

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6568077号
(P6568077)

(45) 発行日 令和1年8月28日 (2019.8.28)

(24) 登録日 令和1年8月9日 (2019.8.9)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 M

A 6 1 N 5/10 F

A 6 1 N 5/10 H

A 6 1 B 5/055 3 9 0

A 6 1 B 5/055 3 8 0

請求項の数 12 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2016-544746 (P2016-544746)
 (86) (22) 出願日 平成26年9月22日 (2014.9.22)
 (65) 公表番号 特表2016-538092 (P2016-538092A)
 (43) 公表日 平成28年12月8日 (2016.12.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2014/070079
 (87) 国際公開番号 W02015/044065
 (87) 国際公開日 平成27年4月2日 (2015.4.2)
 審査請求日 平成29年9月5日 (2017.9.5)
 (31) 優先権主張番号 13186655.0
 (32) 優先日 平成25年9月30日 (2013.9.30)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

前置審査

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外照射放射線治療及び磁気共鳴イメージングシステムの座標系のアライメント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イメージングゾーン内の被検者から磁気共鳴データを収集するために動作可能な磁気共鳴イメージングシステムであって、第一座標系を持つ、磁気共鳴イメージングシステムと、

前記イメージングゾーン内にあるターゲットゾーンを照射するために動作可能な外照射放射線治療システムであって、第二座標系を持つ、外照射放射線治療システムと、

治療効果を持つ高エネルギー放射線ビームを生成するために動作可能な放射線ビーム生成システムと、

前記第二座標系における前記放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データを収集するために動作可能な放射線ビーム検出システムと、

マシン実行可能命令を格納するためのメモリと、

前記マシン実行可能命令を実行するためのプロセッサであって、当該命令の実行が当該プロセッサに、前記ターゲットゾーンの空間的部分に供給される放射線量を示す空間依存放射線量を記述するプランニングデータを受信させ、当該命令の実行がさらに当該プロセッサに、前記空間依存放射線量を用いて外照射放射線治療システム制御コマンドを生成させる、プロセッサと

を有する、医療機器において、

前記命令の実行が前記プロセッサに、繰り返し、

前記外照射放射線治療システム制御コマンドを使用して前記ターゲットゾーンを照射

10

20

するように前記外照射放射線治療システムを制御させ、

前記放射線ビーム生成システムを用いて前記放射線ビームを生成させ、

前記放射線ビーム検出システムを用いて前記放射線ビーム検出データを測定させ、

前記磁気共鳴イメージングシステムを用いて前記磁気共鳴データを収集させ、

前記磁気共鳴データを用いて磁気共鳴画像を生成させ、

前記磁気共鳴画像の前記放射線ビーム検出データへの位置合わせを決定させ、

前記位置合わせを用いて前記第一座標系と前記第二座標系間の相対座標を決定させ、

前記相対座標を用いて前記外照射放射線治療システム制御コマンドを修正させ、

前記放射線ビーム検出システムが前記被検者の放射線画像を収集するための放射線イメージングシステムを有し、前記放射線画像は、前記放射線ビーム検出データが前記放射線画像を有するので前記高エネルギー放射線ビームによって伝えられ、前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、前記磁気共鳴画像へ前記放射線画像を位置合わせすることによって前記相対座標を決定させ、

10

前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、前記相対座標が第一既定閾値よりも大きい前記第一座標系と前記第二座標系間の差を示す場合、前記ターゲットゾーンの照射を中止するように前記外照射放射線治療システムを制御すること、ディスプレイ上に警告メッセージを表示すること、前記外照射放射線治療システムの照射を自動的に調節すること、前記磁気共鳴データの収集を自動的に調節すること、前記相対座標における時間的变化が第二既定閾値よりも大きい場合、前記ターゲットゾーンの照射を中止するように前記外照射放射線治療システムを制御すること、並びにそれらの組み合わせ、のうちのいずれか一つを実行させる、
医療機器。

20

【請求項 2】

前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、前記被検者を通過する放射線を用いて前記放射線画像を収集するように前記外照射放射線治療システムを制御させる、請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 3】

前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、

前記放射線画像における前記被検者の解剖学的ランドマークを識別させ、

前記磁気共鳴画像において前記解剖学的ランドマークを識別させ、前記磁気共鳴画像への前記放射線画像の位置合わせが前記解剖学的ランドマークを用いて少なくとも部分的に実行される、

30

請求項 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記解剖学的ランドマークが：骨組織から軟組織への遷移、埋め込み基準マーカ、及び前記被検者の外表面、のうちのいずれか一つである、請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記磁気共鳴イメージングシステムが被検者支持台を有し、当該被検者支持台がファントムを有し、当該ファントムが前記放射線画像及び前記磁気共鳴画像において識別可能な少なくとも一つの基準点を有し、前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、前記放射線画像における少なくとも一つの基準点を前記磁気共鳴画像における少なくとも一つの基準点に位置合わせすることによって前記相対座標を決定させる、請求項 4 に記載の医療機器。

40

【請求項 6】

前記放射線ビーム生成システムが狭ビーム X 線を生成するための狭ビーム X 線生成器を有し、当該狭ビーム X 線生成器が前記磁気共鳴イメージングシステムに取り付けられ、前記メモリが前記磁気共鳴イメージングシステムの視野に対する前記狭ビーム X 線の経路を記述する空間キャリブレーションを有し、前記放射線ビーム検出システムが前記外照射放射線治療システム上に取り付けられ、前記放射線ビーム検出データは前記放射線ビーム検出システムを通る前記狭ビーム X 線の経路を記述する、請求項 1 から 5 のいずれか一項に

50

記載の医療機器。

【請求項 7】

前記磁気共鳴イメージングシステムが前記狭ビーム X 線の経路から離れて前記被検者を支持するために動作可能である、請求項 6 に記載の医療機器。

【請求項 8】

前記放射線ビーム検出システムが前記外照射放射線治療システムを用いて前記ターゲットゾーンの照射中に前記被検者の放射線画像を収集するための放射線イメージングシステムを有し、当該放射線イメージングシステムが前記狭ビーム X 線を検出するために動作可能であり、前記命令の実行がさらに前記プロセッサに前記空間キャリブレーションへ前記放射線画像を位置合わせすることによって前記相対座標を決定させる、請求項 6 又は 7 に記載の医療機器。

10

【請求項 9】

前記放射線ビーム検出システムが X 線検出センサを通る前記狭ビーム X 線の経路を検出するために動作可能な X 線検出センサアレイをさらに有する、請求項 6、7 又は 8 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記外照射放射線治療システムが *iso center* を持ち、前記修正された外照射放射線治療システム制御コマンドが前記医療機器に当該 *iso center* を前記ターゲットゾーンと整列させる、請求項 9 に記載の医療機器。

【請求項 11】

20

前記外照射放射線治療システムが陽子ビームシステム、電子ビームシステム、荷電粒子ビームシステム、及び線形加速器のうちいずれか一つを有する、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の医療機器。

