

(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2020-99569
(P2020-99569A)

(43) 公開日 令和2年7月2日(2020.7.2)

(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 H	4 C 0 8 2
	A 6 1 N 5/10 P	
	A 6 1 N 5/10 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2018-240752 (P2018-240752)
(22) 出願日 平成30年12月25日 (2018.12.25)

(出願人による申告)平成30年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構、未来医療を実現する医療機器・システム研究開発事業 術中の迅速な判断・決定を支援するための診断支援機器・システムの開発 量子線手術(クオンタム・ビーム・サージェリー)と放射線照射後手術における治療術中の迅速な判断・決定を支援するための診断支援機器・システム開発 委託研究開発、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
504173471
国立大学法人北海道大学
北海道札幌市北区北8条西5丁目
110001829
特許業務法人開知国際特許事務所
(72) 発明者 平山 嵩祐
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
(72) 発明者 藤本 林太郎
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
株式会社日立製作所
内

最終頁に続く

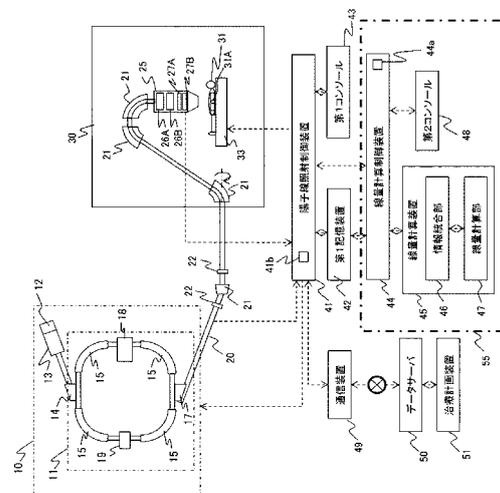
(54) 【発明の名称】 粒子線治療システムおよび線量分布評価システム、ならびに粒子線治療システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】 粒子線の照射過程において粒子線治療の中止、条件変更等の治療への介入判断を医療従事者が迅速、且つ適切に行うことを支援する。

【解決手段】 陽子線治療システム1は、標的31Aに対して粒子線を照射するための照射ノズル25と、照射ノズル25を制御する陽子線照射制御装置41と、標的31Aに照射される粒子線の照射量を計測する線量モニタ27Bと、標的31Aに照射される粒子線の位置を計測する位置モニタ27Aと、標的31Aに対して照射される粒子線の線量分布を照射中に算出する照射中線量分布評価システム55を備えている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

標的に対して粒子線を照射するための粒子線照射装置と、
前記粒子線照射装置を制御する照射制御装置と、
前記標的に照射される前記粒子線の照射量を計測する照射量計測器と、
前記標的に照射される前記粒子線の位置を計測する照射位置計測器と、
前記照射量計測器および前記照射位置計測器の計測データを用いて、前記標的に照射される実績線量分布を算出する線量計算装置と、
求められた線量分布を表示する表示装置と、
前記実績線量分布を算出するタイミングを設定し、前記実績線量分布の計算の状態を制御する線量計算制御装置と、を備え、
前記線量計算装置は、前記線量計算制御装置によって設定された計算間隔に基づいて、照射中に前記実績線量分布を算出することを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記粒子線を照射した照射時刻を記録する照射時刻記録部と、
前記粒子線の照射中の追跡対象の位置を計測する追跡対象位置計測部と、
前記追跡対象の位置を計測した追跡時刻を記録する追跡時刻記録部と、
前記追跡対象位置計測部によって計測された前記追跡対象の位置に基づいて前記標的位置が予め指定した範囲内にあるか否かを判定し、前記範囲内にあると判定された時に前記照射制御装置に対して前記粒子線の出射を許可する信号を出力する動体追跡制御装置と、を更に備え、
前記線量計算装置は、前記照射時刻と前記追跡時刻とを同期することで、前記粒子線の照射中の前記追跡対象の位置と、その時の前記粒子線の照射量および照射位置とを算出し、
前記照射制御装置は、前記動体追跡制御装置が生成する信号に基づき、前記粒子線を制御することを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、前記実績線量分布に基づいて現在照射中の照射によって形成される線量分布としての推定実績線量分布を算出し、前記推定実績線量分布を前記表示装置に表示させることを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、前記推定実績線量分布を、前記線量計算制御装置で設定された前記計算間隔ごとに、照射計画に記録されている前記計算間隔における計画線量分布と前記実績線量分布との差分線量分布を算出し、現在照射中の照射によって形成される計画線量分布に対して計算間隔ごとに前記差分線量分布を積算することで算出することを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、更に、前記推定実績線量分布から算出した線量評価指標を前記表示装置に表示させることを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、更に、前記推定実績線量分布と、前記現在照射中の照射によって

形成される計画線量分布と、を前記表示装置に比較表示させる
ことを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、更に、前記線量評価指標と、前記計画線量分布から算出した計画
線量評価指標と、を前記表示装置に比較表示させる
ことを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の粒子線治療システムにおいて、
リペイント単位で、照射シーケンスを複数のシーケンスに分割する照射シーケンス分割
装置を更に備えた
ことを特徴とする粒子線治療システム。

10

【請求項 9】

請求項 2 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、前記実績線量分布を計算する際に用いる前記標的の位置を特定す
るための X 線 C T 画像として、前記粒子線の照射前後に前記追跡対象位置計測部によつて
撮像された X 線 C B C T 画像、または前記 X 線 C T 画像に合わせて変形した計画 C T 画像
を用いる
ことを特徴とする粒子線治療システム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の粒子線治療システムにおいて、
前記線量計算装置は、前記照射制御装置と連携して、前記実績線量分布の算出が完了す
るまで前記粒子線の照射を停止させるモードと、前記実績線量分布の算出が完了しなくと
も前記粒子線の照射を継続させるモードと、を選択可能である
ことを特徴とする粒子線治療システム。

20

【請求項 11】

標的に対して照射される粒子線の線量分布を照射中に算出する線量分布評価システムで
あって、
前記標的に照射される粒子線の照射量を計測する照射量計測器および前記標的に照射さ
れる前記粒子線の位置を計測する照射位置計測器の計測データを用いて、前記標的に照射
される実績線量分布を算出する線量計算装置と、
求められた線量分布を表示する表示装置と、
前記実績線量分布を算出するタイミングを設定し、前記実績線量分布の計算の状態を制
御する線量計算制御装置と、を備え、
前記線量計算装置は、前記線量計算制御装置によって設定された計算間隔に基づいて、
照射中に実績線量分布を算出する
ことを特徴とする線量分布評価システム。

30

【請求項 12】

標的に対して粒子線を照射するための粒子線照射装置と、前記粒子線照射装置を制御す
る照射制御装置と、前記標的に照射される前記粒子線の照射量を計測する照射量計測器と
、前記標的に照射される前記粒子線の位置を計測する照射位置計測器と、を備えた粒子線
治療システムの作動方法であつて、
線量計算装置が前記照射量計測器および前記照射位置計測器の計測データを用いて、前
記標的に照射された実績線量分布を算出し、
表示装置が求められた前記実績線量分布を表示し、
線量計算制御装置が前記実績線量分布を算出するタイミングを設定し、前記実績線量分
布の計算の状態を制御し、
前記線量計算装置が、前記線量計算制御装置によって設定された計算間隔に基づいて、
照射中に実績線量分布を算出する
ことを特徴とする粒子線治療システムの作動方法。

40

50

【請求項 13】

請求項 12 に記載の粒子線治療システムの作動方法において、
 照射時刻記録部が前記粒子線を照射した照射時刻を記録し、
 追跡対象位置計測部が前記粒子線の照射中の追跡対象の位置を計測し、
 追跡時刻記録部が前記追跡対象の位置を計測した追跡時刻を記録し、
 動体追跡制御装置が前記追跡対象位置計測部によって計測された前記追跡対象の位置に
 基づいて前記標的の位置が予め指定した範囲内にあるか否かを判定し、前記範囲内にある
 と判定された時に前記照射制御装置に対して前記粒子線の出射を許可する信号を出力し、
 前記線量計算装置が前記照射時刻と前記追跡時刻とを同期することで、前記粒子線の照
 射中の前記追跡対象の位置と、その時の前記粒子線の照射量および照射位置とを算出し、
 前記照射制御装置が前記動体追跡制御装置が生成する信号に基づき、前記粒子線を制御
 する
 ことを特徴とする粒子線治療システムの作動方法。

10

【請求項 14】

請求項 12 に記載の粒子線治療システムの作動方法において、
 前記線量計算装置が、前記実績線量分布に基づいて現在照射中の照射によって形成され
 る線量分布としての推定実績線量分布を算出し、前記推定実績線量分布を前記表示装置に
 表示させる
 ことを特徴とする粒子線治療システムの作動方法。

