

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載  
 【部門区分】第 1 部門第 2 区分  
 【発行日】令和 3 年 7 月 26 日 (2021.7.26)

【公表番号】特表 2020-522307 (P2020-522307A)  
 【公表日】令和 2 年 7 月 30 日 (2020.7.30)  
 【年通号数】公開・登録公報 2020-030  
 【出願番号】特願 2019-565835 (P2019-565835)  
 【国際特許分類】

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

【F I】

A 6 1 N 5/10 P

【手続補正書】

【提出日】令和 3 年 5 月 31 日 (2021.5.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線療法システムであって、前記システムは、  
 回転可能ガントリと、  
 前記ガントリ上に搭載された療法用放射線源と、  
前記ガントリ上に搭載され、標的領域の部分的画像  $x_i$  を入手するように構成された 1  
 つ以上の撮像センサと、  
 前記ガントリ、前記療法用放射線源、および前記 1 つ以上の撮像センサと通信するコン  
 トローラと

を備え、

前記コントローラは、前記標的領域に送達されるべき放射線フルエンスを計算するよう  
 に構成され、放射線フルエンスを計算することは、放射線発射行列 P と前記部分的画像  $x_i$   
 とを乗算することを含み、前記放射線発射行列 P は、前記標的領域の以前に入手された  
 画像 X に基づいて計算される、システム。

【請求項 2】

前記放射線発射行列 P は、

【数 60】

$$P \cdot x_i = s \odot x_i$$

であるように、スカラー s の対角線行列  $\text{diag}(s)$  であり、式中、

【数 61】

$$\odot$$

は、点ごと積演算である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記放射線フルエンスを計算することは、前記放射線発射行列 P を前記部分的画像  $x_i$   
 で畳み込むことを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記放射線発射行列  $P$  は、

【数 6 2】

$$P \cdot x_i = f * x_i$$

であるように、テブリッツ行列  $\text{toep}(f)$  であり、式中、

【数 6 3】

\*

は、畳み込み演算であり、 $f$  は、治療計画に従って前記標的領域に送達されるべきフルエンスである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記部分的画像  $x_i$  の信号対雑音比 (SNR) は、前記画像  $X$  の SNR より小さい、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出経路、X 線投影、または MRI 撮像パルスシーケンスからの  $k$ -空間におけるサブサンプルの組からの再構成を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記画像  $X$  は、運動ブレ除去画像である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記コントローラは、投影角度を選択し、放射線ビーム発射角度における前記計算されたフルエンスの投影フルエンス  $f$  を計算し、前記投影フルエンス  $f$  を前記コントローラのメモリに記憶するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記放射線源のビーム経路内に配置されたリーフのアレイを有するマルチリーフコリメータをさらに備え、前記回転可能ガントリは、前記療法用放射線源を前記放射線ビーム発射角度に移動させるように構成され、前記コントローラは、前記投影フルエンス  $f$  をコリメータリーフ位置命令にセグメント化し、前記リーフ位置命令をコントローラメモリに記憶するようにさらに構成され、前記コリメータリーフの各々の位置は、前記コリメータリーフ位置命令に従って調節可能である、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記投影フルエンス  $f$  を計算することは、投影角度を選択し、前記放射線ビーム発射角度における前記部分的画像  $x_i$  の投影  $x_{i,j}$  を計算し、前記投影される部分的画像  $x_{i,j}$  をコントローラメモリに記憶し、角度ごと放射線発射行列  $P$  を前記投影される部分的画像  $x_{i,j}$  と乗算すること ( $P \cdot x_{i,j}$ ) を含み、前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、各投影角度に対する放射線発射行列  $P_{i,j}$  の組を含む、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、畳み込み演算

【数 6 4】

$$p_{\alpha} * x_i$$

を実装するテブリッツ行列  $\text{toep}(p)$  である、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記放射線発射行列  $P$  は、点ごと乗算演算  $p \cdot x_i$  を実装する対角線行列  $\text{diag}(p)$  である、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の PET 検出器を備え、前記部分的画像  $x_i$  は

、陽電子消滅放出経路の組から生成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の X 線検出器を備え、前記部分的画像  $x_i$  は、X 線投影の組から生成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の MRI センサを備え、前記部分的画像  $x_i$  は、MRI 撮像パルスシーケンスからの  $k$  - 空間におけるサブサンプルの組から生成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

5

前記部分的画像  $x_i$  の SNR は、前記画像  $X$  の SNR より約 40 % 小さい、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記ガントリは、前記療法用放射線源を発射ビーム角度 に移動させ、前記部分的画像  $x_i$  を入手した後の規定された期間以内に前記計算されたフルエンス  $f$  に従って放射線ビームを放出するように構成されている、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記規定された期間は、約 10 秒より小さい、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記規定された期間は、約 5 秒より小さい、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記規定された期間は、約 1 秒より小さい、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記ガントリは、約 20 RPM 以上の速度で回転可能である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記コントローラは、線形コントラストフィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記フィルタ処理された部分的画像  $x_i$  の任意の負の値は、後続のフィルタ処理された部分的画像  $x_{i+1}$  に追加される、請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記コントローラは、リアルタイム送達線量推定値を計算するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記コントローラは、空間フィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記以前に入手された画像  $X$  は、第 1 の画像であり、 $A$  は、既知の線量計算行列であり、前記コントローラは、前記 1 つ以上の撮像センサを使用して第 2 の画像  $X_{prescan}$  を入手し、以下の条件

【数 6 5】

$$A \cdot P \cdot X \approx A \cdot P_{prescan} \cdot X_{prescan}$$

が満たされるように、 $P_{prescan}$  のための行列値を通して反復することによって、更新された放射線発射行列  $P_{prescan}$  を計算するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記コントローラは、 $X_{prescan}$  に基づいて線量行列  $D_{prescan}$  を計算し

、 $D_{prescan}$ と画像 $X$ に基づいて計算された線量行列 $D$ との間の差異値を計算し、前記差異値が事前に選択された閾値を超える場合、前記事前に選択された閾値を超えたことの通知を生成するようにさらに構成されている、請求項26に記載のシステム。