【請求項 12】

医療機器を制御するプロセッサによる実行のためのマシン実行可能命令を有するコンピュータプログラム製品であって、当該医療機器はイメージングゾーン内の被検者から磁気共鳴データを収集するために動作可能な磁気共鳴イメージングシステムを有し、当該磁気共鳴イメージングシステムが第一座標系を持ち、当該医療機器は前記イメージングゾーン内にあるターゲットゾーンを照射するために動作可能な外照射放射線治療システムをさらに有し、当該外照射放射線治療システムが第二座標系を持ち、当該医療機器は治療効果を持つ高エネルギー放射線ビームを生成するために動作可能な放射線ビーム生成システムをさらに有し、当該医療機器は前記第二座標系における前記放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データを収集するために動作可能な放射線ビーム検出システムをさらに有し、前記命令の実行が前記プロセッサに、前記ターゲットゾーンの空間的部分に供給される放射線量を示す空間依存放射線量を記述するプランニングデータを受信させ、前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、前記空間依存放射線量を用いて外照射放射線治療システム制御コマンドを生成させ、

30

前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、繰り返し、

前記外照射放射線治療システム制御コマンドを使用して前記ターゲットゾーンを照射するように前記外照射放射線治療システムを制御させ、

40

前記放射線ビーム生成システムを用いて前記放射線ビームを生成させ、

前記放射線ビーム検出システムを用いて前記放射線ビーム検出データを測定させ、

前記磁気共鳴イメージングシステムを用いて前記磁気共鳴データを収集させ、

前記磁気共鳴データを用いて磁気共鳴画像を再構成させ、

前記磁気共鳴画像と前記放射線ビーム検出データ間の位置合わせを決定させ、

前記位置合わせを用いて前記第一座標系と前記第二座標系間の相対座標を決定させ、

前記相対座標を用いて前記外照射放射線治療システム制御コマンドを修正させ、

前記放射線ビーム検出システムが前記被検者の放射線画像を収集するための放射線イメージングシステムを有し、前記放射線画像は、前記放射線ビーム検出データが前記放射線画像を有するので前記高エネルギー放射線ビームによって伝えられ、前記命令の実行がさら

50

に前記プロセッサに、前記磁気共鳴画像へ前記放射線画像を位置合わせすることによって前記相対座標を決定させ、

前記命令の実行がさらに前記プロセッサに、前記相対座標が第一既定閾値よりも大きい前記第一座標系と前記第二座標系間の差を示す場合、前記ターゲットゾーンの照射を中止するように前記外照射放射線治療システムを制御すること、ディスプレイ上に警告メッセージを表示すること、前記外照射放射線治療システムの照射を自動的に調節すること、前記磁気共鳴データの収集を自動的に調節すること、前記相対座標における時間的变化が第二既定閾値よりも大きい場合、前記ターゲットゾーンの照射を中止するように前記外照射放射線治療システムを制御すること、並びにそれらの組み合わせ、のうちいずれか一つを実行させる、

10

コンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は外照射放射線治療 (external beam radiotherapy)、特に画像ガイド外照射放射線治療に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線療法 (RT) の日常診療業務において、被検者は RT 源を担持する回転アークの固定中心に対してポジショニングされる。ポジショニングとは被検者台の高さ調整と横方向調整の両方を示唆する。このポジショニングは異なる角度から RT 放射線を適用することによって取得され得る変動を超えて病変における線量を最適化するために要求される。

20

【0003】

MR (磁気共鳴) 及び線形加速器 (LINAC) の統合は、特に動く臓器に対して改良された病変ターゲティングによって放射線療法における新たな展望を切り開く。実用的な実施提案において、LINAC は被検者のまわりを回転して、周辺組織に対する放射線被ばくを最小限にしながら多角度から肉眼的ターゲットボリューム (gross target volume: GTV) と臨床ターゲットボリューム (clinical target volume: CTV) にヒットする。

【0004】

30

磁気共鳴装置と LINAC 放射線治療源の組み合わせが知られている。典型的に LINAC 源は磁石のまわりの回転ガントリ上に置かれ、磁石は LINAC が磁石のゼロ磁場領域内で回転するように設計される。

【0005】

国際特許出願 WO 2009/012577 A1 は放射線治療中に治療パラメータを修正するためのポータルイメージングの使用を開示する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は医療機器、コンピュータプログラム製品及び方法を独立請求項において提供する。実施形態は従属請求項において与えられる。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

当業者によって理解される通り、本発明の態様は装置、方法若しくはコンピュータプログラム製品として具体化され得る。従って、本発明の態様は完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態 (ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含む)、又はソフトウェアとハードウェアの態様を組み合わせる実施形態の形をとり得、これらは全て一般に本明細書において "回路"、"モジュール" 若しくは "システム" とよばれ得る。さらに、本発明の態様はコンピュータ実行可能コードがその上に具体化された一つ以上のコンピュータ可読媒体において具体化されるコンピュータプログラム製品

50

の形をとり得る。

【 0 0 0 8 】

一つ以上のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせが利用され得る。コンピュータ可読媒体はコンピュータ可読信号媒体若しくはコンピュータ可読記憶媒体であり得る。本明細書で使用される'コンピュータ可読記憶媒体'とは、計算装置のプロセッサによって実行可能な命令を格納し得る任意の有形記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体はコンピュータ可読非一時的記憶媒体とよばれ得る。コンピュータ可読記憶媒体は有形コンピュータ可読媒体ともよばれ得る。一部の実施形態において、コンピュータ可読記憶媒体は計算装置のプロセッサによってアクセスされることができるデータを格納することも可能であり得る。コンピュータ可読記憶媒体の実施例は、限定されないが、フロッピーディスク、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリーメモリ(ROM)、光学ディスク、磁気光学ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルを含む。光学ディスクの実施例はコンパクトディスク(CD)及びデジタル多用途ディスク(DVD)、例えばCD ROM、CD RW、CD R、DVD ROM、DVD RW又はDVD Rディスクを含む。コンピュータ可読記憶媒体という語はネットワーク若しくは通信リンクを介してコンピュータデバイスによってアクセスされることができる様々なタイプの記録媒体もあらかず。例えばデータがモデムを介して、インターネットを介して、又はローカルエリアネットワークを介して読み出され得る。コンピュータ可読媒体上に具体化されるコンピュータ実行可能コードは、限定されないが無線、有線、光ファイバケーブル、RFなどを含む任意の適切な媒体、又は前述の任意の適切な組み合わせを用いて送信され得る。

【 0 0 0 9 】

コンピュータ可読信号媒体は、例えばベースバンドにおいて若しくは搬送波の一部として、コンピュータ実行可能コードがその中に具体化される伝搬データ信号を含み得る。このような伝搬信号は、限定されないが、電磁、光学、又はそれらの任意の適切な組み合わせを含む、様々な形のいずれをもとり得る。コンピュータ可読信号媒体はコンピュータ可読記憶媒体ではない、並びに命令実行システム、装置若しくはデバイスによって又はそれらと関連して使用するためのプログラムを通信、伝搬、若しくは輸送することができる、任意のコンピュータ可読媒体であり得る。

