノズル回転部 104 を制御して粒子線照射部 103 を回転させ、天板回転制御部 107 は天板回転部 106 を制御して天板 110 を回転させ、第 1 制御部 204 は第 1 支持アーム 203 を制御して PET 検出部 201 を回転させ、第 2 制御部 206 は第 2 支持アーム 205 を制御して PET 検出部 201 を回転させる。

10

【0073】

ステップ S104：天板移動制御部 109 は、入力された照射の方向の条件に基づいて並進移動する距離 L を求め、天板 110 を距離 L だけ並進移動させる。

【0074】

ステップ S105：粒子線照射部 103 は、粒子線を被検体の照射対象部位に向けて照射する。

【0075】

ステップ S106：PET 検出部 201 は、粒子線が照射され被検体で発生した線をシンチレータアレイで検出し、検出した線に基づく電気信号を同時計測などの信号処理を行った後、画像生成部 202 に送信する。

20

【0076】

ステップ S107：画像生成部 202 は、PET 検出部 201 より入力された電気信号を処理し PET 画像を生成して表示制御部 020 に送信する。

【0077】

ステップ S108：表示制御部 020 は、画像生成部 202 から入力された PET 画像を表示部 012 に表示させる。

【0078】

以上で説明したように、本実施形態に係る粒子線治療装置は、粒子線の照射の方向の条件を入力することで、その照射の方向の条件に対応した位置に粒子線照射部、天板、及び PET 検出部を相互に機械的な干渉を起こさないように、自動的に移動させる構成となっている。これにより、操作者による各部の移動の負荷を軽減できるとともに、被検体の照射対象部位への任意の角度からの正確で効果的な粒子線の照射を行うことが可能となる。また、PET 検出部の視野を最大限にして線の検出の精度を向上させることができる。さらに、各部材同士が接触して破壊されるといった事故も防止可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図 1】本発明に係る粒子線治療装置のブロック図

