

(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2015-66449
(P2015-66449A)

(43) 公開日 平成27年4月13日(2015.4.13)

(51) Int.Cl.

A61N 5/10 (2006.01)

F 1

A 61 N 5/10
A 61 N 5/10
A 61 N 5/10

テーマコード(参考)

H 4C082
J
T

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 51 頁)

(21) 出願番号 特願2014-198121 (P2014-198121)
 (22) 出願日 平成26年9月29日 (2014.9.29)
 (31) 優先権主張番号 13186787.1
 (32) 優先日 平成25年9月30日 (2013.9.30)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 312005245
 イオン ビーム アプリケーションズ ソ
 シエテ アノニム (アイビーエイ)
 ベルギー王国 ルーヴァン＝ラ＝ヌーヴ
 シュマン ドゥ シクロトロン 3
 (74) 代理人 100101454
 弁理士 山田 阜二
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100125874
 弁理士 川端 純市
 (72) 発明者 ダミアン・ブリエール
 ベルギー 1490クール＝サン＝ティエ
 ンヌ、リュ・マスブル 47番
 F ターム(参考) 4C082 AC05 AE03 AG02 AG12 AG21
 AG52 AJ16 AL07

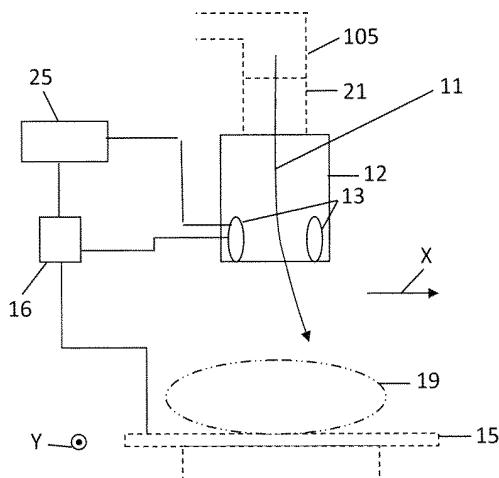
(54) 【発明の名称】荷電ハドロンビームの供給

(57) 【要約】

【課題】ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するための荷電ハドロン治療システム(100)を提供する。

【解決手段】本システムは、ターゲットを並進方向(Y')に沿って移動可能に支持するためのターゲット位置決めカウチ(15)と、第1の走査方向(X)、及び並進方向(Y')と実質的に平行である第2の走査方向(Y)において上記ターゲットに渡ってハドロンペンシルビームを走査するためのビーム走査手段(13)を含むビーム供給システム(10)とを含む。ビーム走査手段(13)は、第2の走査方向(Y')において最大走査振幅AYを設けるように制限される。本システムは、Y方向において最大走査振幅AYよりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、カウチの移動及び走査を同時に且つ同期して実行するように構成される照射制御部(16)を含む。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ターゲットを支持するためのターゲット位置決めカウチ(15)であって、並進方向(Y')に沿って移動するよう構成される、ターゲット位置決めカウチ(15)と、

第1の走査方向(X)及び第2の走査方向(Y)において前記ターゲットに渡ってハドロンペニルビームを走査するためのビーム走査手段(13)であって、前記第2の走査方向が前記並進方向(Y')と実質的に平行であり、前記第2の走査方向(Y)において最大走査振幅AYを設けるように制限される、ビーム走査手段(13)を含むビーム供給システム(10)と、

前記Y方向において前記最大走査振幅AYよりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、同期して前記並進方向(Y')に沿って前記カウチを移動するとともに同時にX方向及びY方向においてハドロンペニルビームを走査するよう構成される照射制御部(16)とを含む、
ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するための荷電ハドロン治療システム(100)。
。

【請求項 2】

前記システムは、

照射されることとなる前記ターゲットの様々な部分の照射のシーケンスを決定するための照射シーケンサ(25)をさらに含み、

前記照射シーケンサは、前記シーケンスを決定するために前記カウチの移動を考慮に入れる、

請求項1に記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項 3】

前記システムは、

前記第2の走査方向において荷電ハドロン粒子ビームのビーム側方の伝送を制限長さに制限する、前記ビーム走査手段の下流の構成要素を含み、

前記走査振幅AYは、前記制限長さよりも小さく制限される、

請求項1又は2に記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項 4】

照射シーケンサは、患者の治療処置計画に応じた前記ターゲットにおけるスポット位置を走査するためのシーケンスを決定するようにプログラムされ、

前記スポット位置は、前記患者の治療処置計画の様々なエネルギーレイヤーの一部であり、

前記シーケンスは、前記カウチの移動を引き続き考慮に入れて照射されることとなる前記ターゲットのサブボリュームを規定する、

請求項1～3のうちのいずれか1つに記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項 5】

前記サブボリュームは、偏菱形状のサブボリュームまたは矩形状のサブボリュームである、

請求項4に記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項 6】

前記ターゲットに渡ってハドロンペニルビームを走査するための前記ビーム走査手段(13)は、

所定の時間幅の期間中に前記カウチ上で前記ターゲットの並進に同期して荷電ハドロン粒子ビーム(11)の並進を提供するようにプログラムされる、

請求項1～5のうちのいずれか1つに記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項 7】

前記ビーム供給システム(10)は、前記ターゲットの周りにペニルビームを回転するように適用されるガントリ(20)をさらに含み、及び／又は

前記システムは、前記ターゲットの少なくとも一部の二次元または三次元の画像を決定

10

20

30

40

50

するための撮像手段（30）をさらに含む、

請求項1～6のうちのいずれか1つに記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項8】

前記システムは、磁気共鳴撮像システムを含み、

前記磁気共鳴撮像システムは、前記ターゲットにおける原子核の磁気モーメントを配列するための磁場を生成するための磁石を含み、

ビーム供給手段は、前記磁石の第1の部分と第2の部分の間のギャップを通して前記ターゲット（19）の方向に荷電ハドロンベンシルビーム（11）を向けるように配置され、

前記ギャップは、ベンシルビームのための伝送の最大領域を決定する、

請求項1～7のうちのいずれか1つに記載の荷電ハドロン治療システム。

【請求項9】

並進方向（Y'）においてターゲット（19）とともにカウチを移動するステップと、
第1の走査方向（X）及び第2の走査方向（Y）において前記ターゲットに渡ってハドロンベンシルビームを走査するステップであって、前記第2の走査方向が前記並進方向Y' と実質的に平行である、走査するステップとを含み、

前記第2の走査方向（Y）において走査することは、最大走査振幅AYまでに制限され、

前記カウチを移動するステップと前記走査するステップとは、

前記Y方向において前記最大走査振幅AYよりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、同期して同時に実行される、
ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するための方法（50）。

【請求項10】

前記方法は、

前記ターゲットの照射期間中の所定の時間幅の期間中に前記ターゲットを並進するステップに同期して荷電ハドロン粒子ビーム（11）を並進するステップを含む、

請求項9に記載の荷電ハドロン放射線を供給するための方法（50）。

【請求項11】

前記方法は、患者の治療処置計画に応じた前記ターゲットにおけるスポット位置を走査するための所定のシーケンスに応じてビームを走査するステップを含み、

前記スポット位置は、前記患者の治療処置計画の様々なエネルギーレイヤーの一部であり、

前記シーケンスは、前記カウチの移動を引き続き考慮に入れて照射されることとなる前記ターゲットのサブボリュームを規定する、

請求項9又は10に記載の荷電ハドロン放射線を供給するための方法（50）。

【請求項12】

前記サブボリュームは、偏菱形状である、又は矩形の直方体形状でない、

請求項11に記載の荷電ハドロン放射線を供給するための方法（50）。

【請求項13】

前記方法は、前記ターゲットに関する更なる情報を取得するために、前記ターゲットの少なくとも一部の二次元または三次元の画像を取得するステップを含み、及び／又は

前記方法は、前記ターゲットの荷電ハドロン照射セッションの期間中に磁気共鳴撮像を実行するステップを含む、

請求項9～12のうちのいずれか1つに記載の荷電ハドロン放射線を供給するための方法（50）。

【請求項14】

荷電ハドロン治療システムを制御するためのコントローラであって、

前記コントローラは、

並進方向（Y'）に沿ってカウチ上でターゲットの並進を制御するようにプログラムされ、

10

20

30

40

50

第1の走査方向(X)及び前記並進方向(Y')に実質的に平行である第2の走査方向(Y)において前記ターゲットに渡るハドロンペンシルビームの走査を制御するようにプログラムされ、

前記コントローラは、最大走査振幅 A Y により前記第2の走査方向(Y)におけるハドロンペンシルビームの走査を制御するように適用され、

前記コントローラは、

前記 Y 方向において前記最大走査振幅 A Y よりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、同期して前記並進方向(Y')に沿って前記カウチを移動するとともに同時に X 方向及び Y 方向においてハドロンペンシルビームを走査するように適用される、

10

コントローラ。

【請求項 1 5】

請求項 9 ~ 13 のうちのいずれか 1 つに記載の荷電ハドロン放射線を供給するための方法(50)を、コンピュータ上で実行する場合に、実行するための命令の組を含む、データキャリア。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、荷電ハドロン放射線治療の技術分野に関する。より詳細には、本発明は、荷電ハドロン粒子ビームの供給システム、及び荷電ハドロン粒子ビームの供給のための方法に関する。

20

【背景技術】

【0 0 0 2】

ハドロン治療において、例えば陽子又は炭素イオンなどの陽イオンなどの、クォークで構成される粒子のビームは、たとえば癌の治療処置のために組織に選択的に照射するように用いられる。このような粒子は、組織細胞に、特に当該細胞における DNA に損傷を負わせ得る。損傷した DNA を修復するための劣化した能力のため、癌細胞は、このような攻撃に特に脆弱であることが知られている。高エネルギー光子の照射を用いることなど、従来の外部からのビームの放射線治療に対する粒子治療の利点の 1 つは、伝送したエネルギーの良好な局所化を達成できることである。制動放射の X 線は、組織中により深く貫通し得るが、組織において吸収された放射線量は、深さを増すにつれて指數関数的に減少する。陽子又はより重いイオンによると、粒子が組織を貫通してエネルギーを連続的に損失しても、放射線量は増大する。つまり、放射線量は、粒子の飛程の端部の近傍に在る特定のエネルギーのプラッグピークに対応する深さまで増大する。プラッグピークを超えると、ゼロ又はゼロ近傍への急峻な降下を生じる。そのため、治療処置を注意深く計画することによって、ターゲットの組織周辺の健康な組織の中に、エネルギーはほとんど蓄積し得ない。

30

【0 0 0 3】

既知のハドロン治療システムにおいて、放射線ビームは、サイクロトロン、シンクロサイクロトロン又はシンクロトロンなどの荷電粒子加速器によって生成され得る。粒子ビームのエネルギーは、例えばプラッグピークの深さなどで貫通の深さを決定するが、エネルギーのデグレーダ及びセレクタシステムによって所望の飛程に調整され得る。ビームの誘導システムは、さらに、粒子ビームを、患者が治療カウチ上に位置し得る、治療室に対して方向付けしてもよい。すると、ビーム供給システムは、治療処置計画に応じて患者にビームを供給し得る。そのようなビーム供給システムは、1 つの固定された照射方向から患者にビームを供給するための固定されたビーム供給システムであってもよいし、複数の照射方向から患者にビームを供給できる回転可能なビーム供給システムであってもよい。

40

【0 0 0 4】

放射線照射を行う前に、患者の位置は、治療処置計画に応じて粒子ビームにターゲットの組織を整列するために、正確に決定されて調整され得る。放射線量のターゲット分布を

50

規定する治療処置計画に良好に合致する、患者における空間的な放射線量分布を供給するために、先行技術において、スポット又はペンシルビームの走査を用いることが知られている。スポット又はペンシルビームの走査システムにおいて、荷電粒子ビームは、例えばテレビジョン画像が陰極線管テレビにおいて構成される手法と同様に、ラスターの走査パターンにおいて偏向される。そのため、放射線量の供給計画に対するピクセル化された又は連続的な近似は、走査位置の関数として、ビーム強度又は走査速度を変調することによって、ターゲットボリュームにおいて描画され得る。さらに、ビームエネルギーをえることにより、深さ寸法が、異なるビームエネルギーで規定される複数のレイヤに亘ってラスターの走査処理を繰り返すことにより、放射線量の供給に加えられ得る。

【0005】

しかしながら、ペンシルビームの走査システムにおける電磁石は、大型で、重く、高費用であり得る。さらに、回転可能なビーム供給システムは、患者に対する治療処置の角度を選択するための、例えば患者の縦軸の周囲において治療処置のビームの伝播方向を回転するためのガントリを含み得る。少なくとも一部のペンシルビームの走査システムがそのような回転可能なガントリ上に実装され得るので、ペンシルビームの走査システムの構成要素の重量およびサイズが、費用および例えばガントリなどの全体のシステムのサイズをさらに増大させ得る。

【0006】

したがって、荷電ハドロン放射線治療において、ペンシルビームの走査システムのサイズおよび重量を低減する要望が在る。残念ながら、サイズおよび重量を低減させると、より小さい治療処置の場のサイズをも招いてしまい、例えば5cmよりも大きい直径を備えるターゲットを治療するためには小さ過ぎるほどになってしまふ。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の実施形態の目的は、荷電ハドロン放射線治療のための良好な手段および方法を提供することである。

【0008】

本発明の実施形態の1つの利点は、費用効率が良く、コンパクトであり、軽量の照射ビーム供給システムが、ペンシルビームによって二次元の場に渡って、例えば患者などのターゲットを照射するために使用できることである。

【0009】

本発明の実施形態の1つの利点は、三次元の放射線量分布を放射線照射計画に応じて良好に合致して、ターゲットにおいて蓄積できることである。

【0010】

本発明の実施形態の1つの利点は、X方向におけるのみでなく、Y方向における走査をも実行することによって、時間における顕著なゲインを得られることである。

【0011】

本発明の実施形態の1つの利点は、放射線照射のための安価で簡素なシステムが提供されることであり。例えば、本システムは、第1の走査方向のみを実現するビーム偏向手段、又は第1の走査方向に加えて第2の走査方向における制限された偏向範囲のみを実現するビーム偏向手段を含む。

【0012】

本発明の実施形態の1つの利点は、照射ビーム供給システムの低い重量および小さいボリュームが達成できることであり、例えばガントリのケージのような機械的サポート及び作動構造などの構成および管理を容易化する。