【 0 0 1 0 】

'コンピュータメモリ'若しくは'メモリ'はコンピュータ可読記憶媒体の一実施例である。コンピュータメモリはプロセッサに直接アクセス可能な任意のメモリである。'コンピュータストレージ'若しくは'ストレージ'はコンピュータ可読記憶媒体のさらなる実施例である。コンピュータストレージは任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。一部の実施形態においてコンピュータストレージはコンピュータメモリでもあり、又はその逆もまた同様であり得る。

【 0 0 1 1 】

本明細書で使用される'プロセッサ'とは、プログラム若しくはマシン実行可能命令若しくはコンピュータ実行可能コードを実行することができる電子部品を包含する。"プロセッサ"を有する計算装置への参照は一つより多くのプロセッサ若しくはプロセッシングコアを含む可能性があるとして解釈されるべきである。プロセッサは例えばマルチコアプロセッサであり得る。プロセッサは単一コンピュータシステム内の、又はマルチコンピュータシステム間に分散されるプロセッサの集合もあらかず得る。計算装置という語は各々が一つ若しくは複数のプロセッサを有する計算装置の集合若しくはネットワークをあらかず可能性があると解釈されるべきである。コンピュータ実行可能コードは同じ計算装置内にあり得るか又はマルチ計算装置にわたって分散されてもよいマルチプロセッサによって実行され得る。

【 0 0 1 2 】

コンピュータ実行可能コードはプロセッサに本発明の一態様を実行させるマシン実行可

10

20

30

40

50

能命令若しくはプログラムを有し得る。本発明の態様のための動作を実行するためのコンピュータ実行可能コードは、Java、Smalltalk、C++若しくは同様のものなどのオブジェクト指向プログラミング言語、及び"C"プログラミング言語若しくは同様のプログラミング言語などの従来の手続型プログラミング言語を含む一つ以上のプログラミング言語の任意の組み合わせで書かれ、マシン実行可能命令にコンパイルされ得る。場合によってはコンピュータ実行可能コードは高級言語の形又はプリコンパイル済の形であり得、オンザフライでマシン実行可能命令を生成するインタープリタと併用され得る。

【0013】

コンピュータ実行可能コードは完全にユーザのコンピュータ上で、一部ユーザのコンピュータ上で、スタンドアロンソフトウェアパッケージとして、一部ユーザのコンピュータ上でかつ一部リモートコンピュータ上で、又は完全にリモートコンピュータ若しくはサーバ上で実行し得る。後者のシナリオにおいて、リモートコンピュータはローカルエリアネットワーク(LAN)若しくはワイドエリアネットワーク(WAN)を含む任意のタイプのネットワークを通じてユーザのコンピュータに接続され得るか、又は接続は(例えばインターネットサービスプロバイダを用いてインターネットを通じて)外部コンピュータへなされ得る。

【0014】

本発明の態様は本発明の実施形態にかかる方法、装置(システム)及びコンピュータプログラム製品のフローチャート図及び/又はブロック図を参照して記載される。フローチャート、説明図、及び/又はブロック図のブロックの各ブロック又は部分は、適用可能であるときコンピュータ実行可能コードの形でコンピュータプログラム命令によって実施され得ることが理解される。相互排他的でないとき、異なるフローチャート、説明図、及び/又はブロック図におけるブロックの組み合わせが組み合わせられ得ることがさらに理解される。これらのコンピュータプログラム命令は、コンピュータ若しくは他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサを介して実行する命令が、フローチャート及び/又はブロック図の一つ若しくは複数のブロックに規定される機能/動作を実施するための手段を作り出すように、汎用コンピュータ、専用コンピュータ、若しくはマシンを製造する他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサに提供され得る。

【0015】

これらのコンピュータプログラム命令は、コンピュータ可読媒体に格納される命令が、フローチャート及び/又はブロック図の一つ若しくは複数のブロックに規定される機能/動作を実施する命令を含む製品を生成するように、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置又は他のデバイスを特定の方法で機能するように指示することができるコンピュータ可読媒体にも格納され得る。

【0016】

コンピュータプログラム命令は、コンピュータ若しくは他のプログラム可能装置上で実行する命令が、フローチャート及び/又はブロック図の一つ若しくは複数のブロックに規定される機能/動作を実施するためのプロセスを提供するように、一連の動作ステップをコンピュータ、他のプログラム可能装置若しくは他のデバイス上で実行させてコンピュータ実施プロセスを生成するために、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置、若しくは他のデバイス上にロードされてもよい。

【0017】

本明細書で使用される'ユーザインターフェース'とはユーザ若しくはオペレータがコンピュータ若しくはコンピュータシステムと相互作用することを可能にするインターフェースである。'ユーザインターフェース'は'ヒューマンインターフェースデバイス'ともよばれ得る。ユーザインターフェースはオペレータへ情報若しくはデータを提供し、及び/又はオペレータから情報若しくはデータを受信し得る。ユーザインターフェースはオペレータからの入力によって受信されることを可能にし、コンピュータからユーザへ出力を提供し得る。言い換えれば、ユーザインターフェースはオペレータがコンピュータを制御若しくは操作することを可能にし、インターフェースはオペレータの制御若し

10

20

30

40

50

くは操作の効果をコンピュータが示すことを可能にし得る。ディスプレイ若しくはグラフィカルユーザインターフェース上のデータ若しくは情報の表示はオペレータへの情報提供の一実施例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、ペダル、有線グローブ、ダンスパッド、リモートコントロール、及び加速度計を通じたデータの受信はオペレータから情報若しくはデータの受信を可能にするユーザインターフェースコンポーネントの全実施例である。

【0018】

本明細書で使用される'ハードウェアインターフェース'はコンピュータシステムのプロセッサが外部計算装置及び/又は機器と相互作用する及び/又は制御することを可能にするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースはプロセッサが外部計算装置及び/又は機器へ制御信号若しくは命令を送信することを可能にし得る。ハードウェアインターフェースはプロセッサが外部計算装置及び/又は機器とデータを交換することも可能にし得る。ハードウェアインターフェースの実施例は、限定されないが、ユニバーサルシリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS 232ポート、IEEE 488ポート、Bluetooth接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、Ethernet接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース、及びデジタル入力インターフェースを含む。

【0019】

本明細書で使用される'ディスプレイ'若しくは'表示装置'は、画像若しくはデータを表示するために適した出力装置若しくはユーザインターフェースを包含する。ディスプレイは視覚、聴覚、及び/又は触覚データを出力し得る。ディスプレイの実施例は、限定されないが、コンピュータモニタ、テレビ画面、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、ブラウン管(CRT)、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクトルディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ(VF)、発光ダイオード(LED)ディスプレイ、エレクトロルミネッセントディスプレイ(ELD)、プラズマディスプレイパネル(PDP)、液晶ディスプレイ(LCD)、有機発光ダイオードディスプレイ(OLED)、プロジェクタ、及びヘッドマウントディスプレイを含む。

