

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6230066号
(P6230066)

(45) 発行日 平成29年11月15日(2017.11.15)

(24) 登録日 平成29年10月27日(2017.10.27)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 N 5/10 (2006.01)
 A 6 1 N 5/10 H
 A 6 1 N 5/10 M

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2014-63012(P2014-63012)
 (22) 出願日 平成26年3月26日(2014.3.26)
 (65) 公開番号 特開2015-181854(P2015-181854A)
 (43) 公開日 平成27年10月22日(2015.10.22)
 審査請求日 平成28年10月21日(2016.10.21)

(73) 特許権者 301032942
 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
 (74) 代理人 110001807
 特許業務法人磯野国際特許商標事務所
 (74) 代理人 100064414
 弁理士 磯野 道造
 (74) 代理人 100111545
 弁理士 多田 悦夫
 (72) 発明者 森 慎一郎
 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
 独立行政法人放射線医学総合研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子線照射制御装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

照射対象体の呼吸性移動を伴う動体標的に粒子線を照射するための粒子線照射制御装置であって、

前記粒子線のビームの照射中に呼吸性の移動を伴う動体標的の位置を監視するための呼吸同期装置と、

前記動体標的の移動位置の情報を予め取得し、前記移動位置の情報に基づいた判定を行うように構成され、前記動体標的が照射計画における照射領域に入ったと判定される場合にはビーム出射要求信号を出力し、前記動体標的がビーム照射可能な前記照射領域に入る直前であると判定される場合にはビーム出射直前予測信号を出力する照射制御装置と、

加速器と出射ビーム輸送ラインの出射用機器を制御し、前記ビーム出射要求信号のオン/オフに同期してビーム出射の開始または停止に切り替え、前記ビーム出射直前予測信号を受けた場合には前記出射用機器のビームの出射の準備を開始するように制御するビーム出射制御装置とを

備えることを特徴とする粒子線照射制御装置。

【請求項2】

請求項1に記載の粒子線照射制御装置において、

前記ビームの出射を準備する制御は、前記ビームを出射するのに最も時間がかかる機器から開始される

ことを特徴とする粒子線照射制御装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の粒子線照射制御装置において、
前呼吸同期装置は、
前記照射対象体の外表面に取り付けられる被検出体と、
前記被検出体の移動を、被曝の害がない検出媒体の授受で検出する検出装置とを有して
構成される

ことを特徴とする粒子線照射制御装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のうちの何れか一項に記載の粒子線照射制御装置において、
前記呼吸同期装置は、
前記ビームの照射中に移動する体内の前記動体標的の位置を監視するための X 線透視装
置であり、

前記動体標的がその前記照射領域から離れている場合には X 線照射の時間間隔を通常の
X 線照射の時間間隔より長く設定し、また、前記動体標的が前記照射領域に近づいた場合
には X 線照射の時間間隔を前記通常の X 線照射の時間間隔に設定する

ことを特徴とする粒子線照射制御装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の粒子線照射制御装置において、
前記ビームの出射を準備する制御として行われる前記出射用機器の開閉またはオン/オフ
は、前記動体標的が移動する位置の時間変化率を用いて、前記ビームの照射に合うよう
に制御される

ことを特徴とする粒子線照射制御装置。

20

【請求項 6】

呼吸性移動を伴う動体標的に粒子線を照射し、呼吸同期装置と照射制御装置とビーム出
射制御装置とを備える粒子線照射制御装置の制御方法であって、

前記呼吸同期装置は、前記粒子線のビームの照射中に呼吸性の移動を伴う動体標的の位
置を監視し、

前記照射制御装置は、前記動体標的の移動位置の情報を前記呼吸同期装置により予め取
得し、前記移動位置の情報に基づいた判定を行うように構成され、前記動体標的が照射計
画における照射領域に入ったと判定される場合にはビーム出射要求信号を出力し、前記動
体標的がビーム照射可能な前記照射領域に入る直前であると判定される場合にはビーム出
射直前予測信号を出力し、

前記ビーム出射制御装置は、加速器と出射ビーム輸送ラインの出射用機器を制御し、前
記ビーム出射要求信号のオン/オフに同期してビーム出射の開始または停止を切り替え、
前記ビーム出射直前予測信号を受けた場合には前記出射用機器のビームの出射の準備を開
始するように制御する

ことを特徴とする粒子線照射制御装置の制御方法。

30

【請求項 7】

請求項 6 に記載の粒子線照射制御装置の制御方法において、
前記ビームの出射を準備する制御は、前記ビームを出射するのに最も時間がかかる機器
から開始される

ことを特徴とする粒子線照射制御装置の制御方法。

40

【請求項 8】

請求項 6 または請求項 7 に記載の粒子線照射制御装置の制御方法において、
前記呼吸同期装置は、
前記ビームの照射中に移動する体内の前記動体標的の位置を監視するための X 線透視装
置であり、

前記動体標的がその前記照射領域から離れている場合には X 線照射の時間間隔を通常の
X 線照射の時間間隔より長く設定し、また、前記動体標的が前記照射領域に近づいた場合
には X 線照射の時間間隔を前記通常の X 線照射の時間間隔に設定する

50

ことを特徴とする粒子線照射制御装置の制御方法。

【請求項 9】

請求項 6 から請求項 8 の何れか一項に記載の粒子線照射制御装置の制御方法において、前記照射制御装置は、

前記ビームの出射を準備する制御として行われる前記出射用機器の開閉またはオン/オフを、前記動体標的が移動する位置の時間変化率を用いて、前記ビームの照射に合うように制御する

ことを特徴とする粒子線照射制御装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、動体標的をリアルタイムに監視し、選択的に動体標的に線量を与える粒子線照射制御装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

加速器で高エネルギーまで加速した荷電粒子ビームを用いる粒子線照射では、粒子線のブラッグピークを用いることで、体表面付近の正常組織への線量を極力抑えながら、体内深くにある腫瘍に大きな線量を与えることが可能である。

【0003】

照射の標的が呼吸性移動を伴うような腫瘍の場合、照射中も標的が移動を行うため、標的周辺の正常組織にも余計な線量を与えてしまう可能性がある。そこで、昨今、標的周辺の正常組織への線量付与を抑えつつ標的腫瘍に線量を集中させるため、呼吸同期装置を用いて呼吸で動く標的の位置を監視しながら、標的が治療計画における位置とおおよそ一致する範囲に入ったときにのみ照射する方法が開発されている。

20

【0004】

一方、加速器からのビーム出射制御においては、照射システムからのビーム出射要求信号に同期してビーム出射の開始・停止を切り替える必要がある。長時間のビーム出射停止間には、ビームラインにあるビームシャッターを閉じたり、ビーム出射に関係する電磁石等の電源の出力電流・電圧をオフまたは変更したりする場合がある。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特表 2004 - 533889 号公報

【特許文献 2】特開 2011 - 34823 号公報

【特許文献 3】特開 2009 - 45170 号公報

【特許文献 4】特開 2010 - 154874 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、ビーム出射停止状態からビーム出射を開始するためには、ある長さの出射準備時間がかかる。

40

ビームシャッターを出射停止間に閉じている場合は、一番時間がかかるシャッターを開くための駆動時間が出射準備時間となる。従来の動体標的照射では、ビーム出射開始のタイミングが予測できないため、ビーム出射要求信号から実際の出射開始までに準備時間分の遅れが生じており、結果として、必要な線量を照射するために 1 照射あたりの照射時間が長くなってしまいう課題があった。

【0007】

図 14 は、従来の被照射対象者の呼吸波形、照射ゲート信号、ビームシャッターの開閉、ビーム照射中か否かの時間経過に対する関係を示す図である。図 14 では、横軸に、時間経過を示し、縦軸に、被照射対象者の呼吸波形、照射ゲート信号、ビームシャッターの

50

開閉、ビーム出射(照射)中か否かを示す。

【0008】

呼吸波形の*i*線より下方の時間帯を照射する時間とする。照射する時間は照射ゲート信号が「ON」時に相当する。ビームシャッターは「開」時にビーム照射が行われる。これがビーム照射中のON時である。

【0009】

図14により、時刻*t*₁₁に照射ゲート信号が「ON」となるが、ビームシャッターが「開」となり、照射開始が時刻*t*₁₂となり、照射開始(ビーム照射中「ON」)までに(*t*₁₂ - *t*₁₁)の時間遅れが生じる。

【0010】

つまり、従来方法では、照射ゲート信号が「ON」してから、ビームの粒子を加速する加速器・ビーム輸送系の出射準備(シャッター開動作など)が開始されるため、また、その出射準備が完了するまで出射は開始されないため、照射ゲート信号に対してビームを出すまでに時間遅れ((*t*₁₂ - *t*₁₁)の時間遅れ)が生じてしまう。

