

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-118

(P2016-118A)

(43) 公開日 平成28年1月7日(2016.1.7)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 N 5/10 (2006.01)** A 6 1 N 5/10 M 4 C 0 8 2  
 A 6 1 N 5/10 H

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

|           |                              |          |  |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2014-121174 (P2014-121174) | (71) 出願人 | 301032942  |
| (22) 出願日  | 平成26年6月12日 (2014. 6. 12)     | (74) 代理人 | 100135781<br>弁理士 西原 広徳                           |
|           |                              | (72) 発明者 | 稲庭 拓<br>千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号<br>独立行政法人放射線医学総合研究所内  |
|           |                              | (72) 発明者 | 古川 卓司<br>千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号<br>独立行政法人放射線医学総合研究所内 |
|           |                              | (72) 発明者 | 野田 耕司<br>千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号<br>独立行政法人放射線医学総合研究所内 |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C082 AA01 AC05 AE03 AJ07 AN05<br>AP07 AP08 AR02 |

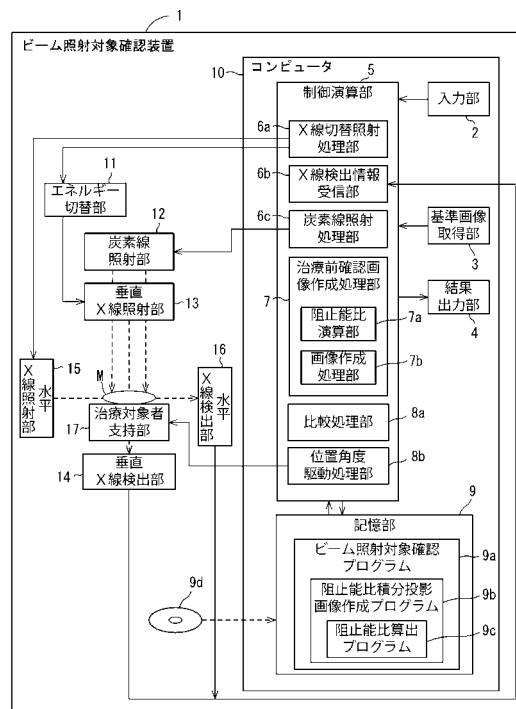
(54) 【発明の名称】 ビーム照射対象確認装置、ビーム照射対象確認プログラム、および阻止能比算出プログラム

(57) 【要約】

【課題】低被ばくかつ簡便に、治療対象者の体内状況を測定し、治療計画の変更の要否を判定し得る治療用ビーム照射対象確認装置を提供する。

【解決手段】ビーム照射対象確認装置1は、エネルギー切替部11によって少なくとも2種類のX線を垂直X線照射部13により照射するX線切替照射処理部6aと、前記垂直X線照射部13から照射されたX線を検出する垂直X線検出部14と、前記垂直X線検出部14により取得した少なくとも2種類のX線の検出情報に基づいて治療前確認画像20B, 20Cを作成する治療前確認画像作成処理部7と、治療計画段階で得られた基準画像20Aを取得する基準画像取得部3と、前記治療前確認画像20B, 20Cと前記基準画像20Aとを比較する比較処理部8aと、前記比較処理部8aにより得られた比較結果を出力する結果出力部4とを有する。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

X線を照射するX線照射部と、  
 前記X線照射部における照射X線のエネルギーを切り替えるエネルギー切替部と、  
 前記エネルギー切替部によって少なくとも2種類のX線を前記X線照射部により照射する  
 X線切替照射処理部と、  
 前記X線照射部から照射されたX線を検出するX線検出部と、  
 前記X線検出部により取得した少なくとも2種類のX線の検出情報に基づいて治療前確認  
 画像を作成する治療前確認画像作成処理部と、  
 治療計画段階で得られた基準画像を取得する基準画像取得部と、  
 前記治療前確認画像と前記基準画像とを比較する比較処理部と、  
 前記比較処理部により得られた比較結果を出力する結果出力部とを備えた  
 ビーム照射対象確認装置。

10

## 【請求項 2】

前記基準画像取得部により取得される前記基準画像は、  
 前記治療計画段階で算出された阻止能比の基準画像であり、  
 前記治療直前画像作成処理部において作成される治療前確認画像は、  
 前記X線検出部により取得した少なくとも2種類のX線の検出情報に基づいて算出された  
 阻止能比の治療前確認画像である  
 請求項 1 記載のビーム照射対象確認装置。

20

## 【請求項 3】

前記治療前確認画像作成処理部は、  
 前記検出情報に基づいて得られる線源弱係数を前記少なくとも2種類のX線について算出  
 し、  
 電子密度と実効原子番号と線源弱係数を有する方程式に前記2種類のX線の線源弱係数を  
 代入して連立方程式として解くことで電子密度と実効原子番号を求め、この電子密度と実  
 効原子番号に基づいて阻止能比を算出する構成である  
 請求項 2 記載のビーム照射対象確認装置。

## 【請求項 4】

コンピュータを、  
 エネルギー切替部によりエネルギーを切り替えて少なくとも2種類のX線をX線照射部に  
 より照射させるX線切替照射処理部と、  
 前記X線照射部から照射されたX線をX線検出部で検出した検出情報を受信するX線検出  
 情報受信部と、  
 少なくとも2種類のX線の前記検出情報に基づいて治療前確認画像を作成する治療前確認  
 画像作成処理部と、  
 治療計画段階で得られた基準画像を取得する基準画像取得部と、  
 前記治療前確認画像と前記基準画像とを比較する比較処理部と、  
 前記比較処理部により得られた比較結果を出力する結果出力部として機能させる  
 ビーム照射対象確認プログラム。