【0020】

磁気共鳴(MR)データは本明細書において、磁気共鳴イメージングスキャン中に磁気共鳴装置のアンテナによって記録される原子スピンによって発せられる高周波信号の測定であると定義される。磁気共鳴データは医用画像データの一実施例である。磁気共鳴イメージング(MRI)画像は本明細書において磁気共鳴イメージングデータ内に含まれる解剖学的データの再構成された二次元若しくは三次元視覚化であると定義される。この視覚化はコンピュータを用いて実行され得る。

【0021】

一態様において本発明は医療機器を提供する。医療機器はイメージングゾーン内の対象から磁気共鳴データを収集するために動作可能な磁気共鳴イメージングシステムを有する。磁気共鳴イメージングシステムは第一座標系を持つ。磁気共鳴イメージングシステムはイメージングゾーン内に大きな静磁場を生じることによって機能する。空間エンコーディングがいわゆるグラジエントコイル若しくはグラジエントコイルのシステムを用いて実行される。グラジエントコイルの位置は収集される磁気共鳴データについて固有座標系を定義する。医療機器はさらにターゲットゾーンを照射するために動作可能な外照射放射線治療システムを有する。ターゲットゾーンはイメージングゾーン内にある。外照射放射線治療システムは第二座標系を持つ。外照射放射線治療システムはターゲットゾーンを照射するために放射線を制御可能に向けるために使用され得る。放射線に向けるために使用される制御とシステムは第二座標系を定義する。

【 0 0 2 2 】

医療機器は放射線ビームを生成するために動作可能な放射線ビーム生成システムをさらに有する。本明細書で使用される放射線ビーム生成システムは電離している放射線のビームを生成するために使用され得る任意のシステムを包含する。例えば放射線ビーム生成システムはX線若しくはガンマ線システムを包含し得る。放射線ビーム生成システムは陽子若しくは荷電原子核などの荷電粒子も包含し得る。一部の実施形態において放射線ビーム生成システムは別の構成要素であり、他の実施形態において外照射放射線治療システムは放射線ビーム生成システムの一部である。

【 0 0 2 3 】

医療機器は第二座標系において放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データを収集するために動作可能な放射線ビーム検出システムをさらに有する。放射線ビーム検出システムは言い換えれば放射線ビームの存在若しくは他の特性を検出するために動作可能であり得る。とりわけ、本発明によれば放射線ビーム検出システムは放射線ビームによって伝えられる画像を検出するように構成される。つまり第二座標系において放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データは画像データの形で収集される。医療機器はマシン実行可能命令を格納するためのメモリをさらに有する。医療機器はマシン実行可能命令を実行するためのプロセッサをさらに有する。マシン実行可能命令の実行はプロセッサに医療機器及びその様々な部品を制御若しくは操作することを可能にする。

【 0 0 2 4 】

命令の実行はプロセッサにターゲットゾーンへの空間依存放射線量を記述するプランニングデータを受信させる。プランニングデータはターゲットゾーンの様々な部分へ供給される放射線の量を示すマッピングを含み得る。場合によってはプランニングデータは照射されない若しくは最小量の放射線を持つ被検者の解剖学的ゾーン若しくは部分への参照も含み得る。命令の実行はさらにプロセッサに空間依存放射線量を用いて外照射放射線治療制御コマンドを生成させる。このステップにおいて空間依存放射線量は固有コマンドを生成するために使用され、そしてこれらはターゲットゾーンを照射するように外照射放射線治療システムを制御するためにプロセッサによって使用される。

【 0 0 2 5 】

命令の実行はプロセッサに予備磁気共鳴画像を再構成するために使用される予備磁気共鳴データも収集させ得る。予備磁気共鳴画像は例えばプランニングデータに位置合わせされ、外照射放射線治療制御コマンドを生成するために空間依存線量とともに使用され得る。

【 0 0 2 6 】

同様にターゲットゾーンの照射中に繰り返し収集される磁気共鳴データから再構成される磁気共鳴画像は空間依存放射線量にも位置合わせされ得る。この位置合わせは外照射放射線治療システム制御コマンドを修正するためにマッピングとともに使用され得る。これは外照射放射線治療システムの磁気共鳴ガイダンスを提供する。

【 0 0 2 7 】

別の実施形態において命令の実行はさらにプロセッサに外照射放射線治療システム制御コマンドを用いてターゲットゾーンを照射するように外照射放射線治療システムを繰り返し制御させる。このステップにおいて外照射放射線治療システム制御コマンドはターゲットゾーンを照射するように外照射放射線治療システムを制御するためにプロセッサによって使用される。命令の実行はさらにプロセッサに放射線ビーム生成システムを用いて放射線ビームを繰り返し生成させる。放射線ビーム生成システムを使用する放射線ビームの生成はターゲットゾーンの照射と連続して実行され得るか、又は一部の実施形態においてそれらは同時に実行され得る。命令の実行はさらにプロセッサに放射線ビーム検出システムを用いて放射線ビーム検出データを繰り返し測定させる。

【 0 0 2 8 】

命令の実行はさらにプロセッサに磁気共鳴イメージングシステムを用いて磁気共鳴イメージングデータを繰り返し収集させる。命令の実行はさらにプロセッサに磁気共鳴画像デ

10

20

30

40

50

ータを用いて磁気共鳴画像を繰り返し生成させる。命令の実行はさらにプロセッサに放射線ビーム検出データへ磁気共鳴画像を繰り返し位置合わせさせる。このステップにおいて磁気共鳴画像と放射線ビーム検出データはこれら二画像若しくはデータの座標間のマッピング若しくは相関を見つけ出すために使用される。放射線ビーム検出データは様々な形をとり得る。場合によってはこれはポータル画像などの画像であり得るか又はセンサアレイから収集されている単なる生データであり得る。いずれの場合にも磁気共鳴画像とその放射線ビーム検出データへの位置合わせは二者間の座標変換を定義する。