【請求項28】

送達のための放射線フルエンスを計算するためのシステムであって、前記システムは、コントローラと、

撮像システムと

を備え、

前記撮像システムは、標的領域の部分的画像 $x_i$ を入手するように構成され、

前記コントローラは、放射線発射行列 $P$ と前記部分的画像 $x_i$ とを乗算することによって、前記標的領域に送達されるべき放射線フルエンスを計算するように構成され、前記放射線発射行列 $P$ は、前記標的領域の以前に入手された画像 $X$ に基づいて計算される、システム。

【請求項29】

前記放射線発射行列 $P$ は、

【数66】

$$P \cdot x_i = s \odot x_i$$

であるように、スカラー $s$ の対角線行列 $\text{diag}(s)$ であり、式中、

【数67】

$$\odot$$

は、点ごと積演算である、請求項28に記載のシステム。

【請求項30】

前記コントローラは、前記放射線発射行列 $P$ を前記部分的画像 $x_i$ で畳み込むことによって、前記放射線フルエンスを計算するように構成されている、請求項28に記載のシステム。

【請求項31】

前記放射線発射行列 $P$ は、

【数68】

$$P \cdot x_i = f * x_i$$

であるように、テプリッツ行列 $\text{toep}(f)$ であり、式中、

【数69】

\*

は、畳み込み演算であり、 $f$ は、治療計画に従って前記標的領域に送達されるべきフルエンスである、請求項28または請求項30のいずれかに記載のシステム。

【請求項32】

前記部分的画像 $x_i$ の信号対雑音比( $\text{SNR}$ )は、前記画像 $X$ の $\text{SNR}$ より小さい、請求項28に記載のシステム。

【請求項33】

前記部分的画像 $x_i$ は、陽電子消滅放出経路、 $X$ 線投影、またはMRI撮像パルスシーケンスからの $k$ -空間におけるサブサンプルの組からの再構成を含む、請求項28に記載のシステム。

【請求項34】

前記画像  $X$  は、運動ブレ除去画像である、請求項 28 に記載のシステム。

【請求項 35】

前記コントローラは、

投影角度 を選択することと、

放射線ビーム発射角度 における前記計算されたフルエンスの投影フルエンス  $f$  を計算し、前記投影フルエンス  $f$  をコントローラメモリに記憶することと

を行うようにさらに構成されている、請求項 28 に記載のシステム。

【請求項 36】

回転可能ガントリと、放射線を前記標的領域に送達するように構成された療法用放射線源とをさらに備え、

前記回転可能ガントリは、前記療法用放射線源を前記放射線ビーム発射角度 に移動させるように構成され、前記システムは、前記療法用放射線源のビーム経路内に配置されたリーフのアレイを有するマルチリーフコリメータをさらに備えており、

前記コントローラは、前記投影フルエンス  $f$  をコリメータリーフ位置命令にセグメント化し、前記リーフ位置命令をコントローラメモリに記憶するようにさらに構成され、

前記コリメータリーフの各々の位置は、前記コリメータリーフ位置命令に従って、調節され、

前記療法用放射線源は、放射線ビームを放出するように構成されている、請求項 35 に記載のシステム。

【請求項 37】

所望のフルエンスが送達されるまで、前記コントローラは、前記投影フルエンス  $f$  計算を持続的に繰り返すようにさらに構成され、前記療法用放射線源は、各フルエンス計算後、放射線を前記標的領域に送達するようにさらに構成されている、請求項 36 に記載のシステム。

【請求項 38】

前記コントローラは、

投影角度 を選択することと、

前記放射線ビーム発射角度 における前記部分的画像  $x_i$  の投影  $x_{i,}$  を計算し、前記投影される部分的画像  $x_{i,}$  をコントローラメモリに記憶することと、

角度ごと放射線発射行列  $P$  と前記投影される部分的画像  $x_{i,}$  とを乗算すること ( $P \cdot x_{i,}$ ) であって、前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、各投影角度 に対する放射線発射行列  $P_{i,}$  の組を含む、ことと

を行うことによって、前記投影フルエンス  $f$  を計算するようにさらに構成されている、請求項 37 に記載のシステム。

【請求項 39】

前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、畳み込み演算

【数 60】

$$p_{\alpha} \star x_i$$

を実装するテブリッツ行列  $t o e p(p)$  である、請求項 38 に記載のシステム。

【請求項 40】

前記放射線発射行列  $P$  は、点ごと乗算演算  $p \cdot x_i$  を実装する対角線行列  $d i a g(p)$  である、請求項 38 に記載のシステム。

【請求項 41】

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子消滅放出経路、X線投影、またはMRI撮像パルスシーケンスからの  $k$ -空間におけるサブサンプルの組から生成される、請求項 38 に記載のシステム。

【請求項 42】

前記部分的画像  $x_{i,}$  の信号対雑音比 (SNR) は、前記画像  $X$  の SNR より小さい、請

求項 3 2 に記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記放射線発射行列  $P$  と前記部分的画像  $x_i$  との乗算、前記投影角度の選択、前記投影フルエンス  $f$  の計算、前記療法用放射線源の移動、前記投影フルエンス  $f$  のコリメタリーフ位置命令へのセグメント化、前記コリメタリーフの各々の位置の調節、および前記放射線ビームの放出は、前記部分的画像  $x_i$  を入手した後の規定された期間以内に生じる、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 4】

前記規定された期間は、約 10 秒より小さい、請求項 4 3 に記載のシステム。

【請求項 4 5】

前記規定された期間は、約 5 秒より小さい、請求項 4 4 に記載のシステム。

【請求項 4 6】

前記規定された期間は、約 1 秒より小さい、請求項 4 5 に記載のシステム。

【請求項 4 7】

前記療法用放射線源は、約 20 RPM 以上の速度で回転するように構成された回転可能ガントリ上に搭載されている、請求項 3 6 に記載のシステム。

【請求項 4 8】

前記コントローラは、線形コントラストフィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用するようにさらに構成されている、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 9】

前記フィルタ処理された部分的画像  $x_i$  の任意の負の値は、後続のフィルタ処理された部分的画像  $x_{i+1}$  に追加される、請求項 4 8 に記載のシステム。