30

40

## 【請求項 5】

コンピュータを、  
 エネルギー切替部によりエネルギーを切り替えて少なくとも2種類のX線をX線照射部に  
 より照射させるX線切替照射処理部と、  
 前記X線照射部から照射されたX線をX線検出部で検出した検出情報を受信するX線検出  
 情報受信部と、  
 少なくとも2種類のX線の前記検出情報に基づいて阻止能比を演算する阻止能比演算部と  
 して機能させ、  
 前記阻止能比演算部は、前記検出情報に基づいて得られる線源弱係数を前記少なくとも2  
 種類のX線について算出し、

50

電子密度と実効原子番号と線源弱係数を有する方程式に前記２種類の X 線の線源弱係数を代入して連立方程式として解くことで電子密度と実効原子番号を求め、この電子密度と実効原子番号に基づいて阻止能比を算出する構成である

阻止能比算出プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、例えば粒子線治療前のビーム照射対象確認装置、ビーム照射対象確認プログラム、および阻止能比算出プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、陽子線治療や炭素線治療に代表される粒子線治療装置が利用されている。このような粒子線治療装置は、粒子線が停止位置（つまり飛程付近）で集中的にエネルギーを放出する特徴を活かし、粒子線の停止位置を腫瘍に合わせるように位置決めされて使用される。これにより、粒子線治療装置は、正常組織への被ばくを抑えると共に、腫瘍に集中的にダメージを与える。ここで、仮に腫瘍の位置、大きさ、または形状等に治療計画時と治療時で差異が生じると、治療計画で想定された位置と異なる位置に粒子線が停止する可能性がある。このような差異は、例えば、粒子線治療装置に対して相対的に位置決めされた治療対象者の姿勢または角度が治療計画時と治療時とで異なること等に起因する臓器の移動または変形、治療期間内での体重の増減、若しくは腫瘍の縮小、拡大、または欠落などによって生じ得る。このように治療計画と異なる位置に粒子線が停止することは、腫瘍での線量不足および重要臓器への被ばくなどの有害事象につながる。従って、日々の治療照射の前に、体内でのビーム飛程やその治療計画とのずれ量を把握できることは重要である。

【0003】

ここで、治療前に CT 撮影を行い、この CT 撮影の画像を用いて、治療対象者の腫瘍位置を確認する方法が提案されている。

【0004】

しかし、CT 撮影装置は、構造上、粒子線治療装置の治療対象者支持台に乗っている治療対象者をそのまま撮影することができない。このため、治療対象者は、CT 撮影装置から粒子線治療装置まで移動しなければならない。そうすると、CT 撮影装置による画像は、治療対象者の移動による臓器の変形や移動については考慮されない。このため、粒子線治療装置の治療位置において、治療対象者の状態は必ずしも保証されない。

【0005】

さらに、CT 撮影を毎回の治療前に行うと、一連の治療期間内における治療対象者の被ばく量は、多くなる。このように、毎回の治療前に CT 撮影を行う方法は、移動による臓器の変形等に対応できない問題と、被ばく量の増加の問題がある。

【0006】

一方、治療対象者の阻止能比をビーム軸方向に積分投影した 2 次元画像を直接的に測定する炭素線ラジオグラフィーが提案されている（非特許文献 1）。この炭素線ラジオグラフィーは、治療対象者を通過した炭素線の残飛程を検出することで 2 次元画像を測定する。

【0007】

しかし、この炭素線ラジオグラフィーを用いた方法は、治療対象者を通過するために十分なエネルギーにまで炭素線を加速する必要がある。このような加速を実現するためには、大規模な加速器施設が必要となる。従って、この炭素線ラジオグラフィーを用いた方法は、このように大規模な加速施設を持つことができない一般的な粒子線治療施設では利用できないという問題がある。

【0008】

さらに、炭素線ラジオグラフィーを用いた方法は、十分な精度の画像を得るために、非

10

20

30

40

50

現実的な時間と許容できない被ばく量が伴うという問題点もある。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】ジュリア・テルセメヤー (Julia Telsemeyer)、外2名、「フラットパネル検出器を伴う定量的炭素イオンビーム放射線療法およびトモグラフィ (Quantitative carbon ion beam radiography and tomography with a flat-panel detector)」、フィジックス・イン・メディスン・アンド・バイオロジー (Physics in Medicine and Biology)、(英国)、アイオーピー・パブリッシング (IOP publishing)、2012年12月7日、第57巻、第23号、p. 7957 - 7971

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

この発明は、上述した問題に鑑み、低被ばくかつ簡便に、治療対象者の体内状況を測定し、治療計画の変更の要否を判定し得るビーム照射対象確認装置、ビーム照射対象確認プログラム、および阻止能比算出プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

