

【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 6 部門第 1 区分

【発行日】令和 3 年 5 月 27 日 (2021.5.27)

【公表番号】特表 2021-509468 (P2021-509468A)

【公表日】令和 3 年 3 月 25 日 (2021.3.25)

【年通号数】公開・登録公報 2021-015

【出願番号】特願 2020-531587 (P2020-531587)

【国際特許分類】

G 0 1 T 1/161 (2006.01)

G 0 1 T 1/164 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

G 0 1 T 7/00 (2006.01)

G 0 1 T 1/20 (2006.01)

【F I】

G 0 1 T 1/161 D

G 0 1 T 1/164 A

A 6 1 B 6/03 3 7 7

G 0 1 T 7/00 A

G 0 1 T 1/20 F

【手続補正書】

【提出日】令和 3 年 4 月 15 日 (2021.4.15)

【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】

医療画像を生成するためのコンピュータ実施方法であって、前記方法は、
粒子ビームシステムに関する第 1 の追跡検出器についての場所および整合を決定することであって、前記場所および前記整合を決定することは、較正された操向ビームが前記第 1 の追跡検出器に送達される局所座標を前記粒子ビームシステムのアイソセンタに対する座標に変換することを含む、ことと、

前記第 1 の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第 1 の粒子の第 1 の位置および第 1 の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第 1 の追跡検出器での前記第 1 の粒子の第 1 の方向を決定することと、

残留飛程検出器上の検出された粒子の衝突から前記第 1 の粒子の第 1 の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第 1 の位置、前記第 1 の方向および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記粒子ビームシステムのアイソセンタに対する座標において前記第 1 の粒子のための経路を直接再構築することと、

前記第 1 の粒子についての前記再構築された経路、ならびに、前記第 1 の粒子の前記第 1 の残留飛程および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を備える、方法。

【請求項 2】

前記医療画像を生成することは、前記医療画像と関連付けられる第 1 のボクセルのための第 1 の値と、前記医療画像と関連付けられる第 2 のボクセルのための第 2 の値とを反復

して調節することを含み、前記調節することは、前記第 1 の残留飛程に基づく、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の値および前記第 2 の値は相対阻止能値である、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記方法は、前記第 1 の追跡検出器上の粒子の衝突ごとに別個の幾何学的外皮を用いて前記医療画像のための初期画像近似を選択することをさらに備え、前記医療画像を生成することは、前記初期画像近似にさらに基づく、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記初期画像近似は、(i) 前記第 1 の追跡検出器、前記ビームシステム、もしくは残留飛程検出器のうちの少なくとも 1 つに基づくデータ、(i i) C T 画像、または、(i i i) 他のモダリティからの画像、のうちの 1 または複数に基づく、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

ボクセルよりも大きいステップを用いるボクセル境界の間の線形補間に基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定することをさらに備える、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 7】

前記場所および前記整合を決定することは、前記粒子ビームシステムのアイソセンタの周りの異なる位置に前記ビームを向けることを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

ボクセル境界に交わるステップをセグメントへさらに分けることに基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定することをさらに備える、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 9】

前記第 1 の追跡検出器上の第 1 の粒子の衝突の時間を、前記加速器計画におけるその時間での前記粒子ビームシステムの予期される操向と相関させることをさらに備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

水等価経路長 (W E P L) 測定値および／または追跡平面間の横向きの偏向の測定値に基づいて、未知の分布形状を有する粒子を反復して除去することをさらに備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記画像の所与の領域のために適切な初期エネルギーの粒子を選択することをさらに備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記経路は、追跡検出器の衝突と、撮像される物体の幾何学的外皮上の推定される粒子入口点および粒子出口点との間の直線補間を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

いずれの出口方向も測定されない場合、前記幾何学的外皮からの前記粒子出口点は、出口方向が後方の追跡平面上の前記測定された場所を指す点として推定される、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 14】

前記再構築は、異なる横断位置における前記患者から採取されるデータの複数のセットを含み得、前記データの複数のセットは、検出器基準フレームにおける前記測定された位置へオフセットを適用することによって単一のボクセル基準フレーム内へ組み合される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

複数の命令を備える 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体であって、前記命令は、実行されることに応答して、