【0011】

呼吸波形の4秒周期程度に対し、呼吸に同期する照射ゲート信号の幅は「~1秒程度」であるので、出射準備にかかる時間が数百ミリ秒であったとしても、治療時間の遅延に影響してしまう。すなわち、呼吸1波形の照射時間「~1秒程度」のうち出射準備の時間の「数百ミリ秒」が抜け落ちるので、呼吸1波形当たり「数百ミリ秒」の余分な時間線量を照射する時間が必要となる。そのため、計画した線量を照射する時間が延長されることとなっている。

【0012】

例えば、照射ゲート信号幅1秒のうち400ミリ秒出射準備にかかるとする。この場合、600ミリ秒の時間しか照射が行えない。照射時間10分の線量の照射が必要な場合、照射ゲート信号幅1秒当たり600ミリ秒の時間しか照射が行えないことが繰り返されるので、実照射時間10分の線量を照射するのに、17分近くかかることになる。

【0013】

そのため、被照射対象者は、照射用のベッドに必要な線量を照射する時間分の拘束を受けることになり、例えば、照射時間10分で済むところ17分の拘束を受けることとなり負担となる。また、照射する時間が延長されることにより、1日当たりの照射できる照射対象者の数が制限されることとなる。

【0014】

なお、本願に係わる公知文献として、特許文献1~4がある。

特許文献1は、X線による放射線治療を対象としたものと推測され、ゲート信号発生装置で生じる回路的遅延(リレースイッチの動作時間による遅れなど)のみを考えているが、粒子線照射の場合はそれでは不十分で、照射ビームのオン、オフにかかわる遅延の方がはるかに長く、問題となる照射ビームの遅れに関して、具体的な解決方法を提示していない。

【0015】

特許文献2、3は、ミリ秒オーダーの非常に短時間なビーム遮断に関する技術であり、本願発明での呼吸同期照射のような秒のオーダーでの長時間遮断と照射再開に関する技術とは背景として考慮すべき事象が大きく異なる。

【0016】

特許文献4は、その目的は内部呼吸観測時の患者被曝を低減するためのものであり、そのための外部呼吸観測システムを併用した内部呼吸観測システムである。そのため、外部呼吸観測システムと内部呼吸観測システムとを兼用する必要があり、構成が複雑となりコスト増を招来する。

【0017】

本発明は上記実状に鑑み、粒子線を照射するのに必要な時間を短縮することが可能な粒子線照射制御装置および粒子線照射制御方法の提供を目的とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】**【0018】**

上記目的を達成するべく、第1の本発明に関わる粒子線照射制御装置は、照射対象体の呼吸性移動を伴う動体標的に粒子線を照射するための粒子線照射制御装置であって、前記粒子線のビームの照射中に呼吸性の移動を伴う動体標的の位置を監視するための呼吸同期装置と、前記動体標的の移動位置の情報を予め取得し、前記移動位置の情報に基づいた判定を行うように構成され、前記動体標的が照射計画における照射領域に入ったと判定される場合にはビーム出射要求信号を出力し、前記動体標的がビーム照射可能な前記照射領域に入る直前であると判定される場合にはビーム出射直前予測信号を出力する照射制御装置と、加速器と出射ビーム輸送ラインの出射用機器を制御し、前記ビーム出射要求信号のオン/オフに同期してビーム出射の開始または停止に切り替え、前記ビーム出射直前予測信号を受けた場合には前記出射用機器のビームの出射の準備を開始するように制御するビーム出射制御装置とを備えている。

10

【0019】

第2の本発明に関わる粒子線照射制御装置の制御方法は、第1の本発明の粒子線照射制御装置を制御する方法である。

【発明の効果】**【0020】**

本発明によれば、粒子線を照射するのに必要な時間を短縮することが可能な粒子線照射制御装置および粒子線照射制御方法を実現できる。

20

具体的には、動体標的へのビームの計画線量の照射のために必要な拘束時間内に従来存在していたタイムロスが少なくなることによって、照射を施せる人数が増えるという顕著な効果を奏する。

【図面の簡単な説明】**【0021】**

【図1】実施形態の粒子線照射装置を用いて照射対象の腫瘍に粒子線を照射している状態を示す概念的上面図。

【図2】(a)はLED発光体付きのカメラを示す斜視図、(b)はLED発光タイプの体表面マーカを示す斜視図。

【図3】粒子線照射装置Tの近くに設置されたX線透視式呼吸同期装置である2組のX線透視装置がある照射室を示す斜視図。

30

【図4】体表面マーカ式呼吸同期装置で取得した呼吸波形を示す波形図。

【図5】X線透視式呼吸同期装置で取得した標的腫瘍のX線写真情報を示す図。

【図6】制御装置Sの制御ブロック図。

【図7】粒子線照射装置の制御のタイムチャート。

【図8】粒子線照射装置Tの制御を示すフローチャート。

【図9】実施形態の効果を表す粒子線照射装置Tの制御のタイムチャート。

【図10】変形例1の粒子線照射装置の制御を示すフローチャート。

【図11】変形例1の時間経過に対する動的標的の位置の変化(呼吸波形)を示す図。

【図12】変形例2の粒子線照射装置を用いて照射対象の腫瘍に粒子線を照射している状態を示す概念的上面図。

40

【図13】変形例2の粒子線照射装置の制御のタイムチャート。

【図14】従来の被照射対象者の呼吸波形、照射ゲート信号、ビームシャッターの開閉、ビーム照射中か否かの時間経過に対する関係を示す図。

【発明を実施するための形態】**【0022】**

以下、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。

図1は、実施形態の粒子線照射装置を用いて照射対象の腫瘍に粒子線を照射している状態を示す概念的上面図である。

【0023】

50

本発明の実施形態の制御装置(粒子線照射制御装置) S が適用される粒子線照射装置 T は、典型的な粒子線照射装置である。粒子線照射装置 T は、電子を除去した陽子、炭素、シリコン、アルゴンなどの荷電粒子を高速に加速して陽子線、重粒子線の粒子線として、スキニング照射などで照射対象の動的標的(患者の腫瘍)に所定線量照射する装置である。

【 0 0 2 4 】

粒子線照射装置 T は、入射ビーム輸送ライン 2 A と、シンクロトロン 1 と、出射ビーム輸送ライン 2 B とを具備している。

入射ビーム輸送ライン 2 A は、炭素などの原子から電子を除きイオン(荷電粒子)をシンクロトロン 1 に供給する。

【 0 0 2 5 】

シンクロトロン 1 は、イオン(荷電粒子)を粒子線(陽子線、重粒子線)のビームとして周回させ、高エネルギーまで加速する。

出射ビーム輸送ライン 2 B は、シンクロトロン 1 から取り出した粒子線のビーム b を照射対象に向けて輸送する。

【 0 0 2 6 】

なお、実際の粒子線照射装置 T には、図 1 に示す機器に加え、シンクロトロン 1 の線量を測定するビームプロファイルモニタ、出射ビーム輸送ライン 2 B の粒子線のビーム b の線量を測定するビームプロファイルモニタなどがあるが、図 1 では割愛している。

【 0 0 2 7 】

粒子線照射装置 T の制御は、制御装置 S (図 6 参照、詳細は後記)によって統括的に遂行される。制御装置 S は、コンピュータ、各種回路、つまりインターフェース回路、アクチュエータ回路、電源回路などで構成される。

【 0 0 2 8 】

< 入射ビーム輸送ライン 2 A >

入射ビーム輸送ライン 2 A は、イオン源 2 a と線形加速器 2 b と入射セプタム電磁石 2 c とを有している。

イオン源 2 a では、炭素、シリコン、アルゴンなどの原子から電子の一部を除去し、荷電粒子を創成する。

線形加速器 2 b では、イオン源 2 a で電子の一部が取り除かれた荷電粒子を加速し、炭素の薄膜を通して残りの電子を全部除去する。

【 0 0 2 9 】

入射セプタム電磁石 2 c は、入射ビーム輸送ライン 2 A の上流を通過した入射ビーム(荷電粒子)をシンクロトロン 1 の周回軌道の向きに磁場による力によって偏向する。この際、入射セプタム電磁石 2 c は、入射ビームとシンクロトロン 1 の周回軌道を周回する蓄積ビームとの間をセプタム板や磁気シールドなどで区切り、シンクロトロン 1 を周回する蓄積ビームに影響を及ぼさないようにしている。

【 0 0 3 0 】

< シンクロトロン 1 >

シンクロトロン 1 は、環状に構成され、粒子線のビームに付与する加速高周波電場の周期を粒子回転周期に同期させることにより、陽子や重粒子などの荷電粒子を高エネルギーまで加速する。そのため、シンクロトロン 1 は「加速器」に相当する。

【 0 0 3 1 】

シンクロトロン 1 は、主要構成機器として、静電インフレクタ 3 a と高周波加速空洞 4 と偏向電磁石 5 と四極電磁石 6 とキッカー電極 7 と、静電デフレクタ 3 b とを備えている。