この発明は、X線を照射するX線照射部と、前記X線照射部における照射X線のエネルギーを切り替えるエネルギー切替部と、前記エネルギー切替部によって少なくとも2種類のX線を前記X線照射部により照射するX線切替照射処理部と、前記X線照射部から照射されたX線を検出するX線検出部と、前記X線検出部により取得した少なくとも2種類のX線の検出情報に基づいて治療前確認画像を作成する治療前確認画像作成処理部と、治療計画段階で得られた基準画像を取得する基準画像取得部と、前記治療前確認画像と前記基準画像とを比較する比較処理部と、前記比較処理部により得られた比較結果を出力する結果出力部とを備えたビーム照射対象確認装置、およびこれに用いるビーム照射対象確認プログラムまたは阻止能比算出プログラムであることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0012】

この発明により、低被ばくかつ簡便に、治療対象者の体内状況を測定し、治療計画の変更の要否を判定し得るビーム照射対象確認装置、ビーム照射対象確認プログラム、および阻止能比算出プログラムを提供できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】治療用ビーム照射対象確認装置の構成を示すブロック図。

【図2】治療用ビーム照射対象確認装置の動作を示すフローチャート。

【図3】治療計画画像と治療前確認画像の比較を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

40

【0014】

本発明の一実施形態を以下の図面と共に説明する。

【実施例1】

【0015】

図1は、ビーム照射対象確認装置1の構成を示すブロック図である。ビーム照射対象確認装置1は、コンピュータ10、エネルギー切替部11、炭素線照射部12、垂直X線照射部13 (X線照射部)、垂直X線検出部14 (X線検出部)、水平X線照射部15、水平X線検出部16、および治療対象者支持部17を備えている。

【0016】

コンピュータ10は、入力部2、基準画像取得部3、結果出力部4、制御演算部5を備

50

えている。制御演算部 5 は、X 線切替照射処理部 6 a、X 線検出情報受信部 6 b、炭素線照射処理部 6 c、治療前確認画像作成処理部 7、比較処理部 8 a、位置角度駆動処理部 8 b、および記憶部 9 を備えている。

【0017】

入力部 2 は、治療対象者 M から離れた位置で医師をはじめとする医療関係者による操作入力を受け付ける。入力部 2 は、例えばキーボードおよびマウス、あるいはタッチパネルなどで構成される。この入力部 2 は、エネルギー切替部 11 または / および治療対象者支持部 17 を操作する操作情報の入力を受け付ける。

【0018】

基準画像取得部 3 は、USB ポート、シリアルポート、または LAN ポート等の I/O インターフェースで構成され、事前に作成された基準画像を他のコンピュータまたは USB メモリ等の外部装置から取得する。基準画像は、治療計画の段階で撮影された CT 画像に基づいて算出された阻止能比の 2 次元画像である。ここで、阻止能比とは、粒子線に対する患者の実効的な厚さを表すものである。基準画像は、算出された阻止能比の 2 次元画像だけでなく、CT 画像そのものとしてもよい。

10

【0019】

結果出力部 4 は、制御演算部 5 で演算された結果を出力する。結果出力部 4 は、例えば CRT や液晶ディスプレイなどの表示装置で構成される。結果出力部 4 は、基準画像及び 2 次元画像及び判定結果等を表示する。

【0020】

20

制御演算部 5 は、記憶部 9 に記憶されているビーム照射対象確認プログラム 9 a、阻止能比積分投影画像作成プログラム 9 b、および阻止能比算出プログラム 9 c 等の各種プログラムに従って、各種制御動作および演算を実行する。

【0021】

X 線切替照射処理部 6 a は、エネルギー切替部 11 を制御する。この制御について、X 線切替照射処理部 6 a は、垂直 X 線照射部 13 に供給する電圧を第一エネルギー量に切り替えて、垂直 X 線照射部 13 による X 線照射が完了するまで待機し、完了すると、第二のエネルギー量に切り替える。このように、X 線切替照射処理部 6 a は、垂直 X 線照射部 13 に供給するエネルギーを様々に切り替えると共に、垂直 X 線照射部 13 が X 線照射している間のエネルギー量を一定に保つ。

30

【0022】

X 線検出情報受信部 6 b は、垂直 X 線検出部 14 および水平 X 線検出部 16 で検出された X 線の検出情報を取得する。

炭素線照射処理部 6 c は、炭素線照射部 12 を制御して所望の炭素線を治療対象者 M に対して照射する。

【0023】

治療前確認画像作成処理部 7 は、阻止能比演算部 7 a と画像作成処理部 7 b を備えている。

阻止能比演算部 7 a は、垂直 X 線検出部 14 で得られた 2 つの X 線エネルギーによる X 線画像から阻止能比を演算する処理を実行する。以下、2 つの X 線エネルギーによる X 線画像から阻止能比の 2 次元画像を演算する処理について説明する。

40

【0024】

まず、第 1 のエネルギー  $E_1$  の X 線を照射して撮影した第 1 X 線 2 次元画像と、同じ方向かつ同じ位置から第 2 のエネルギー  $E_2$  の X 線を照射して撮影した第 2 X 線 2 次元画像を取得する。ここで得られた各 X 線 2 次元画像の画素値は、X 線が線源から検出位置までの線分上で減弱する程度（線源弱係数  $\mu$ ）を表している。

【0025】

ところで、X 線の線源弱係数  $\mu$  は、主に治療対象者 M（被写体）の電子密度  $\rho_e$  と実効原子番号  $Z$  に依存する。つまり、線源弱係数  $\mu$  は、電子密度  $\rho_e$  と実効原子番号  $Z$  を変数とする式で求めることができる。