粒子ビームシステムに関する第 1 の追跡検出器についての場所および整合を決定することとであって、前記位置および前記整合を決定することは、校正された操向ビームが前記第 1 の追跡検出器に送達される局所座標を前記粒子ビームシステムのアイソセンタに対する座標に変換することを含む、ことと、

前記第 1 の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第 1 の粒子の第 1 の位置および第 1 の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第 1 の追跡検出器での前記第 1 の粒子の第 1 の方向を決定することと、

残留飛程検出器上の検出された粒子の衝突から前記第 1 の粒子の第 1 の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第 1 の位置、前記第 1 の方向および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記粒子ビームシステムのアイソセンタに対する座標において前記第 1 の粒子のための経路を直接再構築することと、

前記第 1 の粒子についての前記再構築された経路、ならびに、前記第 1 の粒子の前記第 1 の残留飛程および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を計算デバイスに行わせる、1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 1 6】

前記医療画像を生成することは、前記医療画像と関連付けられる第 1 のボクセルのための第 1 の値と、前記医療画像と関連付けられる第 2 のボクセルのための第 2 の値とを反復して調節することを含み、調節することは、前記第 1 の残留飛程に基づく、請求項 1 5 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 1 7】

前記第 1 の値および前記第 2 の値は相対阻止能値である、請求項 1 6 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 1 8】

前記第 1 のボクセルは、前記粒子ビームの前記方向に沿って射影される、請求項 1 6 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 1 9】

前記第 1 の追跡検出器上の粒子の衝突ごとに別個の幾何学的外皮を用いて前記医療画像のための初期画像近似を選択するための命令をさらに備え、前記医療画像を生成することは、前記初期画像近似にさらに基づく、請求項 1 5 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 2 0】

前記初期画像近似は、(i) 前記第 1 の追跡検出器、前記ビームシステム、もしくは残留飛程検出器のうちの少なくとも 1 つに基づくデータ、(i i) C T 画像、または、(i i i) 他のモダリティからの画像、のうちの 1 または複数に基づく、請求項 1 9 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 2 1】

ボクセルよりも大きいステップを用いるボクセル境界の間の線形補間に基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定するための命令をさらに備える、請求項 1 6 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 2 2】

前記場所および前記整合を決定することは、前記粒子ビームシステムのアイソセンタの周りの異なる位置に前記ビームを向けることを含む、請求項 1 5 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 2 3】

ボクセル境界に交わるステップをセグメントへさらに分けることに基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定することをさらに備える、請求項 1 6 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 24】

前記第1の追跡検出器上の第1の粒子の衝突の時間を、前記加速器計画におけるその時間での前記粒子ビームシステムの予期される操向と相関させることをさらに備える、請求項15に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 25】

水等価経路長(W E P L)測定値および／または追跡平面間の横向き⁽¹⁾の偏向の測定値に基づいて、未知の分布形状を有する粒子を反復して除去することをさらに備える、請求項15に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 26】

前記画像の所与の領域のために適切な初期エネルギーの粒子を選択するための命令をさらに備える、請求項15に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 27】

前記経路は、追跡検出器の衝突と、撮像される物体の幾何学的外皮上の推定される粒子入口点および粒子出口点との間の直線補間を含む、請求項15に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 28】

いずれの出口方向も測定されない場合、前記幾何学的外皮からの前記粒子出口点は、出口方向が後方の追跡平面上の前記測定された場所を指す点として推定される、請求項27に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 29】

前記再構築は、異なる横断位置における前記患者から採取されるデータの複数のセットを含み得、前記データの複数のセットは、検出器基準フレームにおける前記測定された位置へオフセットを適用することによって単一のボクセル基準フレーム内へ組み合される、請求項15に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 30】

医療画像を生成するための計算システムであって、前記計算システムは、

1または複数のプロセッサと、

その中に記憶される複数の命令を有するメモリと

を備え、前記命令は、前記1または複数のプロセッサによって実行されると、

粒子ビームシステムに関する第1の追跡検出器についての場所および整合を決定することであって、前記位置および前記整合を決定することは、校正された操向ビームが前記第1の追跡検出器に送達される局所座標を前記粒子ビームシステムのアイソセンタに対する座標に変換することを含む、ことと、

前記第1の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第1の粒子の第1の位置および第1の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第1の追跡検出器での前記第1の粒子の第1の方向を決定することと、