20

【請求項 15】

請求項 14 に記載の粒子線治療システムの作動方法において、
 前記線量計算装置が、前記推定実績線量分布を、前記線量計算制御装置で設定された前
 記計算間隔ごとに、照射計画に記録されている前記計算間隔における計画線量分布と前記
 実績線量分布との差分線量分布を算出し、現在照射中の照射によって形成される計画線量
 分布に対して計算間隔ごとに前記差分線量分布を積算することで算出する
 ことを特徴とする粒子線治療システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粒子線を腫瘍等の患部に照射して治療する際に用いられる、粒子線治療シス
 テムおよび線量分布評価システム、ならびに粒子線治療システムの作動方法に関するもの
 である。

30

【背景技術】

【0002】

荷電粒子ビームの照射位置に関連付けされた照射位置関連値と照射位置関連値誤差とを
 対応付けて表示できる粒子線照射装置の一例として、特許文献 1 には、荷電粒子ビームの
 照射位置に関連付けされた実照射位置関連値における目標照射位置に関連付けされた目標
 照射位置関連値からの誤差である照射位置関連値誤差と、実照射位置関連値とを対応付け
 て表示部に表示するデータ処理装置を備え、データ処理装置は、目標照射位置関連値を示
 す目標値表示図形及び実照射位置関連値を示す測定値表示図形を、目標照射位置関連値の
 座標及び照射位置関連値誤差をデフォルメ係数で演算した座標に、目標照射位置関連値を
 加えた座標である表示座標に表示するとともに、測定値表示図形と目標値表示図形とを結ぶ
 線分を表示する演算部とを有することが記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 5 4 9 6 3 6 4 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

50

放射線治療は、標的となる腫瘍に対して放射線を照射することによって腫瘍にダメージを与える治療方法である。

【0005】

治療に用いる放射線では、X線が最も広く利用されているが、線量集中性が高い陽子線や炭素線に代表される粒子線（荷電粒子ビーム）を利用した粒子線治療への需要も高まっている。

【0006】

荷電粒子ビームはビームのエネルギーによって定まる特定の深さにピークを有する線量分布（ブラッグカーブ）を形成するため、粒子線治療では、腫瘍より深い位置にある正常組織への線量を大幅に低下させることが可能になる。

【0007】

放射線治療では、できるだけ正確に、かつできるだけ患部に集中するよう所望の線量を腫瘍領域に対して照射することが治療効果の向上につながる。

【0008】

このような放射線治療の一種である粒子線治療に於いて、標的に線量を集中させる方法として、スキヤニング照射法の利用が広がりつつある。これは、細い荷電粒子ビームを二組の走査電磁石により偏向させ、平面内の任意の位置に導くことで腫瘍内部を塗りつぶすように照射し、腫瘍領域にのみ高い線量を付与するという方法である。

【0009】

スキヤニング照射法では、各照射位置にスポットと呼ばれる細い線量分布を並べること

【0010】

で、標的形狀に合致した線量分布が形成される。このスポットの配置は治療計画装置により決定される。

【0011】

粒子線治療システムでは、装置が保証する照射精度の範囲で、治療計画装置により計画された位置にスポットを配置している。

【0012】

そのため、実際に配置されるスポット位置と計画されたスポット位置の間には僅かではあるが差が生じる。また、この差によって積算された線量分布に高線量域や低線量域が発生する可能性がある。このような照射精度による線量分布への影響を照射精度効果と呼ぶ。

【0013】

また、スキヤニング照射法の粒子線治療システムでは、スポットを順次形成するため、照射中に標的が移動する場合に、標的に対してスポット間の相対的な位置関係が変更されることになる。

【0014】

スキヤニング照射法に於いて、スポット間の位置関係が計画と異なることは、積算された線量分布に高線量域や低線量域を発生させる可能性がある。このような標的の移動による線量分布への影響を相互作用効果と呼ぶ。この相互作用効果を低減させるため、照射中に移動する移動標的に対してスキヤニング照射法を用いる場合、標的が予め設定した位置（出射許可範囲）にある場合のみ照射する、ゲート照射が実施されている。

【0015】

ここで、粒子線治療を含む放射線治療では、医師が処方した線量を標的へ複数日に分けて照射する。

【0016】

治療日数を減らすためには、1回の照射における線量を増加させた1回大線量照射が必要となる。1回大線量照射を行う場合、照射精度効果および相互作用効果を照射中に把握することで、より安全な放射線治療を行うことが可能となる。

そのためには、照射精度効果や相互作用効果を可視化して治療の効果が得られているかを判断するための材料を照射中に医師や診療放射線技師等の医療従事者へ提示するこ

10

20

30

40

50

とが望まれている。

【0017】

提示する指標としては、医療従事者が直感的に判断できるよう、医師が処方に使用する線量分布や、各臓器の体積と標的との関係を表す線量 - 体積ヒストグラム (DVH: Dose Volume Histogram) などが望ましい。ここで、DVHとは、標的と正常組織の各体積に対する放射線の線量をグラフとして表示させたものである。

【0018】

特許文献1では、各スポットの照射位置と照射位置誤差、または照射位置に関連付けられた照射パラメータとその誤差とを対応付けて表示する粒子線照射装置が提案されている。

10

【0019】

しかしながら、特許文献1に記載の技術では、スポット位置の位置誤差を可視化することはできるが、そのスポット誤差が及ぼす線量分布への影響(照射精度効果)や相互作用効果を照射中に可視化して提示することはできず、より直感的に判断材料を提示することが求められている。

【0020】

本発明は、粒子線の照射過程において粒子線治療の中止、条件変更等の治療への介入判断を医療従事者が迅速、且つ適切に行うことを支援することができる粒子線治療システムおよび線量分布評価システム、ならびに粒子線治療システムの作動方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

20

【0021】

本発明は、上記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、標的に対して粒子線を照射するための粒子線照射装置と、前記粒子線照射装置を制御する照射制御装置と、前記標的に照射される前記粒子線の照射量を計測する照射量計測器と、前記標的に照射される前記粒子線の位置を計測する照射位置計測器と、前記照射量計測器および前記照射位置計測器の計測データを用いて、前記標的に照射される実績線量分布を算出する線量計算装置と、求められた線量分布を表示する表示装置と、前記実績線量分布を算出するタイミングを設定し、前記実績線量分布の計算の状態を制御する線量計算制御装置と、を備え、前記線量計算装置は、前記線量計算制御装置によって設定された計算間隔に基づいて、照射中に前記実績線量分布を算出することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、粒子線の照射過程において粒子線治療の中止、条件変更等の治療への介入判断を医療従事者が迅速、且つ適切に行うことを支援することができる。上記した以外の課題、構成および効果は、以下の実施例の説明により明らかにされる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の実施例の陽子線治療システムの全体構成の一例を示す図である。

【図2】本発明の陽子線治療システムにおける実績スポットデータの作成に用いる陽子線照射データの一例の概念図である。

40

【図3】本発明の陽子線治療システムにおける推定実績線量分布を算出する計算間隔の設定画面の一例を示す図である。

【図4】本発明の陽子線治療システムにおける推定実績線量分布などを表示する画面の一例を示す概念図である。

【図5】本発明の陽子線治療システムにおける照射中线量分布評価システムの照射中における線量分布の計算手順の一例を示すフロー図である。

【図6】本発明の実施例の動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムの全体構成の一例を示す図である。

【図7】本発明の動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムにおける陽子線照射データの一例の概念図である。

50

【図8】本発明の動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムにおけるX線曝射時刻と標的位置を記録したマーカー位置データの一例の概念図である。

【図9】本発明の動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムにおける動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムにおける、実績スポットの作成手順の一例を示すフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明の粒子線治療システムおよび線量分布評価システム、ならびに粒子線治療システムの作動方法の実施例について図1乃至図9を用いて説明する。

【0025】

なお、本発明は、陽子線治療システムや炭素線やヘリウム線等の重粒子線治療システムなどの粒子線治療システムに適用することができるが、本実施例では陽子線治療システムを例に説明する。

【0026】

<実施例>

陽子線治療システムの全体構成やその動作について図1ないし図5を用いて説明する。

【0027】

図1は本実施例の陽子線治療システムの全体構成の一例を示す図である。図2は実績スポットデータの作成に用いる陽子線照射データの一例の概念図である。図3は推定実績線量分布を算出する計算間隔の設定画面の一例を示す図である。図4は推定実績線量分布などを表示する画面の一例を示す概念図である。図5は照射中線量分布評価システムの照射中における線量分布の計算手順の一例を示すフロー図である。

【0028】

本発明の実施例のひとつである陽子線治療システム1は、図1に示すように、陽子線発生装置10、ビーム輸送系20、照射ノズル25、カウチ33、陽子線照射制御装置41、第1記憶装置42、第1コンソール43、照射中線量分布評価システム55を備えている。

【0029】

照射対象31中の標的31Aに対して陽子線を照射するための陽子線照射装置は、陽子線発生装置10、ビーム輸送系20、照射ノズル25から構成される。

【0030】

陽子線発生装置10は、イオン源12、ライナック13、シンクロトロン11を備える。シンクロトロン11は、入射器14、偏向電磁石15、高周波加速装置18、高周波射出装置19、射出用デフレクタ17等を備える。イオン源12はライナック13に接続されており、ライナック13はシンクロトロン11に接続されている。

【0031】

陽子線発生装置10では、イオン源12より発生した陽子線はライナック13により前段加速され、シンクロトロン11に入射する。シンクロトロン11でさらに加速された陽子線はビーム輸送系20に出射される。