【0013】

本発明の実施形態の1つの利点は、粒子ビームの照射と撮像の組み合わせが実行できることである。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【0014】

以上の目的は、本発明の方法および装置によって達成される。

【0015】

本発明は、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するための荷電ハドロン治療システムに関する。本システムは、上記ターゲットを支持するためのターゲット位置決めカウチであって、並進方向 Y' に沿って移動するように構成される、ターゲット位置決めカウチと、第1の走査方向 X 及び第2の走査方向 Y において上記ターゲットに渡ってハドロンペンシルビームを走査するためのビーム走査手段であって、第2の走査方向が並進方向 Y' と実質的に平行であり、第2の走査方向 Y において最大走査振幅 A_Y を設けるように制限される、ビーム走査手段を含むビーム供給システムと、 Y 方向において最大走査振幅 A_Y よりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、同期して前記並進方向(Y')に沿ってカウチを移動するとともに同時に X 方向及び Y 方向においてハドロンペンシルビームを走査するように構成される照射制御部とを含む。本発明の実施形態の利点の1つは、ターゲットの並進を用いることにより、より効率的な放射線照射が達成でき、より短い全体の照射セッションの結果となり得ることである。本発明の実施形態の利点の1つは、放射線照射に利用可能な空間は制限されているのだが、カウチの移動によって、大きい走査の場が得られることである。

10

【0016】

本システムは、照射されることとなるターゲットの様々な部分の照射のシーケンスを決定するための照射シーケンサをさらに含んでもよい。照射シーケンサは、シーケンスを決定するためにカウチの移動を考慮に入れる。本発明の実施形態の利点の1つは、ターゲットの全ての必要な部分が正確に照射されるにも関わらず、走査技術を用いることにより、より短い全体の照射セッションが得られることである。

20

【0017】

本システムは、第2の走査方向において荷電ハドロン粒子ビームのビーム側方の伝送を制限長さに制限する、ビーム走査手段の下流の構成要素を含んでもよい。そして、走査振幅 A_Y は、制限長さよりも小さく制限される。本発明の実施形態の利点の1つは、放射線照射のユーザの時間効率は増大するが、照射されることとなるターゲットのボリュームは未だ正確で全体に照射できることである。なぜなら、ターゲットにおける点の所定の放射線の順番に応じてターゲットの並進を用いることにより、及び／又は照射ビームを並進することによるためである。

30

【0018】

照射シーケンサは、患者の治療処置計画に応じたターゲットにおけるスポット位置を走査するためのシーケンスを決定するようにプログラムされてもよい。スポット位置は、患者の治療処置計画の様々なエネルギーレイヤーの一部であり、シーケンスは、カウチの移動を引き続き考慮に入れて照射されることとなるターゲットのサブボリュームを規定する。

【0019】

サブボリュームは、偏菱形状のサブボリュームまたは矩形状のサブボリュームであってもよい。平行六面体の角度の1つは、ターゲットの並進速度の関数として決定されてもよい。本発明の実施形態の利点の1つは、矩形の直方体とは異なる形状のサブボリュームの使用は従来の走査と比較してターゲットの異なる点の照射の順番における変更を意味するが、そのような形状のサブボリュームの使用が、ターゲットの一部が正しく照射されなくならずに、ターゲットの移動の期間中に照射してより短い照射セッションの結果となることを許容することである。

40

【0020】

上記ターゲットに渡ってハドロンペンシルビームを走査するためのビーム走査手段は、所定の時間幅の期間中にカウチ上でターゲットの並進に同期して荷電ハドロン粒子ビームの並進を提供するようにプログラムされてもよい。荷電ハドロン粒子ビームの並進速度は、ターゲットの並進速度と同一にできる。並進速度は、実質的に一定速度であり得る。本発明の実施形態の利点の1つは、照射セッションの期間中に著しい加速が課されることか

50

ないことである。ターゲットの並進は、カウチに対するターゲットの移動の補償を除いて、実質的に直線的であり得る。

【0021】

ビーム供給システムは、ターゲットの周りにペンシルビームを回転するように適用されるガントリをさらに含んでもよい。

【0022】

治療システムは、ターゲットの少なくとも一部の二次元または三次元の画像を決定するための撮像手段をさらに含んでもよい。本発明の実施形態の利点の1つは、撮像手段が、ターゲットの放射照射のための正確な位置決めを検査又は照合することを可能にし、その結果、照射されるべきでないターゲットの部分をより少ない損傷にすることを可能にするように提供されることである。

10

【0023】

撮像手段は、磁気共鳴撮像システムを含んでもよい。磁気共鳴撮像システムは、ターゲットにおける原子核の磁気モーメントを配列するための磁場を生成するための磁石を含む。ビーム供給手段は、磁石の第1の部分と第2の部分の間のギャップを通してターゲットの方向に荷電ハドロンペンシルビームを向けるように配置され、ギャップは、ペンシルビームのための伝送の最大領域を決定する。

【0024】

ペンシルビームのための伝送の最大領域は、通常、ペンシルビームの走査を用いて出自に照射可能なターゲットに対する最大照射領域であり得る。磁気共鳴撮像システムは、磁場がカウチのY'軸に、すなわちカウチの並進の方向に実質的に平行であるように構成され得る。

20

【0025】

本発明は、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するための方法にも関する。本方法は、並進方向(Y')においてターゲットとともにカウチを移動することステップと、第1の走査方向(X)及び第2の走査方向(Y)において上記ターゲットに渡ってハドロンペンシルビームを走査するステップであって、第2の走査方向が並進方向Y'に実質的に平行である、走査するステップとを含む。第2の走査方向(Y)において走査するステップは、最大走査振幅AYまでに制限される。前記カウチを移動するステップと前記走査するステップとは、Y方向において最大走査振幅AYよりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、同期して同時に実行される。本方法は、ターゲットにおける様々な照射深さに、及び/又はターゲットにおける様々な部分に対応するビームエネルギー設定のシーケンスの各ビームエネルギー設定に対して荷電ハドロン粒子ビームのエネルギーを順次設定するステップを含んでもよい。そして、本発明は、第1の走査方向及び第2の走査方向によって規定される平面におけるラスターの走査パターンにおいて、ターゲットに渡って荷電ハドロン粒子ビームを走査するステップを含み得る。本方法は、ターゲットの並進およびターゲットに渡る荷電ハドロン粒子ビームの走査の間に荷電ハドロン粒子ビームのビーム電流を変調するステップを含んでもよい。前記ビーム電流を変調するステップは、所定の患者の治療処置計画を考慮に入れるこによつて実行される。

30

【0026】

本方法は、ターゲットの照射期間中の所定の時間幅の期間中にターゲットを並進するステップに同期して荷電ハドロン粒子ビームを並進するステップを含んでもよい。

40

【0027】

本方法は、患者の治療処置計画に応じたターゲットにおけるスポット位置を走査するための所定のシーケンスに応じてビームを走査するステップを含んでもよい。スポット位置は、患者の治療処置計画の様々なエネルギーレイヤーの一部であり、シーケンスは、カウチの移動を引き続き考慮に入れて照射されることとなるターゲットのサブボリュームを規定する。

【0028】

50

サブボリュームは、偏菱形状である、又は矩形の直方体形状でない。

【0029】

本方法は、ターゲットに関する更なる情報を取得するために、ターゲットの少なくとも一部の二次元または三次元の画像を取得するステップを含んでもよい。

【0030】

画像を取得するステップは、ターゲットの荷電ハドロン照射セッションの期間中に磁気共鳴撮像を実行するステップを含んでもよい。

【0031】

荷電ハドロン治療システムを制御するためのコントローラであって、コントローラは、並進方向(Y')に沿ってカウチ上でターゲットの並進を制御するようにプログラムされる。コントローラは、第1の走査方向(X)及び並進方向(Y')に実質的に平行である第2の走査方向(Y)において上記ターゲットに渡るハドロンペンシルビームの走査を制御するようにプログラムされる。コントローラは、最大走査振幅 A Y により第2の走査方向(Y)におけるハドロンペンシルビームの走査を制御するように適用される。コントローラは、 Y 方向において最大走査振幅 A Y よりも大きいターゲットサイズに渡ってターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するように、同期して並進方向(Y')に沿ってカウチを移動するとともに同時に X 方向及び Y 方向においてハドロンペンシルビームを走査するように適用される。10

【0032】

コントローラは、上述の方法を実行するために、ビーム供給システムを制御するようにプログラムされてもよい。20

【0033】

本発明は、上述の荷電ハドロン放射線を供給するための方法を、コンピュータ上で実行する場合に、実行するための命令の組を含む、コンピュータプログラムプロダクトおよびデータキャリアにも関する。

【0034】

本発明の特定の好ましい形態は、独立請求項および従属請求項に付随して定められる。従属請求項からの特徴は、適宜、請求項において単に明示的に定められていないとも、独立請求項の特徴に組み合わされてもよいし、他の従属請求項に組み合わされてもよい。

【0035】

本発明の上記の及びその他の形態は、以下に記載の実施形態の参照から明らかとなり、以下に記載の実施形態の参照により説明される。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明の実施形態に係る荷電ハドロン放射線治療システムの構成を示す説明図である。

【図2】本発明の実施形態に係るビーム供給システムを示す図である。

【図3】本発明に係る第1の実施形態において用いられ得るターゲットに対する例示の放射線照射シーケンスを示す説明図である。

【図4】本発明に係る第2の実施形態において用いられ得るターゲットに対する例示の放射線照射シーケンスを示す説明図である。40

【図5】本発明の実施形態に係る回転するガントリの配置を含むビーム供給システムを示す図である。

【図6】本発明の実施形態に係る磁気共鳴撮像部を含むビーム供給システムを示す図である。

【図7】本発明の実施形態に係る方法を示す説明図である。

【図8】本発明の実施形態に係る応用として、患者の並進とともに並進方向において患者を走査する様々な状況に対してエネルギーを変更するように要求される、時間の関数としての照射時間のためのシミュレーション結果を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

図面は、概略説明のためのみであって非限定的である。図面において、幾つかの要素のサイズは誇張されていることがあり、説明目的のためスケールに従って描かれていないこともある。

【 0 0 3 8 】

特許請求の範囲における何れの参照符号も、限定する目的として解釈されることはない。異なる図面において、同一の参照符号は同一または類似の要素を参照する。

【 0 0 3 9 】

本発明は、特定の実施形態に関して、特定の図面を参考して説明されるが、本発明はそれらに限定されず、特許請求の範囲によってのみ限定される。記載される図面は、概略説明のためのみであって非限定的である。図面において、幾つかの要素のサイズは誇張され得、説明目的のためのスケールに描かれていない。寸法および相対的な大きさは、本発明の実施に対して実際の簡素化に対応しない。

10

【 0 0 4 0 】

更に、本明細書および特許請求の範囲における第1および第2などの用語は、同様の要素の間を区別するために用いられるのであって、時間的に、空間的に、順位における又は何れの他の方法における順番を説明するために必ずしも用いられない。そのように用いられる上記の用語は、適切な状況下で交換可能であり、そして本明細書において記載される発明の実施形態は、本明細書に記載され、或いは図示された順番とは別の順番における動作が可能であると理解される。

20

【 0 0 4 1 】

さらには、本明細書および特許請求の範囲における、上部の、及び下になどの用語は、説明目的であって、必ずしも相対的な位置を説明するために用いられない。そのように用いられる上記の用語は、適切な状況下で交換可能であり、そして本明細書において記載される発明の実施形態は、本明細書に記載され、或いは図示された向きとは別の向きにおける動作が可能であると理解される。

【 0 0 4 2 】

特許請求の範囲において用いられる用語「含む」は、そこに列挙される手段に限定されるものとして解釈されるべきではないものである。この用語は、他の要素またはステップを排除しない。つまり、参照して言及される特徴、整数、ステップ又は構成要素の存在を特定するものとして解釈されるが、他の1つ以上の特徴、整数、ステップ、若しくは構成要素、又はそれらの組み合わせの存在または追加を禁止しない。そのため、表現「手段Aと手段Bとを含む装置」の範囲は、構成要素Aと構成要素Bのみから成る装置に限定されるべきでない。上記の表現は、本発明について、単に関連する装置の構成要素が構成要素Aと構成要素Bであることを意味する。

30

【 0 0 4 3 】

本明細書を通して「或る実施形態」または「実施形態」とする参照は、実施形態に関連して記載される、特定の特徴、構造または特性が、本発明の少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。そのため、本明細書を通じた種々の箇所における文言「或る実施形態において」または「実施形態において」の出現は、必ずしも全て同一の実施形態を参照してはおらず、同一でもあり得るものである。さらには、特定の特徴、構造または特性が、1つ以上の実施形態において、本開示から当業者にとって明らかと思われる何れの適切な方法に組み合わされてもよい。

40

【 0 0 4 4 】

同様に、本発明の例示の実施形態の記載において、本発明の種々の特徴は、本開示を合理化する目的、及び1つ以上の発明の形態の理解において助力する目的のために、单一の実施形態、図面またはその説明において共に組み合わされることがある。しかしながら、この本開示の方法は、特許請求の範囲の発明が各請求項において明示的に言及された特徴よりも多い特徴を要求する示唆を反映するものとして解釈されることはない。むしろ、後続する請求項が反映することとして、発明の形態は、单一の先行する開示された実施形態

50

の全ての特徴よりも少ないものである。そのため、詳細な説明に続く特許請求の範囲は、これによって、各請求項が本発明の別個の実施形態として独自に画定して、この詳細な説明の中に明示的に組み込まれる。

【0045】

さらには、本明細書に記載される幾つかの実施形態は、他の実施形態において含まれる、幾つかだが別ではない特徴を含むものの、様々な実施形態の特徴の組み合わせは、本発明の範囲内にあり、当業者によって理解されるように様々な実施形態を形成することを意味する。例えば、後述する請求項において、請求された実施形態の何れも、何れの組み合わせにおいても用いられ得る。

【0046】

本明細書に提供される説明において、数多くの特定の細部が明記される。しかしながら、本発明の実施形態は、これらの特定の細部なしで実施され得る。他の例においては、既知の方法、構造および技術が、本記載の理解を不明瞭にしないために、細部において示されていない。