【図 2】(A) 本発明に係る粒子線治療装置の模式的な正面図、(B) 本発明に係る粒子線治療装置の模式的な側面図

【図 3】本発明に係る粒子線治療装置の模式的な上面図

40

【図 4】第 1 の実施形態に係る粒子線治療装置の粒子線照射及び PET 画像の作成のフローチャート図

【図 5】本実施形態に係る粒子線治療装置における入力された照射条件に基づく天板、粒子線照射部、及び PET 検出部の回転移動を説明するための図

【図 6】回転移動の角度を算出するため、図 5 を局所直交座標系で表した図

【図 7】第 2 の実施形態に係る粒子線治療装置の粒子線照射、及び PET 画像の作成のフローチャートの図

【符号の説明】

【0080】

010 ユーザインタフェース

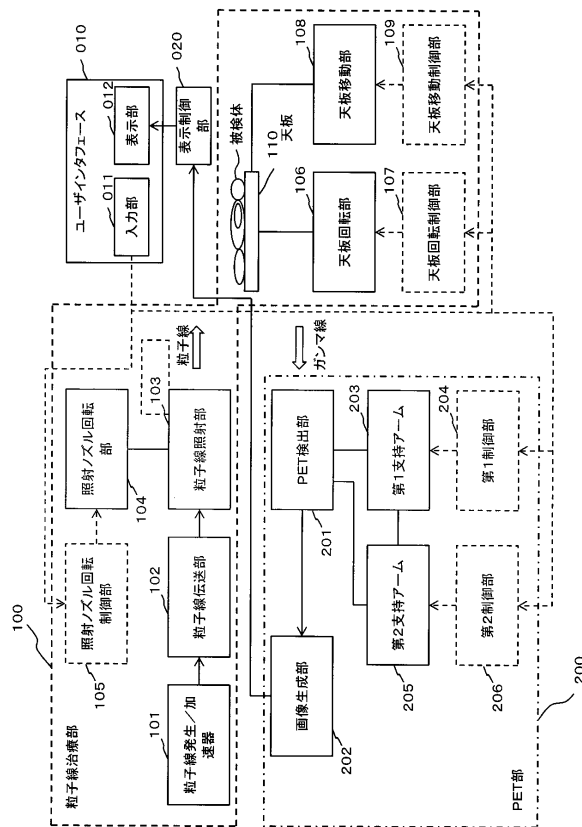
50

- 0 1 1 入力部
- 0 1 2 表示部
- 0 2 0 表示制御部
- 1 0 0 粒子線治療部
- 1 0 1 粒子線発生 / 加速器
- 1 0 2 粒子線伝送部
- 1 0 3 粒子線照射部
- 1 0 4 照射ノズル回転部
- 1 0 5 照射ノズル回転制御部
- 1 0 6 天板回転部
- 1 0 7 天板回転制御部
- 1 0 8 天板移動部
- 1 0 9 天板移動制御部
- 2 0 0 P E T 部
- 2 0 1 P E T 検出部
- 2 0 2 画像生成部
- 2 0 3 第 1 支持アーム
- 2 0 4 第 1 制御部
- 2 0 5 第 2 支持アーム
- 2 0 6 第 2 制御部