50

## 【0026】

ここで、3つの変数 $\mu$ 、 $\rho_e$ 、 $Z$ のうち、線源弱係数 $\mu$ は、X線2次元画像の画素値によってわかる。そうすると、2つのエネルギー( $E_1$ 、 $E_2$ )のX線に対して減弱の程度( $\mu_1$ 、 $\mu_2$ )がわかり、 $\mu_1$ と $\rho_e$ と $Z$ の方程式および $\mu_2$ と $\rho_e$ と $Z$ の方程式を連立方程式として解くことで、治療対象者Mのその線分上の電子密度 $\rho_e$ と実効原子番号 $Z$ を決定できる。

## 【0027】

ここで、物質の実効原子番号 $Z$ とその平均励起エネルギー $I$ の間には、数式( $I = aZ + b$ )で示されるような線形性の強い相関がある。この数式における「 $a$ 」および「 $b$ 」は、X線のエネルギー量に関係なく一意に定まる値であり、相関があることとともにY

10

ang等(\*1)によって見出されている。  
\*1 エム・ヤング(M. Yang)、他5名、「Theoretical variance analysis of single- and dual-energy computed tomography methods for calculating proton stopping power ratios of biological tissues」、フィジックス・イン・メディスン・アンド・バイオロジー(Physics in Medicine and Biology)、(英国)、アイオーピー・パブリッシング(IOP publishing)、2010年2月10日、第55巻、第5号、P. 1343 - 1362

20

## 【0028】

この関係を用いれば2つの画像から得られる実効原子番号 $Z$ から、その物質の $I$ を決定することができる。

## 【0029】

ところで、体内における粒子線の停止位置を決定する体内物質の水に対する阻止能比は、次の[数1]を用いて演算できる。

## 【0030】

## 【数1】

$$\frac{S}{S_{water}} \approx \frac{\rho_e}{\rho_{e,water}} \cdot \frac{\ln\left(\frac{2m_e c^2}{I}\right) - 0.5}{\ln\left(\frac{2m_e c^2}{I_{water}}\right) - 0.5}$$

30

$S$ は阻止能、 $\rho_e$ は電子密度、 $I$ は平均励起エネルギー、 $m_e c^2$ は電子の静止エネルギー、 $\ln$ は対数を示す。

$S_{water}$ 、 $\rho_{e,water}$ 、および $I_{water}$ は、それぞれ水に対する阻止能、電子密度、および平均励起エネルギーを示しており、定数として与えられている。

40

## 【0031】

画像作成処理部7bは、治療前確認画像(2次元画像)を作成する処理を行う。治療前確認画像(2次元画像)の各画素の値(画素値)は、阻止能比演算部7aで演算された画素毎の阻止能比( $S/S_{water}$ )である。このようにして、治療対象者Mの阻止能比をビーム軸方向に積分投影した2次元画像(阻止能比積分投影画像)が得られる。言い換えれば、治療前確認画像は、エネルギー量の異なる2種類のX線エネルギーによる第1X線2次元画像および第2X線2次元画像から、 $\rho_e$ と $I$ の画像を介して直接的に求められる。

## 【0032】

50

比較処理部 8 a は、治療前確認画像作成処理部 7 で得られた治療前確認画像と基準画像取得部 3 で得た基準画像とを比較する処理を行い、比較結果を結果出力部 4 へ出力する。出力内容は、例えば、基準画像と治療前確認画像を対比可能に並べた画面、基準画像と治療前確認画像を画素毎に濃度比較した結果を数値またはランクによって表示する画面、比較結果から適否判定した適否判定結果を表示する画面、あるいはこれらの複数の画面など、適宜の構成とされている。適否判定については、濃度差の程度および濃度差のある領域の広さ等、適宜の基準によって適否を判定するとよい。

#### 【0033】

位置角度駆動処理部 8 b は、治療対象者支持部 1 7 を駆動制御し、炭素線照射部 1 2 に対する治療対象者 M の相対位置が治療計画に対して適切な位置となるように、位置および角度を調節する。詳述すると、粒子線治療では、治療室にて、治療計画で仮定した位置に患者を“位置決め”して治療照射が行われる。この“位置決め”は、粒子線（炭素線）のビームを照射する方向の垂直 X 線照射部 1 3 とそれに直交する方向の水平 X 線照射部 1 5 から X 線撮影を行い、治療対象者支持部 1 7 上の治療対象者が、治療計画で仮定した位置に固定されているか、またはズレているかを確認しながら、治療対象者支持部 1 7 や治療対象者自体を移動させることで行われる。すなわち、この移動調整は、入力部 2 での操作入力による手動調整と、位置角度駆動処理部 8 b による自動調整が可能である。

10

#### 【0034】

記憶部 9 は、ビーム照射対象確認プログラム 9 a、阻止能比積分投影画像作成プログラム 9 b、および阻止能比算出プログラム 9 c 等の各種プログラム、および各種データを記憶している。これらのプログラムやデータは、CR-ROM また DVD-ROM 等の記録媒体 9 d からインストールあるいはコピーされて記憶部 9 に記憶される。