【0032】

ビーム輸送系20は、複数の四極電磁石22、偏向電磁石21を備えており、シンクロトロン11と照射ノズル25との間を接続している。また、ビーム輸送系20の一部と照射ノズル25は、治療室30内の略筒状のガントリーに設置されており、ガントリーと共に回転することができる。

【0033】

シンクロトロン11から出射された陽子線は、ビーム輸送系20内を通過しながら四極電磁石22によって収束し、偏向電磁石21によって方向を変えて照射ノズル25に入射する。

【0034】

照射ノズル25は、標的31Aに対して粒子線を照射するための装置であり、2対の走

10

20

30

40

50

査電磁石 26A, 26B と、線量モニタ 27B と、位置モニタ 27A とを備えている。2 対の走査電磁石 26A, 26B は、互いに直交する方向に設置されており、標的 31A の位置においてビーム軸に垂直な面内の所望の位置に陽子線が到達するように陽子線を偏向する。

【0035】

線量モニタ 27B は、標的 31A に照射される陽子線の照射量を計測するモニタであり、検出した計測値を陽子線照射制御装置 41 に対して出力する。位置モニタ 27A は、標的 31A に照射される陽子線が通過した位置を検出することで標的 31A に照射される陽子線の照射位置を間接的に計測するモニタであり、検出した検出値を陽子線照射制御装置 41 に対して出力する。

10

【0036】

照射ノズル 25 を通過した陽子線は照射対象 31 内の標的 31A に到達する。なお、癌などの患者を治療する場合、照射対象 31 は患者を表し、標的 31A は腫瘍などを表す。

【0037】

照射対象 31 を載せるベッドをカウチ 33 と呼ぶ。カウチ 33 は陽子線照射制御装置 41 からの指示に基づき、直交する 3 軸の方向へ移動することができ、さらにそれぞれの軸を中心として回転する、いわゆる 6 軸方向に移動することができる。これらの移動と回転により、照射対象 31 の位置を所望の位置に移動することができる。

【0038】

陽子線照射制御装置 41 は、陽子線発生装置 10、ビーム輸送系 20、照射ノズル 25、カウチ 33、第 1 記憶装置 42、第 1 コンソール 43、線量計算制御装置 44、通信装置 49 などと接続されており、陽子線発生装置 10、ビーム輸送系 20、照射ノズル 25 等を構成する各機器の動作を制御する。

20

【0039】

通信装置 49 は、有線もしくは無線のネットワークを介してデータサーバ 50 に接続されており、照射前に、ネットワーク経由で、治療計画装置 51 によって作成された照射パラメータ（ガントリ角度、計画スポットデータ等）をデータサーバ 50 より取得し、第 1 記憶装置 42 に照射パラメータを保存する。照射中に於いては、陽子線照射制御装置 41 は、線量モニタ 27B および位置モニタ 27A から出力された計測データを陽子線照射データとして第 1 記憶装置 42 に記憶する。

30

【0040】

第 1 コンソール 43 は、入出力装置の一式であり、ディスプレイ等の表示装置とキーボード等の入力装置から構成される。第 1 コンソール 43 は、陽子線照射制御装置 41 から取得した信号に基づいて情報を表示する。また、陽子線治療システム 1 を操作する医療従事者からの入力を受け取り、陽子線照射制御装置 41 に様々な制御信号を送信する。

【0041】

第 1 記憶装置 42 では、陽子線の照射中に於いて、スポットの照射毎に、位置モニタ 27A での計測結果から換算した陽子線の到達位置と線量モニタ 27B が計測した照射量に相当するスポット線量とが、陽子線照射データとして記憶される。記憶される陽子線照射データの一例を図 2 に示す。図 2 の 1 行が、一つのスポットに対するデータに相当する。

40

【0042】

照射中線量分布評価システム 55 は、線量計算制御装置 44、線量計算装置 45、第 2 コンソール 48 から構成されており、標的 31A に対して照射される粒子線の線量分布を照射中に算出する装置である。

【0043】

線量計算制御装置 44 は、陽子線照射中に於いて、第 1 記憶装置 42 からの陽子線照射データの出力や、線量計算装置 45 による線量分布の計算および第 2 コンソール 48 による線量分布の表示を制御する。特に、本実施例の線量計算制御装置 44 では、実績線量分布を算出するタイミングを設定し、実績線量分布の計算の状態を制御する。

【0044】

50

線量計算制御装置 4 4 は、陽子線照射制御装置 4 1、第 1 記憶装置 4 2、線量計算装置 4 5、第 2 コンソール 4 8 と接続されている。

【 0 0 4 5 】

第 2 コンソール 4 8 は、第 1 コンソール 4 3 と同様に入出力装置の一式であり、ディスプレイ等の表示装置とキーボード等の入力装置から構成される。

【 0 0 4 6 】

線量計算制御装置 4 4 は、計算間隔設定部 4 4 a を有しており、計算間隔設定部 4 4 a で設定した間隔で、第 1 記憶装置 4 2 内に陽子線照射データを出力した後、線量計算装置 4 5 を用いて実績線量分布を算出する。線量計算に必要な CT データ等の患者に関するデータは、陽子線照射制御装置 4 1 に接続されている通信装置 4 9 を介して、ネットワーク経由でデータサーバ 5 0 から取得する。

10

【 0 0 4 7 】

以下、図 3 を用いて計算間隔の設定について説明する。

【 0 0 4 8 】

図 3 に示すように、計算間隔設定部 4 4 a は第 2 コンソール 4 8 に設定画面 4 8 a を表示させる。医療従事者は、第 2 コンソール 4 8 を操作して、プランの分割方法を「照射角度変更ごと」、「エネルギー変更ごと（深い部分 / 浅い部分等）」、「全体を複数回に分けて照射するように照射順序変更するリペイントごと」の何れとするかを第 2 コンソール 4 8 の設定画面 4 8 a に表示される選択領域 4 8 b で選択し、O.K. ボタン 4 8 c を押下する。キャンセルする場合はキャンセルボタン 4 8 d を押下する。

20

【 0 0 4 9 】

設定画面 4 8 a の選択領域 4 8 b では、詳しくは後述するが、線量計算制御装置 4 4 が線量計算の完了信号を受信するまで、陽子線照射制御装置 4 1 に陽子線の照射開始を待機する制御を実行させるモードを実行するか否かについても各分割プランで選択可能とする機能を有している。

【 0 0 5 0 】

線量計算装置 4 5 は、情報統合部 4 6 と線量計算部 4 7 から構成されており、陽子線照射中に、第 1 記憶装置 4 2 に記憶された線量モニタ 2 7 B および位置モニタ 2 7 A によって計測された陽子線照射データを用いて、実際に標的 3 1 A に照射された線量分布（実績線量分布）を計算する。線量計算装置 4 5 は、上述した線量計算制御装置 4 4 の計算間隔設定部 4 4 a によって設定された計算間隔に基づいて、照射中に実績線量分布を算出する。

30

【 0 0 5 1 】

情報統合部 4 6 は、第 1 記憶装置 4 2 から取得した陽子線照射データから、線量計算に使用する陽子線照射データの形式（実績スポットデータ）を作成する。実績スポットデータの照射位置および照射量は、陽子線照射データに記載されている値を、エネルギーに関しては、第 1 記憶装置 4 2 に記憶されている陽子線のエネルギーの設定値（計画スポットデータの値）を用いる。

【 0 0 5 2 】

また、情報統合部 4 6 は、実績スポットデータを作成した後、第 1 記憶装置 4 2 に保存された照射パラメータおよびデータサーバ 5 0 より取得した患者データに基づいて、線量計算用入力ファイルを作成する。

40

【 0 0 5 3 】

線量計算部 4 7 は、情報統合部 4 6 で作成した実績スポットデータおよび線量計算用入力ファイルを用いて線量分布を算出する。また、線量計算部 4 7 は、計算間隔設定部 4 4 a で設定された計算間隔ごとに線量分布を算出する。

【 0 0 5 4 】

続いて、線量計算装置 4 5 は、線量計算部 4 7 で計算された線量分布を逐次積算し、実績線量分布を計算する。実績線量分布は、線量計算制御装置 4 4 によって、第 2 コンソール 4 8 の第 2 コンソール 4 8 上に表示される。また、線量計算制御装置 4 4 は、医療従事

50

者が、治療計画によって作成された計画線量分布と実績線量分布を比較できるよう、第2コンソール48上に計画線量分布と実績線量分布を並べて表示することが可能である。これら第2コンソールに表示される画面等については詳しくは図3および図4を用いて後述する。

【0055】

なお、計画線量分布は、陽子線照射制御装置41に接続されている通信装置49を介して、ネットワーク経由でデータサーバ50から取得しても良いし、第1記憶装置42に保存されている計画スポットデータに基づいて計画線量分布を計算し、取得しても良い。以下では、データサーバ50から計画線量分布を取得する場合を例として説明する。