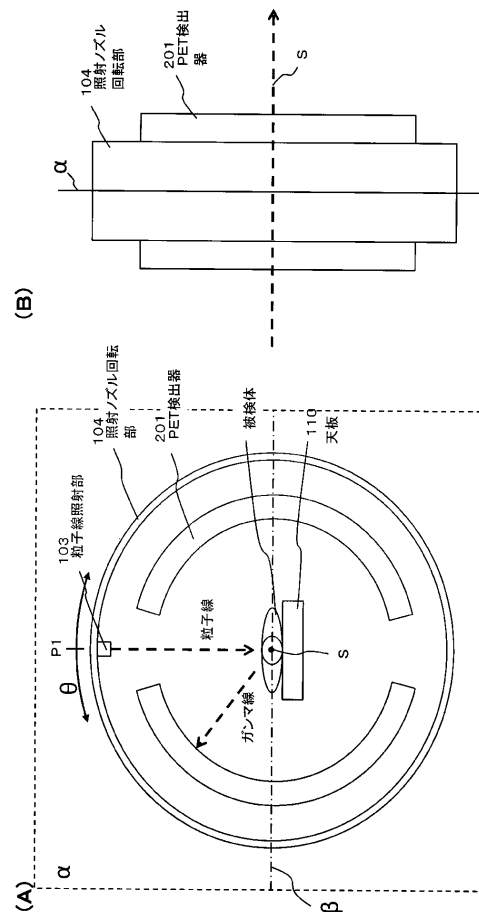
10

20

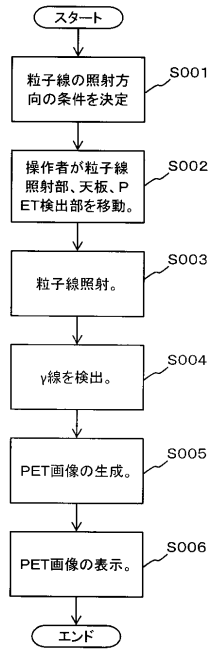
【図 1】



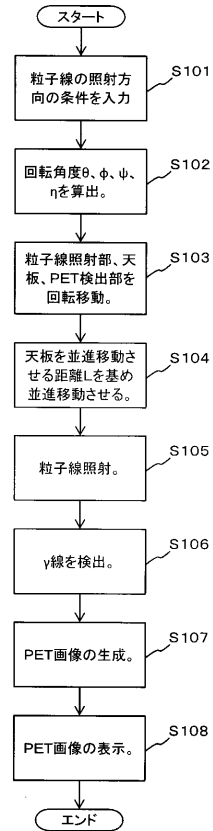
【図 2】

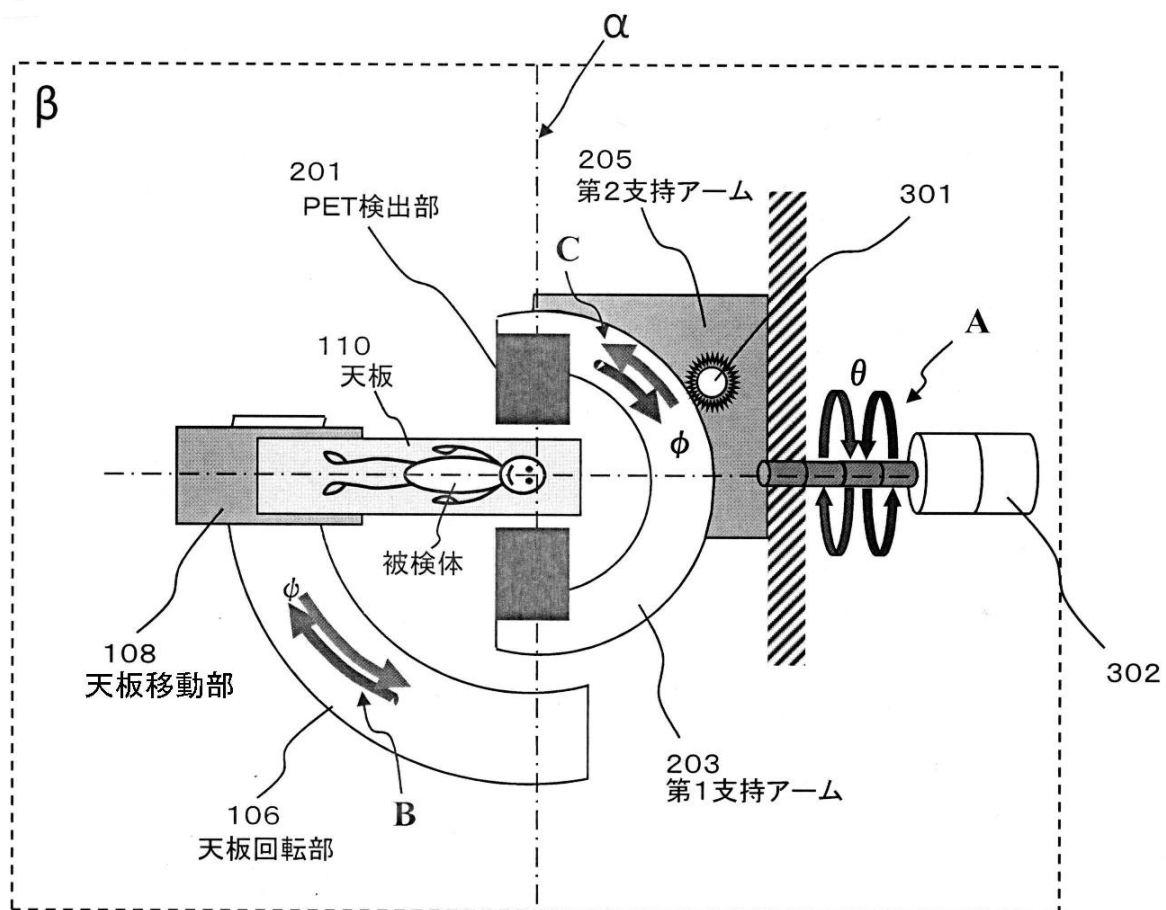


【図 4】

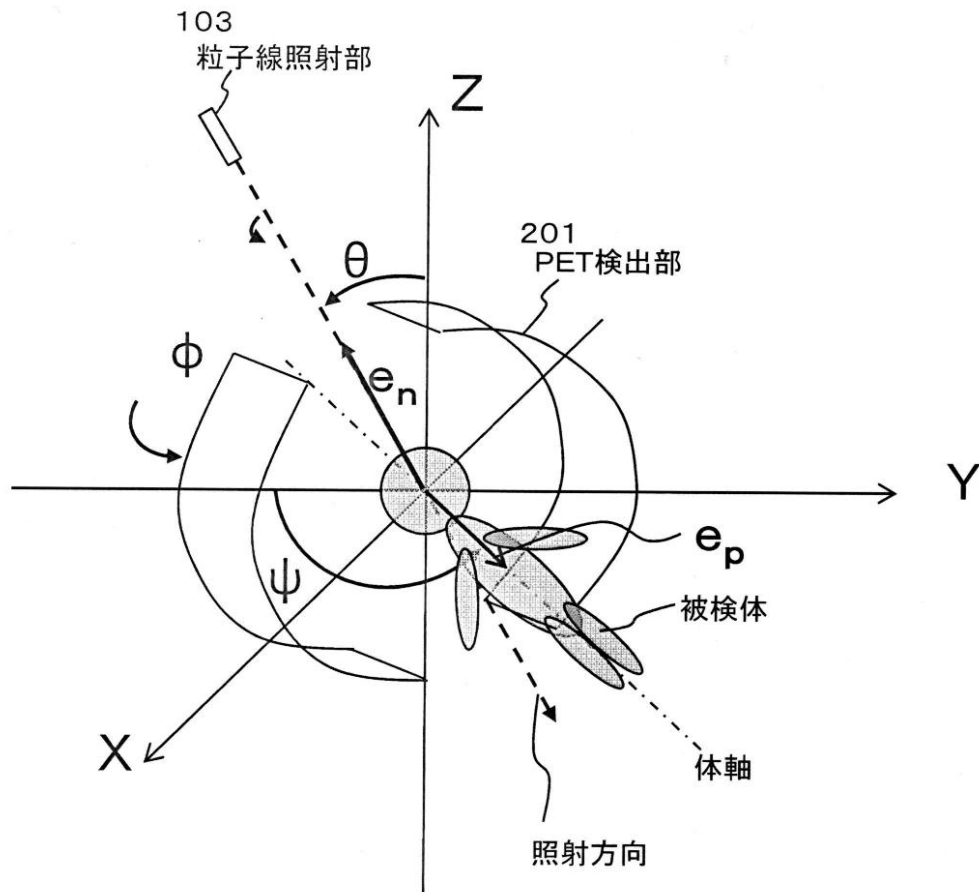