20

#### 【0035】

エネルギー切替部 1 1 は、X 線切替照射処理部 6 a の制御にしたがって、垂直 X 線照射部 1 3 から照射する X 線のエネルギーを第 1 のエネルギー  $E_1$  または第 2 のエネルギー  $E_2$  など、適宜のエネルギーに切り替える。第 1 のエネルギー  $E_1$  は、X 線源の管電圧を 80 kV 以上とすればよく、100 kV 以上がより好ましい。また、第 1 のエネルギー  $E_1$  と第 2 のエネルギー  $E_2$  の差（管電圧の差）は、50 kV 以上とすることができ、100 kV 以上がより好ましく、900 kV 以上がさらに好ましい。

#### 【0036】

この実施例では、第 1 のエネルギー  $E_1$  を好ましいエネルギー量である 100 kV とし、第 2 のエネルギー  $E_2$  を好ましいエネルギー量である 1 MV（エネルギーの差が好ましい 900 kV となる値）としている。これらのエネルギー量（ $E_1$ 、 $E_2$ ）は、予め決めておく、入力部 2 での入力による設定を受け付ける等、適宜設定できる。

30

#### 【0037】

炭素線照射部 1 2 は、制御演算部 5 の制御に従って、加速した炭素線を治療対象者 M へ照射する。詳述すると、炭素線照射部 1 2 には、荷電粒子発生装置、加速器、およびビーム照射部が設けられている。荷電粒子発生装置は、所望のイオン種を発生させるイオン源等で構成され、この実施例では炭素を発生させる。加速器は、荷電粒子発生装置から受け取った荷電粒子（この実施例では炭素）を加速するシンクロトロン等の装置であり、加速した荷電粒子をビーム照射部へ送る。ビーム照射部は、コリメータ等によって炭素線のビーム形状を所望の形状に調節して治療対象者 M に照射する。このように構成された炭素線照射部 1 2 は、治療計画に従って、計画された形状で計画されたエネルギー量の炭素線を治療対象者 M に照射する。この炭素線照射部 1 2 で照射される炭素線は、粒子線治療において使用される陽子線やその他粒子線としてもよい。

40

#### 【0038】

第 1 の X 線照射部である垂直 X 線照射部 1 3 は、エネルギー切替部 1 1 によって切り替えられたエネルギー量の X 線を、制御演算部 5 の制御に従って、垂直な方向から治療対象者 M に照射する。垂直 X 線照射部 1 3 によって照射される X 線の種類は、第 1 のエネルギー  $E_1$  で照射される第 1 X 線と、第 2 のエネルギー  $E_2$  で照射される第 2 X 線を含む少な

50

くとも2種類である。

【0039】

第1のX線検出部である垂直X線検出部14は、垂直X線照射部13によって照射されたX線を検出し、制御演算部5にその検出情報を伝達する。

【0040】

第2のX線照射部である水平X線照射部15は、制御演算部5の制御に従って、治療対象者支持部17に平行な方向から治療対象者MにX線を照射する。

【0041】

第2のX線検出部である水平X線検出部16は、水平X線照射部15によって照射されたX線を検出し、制御演算部5にその検出情報を伝達する。

10

【0042】

なお、垂直X線照射部13と水平X線照射部15から照射されるX線は、位置決めのために異なる方向から照射されるものであり、それぞれ直角に交わることが好ましく、この実施例のように水平である0°と垂直である90°に限らず、45°と135°にするなど適宜の角度としてもよい。

【0043】

治療対象者支持部17は、台上に乗った治療対象者Mの体を支えて位置決めする。治療対象者支持部17は、適宜の駆動部を有しており、制御演算部5の制御によって傾きや位置等を変化させる。なお、治療対象者支持部17は、治療対象者Mの臓器の位置を固定できればよく、水平の台でなくてもよい。

20

【0044】

図2は、ビーム照射対象確認装置1の制御演算部5がビーム照射対象確認プログラム9a、阻止能比積分投影画像作成プログラム9b、および阻止能比算出プログラム9cに従って実行する動作を示すフローチャートである。

制御演算部5は、ビーム照射対象確認プログラム9aを実行し、位置決め処理を行う(ステップS11)。この位置決め処理において、制御演算部5は、X線切替照射処理部6aの制御処理によって垂直X線照射部13と水平X線照射部15からX線を照射し、垂直X線検出部14と水平X線検出部16で検出されてX線検出情報受信部6bで検出情報を受信する、そして、制御演算部5は、検出情報に基づいて治療対象者支持部17の位置および角度を変化させて、炭素線照射部12と治療対象者Mの相対位置を治療計画時と一致させる。この位置決めは、垂直X線検出部14と水平X線検出部16で検出された検出情報のうち例えば治療対象者Mの骨の位置等を確認して計画通りの位置となるように実行する。この位置決めするとき、制御演算部5は、垂直X線照射部13に照射させるX線のエネルギーが第1のエネルギー $E_1$ となるようにエネルギー切替部11を制御する。これにより、位置決め用のX線画像を1色目のX線画像として使用できるようにしている。

30

【0045】

制御演算部5は、位置決め処理にて位置及び角度を変化させた後に2方向のX線による検出情報を再度取得し、炭素線照射部12と治療対象者Mの相対位置を治療計画時と一致しているか確認する(ステップS12)。制御演算部5は、一致したと判定できなければ、位置決め処理を繰り返し行う(ステップS12:No)。