【0056】

ここで、従来の粒子線治療システムでは、実績スポットデータを基に計算された線量分布を積算して実績線量分布を算出していた。このため、全ての陽子線の照射が終わるまでは、医師等が処方を使用するDVH等の線量評価指標を用いて計画線量分布と実績線量分布とを比較して評価することは出来ない。

【0057】

本実施例では、陽子線照射中に、実績線量分布と計画線量分布を評価する際に、DVH等の線量評価指標を用いることができるように、線量計算装置45は、実績線量分布を算出して、適宜第2コンソール48に表示させる。更には、線量計算装置45は、実績線量分布に基づいて現在照射中の照射によって形成される線量分布としての推定実績線量分布306（実績線量分布の推定分布、図4参照）を算出し、この推定実績線量分布306を第2コンソール48に表示させる機能を有している。

【0058】

より具体的には、線量計算装置45は、陽子線照射中に、線量計算制御装置44で設定された計算間隔ごとに、照射計画に記録されている計算間隔における計画線量分布と実績線量分布との差分線量分布を算出する。その後、現在照射中の照射によって形成される計画線量分布304（図4参照）に対して計算間隔ごとに差分線量分布を積算することで推定実績線量分布306を算出する。

【0059】

この推定実績線量分布306を用いることで、照射中にDVH等の線量評価指標を用いて、計画線量分布との比較が可能となる。

【0060】

線量計算装置45は推定実績線量分布および計画線量分布、これらの分布から算出されるDVH等の線量評価指標を第2コンソール48に表示させる。

【0061】

第2コンソール48の表示画面の一例を図4に示す。図4に示すように、第2コンソール48に表示される「計画線量分布304」は、事前の治療計画に基づく分布である。「実績線量分布305」は、表示のタイミングまでに照射された実績スポットデータを用いて計算した線量分布である。「推定実績線量分布306」は、実績線量分布305に加えて、残りのスポットが計画通りに照射されたと仮定した場合の線量分布となる。

【0062】

また、第2コンソール48には、推定実績線量分布306から算出した線量評価指標として、標的31AのDVH302Aや危険臓器のDVH302Bが表示される。更には、計画線量分布304から算出した計画線量評価指標として、標的31AのDVH301Aや危険臓器のDVH301Bが比較して表示される。

【0063】

また、第2コンソール48には、CTやMRI、視診などで、明らかに癌がある範囲である肉眼的腫瘍体積に微小浸潤などを考慮した範囲で定義される臨床的標的体積（CTV：Clinical Target Volume）の99%の体積に対する線量値を表すD99やビームが患者に入射したときにビーム軸上に沿って生じる吸収線量の最大値となる深さであるD_{max}（depth of dose maximum：最大深さ）、

10

20

30

40

50

極力線量分布が形成されることを避けるべき領域である周辺臓器（OAR：Organ At Risk）の D_{max} といった各種の線量評価指標を表示させる。

【0064】

例えば、図4に示すように、計画線量分布304から演算されたCTVの D_{99} や D_{max} 、OARの D_{max} といった各種の計画線量評価指標301Cが表示される。また、この計画線量評価指標301Cの横に、推定実績線量分布306から演算された、CTVの D_{99} や D_{max} 、OARの D_{max} といった各種の線量評価指標302Cが表示される。

【0065】

図示していないが、第2コンソール48には、更に、最大線量や最小線量、TCP（Tumor Control Probability：腫瘍制御率）やNTCP（Normal Tissue Complication Probability：正常組織障害確率）等の線量分布から算出される各種線量評価指標を表示することも可能である。

10

【0066】

また、第2コンソール48には、実績線量分布を、過去に計算された実績線量分布に積算した分布、乃至、これをスケールさせた線量分布、及びこれらの線量分布から求めた線量評価指標等を表示することができる。

【0067】

更には、図4に示すように、上述した各種の線量評価指標の計算のために必要な、照射対象を特定するIDの選択欄307も第2コンソール48に表示、設定することが可能となっている。

20

【0068】

陽子線照射制御装置41、第1記憶装置42、照射中線量分布評価システム55内の線量計算制御装置44、線量計算装置45は、各々がコンピュータ等で構成されている。これらを構成するコンピュータは、CPUやメモリ、インターフェース等を備えており、各機器の動作の制御や後述する各種演算処理等が様々なプログラムに基づいて実行される。これらのプログラムは各構成内の内部記録媒体や外部記録媒体、データサーバ50に格納されており、CPUによって読み出され、実行される。

【0069】

なお、動作の制御処理は、1つのプログラムにまとめられていても、それぞれが複数のプログラムに別れていてもよく、それらの組み合わせでもよい。また、プログラムの一部または全ては専用ハードウェアで実現してもよく、モジュール化されていても良い。更には、各種プログラムは、プログラム配布サーバや内部記憶媒体や外部記録媒体から各装置にインストールされてもよい。

30

【0070】

また、各々の装置やシステムは独立している必要はなく、2つ以上の装置やシステムを一体化、共通化して、処理のみを分担してもよい。また、少なくとも一部の構成が有線もしくは無線のネットワークを介して接続されているものとすることができる。

【0071】

図1に戻り、陽子線照射制御装置41は、分割単位に基づいて計画スポットデータを分割する照射シーケンス分割部41bを有している。

40

【0072】

照射シーケンス分割部41bは、同じ位置を複数回照射して平均化することにより、計画通りの線量を照射するリペイント照射を実施する場合に、リペイント単位で計画スポットデータを分割し、分割スポットデータを作成する。

【0073】

なお、本実施例では、線量分布の計算結果等に関しては、第2コンソール48に表示する事としたが、第2コンソール48での入力内容および表示内容を第1コンソール43に表示し、第1コンソール43と第2コンソール48を統一しても良い。

【0074】

50

次に、陽子線を照射する手順、および陽子線照射中に実績線量分布を算出する手順について図5を用いて説明する。

【0075】

最初に、カウチ33の上に照射対象31を固定する。その後、カウチ33を動かして照射対象31を予め計画した位置に移動する。この際、X線撮像装置(図6の撮像用X線発生装置61A, 61BおよびX線測定器62A, 62Bに相当)を用いて撮像画像を撮像することにより、照射対象31が予め計画した位置に移動したことを確認する。

【0076】

医療従事者により第1コンソール43上の照射準備ボタンが押下されると、陽子線照射制御装置41は、第1記憶装置42から照射パラメータを読み込む。読み込んだ照射パラメータに記載されたガントリー角度に合わせて、医療従事者は、第1コンソール43からガントリー回転ボタンを押下してガントリーを所定角度まで回転させる。

【0077】

続いて、医療従事者は、第2コンソール48から照射対象31に対応する患者CT画像等の患者情報を取得するため、患者情報の読み込みボタンを押下する。患者情報の読み込みボタンが押下されると、線量計算制御装置44は、陽子線照射制御装置41および通信装置49を介して、有線もしくは無線ネットワーク経由でデータサーバ50から、患者情報を取得する。データサーバ50から取得された患者CT画像等の患者や情報は第2コンソール48に表示される。

【0078】

その後、医療従事者は、第2コンソール48から実績線量分布を計算する計算間隔を設定する。医療従事者により計算間隔が設定されると、線量計算制御装置44は第1記憶装置42に設定された計算間隔を記憶する(ステップS401)。以下、計算間隔としてエネルギー変更単位が選択された場合を例として説明する。

【0079】

ガントリーの回転後に、医療従事者によって第1コンソール43上の照射開始ボタンが押下されたと判定されたときは、陽子線照射制御装置41は、第1記憶装置42から読み込んだエネルギーと照射位置と照射量の情報に基づき、最初に照射するエネルギーまで陽子線を加速する。

【0080】

具体的には、陽子線照射制御装置41は、イオン源12とライナック13を制御して、イオン源12で発生させた陽子線をライナック13により前段加速し、シンクロトロン11へ入射させる。

【0081】

次いで、陽子線照射制御装置41は、シンクロトロン11を制御して、入射した陽子線を最初に照射するエネルギーまで加速する。シンクロトロン11を周回する陽子線は、高周波加速装置18からの高周波により加速される。

【0082】

並行して、陽子線照射制御装置41は、最初に照射するエネルギーの陽子線がシンクロトロン11から照射ノズル25へ到達できるようにビーム輸送系20の偏向電磁石21と四極電磁石の励磁量を制御する。また、第1記憶装置42からの照射パラメータにある最初に照射するスポット位置に陽子線が到達するように照射ノズル25内の2台の走査電磁石26A, 26Bの励磁量を設定する。

【0083】

これらの設定が完了した後、陽子線照射制御装置41は高周波出射装置19に高周波を印加して陽子線の出射を開始する。高周波出射装置19に高周波が印加されるとシンクロトロン11内を周回する陽子線の一部が出射用デフレクタ17を通過してビーム輸送系20を介して照射ノズル25に到達する。照射ノズル25に到達した陽子線は2台の走査電磁石26A, 26Bにより走査され、線量モニタ27Bと位置モニタ27Aとを通過して照射対象31内の標的31Aに到達し、線量分布を形成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

スポット毎の照射量は第 1 記憶装置 4 2 から取得した照射パラメータとして登録されていることから、線量モニタ 2 7 B が測定した照射量が登録された値に到達すると陽子線照射制御装置 4 1 は出射用高周波を制御して陽子線の出射を停止する。