【請求項 5 0】

前記コントローラは、リアルタイム送達線量推定値を計算するようにさらに構成されている、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 5 1】

前記コントローラは、空間フィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用するようにさらに構成されている、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 5 2】

前記以前に入手された画像  $X$  は、第 1 の画像であり、 $A$  は、既知の線量計算行列であり、前記コントローラは、第 2 の画像  $X_{prescan}$  を入手し、以下の条件

【数 6 1】

$$A \cdot P \cdot X \approx A \cdot P_{prescan} \cdot X_{prescan}$$

が満たされるように、 $P_{prescan}$  のための行列値を通して反復することによって、更新された放射線発射行列  $P_{prescan}$  を計算するようにさらに構成されている、請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 5 3】

前記コントローラは、 $X_{prescan}$  に基づいて線量行列  $D_{prescan}$  を計算し、 $D_{prescan}$  と画像  $X$  に基づいて計算された線量行列  $D$  との間の差異値を計算し、前記差異値が事前に選択された閾値を超える場合、前記事前に選択された閾値を超えたことの通知を生成するようにさらに構成されている、請求項 5 2 に記載のシステム。

【請求項 5 4】

前記規定された期間は、約 1 時間である、請求項 4 3 に記載のシステム。

【請求項 5 5】

前記コントローラは、変換  $T$  を用いて複数の部分的画像  $x_i$  を前処理するようにさらに構成され、前記画像  $X$  は、前記前処理された複数の部分的画像  $x_i$  の和、すなわち、

【数 6 2】

$$X = \sum T(x_i)$$

である、請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 5 6】

前記変換 T は、線形変換である、請求項 5 5 に記載のシステム。

【請求項 5 7】

前記変換 T は、非線形変換である、請求項 5 5 に記載のシステム。

【請求項 5 8】

前記規定された期間は、約 1 時間である、請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 5 9】

前記コントローラは、変換 T を用いて複数の部分的画像  $x_i$  を前処理するようにさらに構成され、前記画像 X は、前記前処理された複数の部分的画像  $x_i$  の和、すなわち、

【数 6 3】

$$X = \sum T(x_i)$$

である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6 0】

前記変換 T は、線形変換である、請求項 5 9 に記載のシステム。

【請求項 6 1】

前記変換 T は、非線形変換である、請求項 5 9 に記載のシステム。

【請求項 6 2】

治療計画品質を評価するためのシステムであって、前記システムは、  
療法用放射線源と、

前記療法用放射線源と通信するように構成されたコントローラと、

放射線検出器と

を備え、

前記療法用放射線源および前記コントローラは、電源投入されるように構成され、前記コントローラは、プロセッサと、メモリとを備え、前記メモリは、その中に記憶される治療計画および陽電子放出活性データを伴い、前記治療計画は、放射線発射行列 P と、計画されたフルエンスマップとを備え、前記陽電子放出活性データは、応答系統 (L O R) データを含み、

前記コントローラは、前記放射線発射行列 P および前記 L O R データに基づいて、放射線フルエンスを計算するように構成され、

前記療法用放射線源は、前記計算された放射線フルエンスに従って、放射線を放出するように構成され、

前記放射線検出器は、前記放出される放射線を測定するように構成され、

前記コントローラは、

前記測定された放射線に基づいて、フルエンスマップを計算することと、

前記計算されたフルエンスマップと前記計画されたフルエンスマップとを比較することと、

前記フルエンスマップ比較の通知を生成することと

を行うようにさらに構成されている、システム。

【請求項 6 3】

前記システムは、治療エリアをさらに備え、1 つ以上の X 線撮影フィルムが、前記治療エリア内に設置され、前記放射線検出器は、前記 X 線撮影フィルムの分析によって、前記放出される放射線を測定するように構成されている、請求項 6 2 に記載のシステム。

【請求項 6 4】

前記放射線検出器は、前記療法用放射線源の向かいに位置し、前記放出される放射線は、前記放射線検出器を使用した放射線データの入手と、前記コントローラへの前記放射線データの伝送とによって、測定される、請求項 6 2 に記載のシステム。

【請求項 6 5】

陽電子放出活性データは、診断 PET 撮像データを含む、請求項 6 2 に記載のシステム。

【請求項 6 6】

前記陽電子放出活性データは、空間的にフィルタ処理された診断 PET 撮像データを含む、請求項 6 5 に記載のシステム。

【請求項 6 7】

検出器視野を有する PET 検出器のアレイをさらに備え、前記空間的にフィルタ処理された診断 PET 撮像データは、検出器視野に対応する視野を有する、請求項 6 6 に記載のシステム。

【請求項 6 8】

前記陽電子放出活性データは、PET 撮像システム上で入手された診断 PET 撮像データと前記 PET 撮像システムの機械パラメータとに基づいて生成される複数の合成応答系統 (LOR) を含む、請求項 6 2 に記載のシステム。

【請求項 6 9】

前記コントローラは、前記計算されたフルエンスマップと前記計画されたフルエンスマップとの間のフルエンス差異を計算することと、前記計算されたフルエンス差異が事前に規定されたフルエンス差異閾値を満たすかまたは超えるかを決定することとによって、前記計算されたフルエンスマップと前記計画されたフルエンスマップとを比較するようにさらに構成され、前記コントローラは、前記計算されたフルエンス差異が前記事前に規定されたフルエンス差異閾値を超える場合、前記治療計画を調節するようにさらに構成されている、請求項 6 2 に記載のシステム。

【請求項 7 0】

前記治療計画は、計画された線量マップを含み、前記コントローラは、前記測定された放射線に基づいて線量マップを計算することと、前記計算された線量マップと前記計画された線量マップとの間の線量差を計算することと、前記計算された線量差の通知を生成することとを行うようにさらに構成されている、請求項 6 2 に記載のシステム。

【請求項 7 1】

前記コントローラは、フルエンス等線量までの一致距離 (DTA) 値と、複数の時点に関する前記計算された線量マップと前記計画された線量マップとの間の絶対線量差とを計算することと、DTA 値内および規定された絶対線量差閾値内の時点のパーセンテージが閾値パーセンテージを上回るかどうかを決定することとを行うことによって、通知を生成するようにさらに構成されている、請求項 7 0 に記載のシステム。