残留検出器上の検出された粒子の衝突から前記第1の粒子の第1の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第1の位置、前記第1の方向および前記第1の初期運動エネルギーに基づいて、前記粒子ビームシステムのアイソセンタに対する座標において前記第1の粒子のための経路を直接再構築することと、

前記第1の粒子についての前記再構築された経路、ならびに、前記第1の粒子の前記第1の残留飛程および前記第1の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を前記計算システムに行わせる、計算システム。

【請求項 31】

前記医療画像を生成することは、前記医療画像と関連付けられる第1のボクセルのための第1の値と、前記医療画像と関連付けられる第2のボクセルのための第2の値とを反復して調節することを含み、調節することは、前記第1の残留飛程に基づく、請求項30に

記載の計算システム。

【請求項 3 2】

前記第 1 の値および前記第 2 の値は相対阻止能値である、請求項 3 1 に記載の計算システム。

【請求項 3 3】

前記第 1 のボクセルは、前記粒子ビームの前記方向に沿って射影される、請求項 3 1 に記載の計算システム。

【請求項 3 4】

前記第 1 の追跡検出器上の粒子の衝突ごとに別個の幾何学的外皮を用いて前記医療画像のための初期画像近似を選択するための命令をさらに備え、前記医療画像を生成することは、前記初期画像近似にさらに基づく、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 3 5】

前記初期画像近似は、(i) 前記第 1 の追跡検出器、前記ビームシステム、もしくは残留飛程検出器のうちの少なくとも 1 つに基づくデータ、(i i) C T 画像、または、(i i i) 他のモダリティからの画像、のうちの 1 または複数に基づく、請求項 3 4 に記載の計算システム。

【請求項 3 6】

ボクセルよりも大きいステップを用いるボクセル境界の間の線形補間に基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定するための命令をさらに備える、請求項 3 1 に記載の計算システム。

【請求項 3 7】

前記場所および前記整合を決定することは、前記粒子ビームシステムのアイソセンタの周りの異なる位置に前記ビームを向けることを含む、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 3 8】

ボクセル境界に交わるステップをセグメントへさらに分けることに基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定するための命令をさらに備える、請求項 3 1 に記載の計算システム。

【請求項 3 9】

前記第 1 の追跡検出器上の第 1 の粒子の衝突の時間を、前記加速器計画におけるその時間での前記粒子ビームシステムの予期される操向と相関させるための命令をさらに備える、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 4 0】

水等価経路長 (W E P L) 測定値および／または追跡平面間の横向き⁽¹⁾の偏向の測定値に基づいて、未知の分布形状を有する粒子を反復して除去するための命令をさらに備える、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 4 1】

前記画像の所与の領域のために適切な初期エネルギーの粒子を選択するための命令をさらに備える、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 4 2】

前記経路は、追跡検出器の衝突と、撮像される物体の幾何学的外皮上の推定される粒子入口点および粒子出口点との間の直線補間を含む、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 4 3】

いずれの出口方向も測定されない場合、前記幾何学的外皮からの前記粒子出口点は、出口方向が後方の追跡平面上の前記測定された場所を指す点として推定される、請求項 4 2 に記載の計算システム。

【請求項 4 4】

前記再構築は、異なる横断位置における前記患者から採取されるデータの複数のセットを含み得、前記データの複数のセットは、検出器基準フレームにおける前記測定された位置へオフセットを適用することによって単一のボクセル基準フレーム内へ組み合される、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 4 5】

単一方向から射影された粒子に由来する中間 3 次元マップが、第 1 のカラムに沿った複数のボクセルを合計して前記 3 次元マップを 2 次元マップである医療画像に潰すさらなるステップにおいて用いられる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4 6】

単一方向から射影された粒子に由来する中間 3 次元マップが、第 1 のカラムに沿った複数のボクセルを合計して前記 3 次元マップを 2 次元マップである医療画像に潰すためのさらなる命令とともに用いられる、請求項 1 5 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

【請求項 4 7】

単一方向から射影された粒子に由来する中間 3 次元マップが、第 1 のカラムに沿った複数のボクセルを合計して前記 3 次元マップを 2 次元マップである医療画像に潰すために用いられる、請求項 3 0 に記載の計算システム。