40

【0046】

位置決め処理が完了すると(ステップS12:Yes)、制御演算部5は、最終位置決め画像を結果出力部4に表示する(ステップS13)。最終位置決め画像は、位置決めした状態で最後に垂直X線検出部14と水平X線検出部16で得たX線画像であり、確認用に表示されるものである。

【0047】

制御演算部5は、X線切替照射処理部6aによってエネルギー切替部11を制御し、垂直X線照射部13が照射するX線を位置決め処理に使用したX線とは異なる第2のエネルギー $E_2$ に切り替える。そして、制御演算部5は、垂直X線照射部13と垂直X線検出部14により2色目のX線画像を撮影し、X線検出情報受信部6bによって検出情報を取得

50



する（ステップ S 1 4）。

【 0 0 4 8 】

制御演算部 5 は、阻止能比算出プログラム 9 c に従って、治療前確認画像作成処理部 7 の阻止能比演算部 7 a により、2 色の X 線画像に基づいて 2 次元画像の各画素における阻止能比を求める（ステップ S 1 5）。

制御演算部 5 は、阻止能比積分投影画像作成プログラム 9 b に従って、治療前確認画像作成処理部 7 の画像作成処理部 7 b により、2 色の X 線画像に基づいて算出した阻止能比をビーム軸方向に積分撮影した 2 次元画像を作成する（ステップ S 1 6）。

すなわち、ステップ S 1 1 と S 1 4 でビームを照射する方向から 2 種類の X 線エネルギーを用いて X 線撮影を行い、各エネルギーに対応する X 線 2 次元画像を得ているため、この X 線 2 次元画像から画素毎に阻止能比を求めて阻止能比の 2 次元画像を算出する。

【 0 0 4 9 】

制御演算部 5 は、基準画像取得部 3 により、治療計画段階で得た基準画像を取得する（ステップ S 1 7）。

【 0 0 5 0 】

制御演算部 5 は、比較処理部 8 a により、ステップ S 1 7 において取得した基準画像と、ステップ S 1 5 において作成した阻止能比の 2 次元画像を比較する（ステップ S 1 8）。

【 0 0 5 1 】

制御演算部 5 は、比較処理部 8 a により、ステップ S 1 8 での比較結果に基づいて治療可否を判定する（ステップ S 1 9）。

制御演算部 5 は、ステップ S 1 8 での比較結果とステップ S 1 9 での判定結果を結果出力部 4 に出力する（ステップ S 2 0）。

【 0 0 5 2 】

制御演算部 5 は、判定結果が治療可であり、粒子線治療（炭素線治療）の実行指示を受けると、炭素線照射処理部 6 c によって炭素線照射部 1 2 を駆動制御し、炭素線照射を実行する（ステップ S 2 1）。

【 0 0 5 3 】

図 3 は、治療計画時点の画像を用いた基準画像 2 0 A と治療前の撮影に基づく治療前確認画像 2 0 B , 2 0 C の比較を示す説明図である。

【 0 0 5 4 】

図 3 ( A ) は、基準画像取得部 3 により取得し、事前に作成された基準画像 2 0 A を示す。基準画像 2 0 A は、治療計画の段階で撮影した CT 画像に基づいて算出された阻止能比の 2 次元画像である。治療計画においては、図示するように腫瘍 2 2 に対して治療標的領域 2 1 が設定されている。この治療標的領域 2 1 は、腫瘍 2 2 と同じ大きさか少し大きい程度にされている。

【 0 0 5 5 】

図 3 ( B ) は、2 つの X 線エネルギーの画像に基づいて治療前確認画像作成処理部 7 で作成された阻止能比の 2 次元画像（阻止能比積分投影画像）である治療前確認画像 2 0 B を示す。この図 3 ( B ) に示す治療前確認画像 2 0 B は、治療計画時の基準画像 2 0 A と比べて、治療標的領域 2 1 の内部および近辺での阻止能比の積分値から予測される治療標的領域 2 1 までの実効的な厚さの差が許容値以内であり、比較処理部 8 a により治療可能と判断される。この許容値は閾値であり、例えば 2 mm 程度が好ましい。

【 0 0 5 6 】

図 3 ( C ) は、図 3 ( B ) と同様に治療照射前に撮影した 2 つの X 線エネルギーの画像に基づいて作成された阻止能比の 2 次元画像（阻止能比積分投影画像）である治療前確認画像 2 0 C を示す。この治療前確認画像 2 0 C は、治療標的領域 2 1 までの X 線軌道に空気などの低密度な物質 2 3 が入り込んだ治療対象者 M の阻止能比の 2 次元画像である。

【 0 0 5 7 】

この図 3 ( C ) に示す治療前確認画像 2 0 C は、治療計画時の基準画像 2 0 A と比べて、治療標的領域 2 1 の内部および近辺での阻止能比の積分値から予測される治療標的領域

10

20

30

40

50

21までの実効的な厚さの差が許容値を超えており、比較処理部8aにより治療不可と判断される。この許容値は閾値であり、例えば2mm程度が好ましい。

【0058】

このように治療不可と判断された場合、CT撮影を再度行い、治療計画を再作成して作り直す。この治療計画の再作成は、最初の治療計画に沿って複数回の炭素線照射による治療を行うどの段階でも実施できる。従って、腫瘍の位置や大きさ等が治療計画で予測した変化と異なって治療不可となった段階で、治療計画を立て直すことができ、状況に応じて柔軟かつ適切な治療を行うことが可能となる。