【0047】

図1において、本発明の実施形態に係る荷電ハドロン放射線治療システム100の構成を概要として示す。このようなシステムは、荷電ハドロン放射線源102と、ビーム輸送ライン105と、ビーム供給システム10とを含み得る。ビーム輸送ライン105は、荷電ハドロン放射線源102によって生成される粒子ビーム11を受容し、粒子ビームをビーム供給システム10に誘導する。ビーム輸送ライン105は、例えば、粒子ビームがこれに沿って誘導される少なくとも1つの真空ダクトと、粒子ビームの方向を変更する、及び／又はビームの焦点を調整するための、例えば双極子及び／又は四重極子の電磁石などの複数の磁石とを含み得る。このようなシステムは、複数のビーム供給システム10をも含んでもよい。この場合において、ビーム輸送ライン105が、例えば複数のビーム供給システムに亘ってビームを分割することによって、及び／又は複数のビーム供給システムのうちの1つにビームを選択的に向けることによって、複数のビーム供給システム10に亘って粒子ビームを配分するように適用される。荷電ハドロン放射線源102とビーム供給システム10とは、放射線の安全性の配慮を考慮に入れて、分離して遮蔽された部屋において配置されてもよい。

【0048】

荷電ハドロン放射線源102は、入射装置と加速器とを含み得る。荷電ハドロン放射線源102において、入射装置101は、例えば陽子、又は炭素イオンなどの陽イオンなどの荷電ハドロン粒子を生成する。加速器104は、例えば、60MeV～350MeVの範囲におけるピークエネルギーにたとえば加速され得る陽子を含む陽子ビームなどの高エネルギーの荷電ハドロン粒子ビームを提供するように、荷電ハドロン粒子を加速する。加速器は、例えばサイクロトロン、シンクロトロン又はシンクロサイクロトロンを含んでもよい。荷電ハドロン放射線源102は、例えば加速器によって加速される粒子ビームのエネルギーを調整するためのコントローラなどのエネルギー選択手段103をも含んでもよい。エネルギー選択手段103は、例えば吸収体ブロック、磁気エネルギー選択磁石及び／またはコリメータなどを用いる、加速器の出力ビームを選択されたエネルギーの範囲に減衰するためのエネルギー・デグレーダを含み得る。ビーム供給システム10は、例えば治療処置室を含み、及び／又は治療処置室において配置され得る。

【0049】

第1の形態において、本発明は、図2においてその一部分を示す、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するための荷電ハドロン治療システムに関する。治療システムは、ターゲットを支持するためのターゲット位置決めカウチ15を含む。本発明の実施形態によると、ターゲット位置決めカウチ15は、並進方向(Y')に沿って移動するように構成される。ターゲット位置決めカウチ15は、動力式の放射線治療の患者支持アセンブリであってもよく、例えば放射線治療の期間中に患者を支持するように意図される電動式の調整可能なカウチを含んでもよい。そのため、動力式の位置決めカウチ15は、例えば患者

などのターゲットが放射線照射の期間中に支持され得る表面を含んでもよい。動力式の位置決めカウチ 15 は、少なくとも 1 つの方向 Y' に沿ってターゲットを並進するため、例えば少なくとも 1 つの電気的、空気圧式又は油圧式のアクチュエータなどの少なくとも 1 つのアクチュエータを含み得る。しかしながら、好ましい実施形態において、動力式の位置決めカウチ 15 は、何れの方向に沿ってもターゲットを並進するように適用されてもよい。例えば、動力式の位置決めカウチ 15 は、ターゲットを並進するための 3 つの自由度を提供してもよい。動力式の位置決めカウチは、例えばハドロン粒子ビーム 11 を伝播する方向に対してターゲットを位置決めするための 6 つの自由度を提供するべく、ターゲットを回転するようにも適用されてもよい。

【0050】

本システムは、ターゲットにビームを供給するためのビーム供給システム 10 をも含む。本発明の実施形態に係るビーム供給システム 10 は、ビーム走査手段を含む。このようなビーム走査手段は、例えばビーム偏向手段 13 でもあり得る。ビーム偏向手段 13 は、例えば、ターゲット 19 に渡る荷電ハドロン粒子ビーム 11 を走査するための、例えば走査用電磁石などの少なくとも 1 つの電磁石であり得る。ビーム走査手段は、幾つかの実施形態において追加して、ターゲットに対して、或いは治療システムの構成要素に対して、より一般的に位置決めする、再位置決めする、または荷電ハドロン粒子ビームの一般的な移動をも提供するようにも適用されてもよい。ビーム走査手段は、少なくとも 1 つの方向において走査するように適用されてもよいが、第 1 の走査方向 X 及び第 2 の走査方向 Y において家電ハドロン粒子ビームを走査するように適用されることが好ましい。例えば、第 2 の走査方向 Y は、第 1 の走査方向 X に実質的に直交、または直交する。第 2 の走査方向 Y は、カウチによって提供される並進の並進方向 Y' と実質的に同一直線上にあり得、例えば並進方向 Y' と同一直線上にあり得る。そのため、ビーム走査手段は、ペンシルビームとしてターゲット 19 に渡る荷電ハドロン粒子ビーム 11 を走査するように適用され得る。ビーム走査手段 13 は、例えば、少なくとも 1 つの電磁石を含み得、その制御信号に応じて磁場の強さを変えるための制御信号を受信する。すると、磁場の強さは、連続的な走査モードまたは段階的な走査モードにおいて走査方向に沿って規定される位置の範囲に渡って荷電ハドロン粒子ビームを偏向するために、例えばターゲットにおける点のラスターを走査するように、連続的又は段階的に変えられ得る。

【0051】

ガントリの構成において、ビーム偏向手段 13 は、ガントリにおける最後の曲げ双極子に対して、上流の、下流の、または一部上流で且つ一部下流の構成において実装されてもよい。

【0052】

治療システムは、通常、照射制御手段 16 としても参考する照射コントローラをも含む。制御手段は、通常、方向 X, Y におけるハドロンペンシルビームの走査を制御とともに、後述するように、走査と同時に且つ同期してカウチの移動を制御するように構成される。そのため、治療システムは、最大走査振幅 AY よりも Y 方向において大きいターゲットサイズに渡って、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給する。

【0053】

制御手段は、本応用のために適用されるソフトウェアを備える、一般用途のプログラム可能なコントローラ又はコンピュータシステム、または例えば特定用途向け集積回路 (ASIC) を含む、専用のデジタル処理及び制御ハードウェアシステムであってもよい。制御手段は、シーケンサ 25 に直接の接続にあってもよいし、一部分の接続であってもよい。

【0054】

走査の期間中に、制御手段は、少なくとも 1 つの方向においてだが好適には X 方向及び Y 方向において、例えば正弦波、三角波または傾斜波の形状の変化などというような、荷電ハドロン粒子ビームの偏向の時間の関数として、ビーム偏向手段 13 を制御する。そのため、制御手段は、ビーム偏向手段において、電磁石の磁場の強さを決定するための制御

10

20

30

40

50

信号に適切な波形パターンを供給し得る。これに代えて、ビーム偏向手段 13 は、点のラスターに応じて段階的にビームを位置決めするように適用されてもよい。追加の選択肢として、本システムは、例えば、治療の期間中にビーム電流及びエネルギーを制御するための（図示しない）ビーム強度変調手段及び / 又はビームエネルギー変調手段などの、（図示しない）ビーム電流変調手段をも含んでもよい。これに代えて、且つより一般的に、ビームエネルギーは、先行技術において知られるように、例えばシンクロトロンまたはサイクロトロンなどのビーム線源にて、又はビーム線源の近傍にて選択されてもよい。

【0055】

先行技術において知られるように、ビームの走査は、X 走査及び Y 走査のみに限定されず、z 方向における走査をも含んでもよい。ビームのエネルギーを変えることにより、深さ寸法に渡る走査が、例えばビームの貫通深さを変えることにより、本発明に係る実施形態によっても達成され得る。そのため、放射線照射計画に応じて好ましい又は等角の三次元放射線量分布が、ターゲットにおいて蓄積され得る。走査は、ターゲットにおけるより深いレイヤからターゲットにおけるより浅いレイヤに実行されることが好適である。

10

【0056】

本発明の実施形態によると、Y 方向における走査は制限され得る。例えばシステムの構成要素がビームの伝送を制限し得、そのため放射線照射が例えば Y 方向などの 1 つの方向において、制限長さに渡ってのみ実行できる。

【0057】

本発明の実施形態によると、放射線照射の可能性における上記の制限は、ターゲットを並進することにより、解決される。制御手段 16 は、例えば一定の直線的モーションなどで並進方向 Y' においてターゲット 19 を並進するべく、位置決めカウチ 15 を制御するようにプログラムされ得る。並進方向は、例えば第 1 の走査方向 X と同一直線上にない並進方向であってもよいが、好ましくは第 1 の走査方向 X に実質的に直交又は直交する並進方向であってもよい。並進方向は、例えば第 2 の走査方向 Y と実質的に同一直線上又は同一直線上の並進方向 Y' であってもよい。上述したように、制御手段は、ターゲットの並進を制御すると同時に、ターゲットを粒子ビームによって走査するようにプログラムされる。走査期間中に上記の並進を実行することによって、短い照射セッションが好適に達成できる。ターゲットの十分に大きいボリュームを得るために、ターゲットの様々な部分が引き続き照射される。例えば、本システムが、例えば構成要素のロックによって、1 つの方向においてビームの伝送に対する制限長さを有する場合、ターゲットは、通常、その方向において並進され、そのため、ビームの視野の場においてターゲットの部分を引き続きもたらす。すると、これらの部分は、1 つ以上のサブボリュームの走査においてこれらの部分を走査することによって、照射される。以上の場合において、より大きいターゲットボリュームが、ターゲットの好適な同期並進によるビームによって、走査され得るために、偏向の制限された範囲のみが第 2 の走査方向において要求される。例えば、第 2 の走査方向における偏向の制限された範囲は、偏向の小さい範囲のみを提供し得る双極子磁石によって提供され得る。例えば、ターゲット上で規定されるビームの入射平面において、最大 10 cm、若しくはより小さく例えば 5 cm、または更に小さく例えば 3 cm で、ビームを偏向する。走査範囲は、走査方向における制限長さ以下であり得る。

20

30

【0058】

特定の実施形態において、ターゲットは基準位置において位置し得、基準位置から放射線照射の手順が開始される。このような手順の間に、制御手段は、例えばターゲットの一定の直線的モーションなどのターゲットの移動を維持し得る。たとえば、制御手段は、X 方向及び Y 方向において測定のための領域を走査している間に、Y 軸に沿って 1 ~ 5 mm 每秒の範囲における速度を維持し得る。速度は、例えば 1 mm / s よりも低いなど、より小さくあってさえもよく、例えば大きい腫瘍のために有利であり得る。或いは、速度は、例えば 1 cm / s まで又は 1 cm / s を超えるなど、より大きくてもよく、例えば（きわめて高速の走査との組み合わせにおいて）小さい腫瘍のために有利であり得る。速度は、患者の快適性の関数として、腫瘍の特性の関数として、患者の治療処置の特性及び実績の

40

50

関数として、又はそれらの組み合わせの関数として決定され得る。

【 0 0 5 9 】

或る実施形態において、制御手段は、ターゲットの様々な点が照射される特定の順番を選択することによって、ターゲットの移動に対して照射を補償するようにプログラムされてもよい。そのため、本システムは、患者の治療処置計画に応じてターゲットにおけるスポット位置を走査するためのシーケンスを決定するためのシーケンスを決定するための照射シーケンサ 25 を含み得る。スポット位置は、患者の治療処置計画の様々なエネルギーレイヤーの一部であり得る。シーケンサは、カウチの移動を考慮に入れて引き続き照射されることとなるターゲットのサブボリュームを規定するシーケンスを決定し得る。カウチの移動を考慮に入れることは、様々なサブボリューム全体がターゲット照射されることとなるボリュームを覆うことを保証するために、カウチの速度を考慮に入れることを含み得る。このことは、様々なサブボリュームが隣接することを保証することを含み得る。カウチの移動を考慮に入れることは、照射される位置のシーケンスにおいて、照射のタイミングを制御するための移動速度を考慮に入れることをも含み得る。特定の実施形態において、後述するように、例えば走査されることとなるターゲットボリュームの側部に位置していないサブボリュームなどの、典型的に走査され得るサブボリュームは、偏菱形状のサブボリュームであり得る。

10

【 0 0 6 0 】

照射シーケンサ 25 は、照射制御部 16 の一部であってもよい。或いは、照射シーケンサ 25 は、外部の治療計画システム (TPS) の一部であってもよい。

20

【 0 0 6 1 】

他の実施形態において、制御手段は、ターゲットの移動に対して照射を補償するようにプログラムされてもよい。その場合、ボリュームの正確な照射は、ビームがターゲットの第 1 のサブボリュームの走査の期間中に移動するターゲットに同期して移動されるよう、そして、移動するターゲットに同期して照射ビームを再度移動する間に後々更なるサブボリュームを走査する照射ビームを再度位置決めするように、ビーム走査システムを制御することによって達成される。この処理は、全てのサブボリュームが走査されるまで繰り返され得る。換言すると、制御手段は、ターゲットの並進の関数として荷電ハドロン粒子ビーム 11 の位置決めを制御するようにプログラムされ得る。また、シーケンサは、ターゲットの様々なスポットを照射するための本来のシーケンスを決定するように用いられ得る。

30

【 0 0 6 2 】

図 3 は、本発明に係る制御部によって制御されるとおりのシーケンサ 25 によって実行される第 1 の例示の放射線照射シーケンスを示す。例えば、シーケンスは、複数のバッチ B1, B2, ... を含み得る。ビームエネルギーは、例えば所定のステップ数において最大の所定深さから最小の所定深さにまで繰り返す各バッチにおいて、ターゲットにおける深さ寸法 Z に沿った複数の放射線量の蓄積の深さレイヤーに亘って繰り返すように、段階的に変えられる。各深さレイヤーのステップにおいて、偏向手段は、第 2 の走査方向に渡って走査するように制御され得る。第 2 の走査方向は並進方向 Y と同一直線上にある。例えば、Y 方向に沿った複数の点は、各深さレイヤーのためのビームによって到来され得る。ターゲットの並進によって、次の深さレイヤーは、以前の深さレイヤーの開始点に対するオフセットである、ターゲットにおける点において開始される。オフセットのステップは、並進及び走査速度によって決定される。複数の深さのステップが 1 つのバッチ B1 のために実行された場合、次のバッチ B2 は、次のバッチ B2 の第 1 の深さレイヤーにおける第 1 の点が Y 軸に沿ったターゲットの連続的な直線的モーションにより、治療処置計画に応じて照射されることとなる次の点に配列するときに、開始を時間合わせされ得る。例えば、手順のための適切な並進速度を選択することによって、或いはバッチ内部時間の短い遅延を含むことによって、次のバッチ B2 は時間合わせされ得る。このシーケンスを得るために 1 つの方法はカウチの移動に合致して追加のビーム並進を誘導することにより、そのため、バッチの走査期間中に、ターゲットの並進は照射ビームの追加の並進によるように全体的に補