【 0 0 2 9 】

命令の実行はさらにプロセッサに位置合わせを少なくとも部分的に用いて第一座標系と第二座標系間のマッピングを繰り返し計算させる。命令の実行はさらにプロセッサにマッピングを用いて外照射放射線治療システム制御コマンドを繰り返し修正させる。医療機器は磁気共鳴イメージングシステムを用いて外照射放射線治療システムをガイド若しくは制御するために使用され得る。しかしながら、ターゲットゾーンの照射を実行する過程に第一座標系と第二座標系間でドリフト若しくは変化があるかもしれない。例えば様々な部品が加熱する可能性があり、空間的变化を生じる可能性があり、これは第一座標系と第二座標系の間で小さなミスアライメントを生じ得る。MR画像情報におけるシフトも、MR磁場生成システムにおけるドリフトによって若しくは患者の磁気効果における変化によって生じ得る局所磁場の強度における変化によって生じる可能性がある。画像の見かけのシフトもMRシステムの局所発振器における周波数ドリフトによって生じ得る。MR座標系のシフトの重要な態様はシフトの大きさがMRイメージングシーケンスの特徴に、特にリードアウトグラジエント強度の強度に依存することである。従って治療プロセスをガイドするために使用されるシーケンスが、座標系を整列させるために使用されるシーケンスと、両シーケンスが同じ座標系シフトを示すほど十分に類似する場合、有益である。治療システム座標系に対するMR座標系のシフトは、第一及び第二座標系のアライメントにおけるエラーが被検者の照射におけるエラーをもたらし得るので欠点になる。例えばターゲットゾーン外の領域がターゲットゾーンの代わりに照射され得る。この実施形態は、空間補正を決定するために使用され得る第一座標系と第二座標系間のマッピングを計算するために磁気共鳴画像と放射線ビーム検出データが使用され、その後ターゲットゾーンの照射をより正確に制御するように外照射放射線治療システムを修正するために使用されるので、有益であり得る。

【 0 0 3 0 】

本明細書で使用される放射線ビームはX線ビーム若しくはガンマ放射線を包含し得る。放射線ビームは陽子若しくは荷電粒子のビームもあらわし得る。

【 0 0 3 1 】

マッピングは磁気共鳴データの収集を修正するためにも使用され得る。例えば収集されるデータの特定スライス場所はシステムが相互に対してどのように変化しているかの知識を用いて調節され得る。

【 0 0 3 2 】

別の実施形態において外照射放射線治療システムはターゲットゾーンを照射するための放射線ビーム源を有する。放射線ビーム生成システムは放射線ビーム源を有する。放射線ビーム検出システムは放射線ビームを用いて被検者のポータル画像を収集するためのポータルイメージングシステムを有する。放射線ビーム検出データはポータル画像を有する。命令の実行はさらにプロセッサにポータル画像を磁気共鳴画像へ位置合わせすることによってマッピングを少なくとも部分的に計算させる。磁気共鳴画像はグラジエントコイルの位置によって決定され、ポータル画像の位置はポータルイメージングシステムの位置によって決定される。ポータルイメージングシステムは典型的には外照射放射線治療システムに直接取り付けられる。従って、磁気共鳴画像とポータル画像は磁気共鳴イメージングシステムと外照射放射線治療システムとの間の相対座標を決定するために使用され得る。ポータルイメージングシステムは外照射放射線治療システムと定義済の力学的関係を持つ。これは座標系間のより信頼できるマッピングを提供する。とりわけマッピングは処置される

被検者を適所において決定され得る。従って、マッピングのキャリブレーションが治療手順に組み込まれ得る。さらに、マッピングのキャリブレーションは被検者のポジショニング中に起こり得る変化の影響を受けない。

【 0 0 3 3 】

命令の実行はさらにプロセッサに、被検者を通過する放射線を用いてポータル画像を収集するように外照射放射線治療システムを制御させる。

【 0 0 3 4 】

別の実施形態において命令の実行はさらにプロセッサに、ポータル画像における被検者の解剖学的ランドマークを繰り返し識別させる。命令の実行はさらにプロセッサに磁気共鳴画像における解剖学的ランドマークを識別させる。これは繰り返しなされ得る。磁気共鳴画像へのポータル画像の位置合わせは解剖学的ランドマークを少なくとも部分的に使用して実行される。

【 0 0 3 5 】

別の実施形態において解剖学的ランドマークは以下のうちいずれか一つである：骨から軟組織への遷移、埋め込み基準マーカ、及び被検者の外表面。ポータルイメージングが低分解能である場合において、内部の解剖学的ランドマークを識別することは困難であり得る。しかしながら、ポータル画像内のシルエットが、ポータル画像と磁気共鳴画像の両方において被検者の位置を識別するために非常に有用であり得る。このように被検者の外表面がマッピングを決定するために使用され得る。

【 0 0 3 6 】

別の実施形態において磁気共鳴イメージングシステムは被検者支持台を有する。被検者支持台はファントムを有する。ファントムはポータル画像と磁気共鳴画像において識別可能な少なくとも一つの基準点を有する。代替的にファントムはMR画像において可視の一つのオブジェクトとポータル画像において可視の別のオブジェクトを含み、これら二つのオブジェクト間の正確な幾何学的関係を伴う。MR可視基準内部の磁場が基本的に患者内部の磁場と等しくなるよう、MR可視オブジェクトが低磁化率の材料から作られ、それによって囲まれる場合有益であり得る。基準の内部及び患者内の磁場間の磁場の差がリードアウトグラジエントによって生成される二つの隣接ピクセル間の磁場の差よりも小さい場合も有益であり得る。導電性オブジェクト内の誘導電流によって生成される磁場はMR可視基準の位置において見かけのシフトを生じ得るので、MR可視基準がかかるオブジェクトから十分な距離に置かれることも有益であり得る。命令の実行はさらにプロセッサにポータル画像内の少なくとも一つの基準点を磁気共鳴画像内の少なくとも一つの基準点へ位置合わせすることによってマッピングを少なくとも部分的に計算させる。本明細書で使用される被検者支持台は被検者若しくは被検者の一部を支持するためのオブジェクトを包含する。被検者支持台は固定ともよばれ得る。

【 0 0 3 7 】

別の実施形態において放射線ビーム生成システムは狭ビームX線を生成するための狭ビームX線生成器を有する。狭ビームX線生成器は磁気共鳴イメージングシステムに取り付けられる。メモリは磁気共鳴イメージングシステムの視野に対する狭ビームX線の経路を記述する空間キャリブレーションを有する。放射線ビーム検出システムは外照射放射線治療システム上に取り付けられる。放射線ビーム検出データはX線検出システムを通る狭X線ビームの経路を記述する。第二座標系に対する放射線ビーム検出システムの位置を記述する第二空間キャリブレーションもあり得る。

【 0 0 3 8 】

磁気共鳴イメージングシステムの視野に対する狭ビームX線の経路を記述する空間キャリブレーションは第一座標系に対するものとも解釈され得る。この実施形態において外照射放射線治療システムから分離しているX線生成器はX線ビームを生成するために使用され、そしてこれは放射線ビーム検出システムによって検出される。X線ビームの経路は第一座標系に対して既知である。放射線ビーム検出システムによって測定されるX線ビームの経路の測定は第二座標系に対して既知である。これは第一座標系と第二座標系間でマッ

10

20

30

40

50

ピングが決定されることを可能にする。

【 0 0 3 9 】

いくつか異なるタイプの狭ビームX線源があり得る。例えば非常に小型若しくは小規模のX線管、いわゆるナノチューブX線生成器も使用され得る。

【 0 0 4 0 】

別の実施形態において磁気共鳴イメージングシステムは狭ビームX線の経路から離れて被検者を支持するために動作可能である。この実施形態は狭ビームX線の経路が被検者を通過しないと解釈される。これは被検者が狭ビームX線生成器によって照射されないのが有利であり得る。