【0059】

以上の構成および動作により、ビーム照射対象確認装置1は、低被ばくかつ簡便に、治療対象者の体内状況を測定し、治療計画の変更の要否を判定できる。これにより、腫瘍の位置等が治療計画と異なっていた場合に、治療計画を再作成して照射パラメータを変更する等、治療の進行に応じて柔軟かつ適切に対応することができる。また、治療照射前に体内でのビーム飛程やその治療計画からの変化を推定することができる。また、腫瘍以外の正常組織への被ばくを最小限に抑制することができる。

10

【0060】

また、ビーム照射対象確認装置1は、炭素線の照射方向から見た阻止能比を、同じ方向からX線を照射する1つの垂直X線照射部13のみを用いて算出できる。このため、ビーム照射対象確認装置1は、治療計画に沿った炭素線照射を実施することが適切か否かを治療前に精度よく確認することができる。特に、CT撮影によって治療前に確認する方法のように確認から治療までの間に治療対象者の移動を伴う必要がないため、ビーム照射対象確認装置1は、正確な位置で適否を検証できる。

20

【0061】

また、ビーム照射対象確認装置1は、被ばく量の観点で考えると、従来行われている炭素線治療と比較して、位置決め時に行われるX線照射に第2のX線照射を1回加えるだけである。このため、ビーム照射対象確認装置1は、治療前にCT撮影を行う方法と比べて格段に治療対象者の被ばく量を抑制できる。

【0062】

また、炭素線ラジオグラフィを用いて治療対象者を通過する炭素線を検出する方法と比較して、ビーム照射対象確認装置1は、巨大な加速施設を必要とせず、一般的な粒子線治療施設で利用できる。

30

【0063】

また、阻止能比積分投影画像作成プログラム9bおよび阻止能比算出プログラム9cを内包するビーム照射対象確認プログラム9aにより、位置決め等のためにX線照射部を有する既存の炭素線照射装置にインストールするだけで本発明を利用できる。従って、低コストかつ容易に本発明を既存装置に導入できる。

【0064】

また、第1のエネルギー $E_1$ を80kV以上としたことで、X線の硬質化の影響を防止することができる。

また、第1のエネルギー $E_1$ と第2のエネルギー $E_2$ の差を所定の値以上(例えば50kV以上など)としたことで、阻止能比を適切に算出することができる。

40

【0065】

また、治療計画の段階で得られる基準画像20Aと、治療照射の前に2色X線撮影で得られた治療前確認画像20B、20Cと比較することで、その照射における体内でのビーム飛程やその治療計画からの変化を推定することができる。この情報により、その治療照射の可否判定、治療計画CTの再撮影や治療計画の再設計のきっかけを得ることができる。

【0066】

また、ビーム照射対象確認装置1は、これまで蓄積されたデータが存在していなかった、日々の治療における体内でのビーム飛程の変化を蓄積することができる。これにより、

50

粒子線治療の発展のために貴重なデータを提供することが可能になる。

【0067】

なお、基準画像20Aは、治療計画CTを撮影した時に、本発明と同様の2色単純X線撮影を行って阻止能比の2次元画像を求め、この2次元画像を基準画像としてもよい。また、基準画像20Aは、CT画像に基づくものに限らず、他の方法によって算出してもよい。

【0068】

また、制御演算部5は、基準画像取得部3でCT画像そのものを得て、このCT画像からビーム軸方向に見た阻止能比の2次元画像を算出する演算処理を実行する構成としてもよい。

10

【0069】

また、炭素線照射部12は、垂直方向に限らず、水平方向に炭素線を照射する、あるいはガントリーによって任意の方向から炭素線を照射するなど、適宜の方向に炭素線を照射する構成とすることができる。この場合、エネルギー切替部11に接続されている垂直X線照射部13は、炭素線照射部12と同じ方向からX線を照射する構成とすることができる。例えば炭素線照射部12が水平方向に炭素線を照射する構成の場合、水平X線照射部15(X線照射部)にエネルギー切替部11を接続する構成としてもよい。そして、エネルギー切替部11によって水平X線照射部15から照射するX線のエネルギー量を切り替えて2色のX線画像を撮影し、阻止能比をビーム軸方向に積分撮影した2次元画像を得るとよい。このように構成した場合でも、上述した実施形態と同一の作用効果を得ることができる。