【 0 0 8 5 】

また、陽子線の出射後、陽子線照射制御装置 4 1 は、位置モニタ 2 7 A が測定した陽子線の位置情報から標的 3 1 A 位置での陽子線の到達位置を計算し、照射パラメータとして登録された位置と計算された到達位置の差が許容値以内であることを確認する。

【 0 0 8 6 】

また、陽子線照射制御装置 4 1 は、陽子線の出射後は、陽子線照射データとして、図 2 に示すような、陽子線が照射された時刻と照射位置と照射量とを記憶する。照射位置は位置モニタ 2 7 A が測定した陽子線の位置情報を標的 3 1 A 位置での陽子線の到達位置に換算した値であり、照射量は線量モニタ 2 7 B で計測された値から求めたスポット線量の値である。ひとつのスポットに対するデータは、図 2 の 1 行分に相当する。

10

【 0 0 8 7 】

陽子線照射制御装置 4 1 は次のスポットを照射するため、照射パラメータとして登録されている位置に陽子線が到達するように 2 台の走査電磁石 2 6 A , 2 6 B の励磁量を設定する。設定完了後、陽子線照射制御装置 4 1 は出射用高周波を制御して陽子線の出射を開始する。

【 0 0 8 8 】

スポットの照射を繰り返し、最初のエネルギーで照射するスポットの照射を全て完了すると、陽子線照射制御装置 4 1 はシンクロトロン 1 1 を制御して陽子線を減速させ、次のエネルギーの陽子線の照射準備を開始する。

20

【 0 0 8 9 】

第 1 記憶装置 4 2 に記録された計算間隔に達すると、陽子線照射制御装置 4 1 はログデータの出力指示信号を線量計算制御装置 4 4 へ送信する。本実施例では、計算間隔として、エネルギー変更毎が与えられた場合を例として説明する。

【 0 0 9 0 】

陽子線照射制御装置 4 1 は、次のエネルギーの陽子線の照射準備を開始すると、線量計算制御装置 4 4 はログデータの出力指示信号を受けて、第 1 記憶装置 4 2 に記憶されている照射スポットデータを線量計算制御装置 4 4 内のメモリに記憶する（ステップ S 4 0 2 ）。

30

【 0 0 9 1 】

その後、線量計算制御装置 4 4 は、ログデータの出力完了信号を線量計算装置 4 5 へ送信する。線量計算装置 4 5 は、ログデータの出力完了信号を受信すると、情報統合部 4 6 は、線量計算制御装置 4 4 のメモリに記憶された照射スポットデータを読み込み、実績スポットデータおよび線量計算用の入力ファイルを作成する（ステップ S 4 0 3 ）。

【 0 0 9 2 】

実績スポットデータおよび線量計算用の入力ファイルの作成後、線量計算部 4 7 は、実績スポットデータを用いて線量分布を計算する（ステップ S 4 0 4 ）。また、既に計算された実績線量分布があれば、ステップ S 4 0 4 で計算した線量分布を積算する（ステップ S 4 0 5 ）。

40

【 0 0 9 3 】

実績線量分布の計算が完了すると、線量計算装置 4 5 は、医療従事者が設定した計算間隔に対応する計画線量分布を読み込み（ステップ S 4 0 6 ）、計画線量分布との差分線量分布を算出する（ステップ S 4 0 7 ）。

【 0 0 9 4 】

続いて、線量計算装置 4 5 は、計画プランに対応する計画線量分布に差分線量分布を足し合わせ、推定実績線量分布、および対応する線量評価指標を算出する（ステップ S 4 0 8 ）。

50

【0095】

推定実績線量分布の算出後、線量計算装置45は線量計算制御装置44に線量計算の完了信号を送信する。線量計算制御装置44は、線量計算の完了信号を受信した後、実績線量分布、推定実績線量分布および、対応する線量評価指標を、第2コンソール48へ表示する。この処理により表示されるのが、図4に示すような画面である。

【0096】

医師等の医療従事者は、第2コンソール48に映し出された推定実績線量分布および、対応する線量評価指標を確認しながら、照射中に、照射の中止等の治療への介入判断を行うことが可能となる。

【0097】

次のエネルギーの陽子線の照射準備が完了すると、陽子線照射制御装置41は、最初のエネルギーの場合と同様に、イオン源12とライナック13を制御して陽子線をシンクロトロン11に入射させ、シンクロトロン11を制御して2番目のエネルギーまで陽子線を加速する。

【0098】

陽子線照射制御装置41は、ビーム輸送系20と2台の走査電磁石26A, 26Bとを制御してスポットの照射を継続するとともに、位置モニタ27Aが測定した陽子線の位置情報、線量モニタ27Bが計測した照射量を第1記憶装置42に記憶させる。

【0099】

線量計算制御装置44は、次のログデータの出力指示信号が来るまで待機する。

【0100】

次のログデータの出力指示信号を受けると、線量計算制御装置44は、前のログデータの出力指示信号の受信から次のログデータの出力指示信号の受信の間に記憶された照射スポットデータを第1記憶装置42に出力する。その後、線量計算制御装置44は、上述のステップS402からステップS407までの処理を行い、実績線量分布および差分線量分布を更新する。

【0101】

続いて、線量計算装置45は、更新された差分線量分布を用いて推定実績線量分布を更新し、推定実績線量分布に対応する線量評価指標を算出する。

【0102】

推定実績線量分布の更新後、線量計算装置45は線量計算制御装置44に線量計算の完了信号を送信する。線量計算制御装置44は、更新された分布および線量評価指標を、第2コンソール48へ表示する。

【0103】

一方、線量計算制御装置44は、線量計算の完了信号を受信する前に次のログデータの出力指示信号を受信した場合は、前のログデータの出力指示信号の受信から次のログデータ出力指示信号の受信の間に記憶された照射スポットデータを第1記憶装置42に出力して、線量計算の完了信号を受信するまで待機する。

【0104】

線量計算制御装置44は、線量計算の完了信号の受信後にログデータの出力完了信号を線量計算装置45へ送信する。その後、線量計算制御装置44は、上述のステップS402からステップS407までの処理を行い、実績線量分布および差分線量分布を更新する。

【0105】

続いて、線量計算装置45は、更新された差分線量分布を用いて推定実績線量分布を更新し、推定実績線量分布に対応する線量評価指標を算出する。

【0106】

推定実績線量分布の更新後、線量計算装置45は線量計算制御装置44に線量計算の完了信号を送信する。線量計算制御装置44は、更新された分布および線量評価指標を、第2コンソール48へ表示する。

10

20

30

40

50

【0107】

また、線量計算の完了信号を線量計算制御装置44が受信する前に、ログデータの出力指示信号を線量計算制御装置44が受信する状況が発生しないよう、陽子線照射制御装置41は、線量計算制御装置44が線量計算の完了信号を受信するまで、陽子線の照射開始を待機させるモードを搭載することができる。また、この待機モードと、照射を待機させずに継続するモードとを切り替える機能を備えることができる。

【0108】

このモードの切り替えは、上述した図3に示した第2コンソール48の設定画面48aにおいて選択することができる。例えば、各分割プランの選択領域48bのうち、「(停止有り)」と記されている側を選択すると有効になり、「(停止有り)」が記されていない側を選択すると照射を待機させずに継続するモードが有効となる。

10

【0109】

陽子線の照射の途中でインターロックや医療従事者の指示等により中断された場合、陽子線照射制御装置41は、強制停止信号を線量計算制御装置44に送信する。

【0110】

線量計算制御装置44は、強制停止信号を受信すると、第1記憶装置42に記憶された照射スポットデータを第1記憶装置42に出力した後、線量計算の完了信号が受信されていない場合は、線量計算の完了信号が受信されるまで待機した後、ログデータの出力完了信号を線量計算装置45へ送信する。その後、ステップS402からステップS407までの処理を行い、実績線量分布および差分線量分布を更新する。

20

【0111】

続いて、線量計算装置45は、更新された差分線量分布を用いて推定実績線量分布を更新し、推定実績線量分布に対応する線量評価指標を算出する。

【0112】

推定実績線量分布の更新後、線量計算装置45は線量計算制御装置44に線量計算の完了信号を送信する。線量計算制御装置44は、更新された分布および線量評価指標を、第2コンソール48へ表示する。

【0113】

以上の動作を繰り返し、第1記憶装置42から読み込んだ全ての計画スポットデータを照射する。照射が完了すると、陽子線照射制御装置41から第1コンソール43に照射完了の情報が送信され、第1コンソール43上に完了情報が表示される。

30

【0114】

標的31Aを複数の方向から照射する場合、ガントリーの角度とカウチ33の位置を変更した後、医療従事者が照射準備ボタンを押下して陽子線の照射を同様に繰り返す。

【0115】

<効果>

次に、本実施例の効果について説明する。

【0116】

上述した本実施例の陽子線治療システム1のうち、照射中线量分布評価システム55は、線量モニタ27Bおよび位置モニタ27Aの計測データを用いて、標的31Aに照射される実績線量分布を算出する線量計算装置45と、求められた線量分布を表示する第2コンソール48と、実績線量分布を算出するタイミングを設定し、実績線量分布の計算の状態を制御する線量計算制御装置44と、を備え、線量計算装置45は、線量計算制御装置44によって設定された計算間隔に基づいて、照射中に実績線量分布を算出する。