【請求項 7 2】

前記閾値パーセンテージは、約 95 % であり、前記 DTA 値は、約 3 mm であり、前記規定された絶対線量差閾値は、計画された絶対線量から約 3 % である、請求項 7 1 に記載のシステム。

【請求項 7 3】

前記コントローラは、前記計算されたフルエンス差異が事前に規定されたフルエンス差異閾値を満たすかまたは超えるかを決定するようにさらに構成されている、請求項 7 0 に記載のシステム。

【請求項 7 4】

放射線療法のための放射線線量を計算するためのシステムであって、前記システムは、コントローラと、撮像システムと、を備え、前記撮像システムは、標的領域の部分的画像  $x_i$  を入手するように構成され、



前記コントローラは、

前記部分的画像  $x_i$  に基づいて、前記標的領域に送達されるべき放射線フルエンス  $F_i$  を計算することと、

前記計算された放射線フルエンス  $F_i$  および CT 画像を使用して、放射線線量を計算することと

を行うように構成されている、システム。

【請求項 75】

前記コントローラは、計画された放射線線量と前記計算された放射線線量を比較するようにさらに構成されている、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 76】

前記コントローラは、前記計算された放射線線量のグラフィカル表現を生成するようにさらに構成されている、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 77】

前記コントローラは、放射線発射行列  $P$  と前記部分的画像  $x_i$  とを乗算すること ( $F_i = P \cdot x_i$ ) によって、前記放射線フルエンス  $F_i$  を計算するようにさらに構成され、前記放射線発射行列  $P$  は、前記標的領域の以前に入手された画像  $X$  に基づいて計算される、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 78】

前記 CT 画像は、診断撮像セッション中に入手された CT 画像である、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 79】

前記コントローラは、放射線発射行列  $P$  と前記部分的画像  $x_i$  とを乗算すること ( $F_i = P \cdot x_i$ ) によって、前記放射線フルエンス  $F_i$  を計算するようにさらに構成され、前記放射線発射行列  $P$  は、前記標的領域の以前に入手された画像  $X$  に基づいて計算され、前記コントローラは、前記計画された放射線線量と前記計算された放射線線量を比較した後、前記放射線発射行列  $P$  を修正するようにさらに構成されている、請求項 75 に記載のシステム。

【請求項 80】

前記コントローラは、計画された放射線線量と前記計算された放射線線量を比較するようにさらに構成されている、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 81】

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出活性データを含む、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 82】

前記陽電子放出活性データは、PET データ、応答系統 (LOR) データ、および PET 検出器信号のうちの 1 つ以上を含む、請求項 81 に記載のシステム。

【請求項 83】

前記 LOR データおよび / または PET 検出器信号は、シミュレートされた LOR データおよび / または PET 検出器信号を含む、請求項 82 に記載のシステム。

【請求項 84】

療法用放射線源および放射線検出器をさらに備え、前記療法用放射線源は、前記計算された放射線フルエンスをファントムに放出するように構成され、前記放射線検出器は、前記ファントムへ放出された放射線を測定するように構成されている、請求項 74 に記載のシステム。

【請求項 85】

前記コントローラは、前記測定された放射線に基づいて、送達されるフルエンスマップを計算することと、計画されたフルエンスマップと前記送達されるフルエンスマップを比較することとを行うようにさらに構成されている、請求項 84 に記載のシステム。

【請求項 86】

前記コントローラは、前記測定された放射線に基づいて、送達される線量マップを計算することと、計画された線量マップと前記送達される線量マップを比較することとを行う

ようにさらに構成されている、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 8 7】

前記コントローラは、前記送達される線量マップと前記計画された線量マップとの比較に基づいて、治療計画が規定された品質基準を満たすかどうかを決定するようにさらに構成されている、請求項 8 6 に記載のシステム。

【請求項 8 8】

前記コントローラは、フルエンス等線量までの一致距離 (DTA) 値と、複数の時点に関する前記送達される線量マップと前記計画された線量マップとの間の絶対線量差とを計算することと、DTA 値内および規定された絶対線量差閾値内の時点のパーセンテージが、閾値パーセンテージを上回るかどうかを決定することと、前記時点のパーセンテージが閾値パーセンテージを上回るかどうかに基づいて通知を生成することとを行うようにさらに構成されている、請求項 8 7 に記載のシステム。

【請求項 8 9】

前記閾値パーセンテージは、約 95 % であり、前記 DTA 値は、約 3 mm であり、前記規定された絶対線量差閾値は、計画された絶対線量から約 3 % である、請求項 8 8 に記載のシステム。

【請求項 9 0】

前記コントローラは、フルエンス等線量までの DTA 値および前記送達される線量マップ間の絶対線量差を組み合わせるガンマ計測量を計算することによって、前記治療計画が規定された品質基準を満たすかどうかを決定することと、前記計算されたガンマ計測量が閾値ガンマレベルを満たすかどうかの通知を生成することとを行うようにさらに構成されている、請求項 8 7 に記載のシステム。

【請求項 9 1】

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出活性データを含む、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 9 2】

前記陽電子放出活性データは、PET データ、応答系統 (LOR) データ、および PET 検出器信号のうちの 1 つ以上を含む、請求項 9 1 に記載のシステム。

【請求項 9 3】

前記 LOR データおよび / または PET 検出器信号は、シミュレートされた LOR データおよび / または PET 検出器信号を含む、請求項 9 2 に記載のシステム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

放射線送達のためのリアルタイムフルエンスマップセグメント化のための方法の一変形例は、セッション中、持続的に回転可能なガントリ上に搭載された 1 つ以上の撮像センサから、撮像データを入手することと、撮像データを使用して、フルエンスマップ  $f_{c a l}$  と、累積残余フルエンスマップ  $f_{c u m u l a t i v e}$  とを計算することと、1 つ以上のガントリ回転にわたる 1 つ以上の放射線発射位置のために、セッション中、フルエンスマップ  $f_{c a l}$  を放射線送達命令の組にセグメント化することとを含み得る。放射線送達命令は、マルチリーフコリメータ (MLC) 命令と、療法用放射線源命令とを含み得る。放射線送達命令の各組は、複数のガントリ回転にわたる MLC 命令と、療法用放射線源命令とを含み得る。MLC 命令は、MLC における各リーフのためのリーフ位置命令を含み得る。療法用放射線源命令は、各発射位置のためのビームパルス幅、および / またはビーム強度、および / またはビームパルスの数を含み得る。フルエンスマップ  $f_{c a l}$  をセグメント化することは、 $f_{c a l}$  を各療法用放射線源発射位置のための複数のサブフルエンスマップに分解し、サブフルエンスマップの各々を放射線送達命令にセグメント