静電インフレクタ 3 a は、入射ビーム輸送ライン 2 A から送られるビーム(荷電粒子)を、電場によってシンクロトロン 1 の周回軌道に偏向させる。

高周波加速空洞 4 は、シンクロトロン 1 内の荷電粒子を加速または減速するための高周波電場を発生させる。

【 0 0 3 2 】

10

20

30

40

50

具体的には、高周波加速空洞 4 は、制御装置 S により、シンクロトロン 1 内に高周波電力を投入することにより、荷電粒子が加速ギャップ(図示せず)に差し掛かった際に、丁度加速または減速されるように高周波加速空洞 4 内に発生させる高周波電圧の位相と荷電粒子の位置とを同期させて、荷電粒子にエネルギーを供給する。これにより、荷電粒子にエネルギーが供給され、荷電粒子の加速または減速が行われる。

【 0 0 3 3 】

偏向電磁石 5 は、シンクロトロン 1 内を進む粒子線のビームを周回軌道に保つための磁場を付与する。

四極電磁石 6 は、磁界の強弱により、シンクロトロン 1 の周回軌道上における粒子線のビームの広がりを収束させたり、当該ビームの狭まりを発散させる。

10

【 0 0 3 4 】

キッカー電極 7 は、水平方向(図 1 の紙面方向)にベータトロン振動に共鳴する周波数変調および振幅変調された高周波電場を印加することで、シンクロトロン 1 を周回する粒子線のビームの幅を広げる。

静電デフレクタ 3 b は、キッカー電極 7 により広げられた粒子線を、出射ビーム輸送ライン 2 B に入るように、電場により移動させる。

【 0 0 3 5 】

その他、図示しないが、シンクロトロン 1 には、ビームのベータトロン振動の三次共鳴を励起し、位相空間上で安定周回領域と共鳴領域を分割・形成するセパラトリクス生成用六極電磁石や、クロマティシティ補正用六極電磁石が設けられる。

20

【 0 0 3 6 】

<シンクロトロン 1 からの粒子線の取り出し>

図 1 に示すシンクロトロン 1 内の周回軌道を周回している多数の粒子(荷電粒子)は、水平方向(図 1 の紙面方向)または鉛直方向(図 1 の紙面に垂直方向)に振動しながら周回している。この振動をベータトロン振動といい、ベータトロン振動は、四極電磁石 6 などにより制御している。

【 0 0 3 7 】

シンクロトロン 1 内の周回軌道を周回する粒子(荷電粒子)は、高周波加速空洞 4 によって加速され最大エネルギーに達する。その後、粒子線のビームにキッカー電極 7 を用いて高周波電場を印加することによりベータトロン振幅を増大させる。そして、振幅の増大した粒子(荷電粒子)の一部は、静電デフレクタ 3 b の電場により出射ビーム輸送ライン 2 B への軌道に導かれる。

30

【 0 0 3 8 】

詳細には、シンクロトロン 1 内の粒子線のビームをシンクロトロン 1 外の出射ビーム輸送ライン 2 B に向けて取り出すため、シンクロトロン 1 の管の中心付近に分布する粒子線のビームに、その周回軌道に対し水平方向にキッカー電極 7 で挟んで高周波電場を印加する。これにより、粒子線のビームサイズを水平方向(図 1 の紙面方向)に広げる。この粒子の出射は、シンクロトロン 1 内の周回軌道を進む粒子(荷電粒子)のベータトロン振動の共鳴を利用して行われる。

【 0 0 3 9 】

40

すなわち、キッカー電極 7 は、シンクロトロン 1 の周回軌道を進むビームに対して、周回軌道に水平方向(図 1 の紙面方向)に、ベータトロン振動に共鳴する周波数変調および振幅変調された高周波電場を印加し、周回軌道を進む粒子線のビームの幅を広げる。これにより、粒子線のビームの一部を静電デフレクタ 3 b の電極間に入れる。

なお、高周波電場がオフのときには、この粒子のビームサイズの増加が止まるために、粒子線が静電デフレクタ 3 b から取り出されなくなるので、出射ビーム輸送ライン 2 B への照射を止めることが可能となる。

そして、静電デフレクタ 3 b の電極間に入れられた粒子(荷電粒子)の一部は、静電デフレクタ 3 b の電場により出射ビーム輸送ライン 2 B への軌道に導かれる。

【 0 0 4 0 】

50

出射ビーム輸送ライン 2 B には、出射セプトラム電磁石 2 d と、ビームシャッター 2 s と、ビーム照射ポート 2 B 1 とが備わっている。

出射セプトラム電磁石 2 d は、出射輸送ライン 2 B に入った粒子線のビーム(荷電粒子)を磁界による力(ローレンツ力)によって出射ビーム輸送ライン 2 B に沿った方向に偏向する。

出射セプトラム電磁石 2 d 下流のビームシャッター 2 s は、出射ビーム輸送ライン 2 B を進むビームをアルミニウム、鉛などのシャッターで遮断する。なお、シャッターは圧縮空気の空気圧などで開閉(稼動)される。ビームシャッター 2 s の駆動源は油圧、モータなどでもよく、限定されない。

【 0 0 4 1 】

ビームシャッター 2 s の下流には、ビーム照射ポート 2 B 1 が設置され、ビーム照射ポート 2 B 1 により、照射室において照射対象(治療台上の患者の腫瘍)に、取り出した粒子線(陽子線や重粒子線)のビーム b を照射する。

【 0 0 4 2 】

ところで、上述の粒子線照射装置 T がビーム b を照射する照射対象(照射台上の照射対象体(患者)の動体標的(腫瘍))は、呼吸によって移動する肺や肝臓などにある。

そのため、照射対象の位置は、呼吸同期装置 K 1、K 2 によって測定される。つまり、照射対象である体幹部の動体標的の位置(腫瘍位置)は呼吸同期装置 K 1、K 2 により明らかにされる。

【 0 0 4 3 】

<呼吸同期装置>

呼吸同期装置は、体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 または X 線透視式呼吸同期装置 K 2 が使用される。

【 0 0 4 4 】

<体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 >

体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 は、照射対象者の体表面に、下記の LED 発光体 K 1 b または LED 光反射体(被検出体)を貼り付け(設置し)、LED 発光体 K 1 b や LED 光反射体の位置をカメラでモニタ(監視)する。

【 0 0 4 5 】

図 2 は、体表面マーカ式呼吸同期装置の例を示す図であり、図 2 (a) は、LED 発光体付きのカメラを示す斜視図であり、図 2 (b) は、LED 発光タイプの体表面マーカを示す斜視図である。

図 2 (a) に示す LED 発光体付きのカメラ K 1 a は、照射対象者の体表面に貼り付けた(設置した) LED 光反射タイプの体表面マーカ(図示せず)と組み合わせて使用する。

図 2 (b) に示す LED 発光体 K 1 b は、LED 発光タイプの体表面マーカであり、LED 発光体 K 1 b を用いる場合は、カメラ側は LED 発光体付きではないものを使用する。

【 0 0 4 6 】

体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 により、照射対象者の呼吸による体表面マーカ、LED 発光体 K 1 b などを貼り付けた体表面 C s の移動を測定することができ、体表面の呼吸性移動の検出信号を出力できる。

【 0 0 4 7 】

< X 線透視式呼吸同期装置 K 2 >

図 3 は、粒子線照射装置 T の近くに設置された X 線透視式呼吸同期装置である 2 組の X 線透視装置がある照射室を示す斜視図である。

X 線透視式呼吸同期装置 K 2 は、2 組の X 線透視装置 K 2 a、K 2 b によって、呼吸によって移動する動体標的(照射対象)の位置を算出し、ビーム b の照射可能な許容領域に入る直前(後記の照射予測領域)であることを予測する。

【 0 0 4 8 】

X 線透視装置 K 2 a は、X 線を出す X 線管(X-ray tube) a 1 と、X 線管 a 1 からの X 線を検出する動的平面検出器(Dinamic Flat Panel Detector) a 2 とを備える。

10

20

30

40

50

X線透視装置K 2 bは、X線を出すX線管(X-ray tube) b 1と、X線管 b 1からのX線を検出する動的平面検出器(Dinamic Flat Panel Detector) b 2とを備える。

【0049】

図3に示す照射室Rには、粒子線照射装置Tのビーム照射ポート2 B 1であって水平方向にビームbを照射する水平ビーム照射ポートB 1 aと、ビーム照射ポート2 B 1であって鉛直方向にビームbを照射する鉛直ビーム照射ポートB 1 bとが配置されている。

照射室Rの天井近くに設置された鉛直ビーム照射ポートB 1 bの両脇には、動的平面検出器a 2と動的平面検出器b 2とが設置されている。

照射室Rの床R 1には、動的平面検出器a 2に向けて(図3の矢印 1) X線を出すX線管a 1と、動的平面検出器b 2に向けて(図3の矢印 1) X線を出すX線管b 1とが、設置されている。