40

50

償される。ビームの伝送に対する制限長さによって生じる制限は、異なるバッチの走査の間におけるビームの再位置決めによって解決できる。図3において示す照射の概要によつて明確であるように、到来される各点において、第1の走査方向Xに渡るスイープは、当業者にとって自明であるように、より短い時間フレームにおいても実行されてもよい。例えば、Y方向走査が3Hzにて実行され得る一方、X方向走査はより高い周波数、例えば30Hzにて実行される。

【0063】

図4は、代替的な放射線照射シーケンスを示す。このシーケンスは、上述の例と類似してあり、例えばこのシーケンスは、複数のバッチをも含む。複数のバッチにおいて、ビームエネルギーが深さ寸法Zに沿った放射線量の蓄積の深さレイヤに亘って繰り返すように段階的に変えられるが、ターゲットの様々なサブボリュームはバッチ毎に走査される。そのため、各深さレイヤのステップにおいて、偏向手段は、並進方向Yと同一直線上にある、第2の走査方向に渡って走査するようにも制御される。しかしながら、到達可能な偏向の全制限長さは、各深さレイヤに対して用いられない。その代わりに、偏向範囲のウィンドウが、バッチにおける各深さレイヤの第1の点が、ターゲットの移動に関わらず配列されるように用いられる。例えば、深さレイヤに亘る各走査のための開始位置が、单一の深さレイヤの経路の間に亘る直線的モーションによりターゲットによって横断される距離に対して補償するように、並進方向においてシフトされる。

10

【0064】

複数の離散点が図3及び図4において図示されたが、このことは、例えばパルス出力の照射などの離散的な手順が必ずしも用いられることを意味しない。本発明の実施形態は例えば患者などのターゲットにおける三次元ボリュームに渡って分散される複数の離散点における放射線量の、パルス出力の蓄積であつてもよいが、実施形態は、連続的な放射線量の蓄積のプログラムを等価に含んでもよい。例えば、ビームが方向付けされるターゲットにおける現在点と所定の照射計画に応じてビームの強度を連続的に変えることによる、連続的な放射線量の蓄積のプログラムである。そのため、ペンシルビームの走査方法は、時間に対して連続的に走査を実行するラスタの方法、および時間に対して段階的に走査を実行するスポットの方法をも含んでもよい。

20

【0065】

ビーム供給システム10は、荷電ハドロン放射線治療システム100においてビーム輸送ライン105から荷電ハドロン粒子ビーム11を受容するための結合手段をも更に含んでもよい。すると、受容したビーム11は、ターゲットに対して、例えばビーム偏向手段を介して向けられ得る。

30

【0066】

図1に示す実施形態に係る本システムは、例えば治療処置室において固定されたビーム配置に対応し得る。このような実施形態に係る本システムは、放射線照射のための安価で簡素なシステムの利点を提示する。例えば、本システムは、第1の走査方向のみを実装するビーム偏向手段、又は第1の走査方向に加えて第2の走査方向において制限された偏向範囲のみを実装するビーム偏向手段を含む。

40

【0067】

しかしながら、本発明の実施形態は、固定されたビーム配置に限定されない。例えば、図5において概略図示するとおりの本システムにおいて、ビーム供給システム10は、ターゲットに対する様々な角度からのビームの供給を許容するガントリ20をも含む。例えば、このようなシステムは、先行技術において現在知られるように、回転筒かごと、ビーム輸送ラインとを含んでもよい。ビーム輸送ラインは、例えば結合手段21から、可変の角度からターゲットに対して荷電ハドロン粒子ビームを供給するように適用されてもよい。ガントリは、並進軸Yと実質的に同一直線上にある軸の周りの照射角度を選択するように適用されてもよい。本発明に係るこのような実施形態は、ガントリの重量及びボリュームが低減し得、これによって機械的サポート及び作動構造の構成及び管理を容易化する利点を有する。

50

【0068】

さらに、本実施形態に係るビーム供給システム10は、図6に示すように、ターゲットの少なくとも一部の二次元又は三次元の画像を決定するための、例えば医療撮像システムなどの撮像手段30をも含んでもよい。撮像手段30は、例えば、X線撮像装置を含んでもよく、例えば、少なくとも1つのフラットパネルデジタルX線撮像部、若しくはコンピュータ断層撮像部、超音波検査部、光学撮像部、磁気共鳴部、またはこのような撮像手段の組み合わせであってもよい。

【0069】

制御手段16は、そのような撮像手段30によって決定される二次元又は三次元の画像から導かれる入力信号を受信するように適用されてもよい。そして、制御手段16は、例えば偏向手段13及び/又は動力式の位置決めカウチ19などのビーム供給システムを制御する間に、このような入力信号を考慮に入れるように適用されてもよい。そのような情報は、例えば、放射線治療の分野において知られるゲーティング技術を実装することによって用いられ得る。これに代えて、又は加えて、現在のビーム方向及び貫通深さに対するターゲットにおけるターゲット構造の相対位置は、例えば放射線照射の期間中にビーム強度を動的に調整するために、画像中に取り込んで決定されてもよい。

10

【0070】

ビーム供給システムにおける撮像手段30は、ハドロンビームの伝送または荷電ハドロンビームが投射され得る自由な空間角度の上に、制限を課し得る。例えば、撮像手段30は、磁気共鳴撮像システムを含み得る。磁気共鳴撮像システムは、通常、磁場を生成するための手段を含み、例えば、0.2T～7.0Tの範囲におけるなどの、さらには1.0T～4.0Tの範囲におけるなどの強い磁場を生成する大型磁石が、ターゲットにおける原子核、例えば特に水素の原子核の磁化を配列するように用いられる。

20

【0071】

荷電粒子治療処置と磁気共鳴撮像の組み合わせは自明ではないかもしれないが、このような組み合わせのシステムの実装は、先行技術において知られている。例えば、先行技術において、磁気共鳴撮像スキャナと荷電ハドロン粒子照射システムの組み合わせは、磁場のデータを用いて粒子ビームの補正された軌道を計算するための軌道計算手段を含み得ることが知られている。

30

【0072】

画像を取得する間に放射線照射されているターゲットボリュームの磁気共鳴撮像を可能にするために、オープンボア磁石を用いることが知られている。オープンボア磁石において、ボアセグメントの間のギャップは、これを通して粒子ビーム投射するように用いられる。そのため、本実施形態に係るビーム供給システムは、ターゲットにおける原子核の磁気モーメントを配列するように磁場を生成するためのオープンボア磁石を含む磁気共鳴撮像システムを含み得る。荷電ハドロン粒子ビーム11は、オープンボア磁石の第1ボア部分31と第2ボア部分32との間のギャップ33を通してターゲット19の方向に向けられ得る。しかしながら、充分な画像の品質を維持するために、例えば放射線治療において通常要求される空間解像度を達成するために、オープンボア磁石におけるギャップ幅は、小さいことが好ましい。例えば10cmよりも小さく、さらにたとえば5～9cmの範囲にあることが好ましい。本発明の実施形態は、Y軸に沿ってターゲットを並進することにより、そのようなギャップによって許容される幅よりも実質的に大きいターゲットにおける治療処置のボリュームを効率的に照射するための手段を提供する。Y軸は、小さいギャップによって許容される範囲に渡って照射ビームを走査する間に、オープンボア磁石の縦軸と同一直線上にあり得る。

40

【0073】

第2の形態において、本発明は、荷電ハドロン治療システムを制御するためのコントローラにも関する。本発明の実施形態に係るコントローラは、並進方向(Y')に沿ったカウチ上でのターゲットの並進を制御するように、且つ第1の走査方向(X)、及び並進方向(Y')に実質的に平行である第2の走査方向(Y)において上記ターゲットに渡るハ

50

ドロンペニシルビームの走査を制御するようにプログラムされる。コントローラは、本発明の実施形態に応じて、最大走査振幅 A Y による第 2 の走査方向 (Y) におけるハドロンペニシルビームの走査を制御するように適用される。コントローラは、上記並進方向 (Y') に沿ったカウチの移動と、X 方向及び Y 方向におけるハドロンペニシルビームの走査とを同時に同期して行うようにも適用される。そのため、Y 方向において最大走査振幅 A Y よりも大きいターゲットサイズに渡って、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給する。コントローラは、第 1 の形態において記載したとおりのシステムにおける使用に特に適し得る。さらに、追加の選択肢の特徴は、第 1 の形態において記載したとおりの特徴に対応し得る。

【0074】

第 3 の形態において、本発明は、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給するためのビーム供給方法 50 にも関する。本発明の実施形態によると、本方法は、並進方向 (Y') におけるターゲットとともにカウチを移動することと、第 1 の走査方向 (X) 及び第 2 の走査方向 (Y) において上記ターゲットに渡ってハドロンペニシルビームを走査することとを含む。第 2 の走査方向は並進方向 Y' に実質的に平行である。第 2 の走査方向 (Y) において走査する治療は、最大走査振幅 A Y に制限される。カウチの移動および更なる走査は、同時に同期して実行され、そのため、Y 方向において最大走査振幅 A Y よりも大きいターゲットサイズに渡って、ターゲットに荷電ハドロン放射線を供給する。本発明は、第 1 の形態において記載したとおりのシステムを用いて好適に実行され得る。さらには、本方法は、追加の選択肢として、第 1 の形態に係るシステムの要素のために説明した装置の特徴の機能を実現する追加のステップを含んでもよい。

【0075】

本発明の実施形態に係る例示の方法は、図 7 において説明目的で概略図示される。このような方法は、並進方向 Y に沿って一定の直線的モーションにおいてターゲット 19 を並進すること 51 と、ターゲット 19 の方向に荷電ハドロン粒子ビーム 11 を向けること 52 とのステップを含む。方法 50 は、このような荷電ハドロン粒子ビーム 11 を生成することと、ターゲット 19 の並進 51 を開始する前に荷電ハドロン粒子ビーム 11 のビーム基準位置に対する初期基準位置にターゲット 19 を位置決めすることとをも含み得る。本方法は、ターゲット 19 のための治療処置計画を取得することをも含み得る。治療処置計画は、ターゲット 19 中に蓄積するためのターゲットの空間的な放射線の放射線量分布を規定する。

【0076】

方法 50 は、ターゲット 19 に渡って荷電ハドロン粒子ビーム 11 を走査するようにターゲット 19 を並進する間に、第 1 の走査方向 X に沿って荷電ハドロン粒子ビーム 11 を偏向すること 53 をさらに含む。第 1 の走査方向 X は、方向 Y と同一直線上になく、例えば並進方向 Y に直交し得る。そのため、走査方向 X におけるターゲット 19 に渡る荷電ハドロン粒子ビーム 11 の走査、及びそれと同時の並進方向 Y におけるターゲットの並進モーションによってターゲット 19 上に方向 X 及び方向 Y により規定される平面において規定される所定の領域を覆う。

【0077】

方法 50 は、ビームエネルギー設定のシーケンスの各ビームエネルギー設定に対して荷電ハドロン粒子ビーム 11 のエネルギーを順次設定すること 54 をも含んでもよい。例えば、各設定は、ターゲットにおけるピーク放射線の放射線量の蓄積の異なる深さの飛程を規定する。そのため、本方法は、ターゲット 19 に渡って荷電ハドロン粒子ビーム 11 を走査するように第 1 の走査方向 X に沿って荷電ハドロン粒子ビームを偏向することの各ビームエネルギーのための設定を含み得る。

【0078】

方法 50 は、第 1 の走査方向及び第 2 の走査方向によって規定される平面におけるラスターの走査パターンにおいて、ターゲット 19 に渡って荷電ハドロン粒子ビーム 11 を走査するように、ターゲット 19 を並進する間に第 2 の走査方向に沿って荷電ハドロン粒子ビ

10

20

30

40

50

ーム 11 を偏向すること 55 をさらに含んでもよい。

【 0079 】

方法 50 は、ターゲット 19 の並進およびターゲットに渡る荷電ハドロン粒子ビーム 11 の走査の間に荷電ハドロン粒子ビーム 11 のビーム電流を変調すること 56 をも含んでもよい。ビーム電流の変調は、例えば所定の放射線照射計画に合致する、ターゲットにおける放射線の放射線量の蓄積分布を取得するなどのように、所定の放射線照射計画を考慮に入れることによって実行される。

【 0080 】

更なる形態において、本発明は、プロセッサにおいて及び対応するプロセッサに対してコンピュータに実装された発明として実現されるハドロン治療システムを制御するための方法にも関する。例えば、このようなプロセッサの 1 つの構成は、例えば RAM や ROM などの少なくとも 1 つの形式を含むメモリ補助システムに結合された少なくとも 1 つのプログラム可能なコンピュータ演算コンポーネントを含む。コンピュータ演算コンポーネントは、一般用途または特定用途のコンピュータ演算コンポーネントであってもよいし、例えば他の機能を実行する他のコンポーネントを有するチップなどのデバイスにおいて含まれてもよいものである。そのため、本発明の 1 つ以上の形態は、デジタル電子回路において、若しくはコンピュータハードウェア、ファームウェア、ソフトウェアにおいて、又はそれらの組み合わせにおいて実装されてもよい。例えば、本方法のステップの各々は、コンピュータに実装されたステップであってもよい。よって、先行技術にあるようなプロセッサであっても、ビーム供給によるハドロン治療システムを制御するための方法の形態を実現するための命令を含むシステムは、先行技術ではない。