化することを含み得る。いくつかの変形例では、MLCは、バイナリMLCであり得、各サブフルエンスマップは、確率係数を有し得る。バイナリMLCの各リーフは、リーフが開放構成にあるかどうか、および/また、放射線が選択された（例えば、事前に選択または計算される）フルエンスレベルで療法用放射線源によって放出されているかどうかを決定する確率係数を有し得る。随意に、方法は、放射線送達命令に基づいて、送達フルエンスマップ  $f_{delivery}$  を計算し、送達フルエンスマップ  $f_{delivery}$  をフルエンスマップ  $f_{calc}$  から減算することによって、インクリメント残余フルエンスマップ  $f_{increment}$  を計算し、インクリメント残余フルエンス  $f_{increment}$  を累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  と組み合わせることによって、累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  を更新することによって、累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  を更新することを含み得る。いくつかの変形例では、複数のサブ発射位置が、療法用放射線源発射位置の各々間に位置し得、方法は、療法用放射線源が療法用放射線源発射位置に先行するサブ発射位置を通過するとき、療法用放射線源発射位置に対応する放射線送達命令に従って放射線を送達することをさらに含み得る。フルエンスマップ  $f_{calc}$  をセグメント化することは、 $f_{calc}$  を各サブ発射位置のための複数のサブフルエンスマップに分解し、サブフルエンスマップの各々を各サブ発射位置のための放射線送達命令にセグメント化することを含み得る。随意に、いくつかの方法は、ガントリを回転させ、ガントリ上に搭載された療法用放射線源を各発射位置に位置付け、各発射位置に対応する放射線送達命令に従って放射線を送達することを含み得る。撮像データを入力することおよびガントリを回転させることは、同時に生じ得る。撮像データを入力することおよび放射線送達のために療法用放射線源をアクティブにすることは、同時に生じ得る。1つ以上の撮像センサは、PET検出器、X線検出器、およびMRIセンサから成る群から選択され得る。

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目1)

放射線療法システムであって、前記システムは、  
回転可能ガントリと、

前記ガントリ上に搭載された療法用放射線源と、

標的領域の部分的画像  $x_i$  を入手するために前記ガントリ上に搭載された1つ以上の撮像センサと、

前記ガントリ、前記療法用放射線源、および前記1つ以上の撮像センサと通信するコントローラと

を備え、

前記コントローラは、前記標的領域に送達されるべき放射線フルエンスを計算するように構成され、放射線フルエンスを計算することは、放射線発射行列  $P$  と前記部分的画像  $x_i$  とを乗算することを含み、前記放射線発射行列  $P$  は、前記標的領域の以前に入手された画像  $X$  に基づいて計算される、システム。

(項目2)

前記放射線発射行列  $P$  は、

【数40】

$$P \cdot x_i = s \odot x_i$$

であるように、スカラー  $s$  の対角線行列  $diag(s)$  であり、式中、

【数41】

$$\odot$$

は、点ごと積演算である、項目1に記載のシステム。

(項目3)

前記放射線フルエンスを計算することは、前記放射線発射行列  $P$  を前記部分的画像  $x_i$  で畳み込むことを含む、項目 1 に記載のシステム。

(項目 4)

前記放射線発射行列  $P$  は、

【数 4 2】

$$P \cdot x_i = f * x_i$$

であるように、テプリッツ行列  $\text{toep}(f)$  であり、式中、

【数 4 3】

\*

は、畳み込み演算であり、 $f$  は、治療計画に従って前記標的領域に送達されるべきフルエンスである、項目 1 に記載のシステム。

(項目 5)

前記部分的画像  $x_i$  の信号対雑音比 (SNR) は、前記画像  $X$  の SNR より小さい、項目 1 に記載のシステム。

(項目 6)

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出経路、X 線投影、または MRI 撮像パルスシーケンスからの  $k$ -空間におけるサブサンプルの組からの再構成を含む、項目 1 に記載のシステム。

(項目 7)

前記画像  $X$  は、運動ブレ除去画像である、項目 1 に記載のシステム。

(項目 8)

前記コントローラは、投影角度  $\theta$  を選択し、放射線ビーム発射角度  $\theta$  における前記計算されたフルエンスの投影フルエンス  $f$  を計算し、前記投影フルエンス  $f$  を前記コントローラのメモリに記憶するようにさらに構成されている、項目 1 に記載のシステム。

(項目 9)

前記放射線源のビーム経路内に配置されたリーフのアレイを有するマルチリーフコリメータをさらに備え、前記回転可能ガントリは、前記療法用放射線源を前記放射線ビーム発射角度  $\theta$  に移動させるように構成され、前記コントローラは、前記投影フルエンス  $f$  をコリメータリーフ位置命令にセグメント化し、前記リーフ位置命令をコントローラメモリに記憶するようにさらに構成され、前記コリメータリーフの各々の位置は、前記コリメータリーフ位置命令に従って調節可能である、項目 8 に記載のシステム。

(項目 10)

前記投影フルエンス  $f$  を計算することは、投影角度  $\theta$  を選択し、前記放射線ビーム発射角度  $\theta$  における前記部分的画像  $x_i$  の投影  $x_{i,\theta}$  を計算し、前記投影される部分的画像  $x_{i,\theta}$  をコントローラメモリに記憶し、角度ごと放射線発射行列  $P$  を前記投影される部分的画像  $x_{i,\theta}$  と乗算すること ( $P \cdot x_{i,\theta}$ ) を含み、前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、各投影角度  $\theta$  に対する放射線発射行列  $P_{i,\theta}$  の組を含む、項目 9 に記載のシステム。

(項目 11)