10

【0050】

上記構成により、X線透視式呼吸同期装置K 2では、照射対象者の動体標的(照射対象)を、X線管a 1と動的平面検出器a 2との間かつX線管b 1と動的平面検出器b 2との間に配置する。そして、X線管a 1とX線管b 1とからそれぞれX線を出し、該X線を、動体標的(照射対象)を透過させて動的平面検出器a 2、b 2とでそれぞれ検出することにより、動体標的(照射対象)の位置を3次元的に検出して検出信号を出力することができる。

【0051】

上述の呼吸同期装置である体表面マーカ式呼吸同期装置K 1およびX線透視式呼吸同期装置K 2によって、照射対象者の呼吸によって移動する動体標的(照射対象)の位置を検出して、各照射対象者の呼吸移動特性を取得することが可能である。

20

ここで、X線透視式呼吸同期装置K 2は、後記する予測制御の応用によって、特許文献4と異なり、内部呼吸観測システム単体の使用においても、照射対象者の被曝の低減を可能にできる。

【0052】

具体的には、内部呼吸観測のためにX線を照射する時間間隔を照射領域と動的標的の位置との距離によって変える。つまり、動的標的の位置が照射領域から遠く離れている場合にはX線の照射間隔を通常よりも長くし、動的標的の位置が照射領域に近づいたときにX線の照射間隔を通常の周期に戻すことで、照射対象者の被曝を抑えることができる。

【0053】

30

<照射予測領域>

図4は、体表面マーカ式呼吸同期装置K 1で取得した呼吸波形を示す波形図である。図4の横軸は時間tを示し、縦軸は(呼吸による)移動量を示す。

呼吸波形kは、時間tの経過に従って、振幅を繰り返す。照射領域閾値k 1(図4中の太破線)から下の領域が、照射計画で定めた照射対象に、粒子線照射装置Tによるビームbを照射する領域の照射領域C 1である。

【0054】

照射対象者の呼吸波形kを取得することにより、予め粒子線照射装置Tによるビームbの照射直前(詳細は後記)である照射予測領域閾値k 2(図4中の細破線)で示す照射予測領域C 2(照射予測領域閾値k 2と照射領域閾値k 1との間の領域)を予測することができる。

40

【0055】

図5は、X線透視式呼吸同期装置で取得した標的腫瘍のX線写真情報を示す図である。

図5に示すX線写真情報Jの複数枚のX線写真に照射対象である標的腫瘍Cが映されている。

標的腫瘍C中のC 1(図5中太実線で示す)が照射領域であり、C 2(図5中破線で示す)が、照射領域C 1に近いことを示す照射予測領域である。なお、図5では、照射領域C 1の中心C 1 0にビームbが照射された場合を示している。

標的腫瘍Cの照射領域C 1の全体にビームbが照射されることになる。

【0056】

50

< 制御装置 S >

図 6 は、制御装置 S の制御ブロック図である。なお、本実施形態では、呼吸同期装置として X 線透視式呼吸同期装置 K 2 を用いる場合を説明する。

制御装置 S は、粒子線照射装置 T (図 1 参照) を直接制御するビーム出射制御システム T s と、呼吸性移動に伴う制御を行う呼吸移動粒子線照射制御装置 S 0 とを備える。

呼吸移動粒子線照射制御装置 S 0 は、粒子線照射装置 T を照射対象に計画した線量を照射する制御するものであり、X 線透視システム S 1 と照射制御システム S 2 とを有する。

【 0 0 5 7 】

X 線透視システム S 1 は、X 線透視式呼吸同期装置 K 2 を制御する。

照射制御システム S 2 は、X 線透視システム S 1 からの出力信号に基づき、ビーム出射直前予測信号とビーム出射要求信号とを、ビーム出射制御システム T s に出力する。

ビーム出射制御システム T s は、照射制御システム S 2 に従って、シンクロトロン 1 のキッカー電極 7 および静電デフレクタ 3 b にビーム b の出射信号を出力する。キッカー電極 7 は、出射信号に従って、高周波電場をオンして、ビーム b を静電デフレクタ 3 b を介して出射ビーム輸送ライン 2 B に向けて出射する。

また、ビーム出射制御システム T s は、ビームシャッター 2 s に開閉信号(開閉指令)を出力する。ビームシャッター 2 s は、当該開閉信号(開閉指令)に従って、シャッター(図示せず)を開閉する。

【 0 0 5 8 】

< 粒子線照射装置 T のタイミングチャート >

次に、呼吸移動粒子線照射制御装置 S 0 よる粒子線照射装置 T の制御について説明する。

図 7 は、粒子線照射装置の制御のタイムチャートである。図 7 の横軸は(経過)時間を示し、縦軸にビーム出射要求信号、ビーム出射直前予測信号、ビームシャッター 2 s の開閉、キッカー電極 7 による高周波電場の印加(印加時を「ON」で示し、非印加時を「Off」で示す)、ビーム b が実際に出射中であることを表す「ビーム出射中」を示す。

【 0 0 5 9 】

照射制御システム S 2 は、X 線透視式呼吸同期装置 K 2 などの呼吸同期装置から、呼吸により変化する照射対象の位置情報(位置情報信号)が入力される。

照射制御システム S 2 は、実際の照射前に予め照射対象の位置情報により、照射対象の標的腫瘍の移動情報(図 5 参照)を取得して、ビーム b の照射領域 C 1 と、照射領域 C 1 に近いことを示すビーム b の照射予測領域 C 2 との情報を作成する。

【 0 0 6 0 】

実際の照射に際して、照射制御システム S 2 は、呼吸同期装置による照射対象の標的腫瘍の移動情報(位置情報信号)により、ビーム b が照射予測領域 C 2 (図 5 参照)に入った際には、ビーム出射直前予測信号をビーム出射制御システム T s に出力する(図 7 の時刻 t 1)。

【 0 0 6 1 】

そして、照射制御システム S 2 は、呼吸同期装置による照射対象の標的腫瘍の移動情報(位置情報信号)により、ビーム b が照射領域 C 1 (図 5 参照)に入った際には、ビーム出射要求信号をビーム出射制御システム T s に出力する(図 7 の時刻 t 2 ~ t 3)。

【 0 0 6 2 】

ここで、照射制御システム S 2 は、ビーム出射要求信号を発生する際には、まず、照射領域 C 1 (図 5 参照)に入った情報を取得する。次いで、照射制御システム S 2 は、その他、ビーム b を照射対象に対して移動するスキャンニングのマグネットが所定の電流になっているか、必要な機器が入っているか、ビーム b のエネルギーを調整するレンジシフターが正しい枚数入っているかなどのビーム b を照射するに際して必要な条件が揃っているかなどを判定する。そして、照射制御システム S 2 は、異常がないことを確認後、ビーム b を出射するためのビーム出射要求信号を出力する。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

なお、呼吸同期装置に体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 を用いる場合には、実際の照射前に予め照射対象の位置情報により、図 4 に示す呼吸波形 k を作成する。

実際の照射に際して、照射制御システム S 2 は、呼吸同期装置の体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 による照射対象の標的腫瘍の移動情報(位置情報信号)により、ビーム b が照射予測領域閾値 k 2 (図 4 参照)に入った際には、ビーム出射直前予測信号をビーム出射制御システム T s に出力する(図 7 の時刻 t 1)。

【 0 0 6 4 】

そして、照射制御システム S 2 は、呼吸同期装置の体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1 による照射対象の標的腫瘍の移動情報(位置情報信号)により、ビーム b が照射領域閾値 k 1 (図 4 参照)以下に入った際には、下記のようにして、ビーム出射要求信号をビーム出射制御システム T s に出力する(図 7 の時刻 t 2 ~ t 3)。

【 0 0 6 5 】

すなわち、照射制御システム S 2 は、ビーム出射要求信号を発生する際には、まず、標的腫瘍の位置が照射領域閾値 k 1 (図 4 参照)以下に入った情報を取得する。次いで、照射制御システム S 2 は、その他、スキャニングのマグネットが所定の電流になっているか、必要な機器が入っているか、レンジシフターが正しい枚数入っているかなどのビーム b を照射するに際して必要な条件が揃っているかなどを判定する。そして、照射制御システム S 2 は、異常がないことを確認後、ビーム b を出射するためのビーム出射要求信号を発生する。

【 0 0 6 6 】

ビーム出射制御システム T s は、ビーム出射停止中に呼吸移動照射制御システム S 0 からビーム出射直前予測信号を受けると、ビームシャッター 2 s に開信号を出力し、出射ビーム輸送ライン 2 B にあるビームシャッター 2 s を開ける(図 7 の時刻 t 1)。ビーム出射直前予測信号をビームシャッター 2 s の開動作のトリガとしているのは、ビーム b を照射する際に一番時間がかかるのがビームシャッター 2 s の開動作であるからである。