10

20

30

30

40

【 0081 】

従って、本発明は、コンピュータ演算装置上で実行される場合に本発明に係る方法の何れの機能を提供するコンピュータプログラムプロダクトをも含む。

【 0082 】

他の形態において、本発明は、ハドロン治療システムを制御するためのコンピュータプログラムプロダクトを保持するためのデータキャリアに関する。このようなデータキャリアは、それらに明白に実現されるコンピュータプログラムプロダクトを含み得、プログラム可能なプロセッサによる実行のための機械読み取り可能なコードを保持し得る。そのため、本発明は、コンピュータ演算手段上で実行される場合に上述のとおりの何れの方法をも実行するための命令を提供するコンピュータプログラムプロダクトを保持するキャリア媒体に関する。用語「キャリア媒体」は、プロセッサに対する命令を実行するために提供することに加わる何れの媒体をも意味する。このような媒体は、多くの形式を採用し得、限定するものではないが、非揮発性媒体および伝送媒体を含む。非揮発性媒体は、例えば、マスストレージの一部であるストレージデバイスなどの光学または磁気ディスクを含む。コンピュータ読み取り可能媒体の一般的な形式は、CD - ROM、DVD、フレキシブルディスク若しくはフロッピーディスク（登録商標）、テープ、メモリチップ、若しくはカートリッジまたはコンピュータが読み取り可能なその他の何れの媒体をも含む。コンピュータ読み取り可能な媒体の種々の形式は、プロセッサに対する実行のための 1 つ以上の命令の 1 つ以上のシーケンスを保持することに含まれ得る。コンピュータプログラムプロダクトは、LAN, WAN またはインターネットなどのネットワークにおいて、搬送波を介して送信され得る。伝送媒体は、無線波及び赤外線データ通信の期間中に生成されるような音波または光波の形式を取れる。伝送媒体は、同軸ケーブル、銅線、および光学ファイバを含み、コンピュータ内部のバスを含む電線を含む。

30

【 0083 】

図示説明の目的で、本発明の実施形態を限定するものではないが、図 8 において照射時間のシミュレーション結果を示す。図 8 により、（秒単位で）エネルギーを変更するための時間の関数としての照射時間を、様々な状況に対して図示している。このシミュレーションは、例示の 1 リットルのターゲットボリューム ($10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$) に対して実行され、シグマ値が 5 mm のガウシアン形状を備えるビームによって走査されることを

50

仮定している。ターゲットボリュームはエネルギーレイヤの数において分割され、各レイヤは照射されることとなるターゲットスポットの数によって分割される。各スポットに対して、スポットの放射線量を供給するために約 2 m s 経過することを仮定している。図 8 の鉛直軸は、ターゲットボリューム全体を照射するための、すなわち全てのエネルギーレイヤおよび各レイヤ内部の全てのスポットを照射するための全照射時間を示す。図 8 の水平軸は、エネルギーを変更するための時間、すなわち 1 つのエネルギーレイヤから次のレイヤに切り替えるための時間を示す。実黒線は、基準の結果として、走査が Y 方向において実行されない状況を示す。さらに、照射時間は、患者の並進期間中の Y 方向における走査が Y 方向における様々な最大走査振幅に対して実行される方法のために示される。結果を、Y 方向において 1 cm、Y 方向において 2 cm、Y 方向において 4 cm および Y 方向において 8 cm である走査振幅に対して示す。本発明の実施形態に係る、並進方向における走査及びそれと同時の患者の並進は、照射時間において大きいゲインを得る結果になる（照射時間は実質的により小さくなる）。小さい走査振幅であっても、上記の照射時間におけるゲインは、既に顕著であることが見て取れる。例えば、0.4 秒のエネルギー切り替え時間に対して、且つたった 2 cm の最大走査振幅を用いる場合に、照射時間は、Y 方向における走査が適用されない場合に約 240 秒である照射時間と比較して、65 秒である。本出願人の陽子治療システムによって達成された現在のエネルギー切り替え時間は、1 秒である。この 1 秒のエネルギー切り替えにより、且つ例えば Y 方向における 2 cm の最大走査振幅により、128 秒の照射時間が、この例示のターゲットボリュームに対して得られる。1 秒のエネルギー切り替え時間は改善され得、最終的に 100 マイクロ秒のオーダのエネルギー切り替え時間が達成され得ることが予測される。100 マイクロ秒のエネルギー切り替え時間は、技術的に実現可能である限界にある。グラフにおいて、エネルギーを変更するための時間により到達し得る下限も示される。100 マイクロ秒のエネルギー切り替え時間が達成され得たとすると、本発明に係る装置を用いて Y 方向における 2 cm の最大走査振幅を適用する場合に、照射時間は、60 秒を越える時間から約 30 秒にまで低減される。

10

20

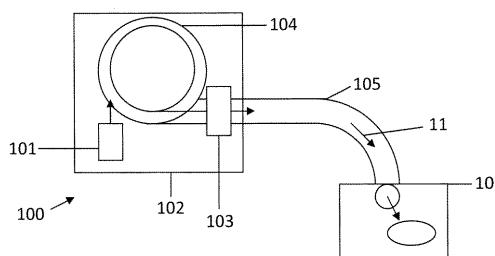
30

【符号の説明】

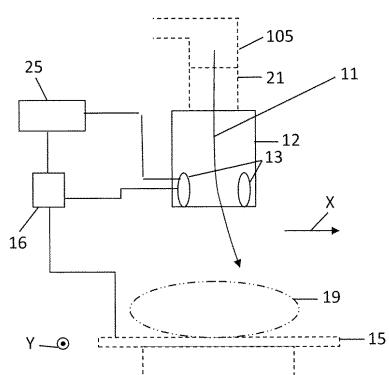
【0084】

100	荷電ハドロン治療システム
10	ビーム供給システム
11	荷電ハドロン粒子ビーム
13	ビーム走査手段
15	ターゲット位置決めカウチ
16	照射制御部
19	ターゲット
20	ガントリ
25	照射シーケンサ
30	撮像手段

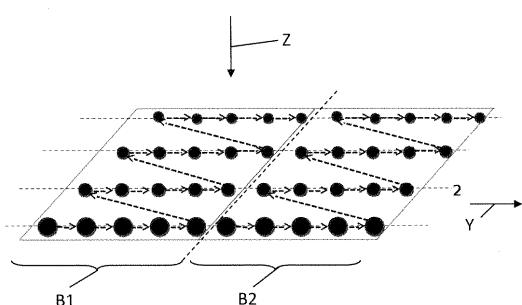
【図1】



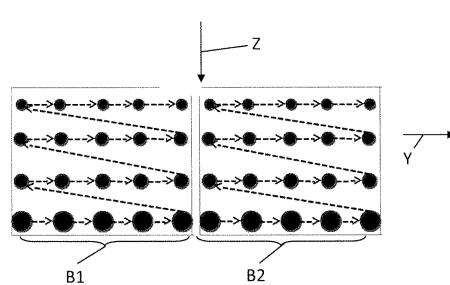
【図2】



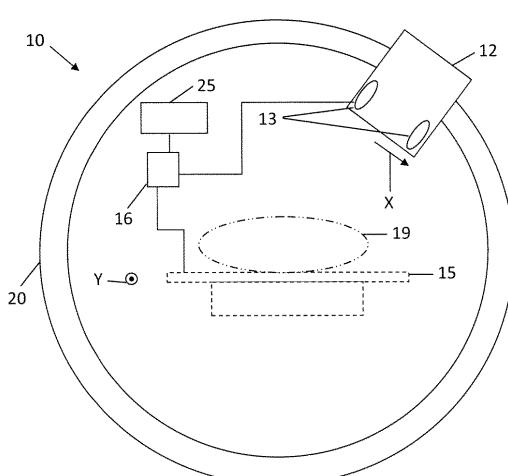
【図3】



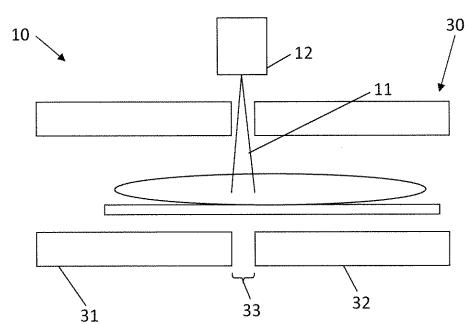
【図4】



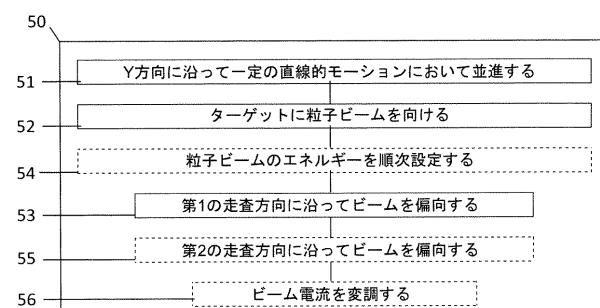
【図5】



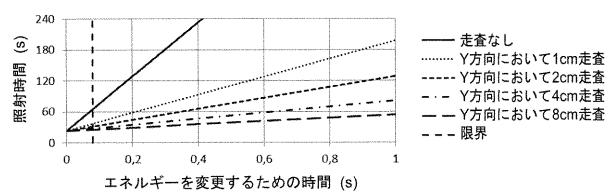
【図6】



【図7】



【図8】

ボリューム $10 \times 10 \times 10 \text{cm}^3$ の照射時間 ($\sigma = 5\text{mm}$, 2ms./スポット)

【外国語明細書】

Charged hadron beam delivery**Field of the invention**

The invention relates to the field of charged hadron radiation therapy. More specifically it relates to a charged hadron particle beam delivery system and a method
5 for charged hadron particle beam delivery.

Background of the invention

In hadron therapy, a beam of particles composed of quarks, such as protons or positive ions, e.g. carbon ions, is used to selectively irradiate tissue, for example for the treatment of cancer. Such particles may inflict damage to the tissue cells, e.g.
10 particularly to the DNA in these cells. Because of a reduced ability to repair damaged DNA, cancerous cells are known to be particularly vulnerable to such attack. One of the advantages of particle therapy over conventional external beam radiation therapy, e.g. using high-energetic photon irradiation, is the ability to obtain a good localisation of the released energy. Although bremsstrahlung X-rays may penetrate more deeply
15 into the tissue, the absorbed dose in the tissue exponential decays with increasing depth. For protons and heavier ions, the dose increases while the particle penetrates the tissue and loses energy continuously, such that the dose increases to a depth corresponding to the energy-specific Bragg peak near the end of the particle's range. Beyond the Bragg peak, a steep drop to zero or near zero occurs. Thus, by carefully
20 planning the treatment, less energy may be deposited into healthy tissue surrounding the target tissue.

In a known hadron therapy system, the radiation beam may be generated by a charged particle accelerator, such as a cyclotron, synchrocyclotron or synchrotron. The energy of the particle beam, which determines the depth of penetration, e.g. the
25 Bragg peak depth, may be adjusted to the desired range by an energy degrader and selector system. A beam guidance system may further direct the particle beam to a therapy room, in which a patient may be positioned on a therapy couch. A beam delivery system may then deliver the beam to the patient in accordance with a treatment plan. Such beam delivery system may be a fixed beam delivery system for

delivering the beam to the patient from a fixed irradiation direction, or may be a rotatable beam delivery system capable of delivering the beam to the patient from a plurality of irradiation directions.

Prior to irradiation, the patient position may be accurately determined and
5 adjusted in order to align the target tissue with the particle beam in accordance with a treatment plan. In order to deliver a spatial dose distribution in the patient which conforms well to a treatment plan defining the target distribution of dose, it is known in the art to use spot or pencil beam scanning. In spot or pencil beam scanning systems, the charged particle beam is deflected in a raster scanning pattern, e.g.
10 similar to the manner in which a television image is constructed in a cathode ray tube television. Thus, a pixelated or continuous approximation to the dose delivery plan may be painted in the target volume by modulating the beam intensity or the scanning speed as function of the scanning position. Furthermore, by varying the beam energy, a depth dimension may be added to the dose delivery by iterating the
15 raster scanning process over a plurality of layers defined by different beam energies.

However, the electromagnets in a pencil beam scanning system may be large, heavy and costly. Furthermore, a rotatable beam delivery system may comprise a gantry for selecting a treatment angle with respect to the patient, e.g. for rotating the direction of propagation of the treatment beam around a longitudinal axis of the
20 patient. Since at least part of the pencil beam scanning system may be implemented on such rotatable gantry, weight and size of the pencil beam scanning system components may further increase the cost and size of the overall system, e.g. the gantry.

Therefore, a need exists for reducing the size and weight of pencil beam
25 scanning systems in charged hadron radiation therapy. Unfortunately, reducing the size and weight may also imply a smaller treatment field size, e.g. which is too small for treating targets having a diameter larger than, for example, 5 cm.

Summary of the invention

It is an object of embodiments of the present invention to provide good
30 means and methods for charged hadron radiation therapy.

It is an advantage of embodiments of the present invention that the a cost-efficient, compact and light-weight irradiation beam delivery system can be used for irradiating the target, e.g. a patient, over a two-dimensional field by pencil beam scanning

- 5 It is an advantage of embodiments of the present invention that good conformance of a three dimensional dose distribution according to an irradiation plan can be deposited in a target.

It is an advantage of embodiments of the present invention that by performing a scanning in the Y direction, and not only in the X direction, a significant
10 gain in time can be obtained.

It is an advantage of embodiments of the present invention that a cheap and simple system for irradiation is provided, e.g. which comprises a beam deflection means that implements only a first scanning direction, or a beam deflection means that implements only a limited deflection range in a second scanning direction in
15 addition to the first scanning direction.

It is an advantage of embodiments of the present invention that a low weight and small volume of an irradiation beam delivery system can be obtained, facilitating construction and maintenance of e.g. mechanical support and actuation structures, such as e.g. a gantry cage.

- 20 It is an advantage of embodiments of the present invention that combined particle beam irradiation and imaging can be performed.

The above objective is accomplished by a method and device according to the present invention.

The present invention relates to a charged hadron therapy system for
25 delivering charged hadron radiation to a target, the system comprising a target positioning couch for supporting said target, the target positioning couch being configured for moving along a translation direction Y', a beam delivery system comprising a beam scanning means for scanning a hadron pencil beam over said target in an first scanning direction X and a second scanning direction Y, the second
30 scanning direction being substantially parallel with the translation direction Y'

wherein the beam scanning means is limited for providing a maximum scanning amplitude AY in the second scanning direction Y, and an irradiation controller configured for simultaneously moving the couch along said translation direction (Y') and scanning the hadron pencil beam in X and Y in a synchronized manner, so as to

5 deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY. It is an advantage of embodiments of the present invention that by using translation of the target, more efficient irradiation can be obtained resulting in shorter overall irradiation sessions. It is an advantage of embodiments of the present invention that a large scanning field

10 can be obtained, although the available space for irradiation is limited, due to the movement of the couch.

The system furthermore may comprise an irradiation sequencer for determining a sequence of irradiation of different portions of the target to be irradiated, wherein the irradiation sequencer takes into account movement of the

15 couch for determining the sequence. It is an advantage of embodiments of the present invention that although shorter overall irradiation sessions can be obtained by using a scanning technique, still all necessary portions of the target are accurately irradiated.