【請求項 4 8】

医療画像を生成するためのコンピュータ実施方法であって、前記方法は、

粒子ビームシステムに関する第 1 の追跡検出器についての場所および整合を決定することと、

前記第 1 の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第 1 の粒子の第 1 の位置および第 1 の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第 1 の追跡検出器での前記第 1 の粒子の第 1 の方向を決定することと、

残留飛程検出器上の検出された粒子の衝突から前記第 1 の粒子の第 1 の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第 1 の位置、前記第 1 の方向および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記第 1 の粒子のための経路を再構築することと、

前記第 1 の粒子についての前記再構築された経路、ならびに、前記第 1 の粒子の前記第 1 の残留飛程および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を備え、前記医療画像を生成することは、前記医療画像に関連付けられた第 1 のボクセルに関する第 1 の値と、前記医療画像に関連付けられた第 2 のボクセルに関する第 2 の値とを反復して調節することを含み、前記調節することは、前記第 1 の残留飛程に基づいており、

前記第 1 のボクセルは、前記粒子ビームの前記方向に沿って射影される、方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 8】

さらなる側面によると、この開示は、医療画像を生成するための計算システムを提供する。計算システムは、1 または複数のプロセッサと、中に記憶された複数の命令を有するメモリとを含む。命令は、1 または複数のプロセッサによって実行されると、粒子ビームシステムに関する第 1 の追跡検出器についての場所および整合を決定することと、第 1 の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、ビームシステムから生成された第 1 の粒子の第 1 の位置を決定することと、第 1 の追跡検出器での第 1 の粒子の第 1 の方向を決定することと、残留検出器上の検出された粒子の衝突から第 1 の粒子の第 1 の残留飛程を決定することと、場所、整合、第 1 の位置および第 1 の方向に基づいて、第 1 の粒子のための経路を再構築することと、第 1 の粒子についての再構築された経路、および、第 1 の粒子の第 1 の残留飛程に基づいて、医療画像を生成することとを、計算システムに行わせる。

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目 1)

医療画像を生成するためのコンピュータ実施方法であって、前記方法は、
粒子ビームシステムに関する第1の追跡検出器についての場所および整合を決定することと、

前記第1の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第1の粒子の第1の位置および第1の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第1の追跡検出器での前記第1の粒子の第1の方向を決定することと、
残留飛程検出器上の検出された粒子の衝突から、前記第1の粒子の第1の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第1の位置、前記第1の方向および前記第1の初期運動エネルギーに基づいて、前記第1の粒子のための経路を再構築することと、

前記第1の粒子についての前記再構築された経路、ならびに、前記第1の粒子の前記第1の残留飛程および前記第1の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を備える、方法。

(項目2)

前記医療画像を生成することは、前記医療画像と関連付けられる第1のボクセルのための第1の値と、前記医療画像と関連付けられる第2のボクセルのための第2の値とを反復して調節することを含み、前記調節することは、前記第1の残留飛程に基づく、項目1に記載の方法。

(項目3)

前記第1の値および前記第2の値は相対阻止能値である、項目2に記載の方法。

(項目4)

前記第1のボクセルは、前記粒子ビームの前記方向に沿って射影される、項目2に記載の方法。

(項目5)

前記方法は、前記医療画像のための初期画像近似を選択することをさらに備え、前記医療画像を生成することは、前記初期画像近似にさらに基づく、項目1に記載の方法。

(項目6)

前記初期画像近似は、(i)前記第1の追跡検出器、前記ビームシステム、もしくは残留飛程検出器のうちの少なくとも1つに基づくデータ、(i i) CT画像、または、(i i i)他のモダリティからの画像、のうちの1または複数に基づく、項目5に記載の方法。

(項目7)

ボクセルよりも大きいステップを用いるボクセル境界の間の線形補間に基づいて、1または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定することをさらに備える、項目2に記載の方法。

(項目8)

前記場所および前記整合を決定することは、前記粒子ビームシステムのアイソセンタの周りの異なる位置に前記ビームを向けることを含む、項目1に記載の方法。

(項目9)

ボクセル境界に交わるステップをセグメントへさらに分けることに基づいて、1または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定することをさらに備える、項目2に記載の方法。

(項目10)