前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、畳み込み演算

【数 4 4】

$$p_{\alpha} * x_i$$

を実装するテプリッツ行列  $\text{toep}(p)$  である、項目 10 に記載のシステム。

(項目 12)

前記放射線発射行列  $P$  は、点ごと乗算演算  $p \cdot x_i$  を実装する対角線行列  $\text{diag}$

( p ) である、項目 1 0 に記載のシステム。

( 項目 1 3 )

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の P E T 検出器を備え、前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出経路の組から生成される、項目 1 に記載のシステム。

( 項目 1 4 )

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の X 線検出器を備え、前記部分的画像  $x_i$  は、X 線投影の組から生成される、項目 1 に記載のシステム。

( 項目 1 5 )

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の M R I センサを備え、前記部分的画像  $x_i$  は、M R I 撮像パルスシーケンスからの  $k$  - 空間におけるサブサンプルの組から生成される、項目 1 に記載のシステム。

( 項目 1 6 )

前記部分的画像  $x_i$  の S N R は、前記画像  $X$  の S N R より約 4 0 % 小さい、項目 1 に記載のシステム。

( 項目 1 7 )

前記ガントリは、前記療法用放射線源を発射ビーム角度 に移動させ、前記部分的画像  $x_i$  を入手した後の規定された期間以内に前記計算されたフルエンス  $f$  に従って放射線ビームを放出するように構成されている、項目 1 0 に記載のシステム。

( 項目 1 8 )

前記規定された期間は、約 1 0 秒より小さい、項目 1 7 に記載のシステム。

( 項目 1 9 )

前記規定された期間は、約 5 秒より小さい、項目 1 8 に記載のシステム。

( 項目 2 0 )

前記規定された期間は、約 1 秒より小さい、項目 1 9 に記載のシステム。

( 項目 2 1 )

前記ガントリは、約 2 0 R P M 以上の速度で回転可能である、項目 1 に記載のシステム。

( 項目 2 2 )

前記コントローラは、線形コントラストフィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用するようにさらに構成されている、項目 1 0 に記載のシステム。

( 項目 2 3 )

前記フィルタ処理された部分的画像  $x_i$  の任意の負の値は、後続のフィルタ処理された部分的画像  $x_{i+1}$  に追加される、項目 2 2 に記載のシステム。

( 項目 2 4 )

前記コントローラは、リアルタイム送達線量推定値を計算するようにさらに構成されている、項目 1 0 に記載のシステム。

( 項目 2 5 )

前記コントローラは、空間フィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用するようにさらに構成されている、項目 1 0 に記載のシステム。

( 項目 2 6 )

前記以前に入手された画像  $X$  は、第 1 の画像であり、 $A$  は、既知の線量計算行列であり、前記コントローラは、前記 1 つ以上の撮像センサを使用して第 2 の画像  $X_{prescan}$  を入手し、以下の条件

【数 4 5】

$$A \cdot P \cdot X \approx A \cdot P_{prescan} \cdot X_{prescan}$$

が満たされるように、 $P_{prescan}$  のための行列値を通して反復することによって、更新された放射線発射行列  $P_{prescan}$  を計算するようにさらに構成されている、項目 1 に記載のシステム。

## (項目 27)

前記コントローラは、 $X_{prescan}$ に基づいて、線量行列  $D_{prescan}$  を計算し、 $D_{prescan}$  と画像  $X$  に基づいて計算された線量行列  $D$  との間の差異値を計算し、前記差異値が事前に選択された閾値を超える場合、前記事前に選択された閾値を超えたことの通知を生成するようにさらに構成されている、項目 26 に記載のシステム。

## (項目 28)

送達のための放射線フルエンスを計算する方法であって、前記方法は、  
 標的領域の部分的画像  $x_i$  を入手することと、  
 放射線発射行列  $P$  と前記部分的画像  $x_i$  とを乗算することによって、前記標的領域に送達されるべき放射線フルエンスを計算することと  
 を含み、  
 前記放射線発射行列  $P$  は、前記標的領域の以前に入手された画像  $X$  に基づいて計算される、方法。

## (項目 29)

前記放射線発射行列  $P$  は、

【数 46】

$$P \cdot x_i = s \odot x_i$$

であるように、スカラー  $s$  の対角線行列  $diag(s)$  であり、  
 式中、

【数 47】

$$\odot$$

は、点ごと積演算である、項目 28 に記載の方法。

## (項目 30)

前記放射線フルエンスを計算することは、前記放射線発射行列  $P$  を前記部分的画像  $x_i$  で畳み込むことを含む、項目 28 に記載の方法。

## (項目 31)

前記放射線発射行列  $P$  は、

【数 48】

$$P \cdot x_i = f * x_i$$

であるように、テプリッツ行列  $toep(f)$  であり、式中、

【数 49】

\*

は、畳み込み演算であり、 $f$  は、治療計画に従って前記標的領域に送達されるべきフルエンスである、項目 28 または項目 30 のいずれかに記載の方法。

## (項目 32)

前記部分的画像  $x_i$  の信号対雑音比 (SNR) は、前記画像  $X$  の SNR より小さい、項目 28 に記載の方法。

## (項目 33)

前記部分的画像  $x_i$  は、断層撮影システムを使用して入手される、項目 28 に記載の方法。

## (項目 34)

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出経路、X線投影、またはMRI撮像パルスシーケンスからの  $k$ -空間におけるサブサンプルの組からの再構成を含む、項目 28 に記載の方法

°

(項目 3 5 )

前記画像 X は、運動ブレ除去画像である、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 6 )

投影角度 を選択することと、

放射線ビーム発射角度 における前記計算されたフルエンスの投影フルエンス  $f$  を計算し、前記投影フルエンス  $f$  をコントローラメモリに記憶することと

をさらに含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 7 )

放射線を前記標的領域に印加することをさらに含み、放射線を印加することは、

放射線療法システムの放射線源を前記放射線ビーム発射角度 に移動させることであって、前記放射線療法システムは、前記放射線源のビーム経路内に配置されたリーフのアレイを有するマルチリーフコリメータをさらに備えている、ことと、