【 0 0 6 7 】

ここで、ビームシャッター 2 s ではなく、ビーム出射停止中にビーム b の出射に関係する電磁石等の電源の出力電流・電圧を、ビーム b が出射しないように変更していた場合は、それをビーム b が出射開始できるように戻すことでもよい。このとき、非常に短時間でビーム b の出射状態に移行できる機器に関しては、最終的なビーム出射要求信号が送られてきてからビーム出射状態に切り替えることで、事前予測に誤差がある場合にもビームが出射されずに安全に制御できる。そのため、動作完了等に比較的時間のかかる機器から選択的にビーム出射準備を実施する方が望ましい。ここでは、ビームシャッター 2 s が比較的時間のかかる機器に相当する。

【 0 0 6 8 】

その後、ビーム出射制御システム T s は、呼吸移動照射制御システム S 0 からビーム出射要求信号を受信すると(図 7 の時刻 t 2)、シンクロトロン 1 のキッカー電極 7 に高周波電場を「ON」する信号を出力する。これにより、キッカー電極 7 は高周波電場を印加して(図 7 の時刻 t 2)、ビーム b を外側に蹴りだして出射ビーム輸送ライン 2 B に向けて出射し、ビーム出射許可が解除されるまで、つまり、ビーム出射要求信号が「OFF」されるまで(図 7 の時刻 t 3)、ビーム出射を行う。

その後、ビーム出射要求信号が「OFF」されると(図 7 の時刻 t 3)、キッカー電極 7 の高周波電場が「OFF」される。

そして、出射ビーム輸送ライン 2 B のビームシャッター 2 s の閉動作を開始する。

【 0 0 6 9 】

以下、呼吸による照射対象(動的標的)の移動に応じて、上述と同様な動作が、図 7 のタイムチャートに従って繰り返される。

ビーム出射要求信号は、説明したとは別の照射制御システムを経由して送られてもよい。

【 0 0 7 0 】

10

20

30

40

50

なお、加速器のシンクロトロン 1 からのビーム出射方法に関しては、キッカー電極 7 を用いる方法ではなく、高周波加速空洞 4 によるビームの加減速により出射する方法や、四極電磁石の磁場変更によりビームを不安定化させて出射する方法でもよい(詳細は後記)。

【 0 0 7 1 】

上述の説明では、シンクロトロン 1 からビーム b を出射する方法として、キッカー電極 7 に高周波電場を印加する方法を一例として挙げているが、シンクロトロン 1 内にビームがある場合、キッカー電極 7 の高周波電場をオフにしてもビームが出射ビーム輸送ライン 2 B に漏れてしまうことがあり得る。

【 0 0 7 2 】

この原因の例として、ビーム停止中のシンクロトロン 1 に設置される電磁石の磁場変動に依ることなどがあるが、それを確実に防ぐためにビームシャッター 2 s を使うことが有効である(図 1 参照)。

つまり、キッカー電極 7 での高周波電場のオフでも基本的にはビーム b の遮断能力はあるものの、より確実にビーム b の漏れを防ぐためにビームシャッター 2 s を使っている。

【 0 0 7 3 】

以上、まとめると、呼吸同期装置により取得する動体標的(照射対象)の位置情報を用いて、動体標的(照射対象)がビーム照射可能な許容領域(照射領域 C 1)に入る直前であることを予測することが可能となる。

【 0 0 7 4 】

動体標的(照射対象)がビーム b の照射可能な許容領域に入る直前であることが予測されたとき(図 4、図 5 参照)、呼吸同期装置の位置情報を基に照射制御システム S 2 からビーム出射制御システム T s にビーム出射直前予測信号が送られる。すると、ビーム出射制御システム T s はビーム b の出射準備を一部開始する。

【 0 0 7 5 】

ここで行われるビーム出射準備では、動作完了等に比較的時間のかかる機器(ここでは、ビームシャッター 2 s を例示)から選択的に実施する。非常に短時間でビーム出射状態に移行できる機器(ここでは、キッカー電極 7 を例示)に関しては、ビーム出射要求信号が送られてきてからビーム出射状態に切り替える。

こうすることで、事前予測に誤差があってもビームが出射されずに、より安全に制御することが可能である。

【 0 0 7 6 】

<事前予測に誤差ある場合>

次に、ビーム b の出射の事前予測に誤差ある場合について説明する。

予想されたタイミングより呼吸同期ゲート(ビーム出射要求信号)が遅かった場合と早かった場合とについて説明する。

【 0 0 7 7 】

a). 予想されたタイミングより呼吸同期ゲート(ビーム出射要求信号)が遅かった場合

図 7 に示すように、ビームシャッター 2 s は、ビーム出射直前予測信号を受けて開かれるが、ビーム出射要求信号(照射ゲート)がこない限り、キッカー電極 7 の高周波電場は印加されないため、ビーム b が取り出されてくることは基本的にはない。

【 0 0 7 8 】

ただし、シンクロトロン 1 の電磁石(5、6、7 など)の磁場変動などが生じてビーム b が漏れた場合は、ビームシャッター 2 s が開いているので照射対象者まで届いてしまう。しかしながら、誤差時間が短ければその危険性は非常に低く、また高い線量率で照射されるわけではないので時間が短い分、影響も少ない。

【 0 0 7 9 】

b). 予想されたタイミングより呼吸同期ゲート(ビーム出射要求信号)が早かった場合

ビーム出射要求信号(照射ゲート)の立ち上がりに対して、出射準備完了が間に合わないため、ビームの出始めが、従来の図 1 1 に示す時刻($t_{12} - t_{11}$)のビーム出射遅れのように多少遅れてしまう。

10

20

30

40

50

しかし、照射対象者のずれた位置に照射してしまうわけではないので危険性はない。誤差時間分、従来のように、照射時間が延びてしまうが、誤差が小さければ、その影響も小さい。

【 0 0 8 0 】

< 粒子線照射装置 T の制御フロー >

次に、図 8 を用いて、粒子線照射装置 T の制御の流れについて説明する。図 8 は、粒子線照射装置 T の制御を示すフローチャートである。

【 0 0 8 1 】

まず、キッカー電極 7 の高周波電場が OFF され、かつ、ビーム出射要求信号は OFF されている(図 8 の S 1 0 1)。これにより、照射対象者にビーム b が照射されない。

10

照射対象者が照射台に横たわり、体表面マーカ式呼吸同期装置 K 1、X 線透視式呼吸同期装置 K 2 などの呼吸同期装置での照射対象者の呼吸波形の測定が開始され、呼吸同期装置から照射制御システム S 2 に呼吸による照射対象の移動位置情報が出力され、照射制御システム S 2 は、照射対象の呼吸波形を取得する(S 1 0 2)。

【 0 0 8 2 】

照射制御システム S 2 は、照射対象の移動位置情報から取得した呼吸波形(図 4 参照)や X 線写真情報(図 5 参照)などから、照射対象の標的腫瘍の照射領域 C 1 と照射予測領域 C 2 とを設定し(S 1 0 3)、照射制御が開始される(S 1 0 4)。

【 0 0 8 3 】

体表面マーカ(外部)または照射対象の標的腫瘍の標的の位置を、呼吸同期装置で測定し

20

位置検出信号を、照射制御システム S 2 に出力する(S 1 0 5)。

続いて、照射制御システム S 2 は、照射対象の標的腫瘍の照射領域 C 1 内にビーム b の照射位置が入っているか否か判定する(S 1 0 6)。

【 0 0 8 4 】

照射対象の標的腫瘍の照射領域 C 1 内にビーム b の照射位置が入っている場合(S 1 0 6 で YES)、照射制御システム S 2 は、ビーム出射要求信号を ON とし、ビーム出射制御システム T s に出力し(S 1 0 7)、後記の S 1 1 1 に移行する。

【 0 0 8 5 】

一方、ビーム b の照射位置が照射対象の標的腫瘍の照射領域 C 1 に入っていないと判定された場合(S 1 0 6 で NO)、キッカー電極 7 の高周波電場を OFF し、かつ、ビーム

30

出射要求信号を OFF し(S 1 0 8)、照射制御システム S 2 は、照射対象の標的腫瘍の照射予測領域 C 2 内にビーム b の照射位置が入っているか否か判定する(S 1 0 9)。

【 0 0 8 6 】

照射対象の標的腫瘍の照射予測領域 C 2 内にビーム b の照射位置が入っていないと判定された場合(S 1 0 9 で NO)、照射制御システム S 2 は、ビームシャッター 2 s が開いているか否か判定する(S 1 1 0)。