前記第1の追跡検出器上の第1の粒子の衝突の時間を、前記加速器計画におけるその時間での前記粒子ビームシステムの予期される操向と相関させることをさらに備える、項目1に記載の方法。

(項目11)

水等価経路長(W E P L)測定値および／または追跡平面間の横方向の偏向の測定値に基づいて、粒子を反復して除去することをさらに備える、項目1に記載の方法。

(項目 1 2)

前記画像の所与の領域のために、適切な初期エネルギーの粒子を選択することをさらに備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 3)

前記経路は、追跡検出器の衝突と、撮像される物体の幾何学的外皮上の推定される粒子入口点および粒子出口点との間の直線補間を含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 4)

いずれの出口方向も測定されない場合、前記幾何学的外皮からの前記粒子出口点は、出口方向が後方の追跡平面上の前記測定された場所を指す点として推定される、項目 1 3 に記載の方法。

(項目 1 5)

前記再構築は、検出器基準フレームにおける前記測定された位置へオフセットを適用することによって単一のボクセル基準フレーム内へ組み合される、異なる横断位置における前記患者から採取されるデータの複数のセットを含み得る、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 6)

複数の命令を備える 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体であって、前記命令は、実行されることに応答して、

粒子ビームシステムに関する第 1 の追跡検出器についての場所および整合を決定することと、

前記第 1 の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第 1 の粒子の第 1 の位置および第 1 の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第 1 の追跡検出器での前記第 1 の粒子の第 1 の方向を決定することと、

残留飛程検出器上の検出された粒子の衝突から前記第 1 の粒子の第 1 の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第 1 の位置、前記第 1 の方向および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記第 1 の粒子のための経路を再構築することと、

前記第 1 の粒子についての再構築された経路、ならびに、前記第 1 の粒子の前記第 1 の残留飛程および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を計算デバイス計算システムに行わせる、1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 1 7)

前記医療画像を生成することは、前記医療画像と関連付けられる第 1 のボクセルのための第 1 の値と、前記医療画像と関連付けられる第 2 のボクセルのための第 2 の値とを反復して調節することを含み、調節することは、前記第 1 の残留飛程に基づく、項目 1 6 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 1 8)

前記第 1 の値および前記第 2 の値は相対阻止能値である、項目 1 7 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 1 9)

前記第 1 のボクセルは、前記粒子ビームの方向に沿って射影される、項目 1 7 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 0)

前記医療画像のための初期画像近似を選択するための命令をさらに備え、前記医療画像を生成することは、前記初期画像近似にさらに基づく、項目 1 6 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 1)

前記初期画像近似は、(i) 前記第 1 の追跡検出器、前記ビームシステム、もしくは残留飛程検出器のうちの少なくとも 1 つに基づくデータ、(i i) CT 画像、または、(i i i) 他のモダリティからの画像、のうちの 1 または複数に基づく、項目 2 0 に記載の 1 または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 2)

ボクセルよりも大きいステップを用いるボクセル境界の間の線形補間に基づいて、1または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定するための命令をさらに備える、項目17に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 3)

前記場所および前記整合を決定することは、前記粒子ビームシステムのアイソセンタの周りの異なる位置に前記ビームを向けることを含む、項目16に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 4)

ボクセル境界に交わるステップをセグメントへさらに分けることに基づいて、1または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定することをさらに備える、項目17に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 5)

前記第1の追跡検出器上の第1の粒子の衝突の時間を、前記加速器計画におけるその時間での前記粒子ビームシステムの予期される操向と相関させることをさらに備える、項目16に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 6)

水等価経路長 (W E P L) 測定値および／または追跡平面の間の横方向の偏向の測定値に基づいて、粒子を反復して除去することをさらに備える、項目16に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 7)

前記画像の所与の領域のために、適切な初期エネルギーの粒子を選択するための命令をさらに備える、項目16に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 8)

前記経路は、追跡検出器の衝突と、撮像される物体の幾何学的外皮上の推定される粒子入口点および粒子出口点との間の直線補間を含む、項目16に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 2 9)

いずれの出口方向も測定されない場合、前記幾何学的外皮からの前記粒子出口点は、出口方向が後方の追跡平面上の測定された場所を指す点として推定される、項目28に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 3 0)