【 0 0 4 1 】

別の実施形態において放射線ビーム検出システムは外照射放射線治療システムを用いてターゲットゾーンの照射中に被検者のポータル画像を収集するためのポータルイメージングシステムを有する。ポータルイメージングシステムは狭ビームX線を検出するために動作可能である。命令の実行はさらにプロセッサに、ポータル画像を空間キャリブレーションに位置合わせすることによってマッピングを少なくとも部分的に計算させる。

【 0 0 4 2 】

別の実施形態において放射線ビーム検出システムはX線検出センサを通る狭ビームX線の経路を検出するために動作可能なX線検出器センサアレイをさらに有する。例えばX線検出センサは狭ビームX線ビームがX線検出センサアレイを通過し得る場所を検出することができる線形若しくは二次元アレイであり得る。

【 0 0 4 3 】

別の実施形態において外照射放射線治療システムはi s o c e n t e rを持つ。修正された外照射放射線治療システム制御コマンドは外照射放射線治療システムにi s o c e n t e rをターゲットゾーンと整列させる。例えば外照射放射線治療システムの位置を変更するために機械的テーブルが使用され得る。他の実施形態において被検者は動かされることができる被検者支持台上で横になってもよい。この場合被検者支持台はターゲットゾーンが外照射放射線治療システムのi s o c e n t e r上になるように動かされ得る。

【 0 0 4 4 】

別の実施形態において命令の実行はさらにプロセッサに以下のうちいずれか一つを実行させる：第一既定閾値よりも大きい第一座標系と第二座標系間の差をマッピングが示す場合、ターゲットゾーンの照射を中止するように外照射放射線治療システムを制御する、ディスプレイ上に警告メッセージを表示する、外照射放射線治療システムの放射を自動的に調節する、磁気共鳴イメージングデータの収集を自動的に調節する、マッピングにおける時間的变化が第二既定閾値よりも大きい場合、ターゲットゾーンの照射を中止するように外照射放射線治療システムを制御する、並びにこれらの組み合わせ。

【 0 0 4 5 】

別の実施形態において外照射放射線治療システムは陽子ビームシステムである。

【 0 0 4 6 】

別の実施形態において外照射放射線治療システムは荷電粒子ビームシステムである。

【 0 0 4 7 】

別の実施形態において外照射放射線治療システムは線形加速器(L I N A C)である。とりわけ、外照射放射線治療システムはカソードから発せられてアノードターゲットに衝突する高エネルギー電子ビームを生成するL I N A Cを含む。高エネルギー電子ビームは高エネルギーX線ビーム若しくは線ビームを生じる。高エネルギーX線ビーム若しくは線ビームはその電離作用が病変組織若しくは癌組織を破壊し得るという治療効果を持つ。

【 0 0 4 8 】

別の態様において本発明は医療機器を制御するプロセッサによる実行のためのマシン実行可能命令を有するコンピュータプログラム製品を提供する。医療機器はイメージングソ

10

20

30

40

50

ーン内の被検者から磁気共鳴データを収集するために動作可能な磁気共鳴イメージングシステムを有する。磁気共鳴イメージングシステムは第一座標系を持つ。医療機器はターゲットゾーンを照射するために動作可能な外照射放射線治療システムをさらに有する。ターゲットゾーンはイメージングゾーン内にある。外照射放射線治療システムは第二座標系を持つ。

【0049】

医療機器は放射線ビームを生成するために動作可能な放射線ビーム生成システムをさらに有する。医療機器は第二座標系における放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データを収集するために動作可能な放射線ビーム検出システムをさらに有する。命令の実行はプロセッサにターゲットゾーンへの空間依存放射線量を記述するプランニングデータを受信させる。命令の実行はさらにプロセッサに空間依存放射線量を用いて外照射放射線治療制御コマンドを生成させる。命令の実行はプロセッサに外照射放射線治療システム制御コマンドを用いてターゲットゾーンを照射するように外照射放射線治療システムを繰り返し制御させる。命令の実行はさらにプロセッサに放射線ビーム生成システムを用いて放射線ビームを繰り返し生成させる。

10

【0050】

命令の実行はさらにプロセッサに放射線ビーム検出システムを用いて放射線ビーム検出データを測定させる。命令の実行はさらにプロセッサに磁気共鳴イメージングシステムを用いて磁気共鳴イメージングデータを収集させる。命令の実行はさらにプロセッサに磁気共鳴画像データを用いて磁気共鳴画像を生成させる。命令の実行はさらにプロセッサに磁気共鳴画像を放射線ビーム検出データへ繰り返し位置合わせさせる。命令の実行はさらにプロセッサに位置合わせを少なくとも部分的に用いて第一座標系と第二座標系間のマッピングを計算させる。命令の実行はさらにプロセッサにマッピングを用いて外照射放射線治療システム制御コマンドを繰り返し修正させる。

20

【0051】

別の態様において本発明は医療機器の作動方法を提供する。医療機器はイメージングゾーン内の被検者から磁気共鳴データを収集するために動作可能な磁気共鳴イメージングシステムを有する。磁気共鳴イメージングシステムは第一座標系を持つ。医療機器はターゲットゾーンを照射するために動作可能な外照射放射線治療システムをさらに有する。ターゲットゾーンはイメージングゾーン内にある。外照射放射線治療システムは第二座標系を持つ。医療機器は放射線ビームを生成するために動作可能な放射線ビーム生成システムをさらに有する。医療機器は第二座標系における放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データを収集するために動作可能な放射線ビーム検出システムをさらに有する。方法はターゲットゾーンへの空間依存放射線量を記述するプランニングデータを受信するステップを有する。

30

【0052】

方法は空間依存放射線量を用いて外照射放射線治療制御コマンドを生成するステップをさらに有する。方法は外照射放射線治療システム制御コマンドを用いてターゲットゾーンを照射するように外照射放射線治療システムを繰り返し制御するステップをさらに有する。方法は放射線ビーム生成システムを用いて放射線ビームを繰り返し生成するステップをさらに有する。方法は放射線ビーム検出システムを用いて放射線ビーム検出データを繰り返し測定するステップをさらに有する。方法は磁気共鳴イメージングシステムを用いて磁気共鳴イメージングデータを繰り返し収集するステップをさらに有する。方法は磁気共鳴画像データを用いて磁気共鳴画像を繰り返し生成するステップをさらに有する。方法は磁気共鳴画像を放射線ビーム検出データへ繰り返し位置合わせするステップをさらに有する。方法は位置合わせを少なくとも部分的に用いて第一座標系と第二座標系間のマッピングを繰り返し計算するステップをさらに有する。方法はマッピングを用いて外照射放射線治療システム制御コマンドを繰り返し修正するステップをさらに有する。