【 0 0 8 7 】

ビームシャッター 2 s が開いていないと判定された場合(S 1 1 0 で NO)、S 1 0 5 に移行する。

ビームシャッター 2 s が開いていると判定された場合(S 1 1 0 で YES)、ビームシャ

40

ッター 2 s を閉じる(S 1 1 2)。その後、S 1 0 5 に移行する。

【 0 0 8 8 】

S 1 0 9 で、照射対象の標的腫瘍の照射予測領域 C 2 内にビーム b の照射位置が入っていると判定された場合(S 1 0 9 で YES)、照射制御システム S 2 はビームシャッター 2 s が閉じているか否か判定する(S 1 1 1)。

一方、ビームシャッター 2 s が閉じていると判定された場合(S 1 1 1 で YES)、照射制御システム S 2 は、ビーム出射制御システム T s によりビームシャッター 2 s を開くように制御し(S 1 1 3)、S 1 1 4 に移行する。

【 0 0 8 9 】

一方、S 1 1 1 で、ビームシャッター 2 s が閉じていないと判定された場合(S 1 1 1

50

でNO)、照射制御システムS2は、ビーム出射要求信号がONか否か判定する(S114)。

ビーム出射要求信号がONでないと判定された場合(S114でNO)、S105に移行する。

【0090】

一方、ビーム出射要求信号がONであると判定された場合(S114でYES)、照射制御システムS2は、ビーム出射要求信号をONとし、ビーム出射制御システムTsに出力する。すると、ビーム出射制御システムTsは、キッカー電極7の高周波電場をオンにし、ビームの照射が行われる(S116)。

【0091】

その後、照射制御システムS2は、照射対象の標的腫瘍の照射予測領域に必要な線量照射したか否かを、出射ビーム輸送ライン2Bに設置される不図示のビームプロファイルモニタの線量情報から判定する(S117)。

【0092】

照射対象の標的腫瘍の照射領域C1に必要な線量を照射していないと判定される場合(S117でNO)、S105に移行する。

一方、照射対象の標的腫瘍の照射領域C1に必要な線量を照射したと判定される場合(S117でYES)、ビーム出射要求信号をオフするとともに、キッカー電極7の高周波電場をOFFし、ビームシャッター2sを閉じて(S118)、終了する。

【0093】

上記構成によれば、呼吸同期で照射する照射ゲートを事前に予測し、前もって出射準備を開始することができるので、図9に示すように、時間遅れなく時間効率よく照射を行うことができる。図9は、実施形態の効果を表す粒子線照射装置Tの制御のタイムチャートである。図9の横軸は(経過)時間を示し、縦軸に呼吸波形、照射ゲート信号(ビーム出射要求信号)、ビームシャッター2sの開閉、ビームbが実際に出射中であることを表す「ビーム出射中」を示す。

【0094】

つまり、動体標的がビーム照射可能な許容領域(照射領域C1)に入る直前(照射予測領域C2)であることを予測し、ビーム出射開始の応答時間を早くすることが可能になる。

そのため、出射準備時間分の遅れをなくすことができ、かつ、照射ゲート信号に正確に応じたビームbの照射を行える。よって、必要な線量を照射するために照射対象者の拘束時間を短縮でき、負担を軽減することができる。

従って、時間当たりより多くの照射対象者にビームbの照射を行うことができる。つまり、照射対象者へのビームbの計画線量の照射のために必要な拘束時間内に従来存在していたタイムロスが少なくなることによって、がん治療を施せる人数が増える。

【0095】

以上より、動体標的のビームbの照射時にビームbの出射開始のタイミングを事前に予測し、出射準備時間分の遅れをなくすことが可能な粒子線照射制御方法と粒子線照射制御装置を実現できる。

【0096】

<<変形例1>>

変形例1の粒子線照射装置は、実施形態では、照射対象の照射領域C1と照射予測領域C2とを閾値を用いて判定していたのを、呼吸波形の位置の時間変化率(傾き)の情報を用いて、ビームシャッター2sを開くこととしたものである。

その他の構成は、実施形態1と同様であるので、詳細な説明は省略する。

【0097】

図10は、変形例1の粒子線照射装置の制御を示すフローチャートである。

変形例1の粒子線照射装置Tの制御は、図8に示す実施形態1の制御のステップS111とステップS114との間にあるステップS113に代えて、ステップS111a、113aを追加したものであり、その他の変形例1の粒子線照射装置Tの制御は、実施形態

10

20

30

40

50

1の図8に示す制御と同様であるから、ステップS111a、113a廻りの制御についてのみ説明する。

【0098】

図10のS111で、ビームシャッター2sが閉じていると判定された場合(S111でYES)、照射予測領域C2前後の照射対象の位置の時間変化率 $m = y1 / t1$ (図11参照)から、ビームシャッター2sが開かれる最適な時間 t を演算する。つまり、時間 t とビームシャッター2sが開く時間との和を演算してビームシャッター2sが完全に開いた直後にビームbが照射されるようにする(S111a)。図11は、変形例1の時間経過に対する動的標的の位置の変化(呼吸波形)を示す図である。

【0099】

続いて、ビームシャッター2sを照射予測領域C2に入って時間 t 後に開き、ビームシャッター2sが完全に開かれた直後に、ビームbが照射領域C1に入るように制御する(S113a)。その後、図10のS114に移行する。

【0100】

上記構成によれば、照射対象の動体標的の位置の時間変化率(傾き) m の情報を用いてビームシャッター2sを開く時間 t を演算し、ビームシャッター2sを開くタイミングを微調整することで、呼吸波形 k の周期ごとのばらつきや照射対象の動体標的の周期ごとのばらつきに対して誤差を少なくすることができる。

【0101】

<<変形例2>>

変形例2の粒子線照射装置2Tは、ビームbの照射を行うかを、実施形態のビームシャッター2sに代えて、偏向電磁石2hを用いることとしたものである。

図12は、変形例2の粒子線照射装置を用いて照射対象の腫瘍に粒子線を照射している状態を示す概念的上面図である。

【0102】

粒子線照射装置2Tは、出射ビーム輸送ライン2Bに、ビーム照射ポート2B1に向かうビームbを出射しないように偏向させる偏向電磁石2hを用いている。

出射ビーム輸送ライン2B近くには、偏向電磁石2hにより偏向させたビームbを吸収するビームダンプ2uを設置している。

【0103】

図13は、変形例2の粒子線照射装置の制御のタイムチャートである。図13の横軸は(経過)時間を示し、縦軸にビーム出射要求信号、ビーム出射直前予測信号、偏向電磁石の電流値のON/OFF、キッカー電極7による高周波電場の印加(印加時を「ON」で示し、非印加時を「OFF」で示す)、ビームが実際に出射中であることを表す「ビーム出射中」を示す。

【0104】

照射制御システムS2は、図13に示すように、通常、ビーム出射制御システムTsにより偏向電磁石2hの電流値がONされ、ビームbが偏向されてビームダンプ2uに吸収され、ビーム照射ポート2B1からビームbが照射されないように制御されている。

そして、時刻 $t11$ で、照射制御システムS2からビーム出射直前予測信号が発せられると、ビーム出射制御システムTsにより偏向電磁石2hの電流値がOFFされる。

【0105】

その後、時刻 $t12$ で、照射制御システムS2からビーム出射要求信号が発せられる(ONされる)と、ビーム出射制御システムTsによりキッカー電極7にてシンクロトロン1内を進むビームに高周波電場を印加して、出射ビーム輸送ライン2Bへ向けて出射させる。これにより、ビームbが出射される(時刻 $t12 \sim t13$)。

【0106】

その後、ビーム出射要求信号がOFFされると(時刻 $t13$)、照射制御システムS2によりビーム出射制御システムTsを介して、キッカー電極7の高周波電場がOFFされて、ビームbの出射が停止される。そして、偏向電磁石2hの電流値がONされて、ビーム

10

20

30

40

50

照射ポート 2 B 1 からビーム b が出射されないようにする。

【 0 1 0 7 】

上記構成によれば、偏向電磁石 2 h が、ビーム出射直前予測信号により、OFF されるので、時間遅れなくビーム b を照射対象の動的腫瘍に照射することができる。

【 0 1 0 8 】

<< その他の実施形態 >>

シンクロトロン 1 を周回する粒子は中心軌道の周りを振動しながら進み、これは「ベータトロン振動」と呼称される。シンクロトロン 1 内でのビームの幅は、このベータトロン振動の振幅によって決まる。

また、シンクロトロン 1 の 1 周あたりに何回振動するかを「ベータトロン振動数」と呼ぶ。ベータトロン振動数は通常、シンクロトロン 1 内の四極電磁石 6 によって制御することができる。

【 0 1 0 9 】

ベータトロン振動数がある条件を満たすと、ベータトロン振動の振幅が発散する。つまり、ビームサイズが非常に広がることになる。この現象を「共鳴」と呼ぶ。

前記したように、シンクロトロン 1 からのビーム b の取り出しにはこのベータトロン振動との共鳴が用いられる。共鳴によってベータトロン振動の振幅が一気に大きくし、シンクロトロン 1 の外に取り出すことができる。