前記再構築は、検出器基準フレームにおける前記測定された位置へオフセットを適用することによって単一のボクセル基準フレーム内へ組み合わされる、異なる横断位置における前記患者から採取されるデータの複数のセットを含み得る、項目16に記載の1または複数の非一過性コンピュータ可読ストレージ媒体。

(項目 3 1)

医療画像を生成するための計算システムであって、前記計算システムは、

1または複数のプロセッサと、

その中に記憶される複数の命令を有するメモリと

を備え、前記命令は、前記1または複数のプロセッサによって実行されると、

粒子ビームシステムに関する第1の追跡検出器についての場所および整合を決定することと、

前記第1の追跡検出器上の検出された粒子の衝突から、前記ビームシステムから生成された第1の粒子の第1の位置および第1の初期運動エネルギーを決定することと、

前記第1の追跡検出器での前記第1の粒子の第1の方向を決定することと、

残留検出器上の検出された粒子の衝突から前記第1の粒子の第1の残留飛程を決定することと、

前記場所、前記整合、前記第1の位置、前記第1の方向および前記第1の初期運動エ

エネルギーに基づいて、前記第 1 の粒子のための経路を再構築することと、

前記第 1 の粒子についての前記再構築された経路、ならびに、前記第 1 の粒子の前記第 1 の残留飛程および前記第 1 の初期運動エネルギーに基づいて、前記医療画像を生成することと

を前記計算システムに行わせる、計算システム。

(項目 3 2)

前記医療画像を生成することは、前記医療画像と関連付けられる第 1 のボクセルのための第 1 の値と、前記医療画像と関連付けられる第 2 のボクセルのための第 2 の値とを反復して調節することを含み、調節することは、前記第 1 の残留飛程に基づく、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 3 3)

前記第 1 の値および前記第 2 の値は相対阻止能値である、項目 3 2 に記載の計算システム。

(項目 3 4)

前記第 1 のボクセルは、前記粒子ビームの前記方向に沿って射影される、項目 3 2 に記載の計算システム。

(項目 3 5)

前記医療画像のための初期画像近似を選択するための命令をさらに備え、前記医療画像を生成することは、前記初期画像近似にさらに基づく、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 3 6)

前記初期画像近似は、(i) 前記第 1 の追跡検出器、前記ビームシステム、もしくは残留飛程検出器のうちの少なくとも 1 つに基づくデータ、(ii) CT 画像、または、(iii) 他のモダリティからの画像、のうちの 1 または複数に基づく、項目 3 5 に記載の計算システム。

(項目 3 7)

ボクセルよりも大きいステップを用いるボクセル境界の間の線形補間に基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定するための命令をさらに備える、項目 3 2 に記載の計算システム。

(項目 3 8)

前記場所および前記整合を決定することは、前記粒子ビームシステムのアイソセンタの周りの異なる位置に前記ビームを向けることを含む、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 3 9)

ボクセル境界に交わるステップをセグメントへさらに分けることに基づいて、1 または複数の接触ボクセルのための可変弦長を決定するための命令をさらに備える、項目 3 2 に記載の計算システム。

(項目 4 0)

前記第 1 の追跡検出器上の第 1 の粒子の衝突の時間を、前記加速器計画におけるその時間での前記粒子ビームシステムの予期される操向と相関させることをさらに備える、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 4 1)

水等価経路長 (W E P L) 測定値および／または追跡平面の間の横方向の偏向の測定値に基づいて、粒子を反復して除去することをさらに備える、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 4 2)

前記画像の所与の領域のために、適切な初期エネルギーの粒子を選択するための命令をさらに備える、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 4 3)

前記経路は、追跡検出器の衝突と、撮像される物体の幾何学的外皮上の推定される粒子入口点および粒子出口点との間の直線補間を含む、項目 3 1 に記載の計算システム。

(項目 4 4)

いずれの出口方向も測定されない場合、前記幾何学的外皮からの前記粒子出口点は、出口方向が後方の追跡平面上で測定された場所を指す点として推定される、項目 4 3 に記載の計算システム。

(項目 4 5)

前記再構築は、検出器基準フレームにおける前記測定された位置へオフセットを適用することによって単一のボクセル基準フレーム内へ組み合される、異なる横断位置における前記患者から採取されるデータの複数のセットを含み得る、項目 3 1 に記載の計算システム。