前記投影フルエンス  $f$  をコリメータリーフ位置命令にセグメント化し、前記リーフ位置命令をコントローラメモリに記憶することと、

前記コリメータリーフ位置命令に従って、前記コリメータリーフの各々の位置を調節することと、

放射線ビームを前記放射線源から放出することと

を含む、項目 3 6 に記載の方法。

(項目 3 8 )

所望のフルエンスが印加されるまで、前記投影フルエンス  $f$  計算を持続的に繰り返し、各フルエンス計算後、放射線を前記標的領域に印加することをさらに含む、項目 3 7 に記載の方法。

(項目 3 9 )

前記投影フルエンス  $f$  を計算することは、

投影角度 を選択することと、

前記放射線ビーム発射角度 における前記部分的画像  $x_i$  の投影  $x_{ij}$  を計算し、前記投影される部分的画像  $x_{ij}$  をコントローラメモリに記憶することと、

角度ごと放射線発射行列  $P$  と前記投影される部分的画像  $x_{ij}$  とを乗算すること (  $P \cdot x_{ij}$  ) と

を含み、

前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、各投影角度 に対する放射線発射行列  $P_{ij}$  の組を含む、項目 3 8 に記載の方法。

(項目 4 0 )

前記角度ごと放射線発射行列  $P$  は、畳み込み演算

【数 5 0】

$$p_{\alpha} * x_i$$

を実装するテプリッツ行列  $t o e p ( p )$  である、項目 3 9 に記載の方法。

(項目 4 1 )

前記放射線発射行列  $P$  は、点ごと乗算演算  $p \cdot x_i$  を実装する対角線行列  $d i a g$

(  $p$  ) である、項目 3 9 に記載の方法。

(項目 4 2 )

前記部分的画像  $x_i$  は、陽電子放出経路、X線投影、またはMRI撮像パルスシーケンスからの  $k$  - 空間におけるサブサンプルの組から生成される、項目 3 9 に記載の方法。

(項目 4 3 )

前記部分的画像  $x_j$  の信号対雑音比 (  $S N R$  ) は、前記画像 X の  $S N R$  より小さい、項目 3 9 に記載の方法。

(項目 4 4 )

前記発射行列  $P$  で乗算すること、前記投影角度  $\theta$  を選択すること、投影フルエンス  $f$  を計算すること、前記放射線源を移動させること、前記投影フルエンス  $f$  をコリメタリーフ位置命令にセグメント化すること、前記コリメタリーフの位置を調節すること、および放射線ビームを放出することは、前記部分的画像  $x_i$  を入手した後の規定された期間以内に生じる、項目 39 に記載の方法。

(項目 45)

前記規定された期間は、約 10 秒より小さい、項目 44 に記載の方法。

(項目 46)

前記規定された期間は、約 5 秒より小さい、項目 45 に記載の方法。

(項目 47)

前記規定された期間は、約 1 秒より小さい、項目 46 に記載の方法。

(項目 48)

前記放射線源は、約 20 RPM 以上の速度で回転するように構成された回転可能ガントリ上に搭載されている、項目 37 に記載の方法。

(項目 49)

線形コントラストフィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用することをさらに含む、項目 39 に記載の方法。

(項目 50)

前記フィルタ処理された部分的画像  $x_i$  の任意の負の値は、後続のフィルタ処理された部分的画像  $x_{i+1}$  に追加される、項目 49 に記載の方法。

(項目 51)

リアルタイム送達線量推定値を計算することをさらに含む、項目 39 に記載の方法。

(項目 52)

空間フィルタを前記部分的画像  $x_i$  に適用することをさらに含む、項目 39 に記載の方法。

(項目 53)

前記以前に入手された画像  $X$  は、第 1 の画像であり、 $A$  は、既知の線量計算行列であり、前記方法は、第 2 の画像  $X_{prescan}$  を入手し、以下の条件

【数 51】

$$A \cdot P \cdot X \approx A \cdot P_{prescan} \cdot X_{prescan}$$

が満たされるように、 $P_{prescan}$  のための行列値を通して反復することによって、更新された放射線発射行列  $P_{prescan}$  を計算することをさらに含む、項目 28 に記載の方法。

(項目 54)

$X_{prescan}$  に基づいて、線量行列  $D_{prescan}$  を計算し、 $D_{prescan}$  と画像  $X$  に基づいて計算された線量行列  $D$  との間の差異値を計算し、前記差異値が事前に選択された閾値を超える場合、前記事前に選択された閾値を超えたことの通知を生成することをさらに含む、項目 53 に記載の方法。

(項目 55)

放射線療法システムであって、前記システムは、

持続的に回転可能なガントリと、

前記ガントリ上に搭載され、前記ガントリによって複数の発射位置に移動可能である療法用放射線源と、

前記ガントリ上に搭載され、前記放射線療法源のビーム経路内に位置しているマルチリーフコリメータ (MLC) と、

前記ガントリ上に搭載された 1 つ以上の撮像センサと、

前記ガントリ、前記放射線源、前記マルチリーフコリメータおよび前記 1 つ以上の撮像センサと通信し、放射線送達命令を生成するように構成されたコントローラと



を備え、

前記放射線送達命令を生成することは、

前記1つ以上の撮像センサからの撮像データと累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  を使用して、フルエンスマップ  $f_{calc}$  を計算することと、

前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  を放射線送達命令の組にセグメント化することとを含み、

前記放射線送達命令の組は、1つ以上のガントリ回転にわたる各発射位置のためのMLC命令と療法用放射線源命令とを含む、システム。

(項目56)

放射線送達命令の各組は、複数のガントリ回転にわたる各発射位置のための前記MLCと前記療法用放射線源とのための命令を含む、項目55に記載のシステム。

(項目57)

MLC命令は、前記MLCにおける各リーフのためのリーフ位置命令を含む、項目55に記載のシステム。

(項目58)

療法用放射線源命令は、各発射位置のためのビームパルス幅およびビームパルスの数を含む、項目55に記載のシステム。

(項目59)

前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  をセグメント化することは、 $f_{calc}$  を各発射位置のためのサブフルエンスマップに分解し、前記サブフルエンスマップの各々を放射線送達命令にセグメント化することを含む、項目55に記載のシステム。

(項目60)