四極電磁石 6 の磁場強度によってベータトロン振動数を変えることができる。

【 0 1 1 0 】

1 . そこで、実施形態のビームシャッター 2 s に代えて、シンクロトロン 1 内の四極電磁石 6 の励磁電流値を変えることで、ビーム b がシンクロトロン 1 から取り出されないように（または、取り出されにくく）制御したり、または、取り出されるように制御する構成としてもよい。

【 0 1 1 1 】

2 . また、多極電磁石（セパトリクス生成用六極電磁石や、クロマティシティ補正用六極電磁石などの六極電磁石、八極電磁石など）は、ベータトロン振動数に対してベータトロン振動の振幅依存性をもたせることができる。ベータトロン振動の振幅が大きい粒子が共鳴条件に近づくようにすると、高周波電場によってある程度ベータトロン振動の振幅を広げられたときに共鳴条件を満たすようにできる。共鳴を満たした粒子のベータトロン振動の振幅はどんどん大きくなるため、最終的にシンクロトロン 1 の外に取り出される。

【 0 1 1 2 】

そのため、実施形態のビームシャッター 2 s に代えて、多極電磁石の励磁電流値を変えることでも、ビーム b がシンクロトロン 1 から取り出されないように（または、取り出されにくく）制御したり、または、取り出されるように制御する構成としてもよい。

【 0 1 1 3 】

3 . 前記実施形態では、照射対象者の他表面に取り付けられる光検出体と、光の授受で光検出体の呼吸性移動を検出する検出装置（カメラ）とを有する呼吸同期装置を例示して説明したが、光以外の音波、電磁波、電界、磁界など、被曝が害とならない検出媒体を用いた被検出体と検出装置とをもつ呼吸同期装置を使用してもよいことは勿論である。

【 0 1 1 4 】

以上、本発明の種々の実施形態を述べたが、その説明は典型的であることを意図している。従って、本発明の範囲内で様々な修正と変更が可能である。すなわち、本発明の具体的形態は発明の趣旨を変更しない範囲において変更可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 5 】

- 1 シンクロトロン（加速器）
- 2 B 出射ビーム輸送ライン
- 2 s ビームシャッター（出射用機器、最も時間がかかる機器）
- 2 h 偏向電磁石（出射用機器）

10

20

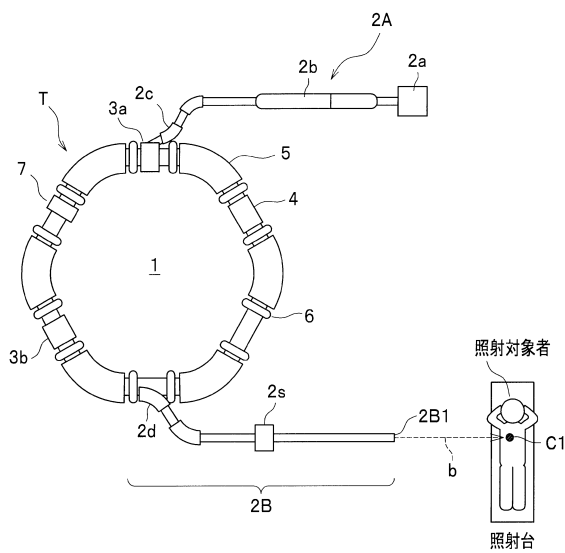
30

40

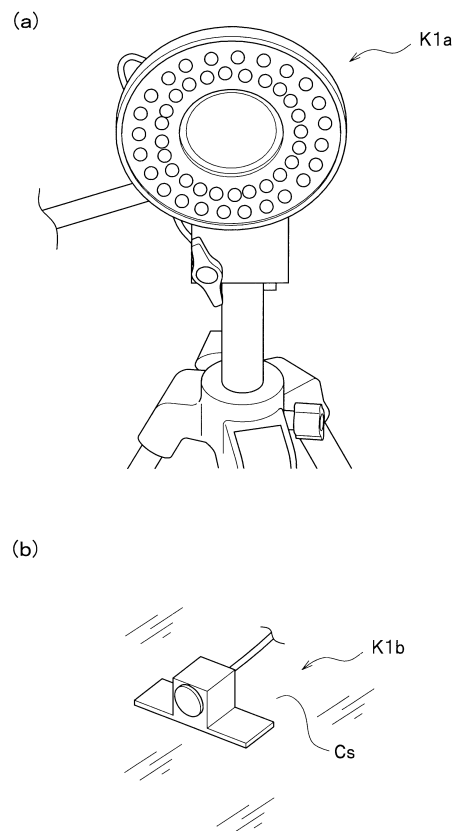
50

- C 1 照射領域(動体標的)
- C 2 照射予測領域(照射領域に入る直前)
- K 1 b LED発光体(被検出体)
- K 1 a カメラ(検出装置)
- K 2 X線透視式呼吸同期装置(X線透視装置)
- S 制御装置(粒子線照射制御装置)
- S 1 X線透視システム(呼吸同期装置)
- S 2 照射制御システム(照射制御装置)
- t 時間変化率
- T s ビーム出射制御システム(ビーム出射制御装置)