40

【0053】

本発明の上述の実施形態の一つ以上は、組み合わされる実施形態が相互排他的でない限

50

り組み合わせられ得ることが理解される。

【 0 0 5 4 】

以下、本発明の好適な実施形態が、ほんの一例として図面を参照して記載される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 5 】

【図 1】方法の実施例を例示するフローチャートを示す。

【図 2】医療機器の一実施例を図示する。

【図 3】医療機器のさらなる実施例を図示する。

【図 4】医療機器のさらなる実施例を図示する。

【図 5】医療機器のさらなる実施例を図示する。

【図 6】医療機器のさらなる実施例を図示する。

【図 7】医療機器のさらなる実施例を図示する。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 6 】

これらの図中の類似する番号の要素は同等の要素であるか又は同じ機能を実行する。前述された要素は機能が同等である場合後の図において必ずしも論じられない。

【 0 0 5 7 】

図 1 は医療機器の作動方法の一実施例を図示するフローチャートを示す。医療機器はイメージングゾーン内の被検者から磁気共鳴データを収集するために動作可能な磁気共鳴イメージングシステムを有する。磁気共鳴イメージングシステムは第一座標系を持つ。医療機器はターゲットゾーンを照射するために動作可能な外照射放射線治療システムをさらに有し、ターゲットゾーンはイメージングゾーン内にある。外照射放射線治療システムは第二座標系を持つ。医療機器は放射線ビームを生成するために動作可能な放射線ビーム生成システムをさらに有する。医療機器は第二座標系における放射線ビームを記述する放射線ビーム検出データを収集するために動作可能な放射線ビーム検出システムをさらに有する。方法はターゲットゾーンへの空間依存放射線量を記述するプランニングデータが受信されるステップ 1 0 0 で開始する。次にステップ 1 0 2 において外照射放射線治療制御コマンドが空間依存放射線量を用いて生成される。そしてステップ 1 0 4 においてターゲットゾーンの照射が開始される。

【 0 0 5 8 】

次にステップ 1 0 6 において外照射放射線治療システム制御コマンドを用いてターゲットゾーンを照射するために外照射放射線治療システムが使用される。次にステップ 1 0 8 において放射線ビームが放射線ビーム生成システムを用いて生成される。次にステップ 1 1 0 において放射線ビーム検出データが放射線ビーム検出システムを用いて測定される。次にステップ 1 1 2 において磁気共鳴イメージングシステムを用いて磁気共鳴イメージングデータが収集される。これに続きステップ 1 1 4 において磁気共鳴画像データを用いて磁気共鳴画像が生成若しくは再構成される。そしてステップ 1 1 6 において磁気共鳴画像が放射線ビーム検出データに位置合わせされる。この位置合わせは位置合わせを用いて第一座標系と第二座標系間のマッピングを計算するステップ 1 1 8 へと続く。次にステップ 1 2 0 において外照射放射線治療システム制御コマンドがマッピングを用いて修正される。被検者ターゲットゾーンの照射が完了する場合、方法はターゲットゾーンの照射を終了若しくは停止するステップ 1 2 2 へ進む。そうでなければ、方法はステップ 1 0 6 へ繰り返し、照射が終了する (1 2 2) までステップ 1 0 6 及び 1 2 0 の間のループが実行される。ステップ 1 0 6 1 2 0 はターゲットゾーンの照射中の第一座標系と第二座標系間の相違における変化を考慮する閉ループ制御ループを形成する。

【 0 0 5 9 】

図 2 は医療機器 2 0 0 の一実施例を示す。医療機器 2 0 0 は外照射放射線治療システム 2 0 2 と磁気共鳴イメージングシステム 2 0 4 を有する。外照射放射線治療システム 2 0 2 はガントリ 2 0 6 と放射線治療源 2 0 8 を有する。ガントリ 2 0 6 はガントリ回転軸 2 4 0 まわりに放射線治療源 2 0 8 を回転させるためのものである。放射線治療源 2 0 8 に

10

20

30

40

50

コリメータ 2 1 0 が隣接する。磁気共鳴イメージングシステム 2 0 4 は磁石 2 1 2 を有する。

【 0 0 6 0 】

永久磁石若しくは常伝導磁石を使用することも可能である。異なるタイプの磁石の使用も可能であり、例えばスプリット円筒磁石及びいわゆるオープン磁石の両方を使用することも可能である。スプリット円筒磁石は磁石の *i s o p l a n e* へのアクセスを可能にするためにクライオスタットが二つのセクションに分割されている点を除き、標準円筒磁石と同様であり、かかる磁石は例えば荷電粒子ビーム治療と併用して使用され得る。オープン磁石は被検者を受け入れるために十分な大きさの空間を間に持つ上下の二つの磁石セクションを持つ。二つのセクション領域の配置はヘルムホルツコイルのものと同様である。オープン磁石は、被検者があまり閉じ込められないので、一般的である。円筒磁石のクライオスタットの内部に、超電導コイルの集合がある。円筒磁石のボア内に、磁場が磁気共鳴イメージングを実行するために十分に強く均一である、イメージングゾーンがある。

【 0 0 6 1 】

この実施形態で示される磁石 2 1 2 は標準円筒超電導磁石である。磁石 2 1 2 はその中に超電導コイル 2 1 6 を伴うクライオスタット 2 1 4 を持つ。クライオスタット内に超電導シールドコイル 2 1 8 もある。磁石 2 1 2 はボア 2 2 2 を持つ。

【 0 0 6 2 】

磁石のボア内に、磁石のイメージングゾーン内の陽子スピンを空間エンコードする磁気共鳴データの収集のための傾斜磁場コイル 2 2 4 がある。傾斜磁場コイル 2 2 4 は傾斜磁場コイル電源 2 2 6 に接続される。傾斜磁場コイル 2 2 4 は代表例の意図であり、放射線が減衰されることなく通過することを可能にするために通常はスプリットコイルデザインになる。典型的に傾斜磁場コイルは三つの直交空間方向に空間エンコードするための三つの個別コイルセットを含む。傾斜磁場電源 2 2 6 は傾斜磁場コイルに電流を供給する。傾斜磁場コイルへ供給される電流は時間の関数として制御され、ランプ若しくはパルス化され得る。

【 0 0 6 3 】

トランシーバ 2 3 0 に接続される高周波コイル 2 2 8 がある。高周波コイル 2 2 8 は磁石 2 1 2 のイメージングゾーン 2 3 2 に隣接する。イメージングゾーン 2 3 2 は磁気共鳴イメージングを実行するために十分な高磁場と均一性の領域を持つ。高周波コイル 2 2 8 はイメージングゾーン内の磁気スピンの配向を操作するため、及び同様にイメージングゾーン内のスピンの無線伝送を受信するためのものであり得る。高周波コイル 2 2 8 はアンテナ若しくはチャネルともよばれ得る。高周波コイル 2 2 8 はマルチコイル素子を含み得る。高周波アンテナはチャネルともよばれ得る。