The system may comprise components downstream the beam scanning

20 means limiting the lateral transmission of the beam of the charged hadron particle beam in the second scanning direction Y to a limitation length, and wherein the scanning amplitude AY is limited to less than the limitation length. It is an advantage of embodiments of the present invention that, although irradiation user time efficiency is increased, the volume of the target that is to be irradiated still can be

25 accurately and fully irradiated, because by using target translation according to a predetermined radiation order of points in the target and/or by translating the irradiation beam.

The irradiation sequencer may be programmed for determining a sequence for scanning spot positions in the target according to a patient treatment plan, the

30 spot positions being part of different energy layers of the patient treatment plan,

wherein the sequence defines sub-volumes of the target to be irradiated subsequently taking into account a movement of the couch.

The sub-volumes may be rhomboid shaped sub-volumes or rectangular-shaped sub-volumes. The rhomboid shaped sub-volumes may be parallelepipeds. One 5 of the angles of the parallelepiped may be determined as function of the translation speed of the target. It is an advantage of embodiments of the present invention that, although the use of subvolumes with a shape different from a rectangular-cuboid implies a change in the irradiation order of different points of the target compared to conventional scanning, the use of these shaped subvolumes allows irradiating during 10 movement of the target resulting in shorter irradiation sessions, without parts of the target not being irradiated properly.

The beam scanning means for scanning a hadron pencil beam over said target may be programmed for providing a translation of the charged hadron particle beam synchronously with the translation of the target on the couch during predetermined 15 time periods. The translation speed of the charged hadron particle beam can be the same as the translation speed of the target. The translation speed may be a substantially constant speed. It is an advantage of embodiments of the present invention that no significant accelerations are imposed on the target during the irradiation session. The translation of the target may be substantially rectilinear, 20 except for compensations of movement of the target with respect to the couch.

The beam delivery system furthermore may comprise a gantry being adapted for rotating the pencil beam around the target.

The therapy system may furthermore comprise an imaging means for determining a two-dimensional or three-dimensional image of at least a portion of 25 the target. It is an advantage of embodiments of the present invention that an imaging means is provided that allows checking or cross-checking accurate positioning the target for irradiating it, thus resulting in less damage of parts of the target that should not be irradiated.

The imaging means may comprise a magnetic resonance imaging system, the 30 magnetic resonance imaging system comprising a magnet for generating a magnetic

field for aligning the magnetic moment of atomic nuclei in the target, and in which the beam delivery means is arranged for directing the charged hadron pencil beam towards the target through a gap between a first portion and a second portion of the magnet, the gap determining the maximum area of transmission for the pencil beam.

5 The maximum area of transmission for the pencil beam typically may be the maximum irradiation area for a target that can be momentaneous irradiated using scanning of the pencil beam. The magnetic resonance imaging system may be configured such that the magnetic field is substantially parallel with the Y' axes of the couche, i.e. the direction of translation of the couch.

10 The present invention also relates to a method for delivering charged hadron radiation to a target, the method comprising moving a couch with a target in a translation direction (Y'), scanning a hadron pencil beam over said target in a first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y), the second scanning direction being substantially parallel with the translation direction Y', wherein the
15 scanning in the second scanning direction (Y) is limited to a maximum scanning amplitude AY, and wherein said moving of the couch and said scanning are performed simultaneously in a synchronized manner, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY. The method may comprise sequentially setting the energy of
20 the charged hadron particle beam to each beam energy setting of a sequence of beam energy settings corresponding with different irradiation depths in the target and/or with different positions in the target. The method thus may comprise scanning the charged hadron particle beam over the target in a raster scan pattern in the plane defined by the first scanning direction and the second scanning direction. The method
25 may comprise modulating the beam current of the charged hadron particle beam while translating the target and scanning the charged hadron particle beam over the target, said modulating the beam current taking a predetermined patient treatment plan into account.

The method may comprise translating the charged hadron particle beam synchronously with the translating of the target during predetermined time periods during irradiation of the target.

5 The method may comprise scanning the beam according to a predetermined sequence for scanning spot positions in the target according to a patient treatment plan, the spot positions being part of different energy layers of the patient treatment plan, wherein the sequence defines sub-volumes of the target to be irradiated subsequently taking into account a movement of the couch.

10 The sub-volumes are rhomboid shaped sub-volumes or not rectangular-cuboid shaped.

The method may comprise obtaining a two-dimensional or three-dimensional image of at least a portion of the target for obtaining further information about the target.

15 Obtaining an image may comprise performing magnetic resonance imaging during a charged hadron irradiation session of the target.

A controller for controlling a charged hadron therapy system, the controller being programmed for controlling translating of a target on a couch along a translation direction (Y') and for controlling scanning a hadron pencil beam over said target in a first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y) 20 substantially parallel with the translation direction (Y'), wherein the controller is adapted for controlling scanning of the hadron pencil beam in the second scanning direction (Y) with a maximum scanning amplitude AY , and the controller is adapted for simultaneously moving the couch along said translation direction (Y') and scanning the hadron pencil beam in X and Y in a synchronized manner, so as to deliver charged 25 hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY .

The controller may be programmed for controlling the beam delivery system for performing a method as described above.

The present invention also relates to a computer program product and a data carrier comprising a set of instructions for, when executed on a computer, performing a method for delivering charged hadron radiation as described above.

Particular and preferred aspects of the invention are set out in the accompanying independent and dependent claims. Features from the dependent claims may be combined with features of the independent claims and with features of other dependent claims as appropriate and not merely as explicitly set out in the claims.

These and other aspects of the invention will be apparent from and elucidated with reference to the embodiment(s) described hereinafter.

Brief description of the drawings

FIG. 1 illustrates a configuration of a charged hadron radiation therapy system according to embodiments of the present invention.

FIG. 2 shows a beam delivery system according to embodiments of the present invention.

FIG. 3 illustrates an exemplary irradiation sequence relative to the target as can be used in a first embodiment according to the present invention.

FIG. 4 illustrates an exemplary irradiation sequence relative to the target as can be used in a second embodiment of the present invention.

FIG. 5 shows a beam delivery system comprising a rotating gantry arrangement according to embodiments of the present invention.

FIG. 6 shows a beam delivery system comprising a magnetic resonance imaging unit according to embodiments of the present invention.

FIG. 7 illustrates a method according to embodiments of the present invention.

FIG. 8 illustrates simulation results for the irradiation time as function of the time required to change energy for different situations of scanning the patient in the translation direction simultaneously with the translation of the patient, as applied according to embodiments of the present invention.

The drawings are only schematic and are non-limiting. In the drawings, the size of some of the elements may be exaggerated and not drawn on scale for illustrative purposes.

Any reference signs in the claims shall not be construed as limiting the scope.

5 In the different drawings, the same reference signs refer to the same or analogous elements.

Detailed description of illustrative embodiments

The present invention will be described with respect to particular embodiments and with reference to certain drawings but the invention is not limited thereto but only by 10 the claims. The drawings described are only schematic and are non-limiting. In the drawings, the size of some of the elements may be exaggerated and not drawn on scale for illustrative purposes. The dimensions and the relative dimensions do not correspond to actual reductions to practice of the invention.

Furthermore, the terms first, second and the like in the description and in the 15 claims, are used for distinguishing between similar elements and not necessarily for describing a sequence, either temporally, spatially, in ranking or in any other manner. It is to be understood that the terms so used are interchangeable under appropriate circumstances and that the embodiments of the invention described herein are capable of operation in other sequences than described or illustrated herein.

20 Moreover, the terms top, under and the like in the description and the claims are used for descriptive purposes and not necessarily for describing relative positions. It is to be understood that the terms so used are interchangeable under appropriate circumstances and that the embodiments of the invention described herein are capable of operation in other orientations than described or illustrated herein.

25 It is to be noticed that the term "comprising", used in the claims, should not be interpreted as being restricted to the means listed thereafter; it does not exclude other elements or steps. It is thus to be interpreted as specifying the presence of the stated features, integers, steps or components as referred to, but does not preclude the presence or addition of one or more other features, integers, steps or 30 components, or groups thereof. Thus, the scope of the expression "a device

comprising means A and B" should not be limited to devices consisting only of components A and B. It means that with respect to the present invention, the only relevant components of the device are A and B.

Reference throughout this specification to "one embodiment" or "an embodiment" means that a particular feature, structure or characteristic described in connection with the embodiment is included in at least one embodiment of the present invention. Thus, appearances of the phrases "in one embodiment" or "in an embodiment" in various places throughout this specification are not necessarily all referring to the same embodiment, but may. Furthermore, the particular features, structures or characteristics may be combined in any suitable manner, as would be apparent to one of ordinary skill in the art from this disclosure, in one or more embodiments.

Similarly it should be appreciated that in the description of exemplary embodiments of the invention, various features of the invention are sometimes grouped together in a single embodiment, figure, or description thereof for the purpose of streamlining the disclosure and aiding in the understanding of one or more of the various inventive aspects. This method of disclosure, however, is not to be interpreted as reflecting an intention that the claimed invention requires more features than are expressly recited in each claim. Rather, as the following claims reflect, inventive aspects lie in less than all features of a single foregoing disclosed embodiment. Thus, the claims following the detailed description are hereby expressly incorporated into this detailed description, with each claim standing on its own as a separate embodiment of this invention.

Furthermore, while some embodiments described herein include some but not other features included in other embodiments, combinations of features of different embodiments are meant to be within the scope of the invention, and form different embodiments, as would be understood by those in the art. For example, in the following claims, any of the claimed embodiments can be used in any combination.

In the description provided herein, numerous specific details are set forth. However, it is understood that embodiments of the invention may be practiced without these specific details. In other instances, well-known methods, structures and techniques have not been shown in detail in order not to obscure an understanding 5 of this description.

In FIG. 1, a configuration of a charged hadron radiation therapy system 100 according to embodiments of the present invention is schematically shown. Such system may comprise a charged hadron radiation source 102, a beam transport line 105 and a beam delivery system 10. The beam transport line 105 receives a particle 10 beam 11 generated by the charged hadron radiation source 102 and guides this particle beam to the beam delivery system 10. The beam transport line 105 may for example comprise at least one vacuum duct along which the particle beam is guided, and a plurality of magnets, e.g. dipole and/or quadrupole electromagnets, for changing direction of the particle beam and/or adjusting the focusing of the beam. 15 Such systems may also comprise a plurality of beam delivery systems 10, in which the beam transport line 105 is adapted for distributing the particle beam over the plurality of beam delivery systems 10, e.g. by splitting the beam over the plurality of beam delivery systems, and/or by selectively directing the beam to one of the plurality of beam delivery systems. The charged hadron radiation source 102 and the 20 beam delivery system 10 may be arranged in separate shielded rooms, taking into account radiation safety considerations.

The charged hadron radiation source 102 may comprise an injector and an accelerator, in which the injector 101 generates charged hadron particles, such as protons or positive ions, e.g. carbon ions, and the accelerator 104 accelerates the 25 charged hadron particles to provide a high energy charged hadron particle beam, e.g. a proton beam comprising protons which may for example be accelerated to a peak energy in the range of 60 MeV to 350 MeV. The accelerator may for example comprise a cyclotron, synchrotron or synchrocyclotron. The charged hadron radiation source 102 may also comprise energy selection means 103, e.g. a controller for 30 adjusting the energy of the particle beam accelerated by the accelerator. The energy

selection means 103 may comprise an energy degrader for degrading the output beam of the accelerator to a selected energy range, for example using absorber blocks, magnetic energy selection magnets and/or collimators. The beam delivery system 10 may for example comprise or be arranged in a treatment room.

5 In a first aspect, the present invention relates to a charged hadron therapy system for delivering charged hadron radiation to a target, a part thereof being shown in FIG. 2. The therapy system comprises a target positioning couch 15 for supporting the target. According to embodiments of the present invention, the target positioning couch 15 is configured for moving along a translation direction (Y'). The
10 positioning couch 15 may be a powered radiation therapy patient support assembly, e.g. which may comprise an electrically powered adjustable couch intended to support a patient during radiation therapy. Thus, the powered positioning couch 15 may comprise a surface on which the target, e.g. a patient, may be supported during irradiation. The powered positioning couch 15 may comprise at least one actuator,
15 e.g. at least one electric, pneumatic or hydraulic actuator, in order to translate the target along at least one direction Y'. However, in preferred embodiments, the powered positioning couch 15 may also be adapted for translating the target along any direction, e.g. may provide three degrees of freedom for translating the target. The powered positioning couch may also be adapted for rotating the target, e.g. to
20 provide six degrees of freedom for positioning the target with respect to the direction along which the hadron particle beam 11 propagates.

The system also comprises a beam delivery system 10 for delivering the beam to the target. The beam delivery system 10, according to embodiments of the present invention, comprises a beam scanning means. Such a beam scanning means may e.g.
25 be a beam deflection means 13, for example at least one electromagnet, e.g. a scanning electromagnet, for scanning the charged hadron particle beam 11 over the target 19. The beam scanning means may in some embodiments additionally also be adapted for more generally positioning, re-positioning or even providing a general movement of the charged hadron particle beam with respect to the target or with
30 respect to components of the therapy system. The beam scanning means may be

adapted for scanning in at least one direction, but advantageously is adapted for scanning the charged hadron particle beam 11 in a first scanning direction X and a second scanning direction Y, for example a second scanning direction Y which is substantially orthogonal or which is orthogonal to the first scanning direction X. The 5 second scanning direction Y may be substantially collinear with the translation direction Y' of the translation provided by the couch, for example, may be collinear with the translation direction Y'. The beam scanning means thus may be adapted for scanning the charged hadron particle beam 11 over the target 19 as a pencil beam. The beam scanning means 13 may for example comprise at least one electromagnet 10 receiving a control signal for varying a magnetic field strength according to this control signal. The magnetic field strength may thus be continuously or stepwise varied in order to deflect the charged hadron particle beam over a range of positions defined along the scan directions in a continuous scanning mode or a stepwise scanning mode, for scanning e.g. a raster of points in the target.

15 In a gantry configuration, the beam deflection means 13 may be implemented in an upstream, a downstream or partly in a downstream and partly in an upstream configuration with respect to the last bending dipole in the gantry.

The therapy system typically also comprises an irradiation controller, also referred to as irradiation control means 16. The control means typically is configured 20 for controlling the scanning of the hadron pencil beam in X and Y, and as will be discussed later to control movement of the couch in a simultaneous and synchronized manner with the scanning, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY.