20

【産業上の利用可能性】

【0070】

この発明は、粒子線治療に用いることができ、その他、阻止能比を必要とする様々な分野に利用することができる。

【符号の説明】

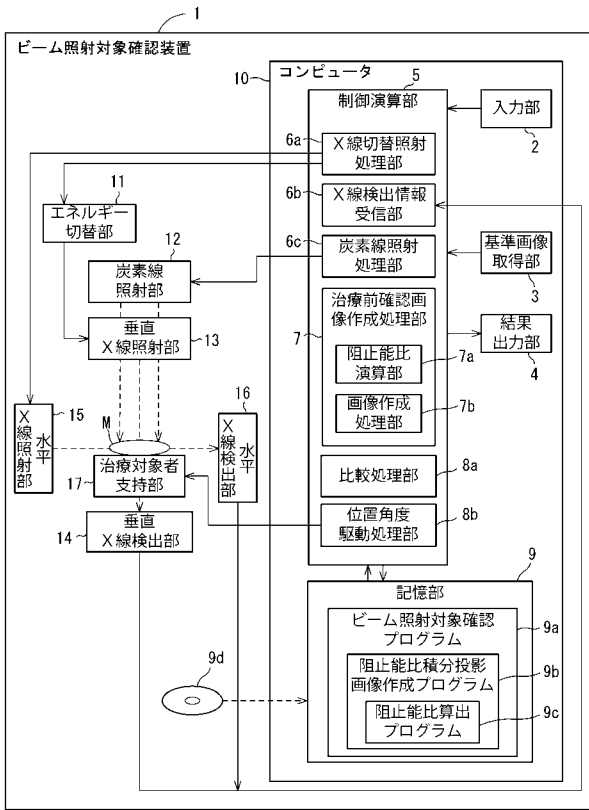
【0071】

- 1 ... ビーム照射対象確認装置
- 3 ... 基準画像取得部
- 4 ... 結果出力部
- 6 a ... X線切替照射処理部
- 6 b ... X線検出情報受信部
- 7 ... 治療前確認画像作成処理部
- 7 a ... 阻止能比演算部
- 8 a ... 比較処理部
- 9 a ... ビーム照射対象確認プログラム
- 9 c ... 阻止能比算出プログラム
- 10 ... コンピュータ
- 11 ... エネルギー切替部
- 13 ... 垂直X線照射部
- 14 ... 垂直X線検出部
- 20 A ... 基準画像
- 20 B , 20 C ... 治療前確認画像

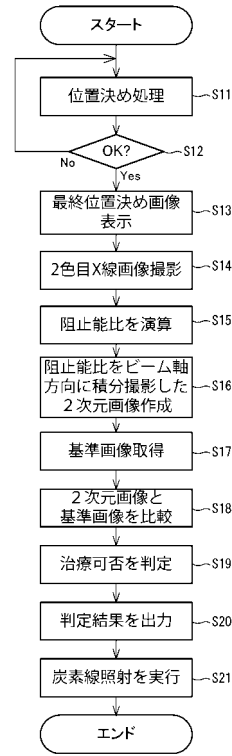
30

40

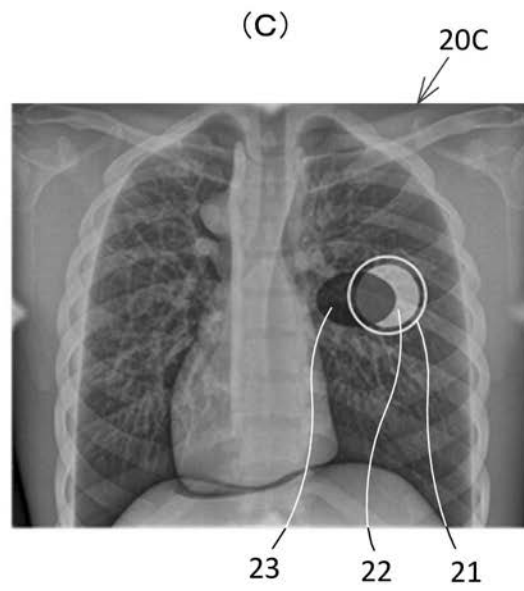
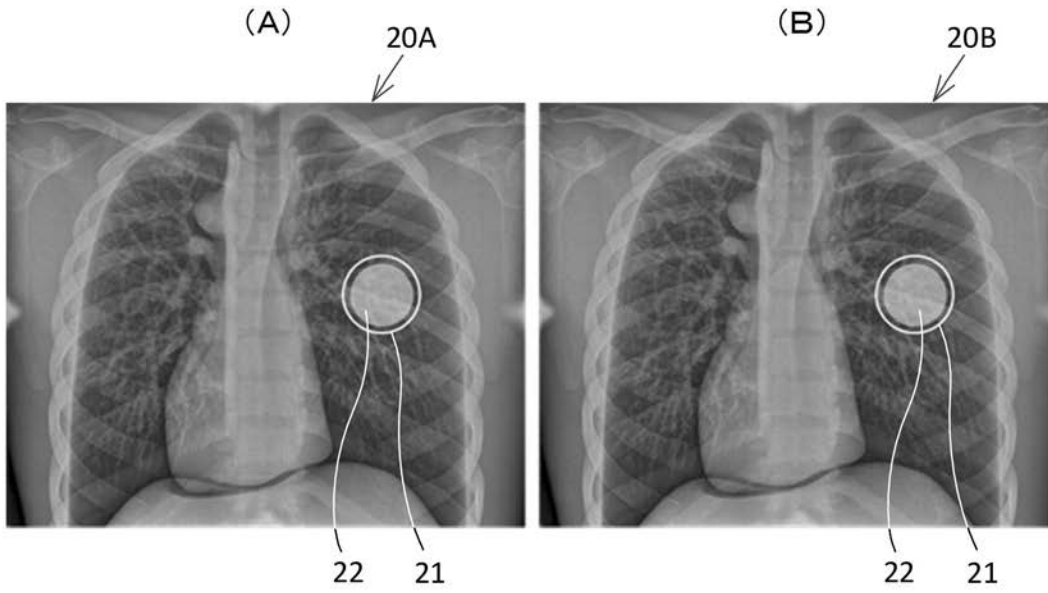
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



20A…基準画像

20B, 20C…治療前確認画像