40

【0117】

このような本発明によれば、照射精度効果を考慮した実績線量分布を粒子線の照射過程において算出することができる。このため、粒子線治療の中止、条件変更等の治療への介入判断に有用な判断材料を医療従事者へ照射中に提示することが可能となる。これにより、医療従事者が照射中に治療への介入判断を迅速、且つ適切に行うことを支援することが出来る。介入の例としては、照射の中止や、未照射の分割スポットデータの照射量の微調

50

整などが考えられる。

【0118】

また、線量計算装置45は、実績線量分布に基づいて現在照射中の照射によって形成される線量分布としての推定実績線量分布306を算出し、推定実績線量分布306を第2コンソール48に表示させるため、現在進行中の照射によって得られるであろう線量分布を提示することができる。従って、介入判断により有用な判断材料を医療従事者に対して提示することができる。医療重視者がより迅速に、且つ的確な判断を行うことをより強力にサポートすることができる。

【0119】

特に、線量計算装置45は、推定実績線量分布306を、線量計算制御装置44で設定された計算間隔ごとに、照射計画に記録されている計算間隔における計画線量分布304と実績線量分布との差分線量分布を算出し、現在照射中の照射によって形成される計画線量分布304に対して計算間隔ごとに差分線量分布を積算することで算出するため、演算負荷が過大になることなく、推定実績線量分布を算出することができる。よって、医療従事者への的確なサポートをより容易に実現することができる。

10

【0120】

また、線量計算装置45は、更に、推定実績線量分布306から算出した線量評価指標302A, 302B, 302Cを第2コンソール48に表示させることや、推定実績線量分布306と、現在照射中の照射によって形成される計画線量分布304と、を第2コンソール48に比較表示させること、線量評価指標302A, 302B, 302Cと、計画線量分布304から算出した計画線量評価指標301A, 301B, 301Cと、を第2コンソール48に比較表示させることで、介入判断に更に有用な判断材料を医療従事者に対して提示することができる。

20

【0121】

更に、リペイント単位で、照射シーケンスを複数のシーケンスに分割する照射シーケンス分割部41bを更に備えていることで、リペイント単位(分割スポット単位)で照射中における実績線量分布評価を行うことが可能となる。これにより、医師等の医療従事者は、第2コンソール48に表示される実績線量分布の計算結果を見ながら、リペイント単位で治療へ介入判断を行うことが可能となる。

【0122】

また、線量計算装置45は、陽子線照射制御装置41と連携して、実績線量分布の算出が完了するまで粒子線の照射を停止させるモードと、実績線量分布の算出が完了しなくとも粒子線の照射を継続させるモードと、を選択可能であることにより、実績線量分布等を確認しながら照射を適宜進めることができるとともに、照射を中断することなく完了させることを優先することも可能となり、状況に応じた柔軟な照射が可能となる。

30

【0123】

<変形例>

次に、本発明の変形例として、動体追跡照射法に対応した陽子線治療システム1Aについて図6乃至図9を用いて説明する。

【0124】

図6に本発明の実施例の動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムの全体構成図を示す。図7に動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムにおける陽子線照射データの概念図を、図8にX線曝射時刻と標的31A位置を記録したマーカー位置データの概念図を、図9に動体追跡照射法に対応した陽子線治療システムにおける、実績スポットの作成手順を示すフロー図を示す。

40

【0125】

照射中に呼吸等により移動する標的31Aに対して陽子線照射を行う場合、ゲート照射を用いることが多い。以下、ゲート照射法に対応した陽子線治療システム1Aについて説明する。最初に、図6を用いてシステムの全体構成について説明する。

【0126】

50

ゲート照射時に於いては、標的 3 1 A の移動による線量分布への影響である相互作用効果を、照射中に評価する事が重要となる。

【 0 1 2 7 】

図 6 に示す本実施例の陽子線治療システム 1 A は、図 1 で説明した陽子線治療システム 1 の構成に加えて、動体追跡装置と動体追跡装置に関連づく機器を有している。

【 0 1 2 8 】

動体追跡装置は、粒子線の照射中のマーカー 3 2 の位置を計測する追跡対象位置計測部と、動体追跡制御装置 6 5 と、第 2 記憶装置 6 3 とから構成される。

【 0 1 2 9 】

追跡対象位置計測部は、照射対象 3 1 内のマーカー 3 2 の撮像画像を取得する撮像用 X 線発生装置 6 1 A と X 線測定器 6 2 A とから構成される第 1 X 線撮像装置と、この第 1 X 線撮像装置とは異なる方向からマーカー 3 2 の撮像画像を取得する撮像用 X 線発生装置 6 1 B と X 線測定器 6 2 B とから構成される第 2 X 線撮像装置から構成される。

【 0 1 3 0 】

第 1 X 線撮像装置と第 2 X 線撮像装置との 2 組は、それぞれの X 線の経路が交差するように設置されている。なお、第 1 X 線撮像装置と第 2 X 線撮像装置とは、互いに直交する方向に設置されることが好ましいが、直交していなくてもよい。また、第 1 X 線撮像装置と第 2 X 線撮像装置とは、必ずしもガントリーの内部に配置されている必要はなく、天井や床などの固定された場所に配置されていても良い。また、X 線撮像装置は 2 組である必要はなく、1 組でも 3 組以上でも良い。

【 0 1 3 1 】

動体追跡制御装置 6 5 は、撮像用 X 線発生装置 6 1 A , 6 1 B や X 線測定器 6 2 A , 6 2 B 、第 2 記憶装置 6 3 に接続されている。

【 0 1 3 2 】

動体追跡制御装置 6 5 は、撮像用 X 線発生装置 6 1 A , 6 1 B に対して撮像信号を出力する。また、X 線測定器 6 2 A , 6 2 B から入力される X 線画像に基づいて照射対象 3 1 内のマーカー 3 2 の 3 次元位置を求めて、標的 3 1 A の 3 次元位置を求める。そして求めた標的 3 1 A の 3 次元位置が予め指定した範囲内にあるか否かを判定して、範囲内にあると判定された時に陽子線照射制御装置 4 1 A に対して粒子線の出射を許可する信号を出力する。これに対し、標的 3 1 A の 3 次元位置が予め指定した範囲内に無いと判定されたときは陽子線照射制御装置 4 1 A に対して特段の信号を出力せずに、陽子線の照射を許可しない。

【 0 1 3 3 】

陽子線照射制御装置 4 1 A は、動体追跡制御装置 6 5 が生成する信号に基づき、粒子線の照射の ON / OFF を制御する。

【 0 1 3 4 】

更に、本変形例の動体追跡制御装置 6 5 は、X 線の撮像毎に X 線を曝射した時刻（追跡時刻）を記憶する追跡時刻記録部 6 6 を有しており、マーカー 3 2 の位置の計算結果とゲート信号の状態と対応時刻とを、図 7 に示すようなマーカー位置データとして第 2 記憶装置 6 3 に記憶させる。図 7 では、図 2 に示すマーカー位置データに対して照射時刻の項目が追加されている。

【 0 1 3 5 】

また、相互作用効果を算出するためには、照射される各スポットの照射時刻の記録が重要となる。そのため、陽子線照射制御装置 4 1 A は、線量モニタ 2 7 B で陽子線の照射量を計測し、位置モニタ 2 7 A で陽子線の照射位置を計測したときの時刻を関連付けて、図 8 に示すような陽子線照射データとして記録する照射時刻記録部 6 4 を有している。

【 0 1 3 6 】

ゲート照射法に対応した本変形例の陽子線治療システム 1 A では、相互作用効果を算出するために、線量計算装置 4 5 A の情報統合部 4 6 A に於いて、実績スポットデータの作成方法が上述の陽子線治療システム 1 の情報統合部 4 6 とは処理の内容が異なる。

10

20

30

40

50

【0137】

本変形例では、線量計算装置45Aの情報統合部46Aにおいて、照射時刻と追跡時刻とを同期することで、粒子線の照射中のマーカ-32の位置と、その時の粒子線の照射量および照射位置とを算出し、標的31Aの動きの影響をスポットの位置誤差として考慮した実績スポットデータを作成する。

【0138】

以下、標的31Aの動きの影響をスポットの位置誤差として考慮した本変形例での実績スポットデータの作成方法に関して、図9を用いて説明する。なお、以下に説明する各ステップは、図5に示したステップS403の替わりに実行されるものであり、他の処理は図5に示したステップS401乃至ステップS408と同じであるため、詳細は省略する。

10

【0139】

まず、線量計算制御装置44Aは、ログデータの取得指示信号を受信すると、動体追跡制御装置65に接続されている第2記憶装置63に記憶されているマーカ-位置データを読み込み、陽子線照射制御装置41Aに接続されている第1記憶装置42に記憶されている陽子線照射データと併せて第1記憶装置42に出力する(ステップS801)。