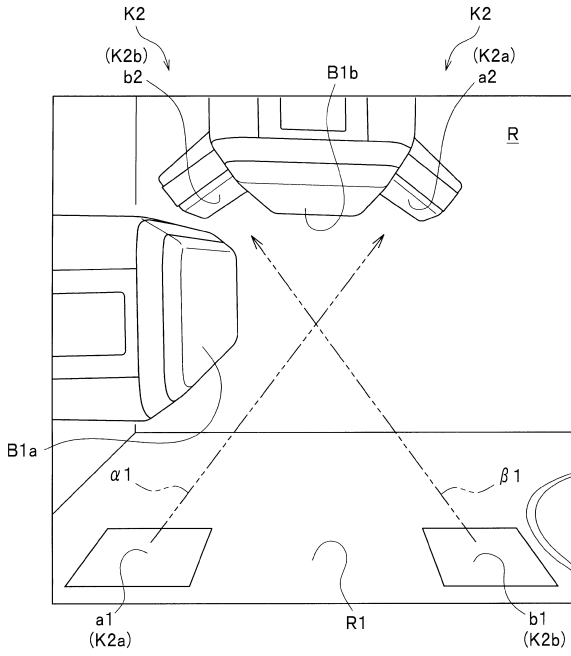
【図1】



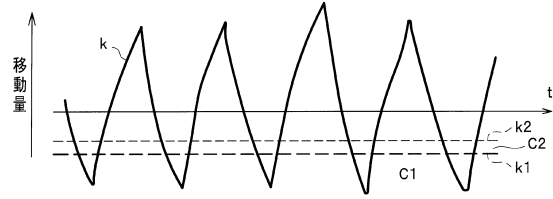
【図2】



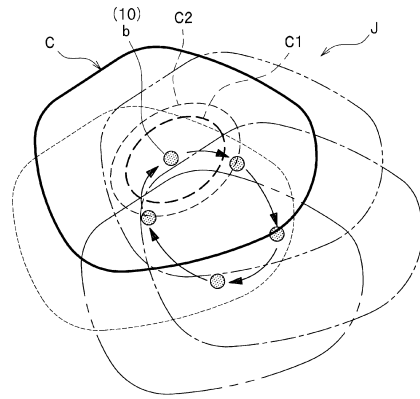
【図3】



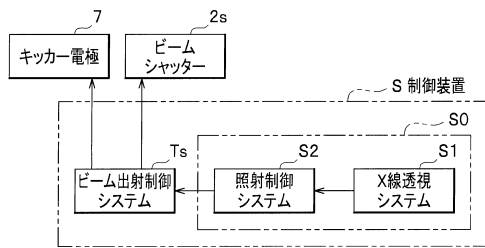
【図4】



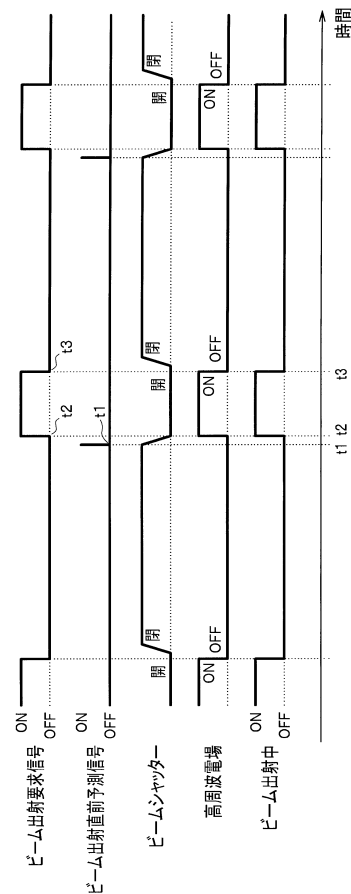
【図5】



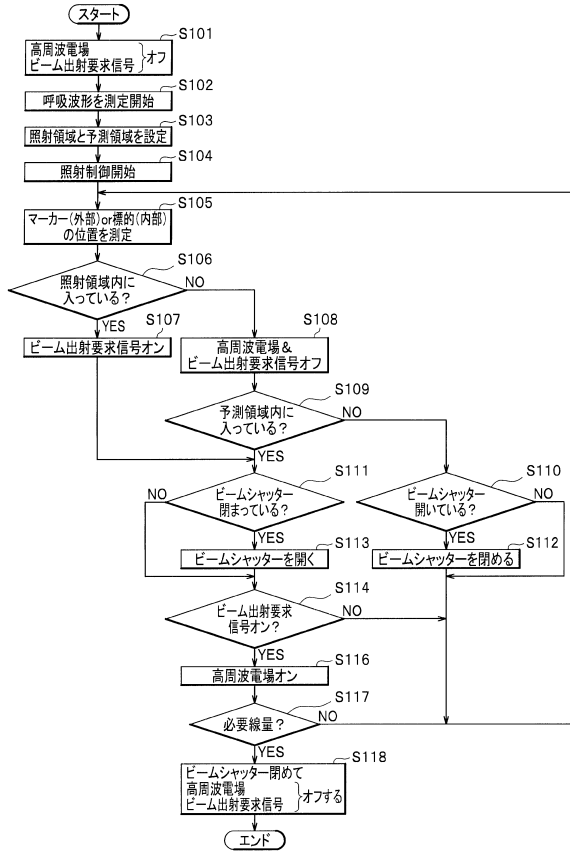
【図6】



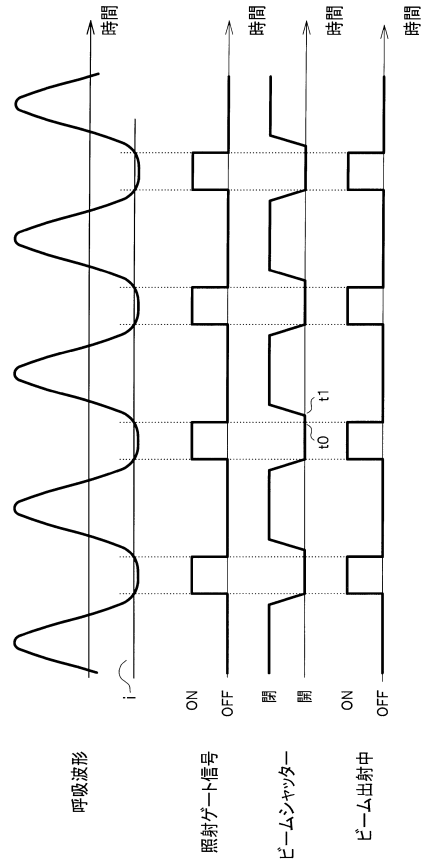
【図7】



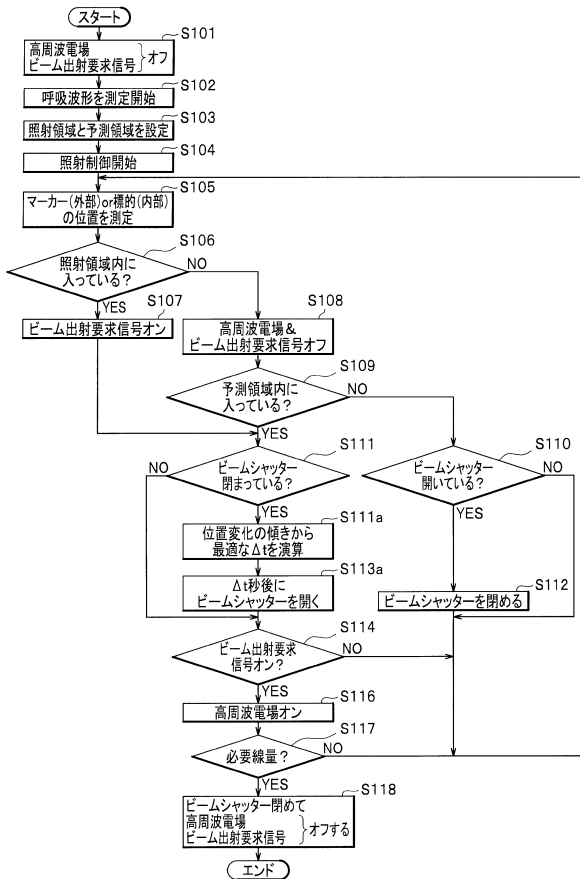
【図 8】



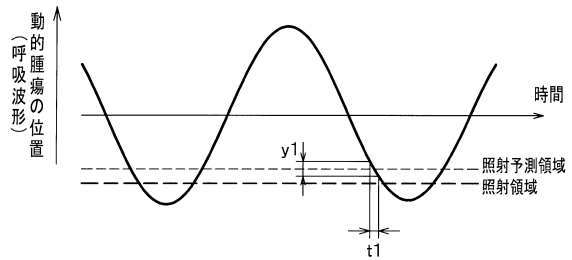
【図 9】



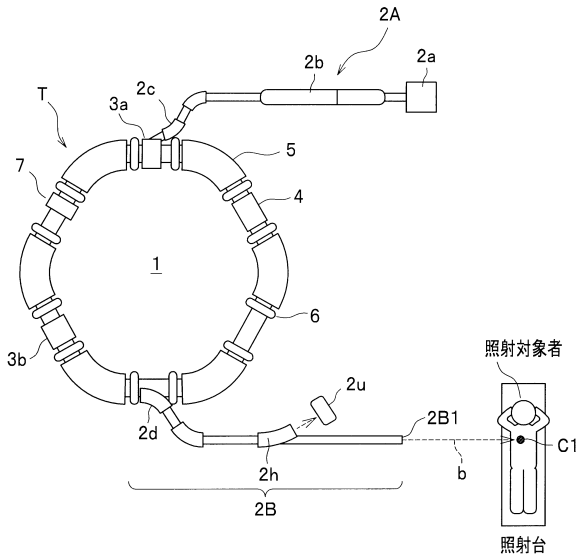
【図 10】



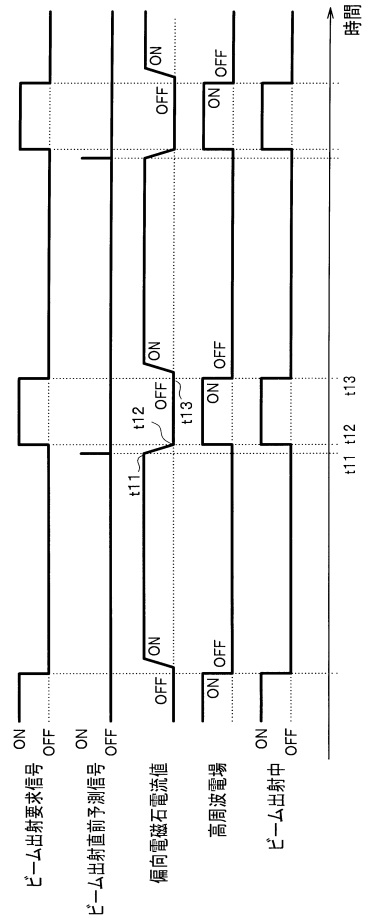
【図 11】



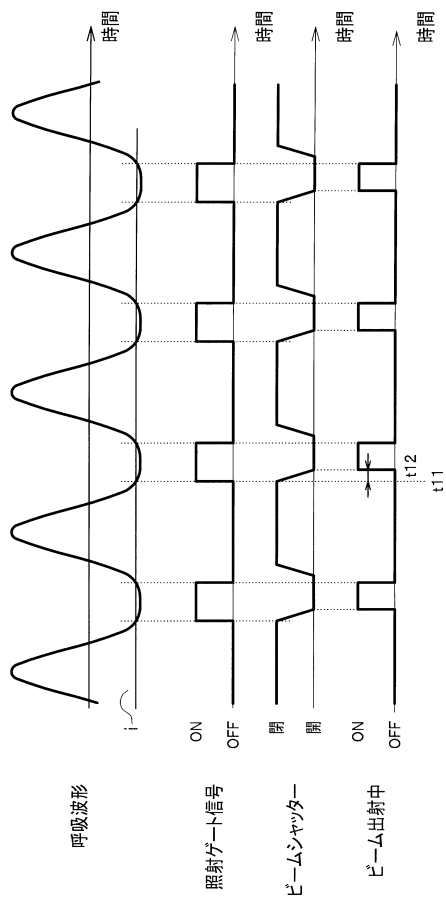
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

- (72)発明者 水島 康太
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 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
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内

審査官 松浦 陽

- (56)参考文献 特開2002-143328(JP,A)
国際公開第2009/035080(WO,A1)
特開平08-276024(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 5/10