【図 7】

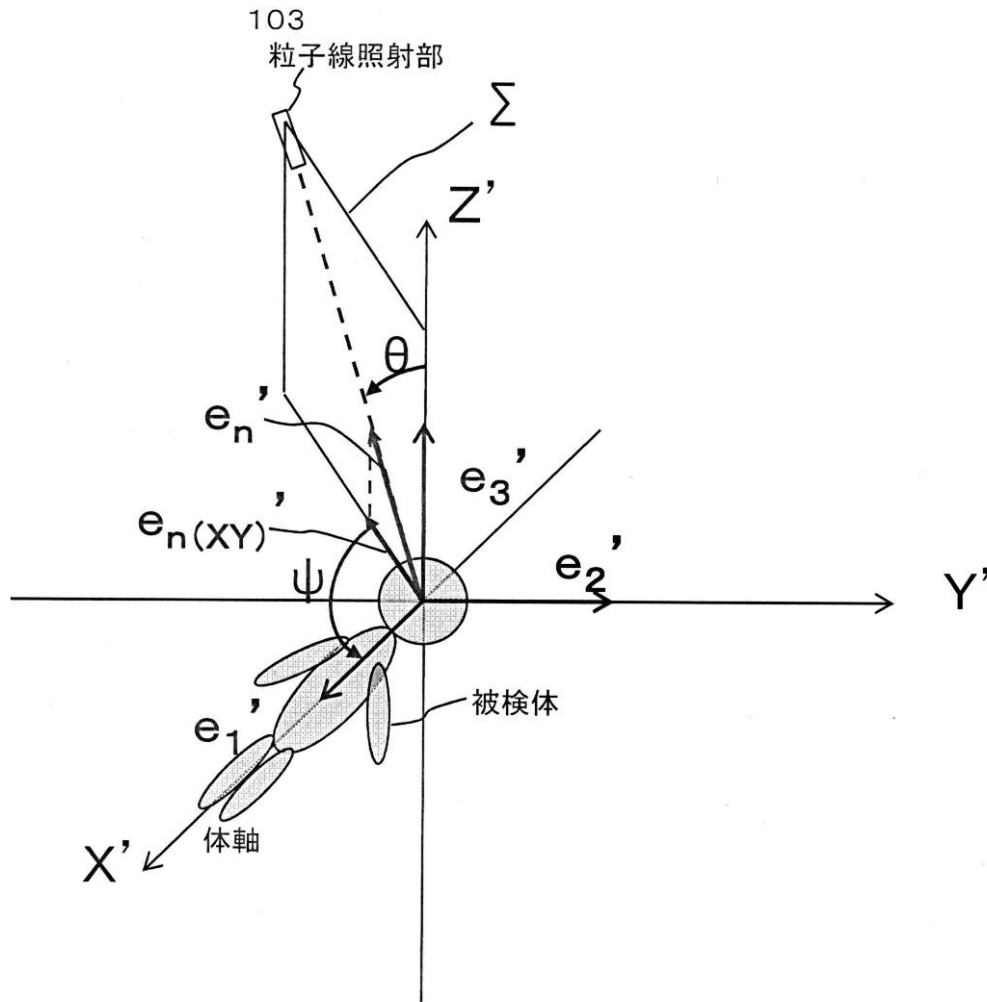




【図5】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 石川 薫

(56)参考文献 欧州特許出願公開第1860465(E P , A 2)
米国特許出願公開第2006/0113482(U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 N 5 / 1 0