【0140】

続いて、線量計算装置45Aの情報統合部46Aは、第2記憶装置63から取得したマーカ-位置データと第1記憶装置42から取得した陽子線照射データとを同期する(ステップS802)。

20

【0141】

具体的には、それぞれのデータに記録されている時刻は、X線撮像開始ボタンを押下したタイミングを基準としているため、互いの時刻を同期することができる。そこで、記録された時刻を基にして、各スポットが照射された瞬間のマーカ-32の位置を求める。マーカ-位置データは、30HzでX線による撮像をした場合、33ms毎に記録されている。各スポットが照射された瞬間のマーカ-32位置は、最も時刻が近いマーカ-位置データとすることができるし、時刻が前後の二つのマーカ-位置データから補間したのもよい。

【0142】

次いで、線量計算装置45Aの情報統合部46Aは、標的31Aの移動による誤差を考慮にいたした照射位置を計算する。具体的には、線量計算装置45Aの情報統合部46Aは、標的31Aの動きの影響をスポットの位置誤差として考慮した実績スポットデータを作成する(ステップS803)。

30

【0143】

本ステップでは、情報統合部46Aは、まず、先のステップS802において計算したスポット照射時の標的31A位置を、ガントリーの角度により異なる陽子線のビーム軸に垂直なアイソセンタを含む面に投影し、その面内でのX方向とY方向の座標を求める。

【0144】

ここで、X方向とY方向とは、2対の走査電磁石26A, 26Bがそれぞれ走査する方向と一致する。例えば、X方向を例にすると、標的31AがX方向にLだけ移動した場合、陽子線の位置がX方向に-Lだけ移動したとみなして線量分布を計算する。この際、照射対象31における標的31Aの非剛体的な動きの影響は、ゲ-照射の場合はわずかであることから、ないものとして無視する。

40

【0145】

このように標的31Aの移動を取り込むことで、ひとつのCT画像を用いて標的31Aの移動を考慮した線量分布を計算することができる。

【0146】

さらに、上述のように、陽子線の照射した空間的な位置はスポット毎に陽子線照射データとして記録されている。このため、情報統合部46Aは、陽子線照射データに記録されたスポットのX座標を X_s とすると、そのスポットのX座標を $X_s - L$ として実績スポッ

50

トデータを作成する。Y方向についても同様の処理を繰り返す。エネルギーに関しては、第1記憶装置42に記憶されている陽子線のエネルギーの設定値(計画スポットデータの値)を用いて計算する。実績スポットデータの照射量は、陽子線照射データに記録された値とする。

【0147】

なお、陽子線治療システム1Aの構成、動作は上述した形態に限られない。

【0148】

例えば、以上の実施例では、一連の照射の前に撮像した計画用X線CT画像のみを用いて、照射中の実績線量分布の算出および評価を行うことが前提になっていたが、X線コンピームCT画像(CBC T画像)や治療のための陽子線照射の途中に撮像したX線CT画像を適宜使用して線量分布の算出および評価を行うことができる。

10

【0149】

上述の変形例における陽子線治療システム1Aの構成であれば、ガントリーを回転させながら2組のX線撮像装置を用いてX線撮像画像を撮像することで、X線CBC T画像を得ることができる。

【0150】

このような撮像は照射の直前または直後に実施できるため、照射時の標的31Aの状態に最も近いCT画像を得ることができる。

【0151】

ここで、線量分布を計算するためには、CT画像のCT値と呼ばれる画素値が物質の組成に関係するため重要である。CBC T画像は、その構成の制限から通常のCT画像よりもCT値の精度が低いことが知られている。

20

【0152】

従って、計画用X線CT画像をCBC T画像に合わせて非剛体レジストレーションと呼ばれる変形を行い作成したCT画像を、照射中の実績線量分布計算に使用することで、より精度の良い実績線量分布を算出し、医師等の医療従事者へ提示することが可能となる。

【0153】

また、動体追跡制御装置65に追跡時刻記録部66が、陽子線照射制御装置41Aに照射時刻記録部64が設けられている場合について説明したが、これらの各時刻記録部は線量計算制御装置44A内や他の装置内、更には独立して設けてもよい。

30

【0154】

また、照射方法は、説明したゲート照射の代わりに、マーカ-32などの位置に基づいて照射位置を追尾する追尾照射であってもよい。例えばX線の追尾照射では、標的31Aの動きに合わせて分布形成用X線発生装置の向きを変更し、標的31Aの動きに合わせてX線の照射位置を変更する。粒子線の場合にも走査電磁石26A, 26Bの励磁量を標的31Aの位置に合わせて調整することにより追尾照射をすることができる。

【0155】

また、追跡対象をマーカ-32とし、位置データとしてマーカ-32の位置を用いる場合について説明したが、追跡対象を標的31Aそのものとし、データは標的31Aの位置を用いることができる。

40

【0156】

更には、追跡対象は、標的31A以外の標的31Aと連動して動くもの、例えば照射対象31内の肋骨等の骨などの高密度領域を追跡対象とし、これらの位置を位置データとして用いることができる。

【0157】

このような本変形例の陽子線治療システム1Aによっても、上述の陽子線治療システム1と同様の効果が得られる。

【0158】

また、粒子線を照射した照射時刻を記録する照射時刻記録部64と、粒子線の照射中のマーカ-32の位置を計測する追跡対象位置計測部と、マーカ-32の位置を計測した追

50

跡時刻を記録する追跡時刻記録部 6 6 と、追跡対象位置計測部によって計測されたマーカ- 3 2 の位置に基づいて標的 3 1 A の位置が予め指定した範囲内にあるか否かを判定し、範囲内にあると判定された時に陽子線照射制御装置 4 1 A に対して粒子線の出射を許可する信号を出力する動体追跡制御装置 6 5 と、を更に備え、線量計算装置 4 5 A は、照射時刻と追跡時刻とを同期することで、粒子線の照射中のマーカ- 3 2 の位置と、その時の粒子線の照射量および照射位置とを算出し、陽子線照射制御装置 4 1 A は、動体追跡制御装置 6 5 が生成する信号に基づき、粒子線を制御することで、求める実績線量分布等に相互作用効果も反映させることができ、より精度の高い実績線量分布を算出することができる。これにより、医療従事者が照射の中止等の治療への介入判断をより迅速、且つ適切に照射中に行うことを支援することができる。また、標的 3 1 A に対する粒子線の照射精度を高めることができる。

10

【 0 1 5 9 】

更に、線量計算装置 4 5 A は、実績線量分布を計算する際に用いる標的 3 1 A の位置を特定するための X 線 C T 画像として、粒子線の照射前後に追跡対象位置計測部によって撮像された X 線 C B C T 画像、または X 線 C T 画像に合わせて変形した計画 C T 画像を用いることにより、より正確な実績線量分布を照射中に算出することができ、医療従事者による照射の中止等の治療への介入判断をより適切に行うことが出来る。

【 0 1 6 0 】

<その他>

なお、本発明は上記の実施例に限られず、種々の変形、応用が可能なものである。上述した実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されない。

20

【 0 1 6 1 】

例えば、上述の実施例では、上述の実施例では粒子線の照射位置をあるスポットから次のスポットに移動させている間にビーム出射を停止させ、移動完了後にビーム出射を再開させるディスクリートスポットスキニング法を用いる場合について説明したが、本発明は、同一スライスを走査する間はビーム出射が途切れることなく連続して照射するラスタースキニング法やラインスキニング等を用いることができる。

【 0 1 6 2 】

また、陽子線を加速する加速器としてシンクロトロン 1 1 を例に説明したが、加速器はサイクロトロンやシンクロサイクロトロンなどの加速器を用いることができる。

30

【 0 1 6 3 】

また、1 台の加速器と 1 台の照射装置からなる治療システムについて説明したが、1 台の加速器に対して照射装置が複数ある粒子線治療システムとすることができる。

【 0 1 6 4 】

また、ビーム輸送系 2 0 を用いる場合について説明したが、加速器から照射ノズル 2 5 に直接粒子線を輸送することができる。

【符号の説明】

【 0 1 6 5 】

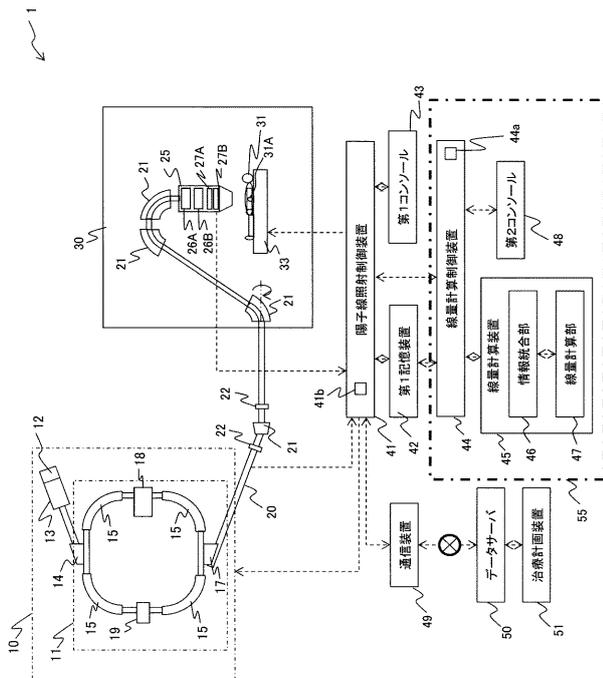
- 1 , 1 A ... 陽子線治療システム
- 2 5 ... 照射ノズル (粒子線照射装置)
- 2 7 A ... 位置モニタ (照射位置計測器)
- 2 7 B ... 線量モニタ (照射量計測器)
- 3 1 ... 照射対象
- 3 1 A ... 標的
- 3 2 ... マーカ- (追跡対象)
- 4 1 , 4 1 A ... 陽子線照射制御装置 (照射制御装置)
- 4 1 b ... 照射シーケンス分割部 (照射シーケンス分割装置)
- 4 2 ... 第 1 記憶装置
- 4 3 ... 第 1 コンソール