The control means may be a general purpose programmable controller or 25 computer system with software adapted for the present application or a dedicated digital processing and control hardware system, e.g. comprising an application specific integrated circuit (ASIC). It may be in direct connection with the sequencer 25 or may be part of it.

During the scanning, the control means controls the beam deflection means 30 13, for example such that a sinusoidal, triangular or ramp profiled variation as

function of time of the charged hadron particle beam deflection in at least one direction but advantageously in X and Y direction. The control means may thus supply a suitable wave pattern to the control signal for determining the magnetic field strength of an electromagnet in the beam deflection means. Alternatively, the beam 5 deflection means 13 may be adapted for positioning the beam stepwise according to a raster of points. Optionally, the system also may comprise a beam intensity modulating means (not shown), e.g. a beam current modulating means, and/or a beam energy modulating means (not shown), for controlling a beam current and energy used during therapy. Alternatively, and more common, beam energy may be 10 selected at or near the beam source, e.g. the cyclotron or synchrotron, as known in the art.

As known in the art, scanning of the beam is not only limited to X and Y scanning, but also includes scanning in the z-direction. By varying the energy of the beam, scanning over a depth dimension, e.g. by varying the penetration depth of the 15 beam, can also be achieved by embodiments according to the present invention. Thus, a preferred or conformal three dimensional dose distribution according to an irradiation plan can be deposited in the target. Advantageously scanning is performed from a deeper layer in the target to a less deep layer in the target.

According to embodiments of the present invention, scanning in the Y 20 direction may be limited, e.g. as components of the system may limit the transmission of the beam and therefore irradiation can only be performed over a limitation length in one direction, e.g. the Y direction.

According to embodiments of the present invention, this limitation in 25 irradiation possibility is overcome by translating the target. The control means may be programmed for controlling the positioning couch 15 such as to translate the target 19 in a translation direction Y', e.g. a constant rectilinear motion. The translation direction may for example be a translation direction not collinear with the first scanning direction X or preferably, a translation direction substantially orthogonal to or orthogonal to the first scanning direction X, for example a 30 translation direction Y' substantially collinear or collinear with the second scanning

direction Y. As indicated, the control means is programmed for controlling simultaneously translating the target and for scanning the target with the particle beam. By performing this translation during the scanning, advantageously short irradiation sessions can be obtained. In order to obtain a sufficiently large volume of
5 the target, different portions of the target are irradiated subsequently. For example, when the system has a limitation length for transmission of the beam in one direction, e.g. due to blocking components, the target typically is translated in this direction, thus subsequently bringing portions of the target in the field of view of the beam. These portions are then irradiated by scanning them in one or more sub-volume
10 scans. In this way, only a limited range of deflection is required in the second scanning direction, as a larger target volume may be scanned over by the beam due to the advantageous synchronous translation of the target. For example, the range of deflection in the second scanning direction may be provided by a dipole magnet which may only provide a small range of deflection, e.g. deflecting the beam
15 maximally 10 cm, or less, for example 5 cm, or even less, for example 3 cm, in a beam entry plane defined on the target. The scanning range may be equal to or less than the limitation length in the scanning direction.

In particular embodiments, the target may be positioned in a reference position, from which an irradiation procedure is initiated. During such procedure, the
20 control means may maintain a movement of the target, e.g. a constant rectilinear motion of the target, e.g. may maintain a speed in a range 1mm to 5 mm per second along the Y axis, while scanning the area for measurement in X and Y direction. The speed may even be smaller, e.g. lower than 1 mm/s, which may for example be beneficial for large tumors, or may be larger, e.g. up to or exceeding 1 cm/s, which
25 may for example be beneficial for small tumours (in combination with very fast scanning). The speed may be determined as function of patient comfort, as function of tumour characteristics, as function of patient treatment characteristics and performances, or as function of a combination thereof.

In one embodiment, the control means may be programmed for
30 compensating the irradiation for target movement by selecting a specific order

wherein different points of the target are irradiated. The system therefore may comprise an irradiation sequencer 25 for determining a sequence for determining a sequence for scanning spot positions in the target according to a patient treatment plan. The spot positions may be part of different energy layers of the patient
5 treatment plan. The sequencer may determine a sequence defining sub-volumes of the target to be irradiated subsequently taking into account a movement of the couch. Taking into account a movement of the couch may comprise taking into account the speed of the couch in order to guarantee that the different sub-volumes overall cover the target volume to be irradiated. It may comprise guaranteeing that the different
10 sub-volumes are adjacent. Taking into account a movement also may comprise taking into account the movement speed for controlling the timing of the irradiation in the sequence of irradiated positions. In particular embodiments, as will be illustrated further, the sub-volumes that typically may be scanned, e.g. sub-volumes being not positioned at a side of the target volume to be scanned, can be rhomboid shaped
15 sub-volumes.

The irradiation sequencer 25 may be part of the irradiation controller 16, or the irradiation sequencer 25 may be part of an external treatment planning system (TPS).

In another embodiment, the control means may be programmed for
20 compensating the irradiation for the target movement, so that accurate irradiation of the volume is obtained, by controlling the beam scanning system such that the beam is moved synchronously with the moving target during scanning of a first subvolume of the target and for repositioning the irradiation beam thereafter en scanning a further subvolume while again moving the irradiation beam synchronously with the
25 moving target. This process may be repeated until all subvolumes are scanned. In other words, the control means may be programmed for controlling the positioning of the charged hadron particle beam 11 as function of the translation of the target. Again a sequencer may be used for determining the proper sequence for irradiating different spots of the target.

FIG. 3 illustrates a first exemplary irradiation sequence executed by a sequencer 25 as controlled by a controller according to the present invention. For example, the sequence may comprise a plurality of batches B1, B2, ..., in which beam energy is varied stepwise such as to iterate over a plurality of dose deposition depth layers along a depth dimension Z in the target, for example in each batch iterating from a maximum predetermined depth to a minimum predetermined depth in a predetermined number of steps. In each depth layer step, the deflection means may be controlled to scan over the second scanning direction, being collinear with the translation direction Y. For example, a plurality of points along the Y direction may be visited by the beam for each depth layer. Due to the translation of the target, a next depth layer will start in a point in the target which is offset relative to the starting point of the previous depth layer, the offset step being determined by the translation and scanning speed. When the plurality of depth steps has been executed for one batch B1, a next batch B2 may be timed to start when the first point in the first depth layer of the next batch B2 aligns, due to the continuous rectilinear motion of the target along the Y axis, with the next point to be irradiated according to a treatment plan, e.g. by selecting an appropriate translation speed for the procedure or by including a short inter-batch time delay. One way to obtain this sequence is by inducing an additional beam translation in line with the movement of the couch, so that during the scanning of the batch, the translation of the target is fully compensated for by an additional translation of the irradiation beam. The limitation induced by the limitation length for transmission of the beam can be overcome by repositioning the beam, in between scanning of different batches. As will be clear for the irradiation scheme shown in FIG. 3, for each point visited, a sweep over the first scanning direction X may also be executed in a shorter time frame as will be apparent to the person skilled in the art, e.g. the Y scanning may be executed at 3 Hz, while the X scanning is executed at a higher frequency, e.g. 30 Hz.

FIG. 4 illustrates an alternative irradiation sequence. This sequence is similar to the previous described example, e.g. the sequence also comprises a plurality of batches in which beam energy is varied stepwise such as to iterate over a plurality of

dose deposition depth layers along the depth dimension Z, but a different subvolume of the target is scanned per batch. In each depth layer step, the deflection means is thus also controlled such as to scan over the second scanning direction, being collinear with the translation direction Y, however, the full limitation length of
5 achievable deflection is not used for each depth layer. Instead, a deflection range window is used, such that the first point of each depth layer in the batch is aligned despite the movement of the target, e.g. the starting position for each scan over a depth layer is shifted in the translation direction to compensate for the distance traversed by the target due to the rectilinear motion over the time of a single depth
10 layer pass.

Although a plurality of discrete points were illustrated in FIG. 3 and FIG. 4, this does not imply that a discrete, e.g. pulsed irradiation procedure is necessarily used. Even though embodiments of the present invention may comprise a pulsed deposition of doses in a plurality of discrete points dispersed over a three-
15 dimensional volume in the target, e.g. a patient, embodiments may equally comprise a continuous dose deposition program, e.g. by continuously varying the beam intensity in accordance with a current point in the target at which the beam is directed and a predetermined irradiation plan. Thus, scanning methods of the pencil beam may include a raster method of performing scanning continuously with respect
20 to time, and a spot method of performing a step-like scanning with respect to time.

The beam delivery system 10 may further also comprise coupling means for receiving the charged hadron particle beam 11 from a beam transport line 105 in a charged hadron radiation therapy system 100. The received beam 11 may then be directed to the target, e.g. via a beam deflection means.

25 The system according to embodiments illustrated in FIG. 1 may for example correspond to a fixed beam arrangement in a treatment room. The system according to such embodiments offers the advantage of a cheap and simple system for irradiation, e.g. which comprises a beam deflection means that implements only the first scanning direction, or a beam deflection means that implements only a limited

deflection range in a second scanning direction in addition to the first scanning direction.

However, embodiments of the present invention are not limited to fixed beam arrangements. For example, in the system as schematically illustrated in FIG. 5, the beam delivery system 10 also comprises a gantry 20 allowing for beam delivery from different angles to the target. For example, such system may comprise a squirrel cage and beam transport lines as presently known in the art. The beam transport lines may be adapted for supplying the charged hadron particle beam, e.g. from the coupling means 21, to the target from variable angles. The gantry may be adapted for selecting the irradiation angle around an axis substantially collinear with the translation direction Y. Such embodiments according to the present invention have the advantage that the weight and volume of the gantry may be low, thereby facilitating construction and maintenance of the mechanical support and actuation structure.

Furthermore, a beam delivery system 10 according embodiments may also comprise an imaging means 30, e.g. a medical imaging system, as shown in FIG. 6, for determining a two-dimensional or three-dimensional image of at least a portion of the target. The imaging means 30 may for example comprise an X-ray imaging device, for example at least one flat panel digital radiography unit or a computed tomography unit, an echography unit, an optical imaging unit, a magnetic resonance unit, or a combination of such imaging means.

The control means 16 may be adapted for receiving an input signal derived from a two-dimensional or three-dimensional image determined by such imaging means 30 and taking such input signal into account while controlling the beam delivery system, e.g. the deflection means 13 and/or the powered positioning couch 19. Such information may for example be used by implementing a gating technique known in the field of radiotherapy. Alternatively or additionally, a relative position of a target structure in the target with respect to the current beam direction and penetration depth may be determined taking into the image in order to dynamically adjust, for example, the beam intensity during irradiation.

It is known that an imaging means 30 in a beam delivery system may pose restrictions on the transmission of the hadron beam or the free spatial angle over which the charged hadron particle beam can be projected. For example, the imaging means 30 may comprise a magnetic resonance imaging system. A magnetic resonance imaging system typically comprises a means for generating a magnetic field, e.g. a large magnet generating a strong magnetic field, e.g. in the range of 0.2 T to 7.0 T, e.g. in the range of 1.0 T to 4.0 T, is used to align the magnetization of atomic nuclei in the target, e.g. particularly hydrogen nuclei.

Although combination of charged particle treatment and magnetic resonance imaging may not be trivial, implementations of such combination systems are known in the art. For example, it is known in the art that a combined magnetic resonance imaging scanner and charged hadron particle irradiation system may comprise a trajectory calculation means for calculating a corrected trajectory of the particle beam using magnetic field data.

In order to enable magnetic resonance imaging of the target volume being irradiated while acquiring the images, it is also known to use an open-bore magnet, in which the gap between the bore segments is used to project the particle beam through. The beam delivery system according to embodiments may thus comprise a magnetic resonance imaging system which comprises an open-bore magnet for generating a magnetic field for aligning the magnetic moment of atomic nuclei in the target. The charged hadron particle beam 11 may be directed toward the target 19 through a gap 33 between a first bore portion 31 and a second bore portion 32 of the open-bore magnet. However, for maintaining sufficient imaging quality, e.g. for achieving the spatial resolution typically required in radiotherapy, the gap width in an open-bore magnet is preferably small, e.g. less than 10 cm, e.g. in the range of 5 cm to 9 cm. Embodiments of the present invention provide means for efficiently irradiating a treatment volume in a target which is substantially larger than the width allowed for by such gap, by translating the target along the Y axis, which may be collinear with the longitudinal axis of the open-bore magnet, while scanning the radiation beam over the range allowed for by the small gap.

In a second aspect, the present invention also relates to a controller for controlling a charged hadron therapy system. The controller is, according to embodiments of the present invention, programmed for controlling translating of a target on a couch along a translation direction (Y') and for controlling scanning a hadron pencil beam over said target in a first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y) substantially parallel with the translation direction (Y'). The controller is according to embodiments of the present invention adapted for controlling scanning of the hadron pencil beam in the second scanning direction (Y) with a maximum scanning amplitude AY . The controller is also adapted for simultaneously in a synchronized manner moving the couch along said translation direction (Y') and scanning the hadron pencil beam in X and Y, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY . The controller may be especially suitable for use in a system as described in the first aspect. Further optional features may correspond with those features as described in the first aspect.

In a third aspect, the present invention also relates to a beam delivery method for delivering charged hadron radiation to a target. According to embodiments of the present invention, the method comprises moving a couch with a target in a translation direction (Y') and scanning a hadron pencil beam over said target in a first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y), the second scanning direction being substantially parallel with the translation direction Y' . The scanning in the second scanning direction (Y) thereby is limited to a maximum scanning amplitude AY . The moving of the couch and the scanning furthermore are performed simultaneously in a synchronized manner, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY . The method may advantageously be performed using a system as described in the first aspect. Furthermore, the method optionally may

comprise additional steps expressing the functionality of device features described for elements of a system according to the first aspect.

An exemplary method according to an embodiment of the present invention is schematically illustrated for illustrative purposes in FIG. 7. Such method comprises
5 the steps of translating 51 a target 19 in a constant rectilinear motion along a translation direction Y and directing 52 a charged hadron particle beam 11 toward the target 19. The method 50 may also comprise generating such charged hadron particle beam 11, and positioning the target 19 into an initial reference position with respect to a beam reference position of the charge hadron particle beam 11 before initiating
10 the translation 51 of the target 19. The method may also comprise obtaining a treatment plan for the target 19, the treatment plan defining a target spatial radiation dose distribution to deposit into the target 19.