前記MLCは、バイナリMLCであり、各サブフルエンスマップは、確率係数を有する、項目59に記載のシステム。

(項目61)

前記MLCは、バイナリMLCであり、前記MLCの各リーフは、確率係数を有し、前記確率係数は、前記リーフが開放構成にあるかどうか、および/または、放射線が選択されたフルエンズレベルで前記療法用放射線源によって放出されているかどうかを決定する、項目55に記載のシステム。

(項目62)

前記放射線送達命令に基づいて、送達フルエンスマップ  $f_{delivery}$  を計算することと、

前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  から前記送達フルエンスマップ  $f_{delivery}$  を減算することによって、インクリメント残余フルエンスマップ  $f_{increment}$  を計算することと、

インクリメント残余フルエンスマップ  $f_{increment}$  を前記累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  と組み合わせることによって、前記累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  を更新することと

によって、前記累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  を更新することをさらに含む、項目55に記載のシステム。

(項目63)

前記発射位置の各々間に位置している複数のサブ発射位置をさらに備え、前記システムは、前記療法用放射線源がある発射位置に先行するサブ発射位置を通過するとき、前記発射位置に対応する前記放射線送達命令に従って放射線を送達するように構成されている、項目55に記載のシステム。

(項目64)

前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  をセグメント化することは、 $f_{calc}$  を各サブ発射位置のための複数のサブフルエンスマップに分解し、前記サブフルエンスマップの各々を各サブ発射位置のための放射線送達命令にセグメント化することを含む、項目63に記載のシステム。

( 項目 6 5 )

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の P E T 検出器を備えている、項目 5 5 に記載のシステム。

( 項目 6 6 )

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の X 線検出器を備えている、項目 5 5 に記載のシステム。

( 項目 6 7 )

前記 1 つ以上の撮像センサは、1 つ以上の M R I センサを備えている、項目 5 5 に記載のシステム。

( 項目 6 8 )

前記マルチリーフコリメータは、バイナリマルチリーフコリメータである、項目 5 5 に記載のシステム。

( 項目 6 9 )

放射線送達のためのリアルタイムフルエンスマップセグメント化のための方法であって、前記方法は、

セッション中、持続的に回転可能なガントリ上に搭載された 1 つ以上の撮像センサから、撮像データ入手することと、

前記撮像データと累積残余フルエンスマップ  $f_{cumulative}$  を使用して、フルエンスマップ  $f_{calc}$  を計算することと、

前記セッション中、前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  を 1 つ以上のガントリ回転にわたる 1 つ以上の放射線発射位置のための放射線送達命令の組にセグメント化することとを含む、方法。

( 項目 7 0 )

放射線送達命令は、マルチリーフコリメータ ( M L C ) 命令と、療法用放射線源命令とを含む、項目 6 9 に記載の方法。

( 項目 7 1 )

放射線送達命令の各組は、複数のガントリ回転にわたる M L C 命令と前記療法用放射線源命令とを含む、項目 7 0 に記載の方法。

( 項目 7 2 )

M L C 命令は、前記 M L C における各リーフのためのリーフ位置命令を含む、項目 7 1 に記載の方法。

( 項目 7 3 )

療法用放射線源命令は、各発射位置のためのビームパルス幅およびビームパルスの数を含む、項目 7 2 に記載の方法。

( 項目 7 4 )

前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  をセグメント化することは、 $f_{calc}$  を各療法用放射線源発射位置のための複数のサブフルエンスマップに分解し、前記サブフルエンスマップの各々を放射線送達命令にセグメント化することを含む、項目 7 3 に記載の方法。

( 項目 7 5 )

前記 M L C は、バイナリ M L C であり、各サブフルエンスマップは、確率係数を有する、項目 7 3 に記載の方法。

( 項目 7 6 )

前記 M L C は、バイナリ M L C であり、前記 M L C の各リーフは、確率係数を有し、前記確率係数は、前記リーフが開放構成にあるかどうか、および / または、放射線が選択されたフルエンスレベルで前記療法用放射線源によって放出されているかどうかを決定する、項目 7 5 に記載の方法。

( 項目 7 7 )

前記放射線送達命令に基づいて、送達フルエンスマップ  $f_{delivery}$  を計算することと、

前記フルエンスマップ  $f_{calc}$  から前記送達フルエンスマップ  $f_{delivery}$  を

減算することによって、インクリメント残余フルエンスマップ  $f_{\text{increment}}$  を計算することと、

前記インクリメント残余フルエンスマップ  $f_{\text{increment}}$  を前記累積残余フルエンスマップ  $f_{\text{cumulative}}$  と組み合わせることによって、前記累積残余フルエンスマップ  $f_{\text{cumulative}}$  を更新することと

によって、前記累積残余フルエンスマップ  $f_{\text{cumulative}}$  を更新することをさらに含む、項目 73 に記載の方法。

(項目 78)

複数のサブ発射位置が、前記療法用放射線源発射位置の各々間に位置し、前記方法は、前記療法用放射線源がある療法用放射線源発射位置に先行するサブ発射位置を通過するとき、前記療法用放射線源発射位置に対応する前記放射線送達命令に従って放射線を送達することをさらに含む、項目 73 に記載の方法。

(項目 79)

前記フルエンスマップ  $f_{\text{calc}}$  をセグメント化することは、 $f_{\text{calc}}$  を各サブ発射位置のための複数のサブフルエンスマップに分解し、前記サブフルエンスマップの各々を各サブ発射位置のための放射線送達命令にセグメント化することを含む、項目 78 に記載の方法。

(項目 80)

前記ガントリを回転させ、前記ガントリ上に搭載された療法用放射線源を各発射位置に位置付け、各発射位置に対応する前記放射線送達命令に従って放射線を送達することをさらに含む、項目 69 に記載の方法。

(項目 81)

撮像データを入手することと前記ガントリを回転させることは、同時に生じる、項目 80 に記載の方法。

(項目 82)

撮像データを入手することと放射線送達のために前記療法用放射線源をアクティブにすることは、同時に生じる、項目 81 に記載の方法。

(項目 83)

前記 1 つ以上の撮像センサは、PET 検出器、X 線検出器、および MRI センサから成る群から選択され得る、項目 69 に記載の方法。