40

50

- 4 4 , 4 4 A ... 線量計算制御装置
- 4 4 a ... 計算間隔設定部
- 4 5 , 4 5 A ... 線量計算装置
- 4 6 , 4 6 A ... 情報統合部
- 4 7 ... 線量計算部
- 4 8 ... 第2コンソール (表示装置)
- 4 8 a ... 設定画面
- 4 8 b ... 選択領域
- 4 9 ... 通信装置
- 5 0 ... データサーバ
- 5 5 , 5 5 A ... 照射中線量分布評価システム
- 6 1 A , 6 1 B ... 撮像用 X 線発生装置 (追跡対象位置計測部)
- 6 2 A , 6 2 B ... X 線測定器 (追跡対象位置計測部)
- 6 3 ... 第2記憶装置
- 6 4 ... 照射時刻記録部
- 6 5 ... 動体追跡制御装置
- 6 6 ... 追跡時刻記録部

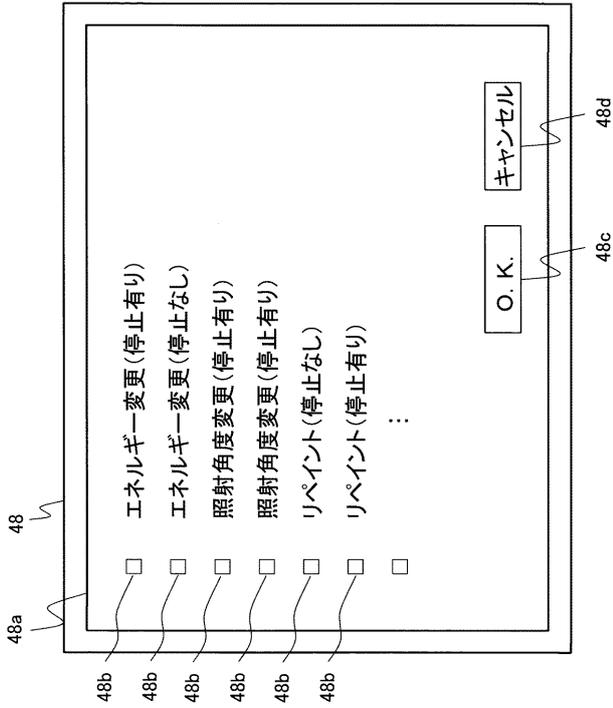
【 図 1 】



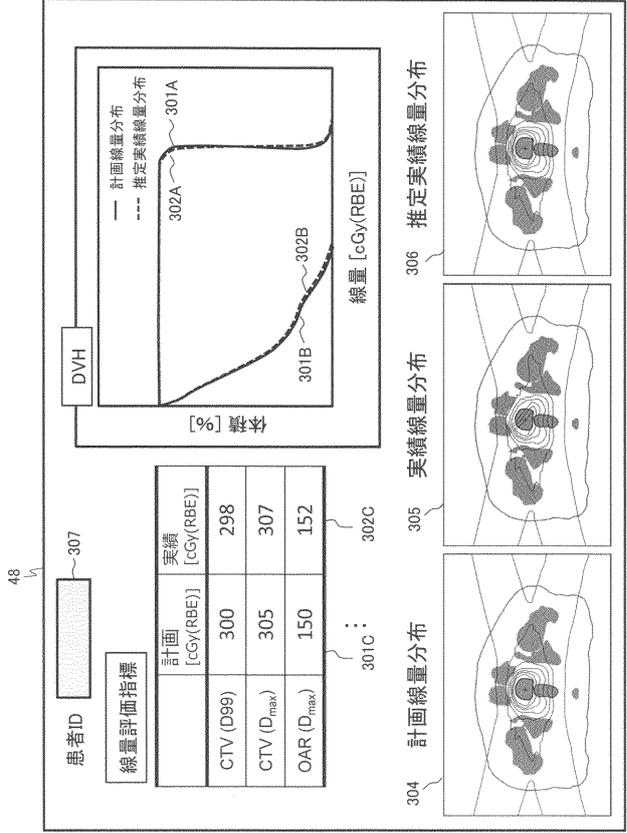
【 図 2 】

スポット番号	X [mm]	Y [mm]	スポット線量 [MU]
1	5.5	0.0	0.02
2	0.3	0.0	0.03
3	-4.9	0.0	0.01
4	-10.1	0.0	0.02
	...		

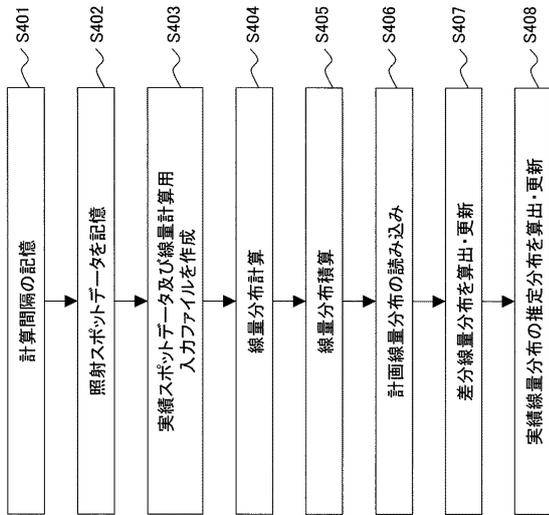
【 図 3 】



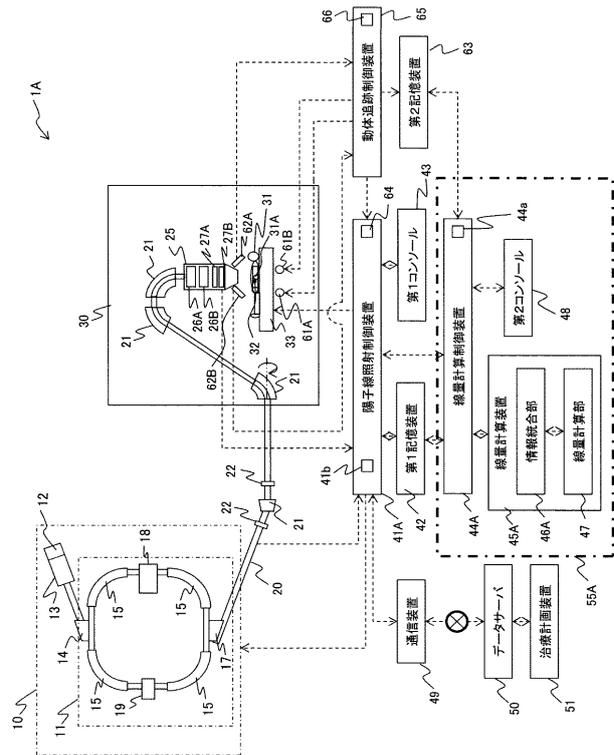
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



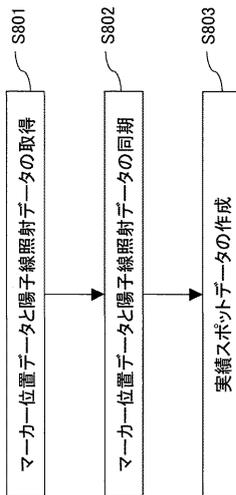
【 図 7 】

スポット番号	照射時刻 [ms]	X [mm]	Y [mm]	スポット線量 [MU]
1	10010.0	5.5	0.0	0.02
2	10020.0	0.3	0.0	0.03
3	10030.0	-4.9	0.0	0.01
4	10040.0	-10.1	0.0	0.02
	.			
	.			
	.			

【 図 8 】

X線照射番号	照射時刻 [ms]	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	ゲート信号
1	10010.0	2.9	1.2	0.6	OFF
2	10020.0	2.0	1.0	0.4	OFF
3	10030.0	1.2	0.9	0.5	ON
4	10040.0	0.1	1.1	0.5	ON
	.				
	.				
	.				

【 図 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 梅澤 真澄
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
- (72)発明者 藤井 祐介
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
- (72)発明者 小橋 啓司
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 松浦 妙子
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- (72)発明者 清水 伸一
北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内
- Fターム(参考) 4C082 AA01 AC05 AE03 AG02 AG09 AG42 AG52 AL06 AN02 AN05
AP02 AP03 AR02 AR07