The method 50 further comprises deflecting 53 the charged hadron particle beam 11 along a first scanning direction X while translating the target 19 such as to
15 scan the charged hadron particle beam 11 over the target 19. The first scanning direction X may be non-collinear with the direction Y, e.g. may be orthogonal to the translation direction Y, such as to cover a predetermined area defined in a plane defined by the directions X and Y on the target by the simultaneous scanning of the charged hadron particle beam 11 over the target 19 in the scanning direction X and
20 the translation motion of the target in the translation direction Y.

The method 50 may also comprise sequentially setting 54 the energy of the charged hadron particle beam 11 to each beam energy setting of a sequence of beam energy settings, e.g. each setting defining a different depth range of peak radiation dose deposition in the target. The method may thus comprise for each beam energy
25 setting deflecting the charged hadron beam along the first scanning direction X such as to scan the charged hadron particle beam 11 over the target 19.

The method 50 may further comprise deflecting 55 the charged hadron particle beam 11 along a second scanning direction while translating the target 19 such as to scan the charged hadron particle beam 11 over the target 19 in a raster

scan pattern in the plane defined by the first scanning direction and the second scanning direction.

The method 50 may also comprise modulating 56 the beam current of the charged hadron particle beam 11 while translating the target 19 and scanning the

- 5 charged hadron particle beam 11 over the target, the modulating of the beam current being performed by taking a predetermined irradiation plan into account, e.g. to obtain a radiation dose deposition distribution in the target which conforms with the predetermined irradiation plan.

10 In yet a further aspect, the present invention also relates to a method for controlling a hadron therapy system implemented as a computer implemented invention in a processor and to corresponding processors. One configuration of such a processor may for example include at least one programmable computing component coupled to a memory subsystem that includes at least one form of
15 memory, e.g., RAM, ROM, and so forth. It is to be noted that the computing component or computing components may be a general purpose, or a special purpose computing component, and may be for inclusion in a device, e.g., a chip that has other components that perform other functions. Thus, one or more aspects of the present invention can be implemented in digital electronic circuitry, or in computer
20 hardware, firmware, software, or in combinations of them. For example, each of the method steps may be a computer implemented step. Thus, while a processor as such is prior art, a system that includes the instructions to implement aspects of the method for controlling a hadron therapy system for beam delivery is not prior art.

The present invention thus also includes a computer program product which
25 provides the functionality of any of the methods according to the present invention when executed on a computing device.

In another aspect, the present invention relates to a data carrier for carrying a computer program product for controlling a hadron therapy system. Such a data
30 carrier may comprise a computer program product tangibly embodied thereon and

may carry machine-readable code for execution by a programmable processor. The present invention thus relates to a carrier medium carrying a computer program product that, when executed on computing means, provides instructions for executing any of the methods as described above. The term "carrier medium" refers 5 to any medium that participates in providing instructions to a processor for execution. Such a medium may take many forms, including but not limited to, non-volatile media, and transmission media. Non-volatile media includes, for example, optical or magnetic disks, such as a storage device which is part of mass storage. Common forms of computer readable media include, a CD-ROM, a DVD, a flexible disk or floppy 10 disk, a tape, a memory chip or cartridge or any other medium from which a computer can read. Various forms of computer readable media may be involved in carrying one or more sequences of one or more instructions to a processor for execution. The computer program product can also be transmitted via a carrier wave in a network, such as a LAN, a WAN or the Internet. Transmission media can take the form of 15 acoustic or light waves, such as those generated during radio wave and infrared data communications. Transmission media include coaxial cables, copper wire and fibre optics, including the wires that comprise a bus within a computer.

By way of illustration, embodiments of the present invention not being limited 20 thereto, results of an irradiation time simulation are shown in Fig. 8, whereby the irradiation time as function of the time to change the energy (in seconds) is shown for different situations. The simulation is performed for an exemplary one litre target volume ($10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$) and assuming that the target is scanned with a beam having a Gaussian profile with a sigma value of 5 mm. The target volume is divided in 25 a number of energy layers and each layer is divided by a number of target spots to be irradiated. It was assumed that, for each spot, it takes about 2 ms to deliver the spot dose. The vertical axis of Fig. 8 indicates the total irradiation time to irradiate the entire target volume, i.e. irradiate all the energy layers and all the spots within each layer. The horizontal axis of Fig. 8 indicates the time to change the energy, i.e. 30 the time to switch from one energy layer to the next layer. The full black line

indicates the situation whereby no scanning is performed in the Y direction, as a reference result. Further, the irradiation time is shown for methods whereby scanning in the Y direction during translation of the patient is performed for different maximum scanning amplitudes in the Y direction. Results are shown for a scanning
5 amplitude being 1cm in the Y direction, 2cm in the Y direction, 4 cm in the Y direction and 8 cm in the Y direction. It can be seen that simultaneously scanning in the translation direction and translating the patients according to embodiments of the present invention results in a large gain in irradiation time (the irradiation time becoming substantially smaller). It can also be seen that even for small scanning
10 amplitudes this gain in irradiation time is already significant. For example, for an energy switching time of 0,4 seconds and when using a maximum scan amplitude of only 2 cm, the irradiation time is 65 seconds which is to compared with the almost 240 seconds irradiation time if no scanning in Y is applied. The current energy switching time obtained by applicants proton therapy systems is one second. With
15 this one second energy switching and with for example a maximum scanning amplitude in Y of 2 cm, an irradiation time of 128 seconds is obtained for this exemplary target volume. The one second energy switching time could be improved and it is expected that ultimate energy switching times of the order of 100 microseconds might be obtained. Energy switching times of 100 microseconds are at
20 the limit of what is technical feasible. In the graph, the lower limit which can be reached for the time to change the energy also is indicated. If an energy switching time of 100 microseconds could be obtained, it is shown that the irradiation time is reduced from more than 60 seconds down to about 30 seconds when using a device according to the invention and applying a maximum scanning amplitude in Y of 2 cm.

Claims

- 1.- A charged hadron therapy system (100) for delivering charged hadron radiation to a target, the system comprising:
 - a target positioning couch (15) for supporting said target, the target positioning couch (15) being configured for moving along a translation direction (Y'),
 - 5 - a beam delivery system (10) comprising
 - a beam scanning means (13) for scanning a hadron pencil beam over said target in an first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y), the second scanning direction being substantially parallel with the translation direction (Y') wherein the beam scanning means (13) is limited for providing a maximum scanning amplitude AY in the second scanning direction (Y), and
 - an irradiation controller (16) configured for simultaneously moving the couch along said translation direction (Y') and scanning the hadron pencil beam in X and Y in a synchronized manner, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY.
 - 10 2.- The charged hadron therapy system according to claim 1, wherein the system furthermore comprises an irradiation sequencer (25) for determining a sequence of irradiation of different portions of the target to be irradiated, wherein the irradiation sequencer takes into account movement of the couch for determining the sequence.
 - 15 3.- The charged hadron therapy system according to any of the previous claims, wherein the system comprises components downstream the beam scanning means limiting the lateral transmission of the beam of the charged hadron particle beam in the second scanning direction Y to a limitation length, and wherein the scanning amplitude AY is limited to less than the limitation length.
 - 20 4.- The charged hadron therapy system according to any of the previous claims, wherein the irradiation sequencer is programmed for determining a sequence for scanning spot positions in the target according to a patient treatment plan, the
 - 25
 - 30

spot positions being part of different energy layers of the patient treatment plan, wherein the sequence defines sub-volumes of the target to be irradiated subsequently taking into account a movement of the couch.

5. The charged hadron therapy system according to claim 4, wherein said sub-volumes are rhomboid shaped sub-volumes or rectangular-shaped sub-volumes.
- 6.- The charged hadron therapy system according to any of the previous claims, wherein said beam scanning means (13) for scanning a hadron pencil beam over said target is programmed for providing a translation of the charged hadron particle beam (11) synchronously with the translation of the target on the couch
10 during predetermined time periods.
- 7.- The charged hadron therapy system according to any of the previous claims, wherein said beam delivery system (10) furthermore comprises a gantry (20) being adapted for rotating the pencil beam around the target and/or wherein the system further comprises an imaging means (30) for determining a two-dimensional or three-dimensional image of at least a portion of the target.
15
- 8.- The charged hadron therapy system according to any of the previous claims, wherein the system comprises a magnetic resonance imaging system, the magnetic resonance imaging system comprising a magnet for generating a magnetic field for aligning the magnetic moment of atomic nuclei in the target,
20 and in which the beam delivery means is arranged for directing the charged hadron pencil beam (11) towards the target (19) through a gap between a first portion and a second portion of the magnet, the gap determining the maximum area of transmission for the pencil beam.
- 9.- A method (50) for delivering charged hadron radiation to a target, the method
25 comprising:
 - moving a couch with a target (19) in a translation direction (Y'),
 - scanning a hadron pencil beam over said target in a first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y), the second scanning direction being substantially parallel with the translation direction Y',

- wherein the scanning in the second scanning direction (Y) is limited to a maximum scanning amplitude AY, and wherein said moving of the couch and said scanning are performed simultaneously in a synchronized manner, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in
5 the Y direction than the maximum scanning amplitude AY.
- 10.- The method (50) for delivering charged hadron radiation according to claim 9, wherein the method comprises translating the charged hadron particle beam (11) synchronously with the translating of the target during predetermined time periods during irradiation of the target.
- 10 11.- The method (50) for delivering charged hadron radiation according to claims 9 or 10, wherein the method comprises scanning the beam according to a predetermined sequence for scanning spot positions in the target according to a patient treatment plan, the spot positions being part of different energy layers of the patient treatment plan, wherein the sequence defines sub-volumes of the
15 target to be irradiated subsequently taking into account a movement of the couch.
- 12.- The method (50) for delivering charged hadron radiation according to claim 11, wherein said sub-volumes are rhomboid shaped sub-volumes or not rectangular-cuboid shaped.
- 13.- The method (50) for delivering charged hadron radiation according to any of
20 claims 9 to 12, the method comprising obtaining a two-dimensional or three-dimensional image of at least a portion of the target for obtaining further information about the target and/or the method comprising performing magnetic resonance imaging during a charged hadron irradiation session of the target.
- 14.- A controller for controlling a charged hadron therapy system,
25 the controller being programmed for controlling translating of a target on a couch along a translation direction (Y') and for controlling scanning a hadron pencil beam over said target in an first scanning direction (X) and a second scanning direction (Y) substantially parallel with the translation direction (Y'), wherein the controller is adapted for controlling scanning of the hadron pencil
30 beam in the second scanning direction (Y) with a maximum scanning amplitude

AY, and the controller is adapted for simultaneously moving the couch along said translation direction (Y') and scanning the hadron pencil beam in X and Y in a synchronized manner, so as to deliver charged hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY.

- 5 15.- A data carrier comprising a set of instructions for, when executed on a computer, performing a method (50) for delivering charged hadron radiation according to any of the claims 9 to 13.

Abstract**Charged hadron beam delivery**

5 A charged hadron therapy system (100) for delivering charged hadron radiation to a target is provided. The system comprises a target positioning couch (15) for supporting the target being moveable along a translation direction (Y') and a beam delivery system (10) comprising a beam scanning means (13) for scanning a hadron pencil beam over said target in a first scanning direction (X) and a second 10 scanning direction (Y) being substantially parallel with the translation direction (Y'). The beam scanning means (13) is limited for providing a maximum scanning amplitude AY in the second scanning direction (Y'). The system comprises an irradiation controller (16) configured for simultaneously and synchronously performing the moving of the couch and the scanning, so as to deliver charged 15 hadron radiation to a target over a target size being larger in the Y direction than the maximum scanning amplitude AY .

+ Fig. 2

1/4

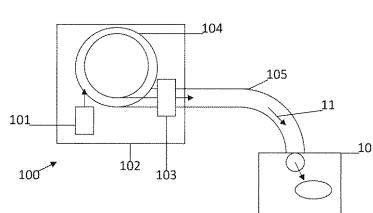


FIG. 1

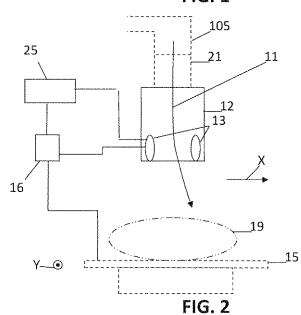


FIG. 2

2/4

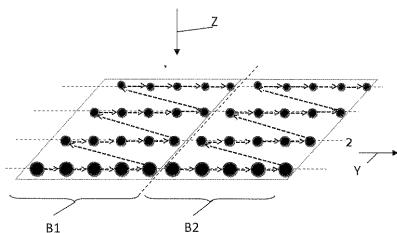


FIG. 3

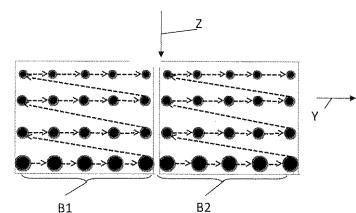


FIG. 4

3/4

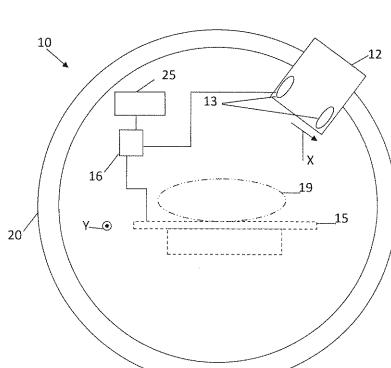


FIG. 5

4/4

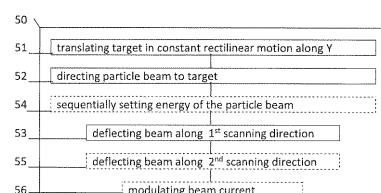


FIG. 7

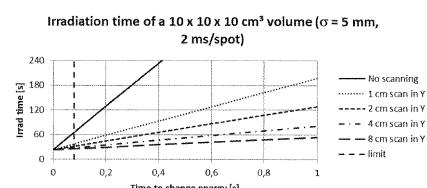


FIG. 8

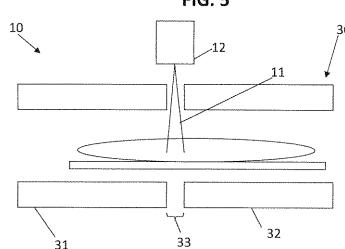


FIG. 6