【 0 0 6 4 】

高周波コイル 2 2 8 及び高周波トランシーバ 2 3 0 は個別の送信及び受信コイル並びに個別の送信機と受信機によって置き換えられ得る。高周波コイルと高周波トランシーバは代表例であることが理解される。高周波アンテナは専用送信アンテナ及び専用受信アンテナもあわすことが意図される。同様にトランシーバは個別送信機と受信機もあわし得る。

【 0 0 6 5 】

磁石 2 2 2 のボア内に被検者 2 3 6 を支持するための被検者支持台 2 3 4 もある。被検者支持台 2 3 4 は機械的ポジショニングシステム 2 3 7 によってポジショニングされ得る。被検者 2 3 6 内にターゲットゾーン 2 3 8 がある。ガントリ回転軸 2 4 0 はこの特定の実施形態において磁石 2 1 2 の円筒軸と同軸である。被検者支持台 2 3 4 はガントリ回転軸 2 4 0 上にターゲットゾーン 2 3 8 があるようにポジショニングされている。放射線源 2 0 8 はコリメータ 2 0 3 とターゲットゾーン 2 3 8 を通過する放射線ビーム 2 4 2 を生成するように示される。放射線源 2 0 8 は軸 2 4 0 まわりに回転されるのでターゲットゾーン 2 3 8 は常に放射線ビーム 2 4 2 のターゲットとされる。放射線ビーム 2 4 2 は磁石のクライオスタット 2 1 4 を通過する。傾斜磁場コイルは傾斜磁場コイルを二セクション

10

20

30

40

50

へ分離するギャップを持ち得る。存在する場合、このギャップは傾斜磁場コイル 2 2 4 による放射線ビーム 2 4 2 の減衰を軽減する。一部の実施形態において高周波コイル 2 2 8 も放射線ビーム 2 4 2 の減衰を軽減するためにギャップを持つが若しくは分離され得る。

【 0 0 6 6 】

ガントリ 2 0 6 上に取り付けられるポータルイメージングシステム 2 4 3 が図示される。ポータルイメージングシステム 2 4 3 は放射線ビーム 2 4 2 を用いて画像を収集することができる。ガントリが回転すると、ポータルイメージングシステムは放射線治療源とともに回転する。この実施例において磁石 2 1 2 は円筒型磁石であるとして図示され、放射線ビーム 2 4 2 はクライオスタット 2 1 4 を通過する。異なるタイプの磁石も使用され得る。二つの円筒セクションに分割され得るいわゆるスプリット磁石が使用されてもよく、放射線ビーム 2 4 2 はクライオスタット 2 1 4 を通る代わりに空気を通過し得る。二つのトロイダル磁石を持ついわゆるオープン磁石もステップ 2 において使用され得る。これらの代替的磁石デザインは放射線ビーム 2 4 2 がクライオスタット 2 1 4 を通過しないという利点を持ち得る。これはよりよいポータル画像をもたらし得る。

【 0 0 6 7 】

トランシーバ 2 3 0、傾斜磁場コイル電源 2 2 6、及び機械的ポジショニングシステム 2 3 7 は全てコンピュータシステム 2 4 4 のハードウェアインターフェース 2 4 6 に接続されるものとして示される。コンピュータシステム 2 4 4 はマシン実行可能命令を実行するため及び治療装置の動作と機能を制御するためのプロセッサ 2 4 8 をさらに有するものとして示される。ハードウェアインターフェース 2 4 6 はプロセッサ 2 4 8 が医療機器 2 0 0 と相互作用しそれを制御することを可能にする。プロセッサ 2 4 8 はさらにユーザインターフェース 2 5 0、コンピュータストレージ 2 5 2、及びコンピュータメモリ 2 5 4 へ接続されるものとして示される。

【 0 0 6 8 】

コンピュータストレージ 2 5 2 はプランニングデータ 2 6 0 を含むものとして示される。プランニングデータ 2 6 0 はターゲットゾーン 2 3 8 への所望の放射線量を記述する空間依存データを含む。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらにパルスシーケンス 2 6 2 を含むものとして示される。パルスシーケンス 2 6 2 はプロセッサ 2 4 8 が磁気共鳴データを収集するように磁気共鳴イメージングシステム 2 0 4 を制御することを可能にする。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらにプランニングデータ 2 6 0 から生成された外照射放射線治療システム制御コマンド 2 6 4 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらにパルスシーケンス 2 6 2 を用いて磁気共鳴イメージングシステム 2 0 4 で収集された磁気共鳴データ 2 6 6 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらに磁気共鳴画像 2 6 8 を含むものとして示される。

【 0 0 6 9 】

磁気共鳴画像 2 6 8 は磁気共鳴データ 2 6 6 から再構成された。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらにポータルイメージングシステム 2 4 3 を用いて収集された放射線ビーム検出データ 2 7 0 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらに放射線ビーム検出データ 2 7 0 から再構成されたポータル画像 2 7 2 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらにポータル画像 2 7 2 と磁気共鳴画像 2 6 8 間の位置合わせ 2 7 4 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 2 5 2 はさらにマッピング 2 7 6 を含むものとして示される。マッピング 2 7 6 は磁気共鳴イメージングシステム 2 0 4 の第一座標系と外照射放射線治療システム 2 0 2 に属する第二座標系の間でなされる。

【 0 0 7 0 】

コンピュータメモリ 2 5 4 は制御モジュールを含むものとして示される。制御モジュール 2 8 0 はプロセッサ 2 4 8 が医療機器 2 0 0 の動作と機能を制御することを可能にするコンピュータ実行可能コードを含む。例えば制御モジュール 2 8 0 はプロセッサ 2 4 8 がパルスシーケンス 2 6 2 を使用して磁気共鳴データ 2 6 6 を収集することを可能にし得る。コンピュータメモリ 2 5 4 はさらに制御コマンド生成モジュール 2 8 2 を含むものとし

て示される。制御コマンド生成モジュール 282 はプロセッサ 248 がプランニングデータ 260 から外照射放射線治療システム制御コマンド 264 を生成することを可能にするコードを含む。制御コマンド生成モジュール 282 はプロセッサ 248 がマッピング 276 に従って若しくはそれを用いて外照射放射線治療システム制御コマンド 264 へ訂正を行うことを可能にするコードも含む。

【0071】

コンピュータメモリ 254 は画像再構成モジュール 284 をさらに含むものとして示される。画像再構成モジュール 284 はプロセッサ 248 が磁気共鳴データ 266 から磁気共鳴画像 268 を、及び放射線ビーム検出データ 270 からポータル画像 272 も再構成することを可能にするコンピュータ実行可能コードを含む。コンピュータメモリ 254 はさらに位置合わせモジュール 286 を含むものとして示される。位置合わせモジュール 286 はプロセッサ 248 がポータル画像 272 の磁気共鳴画像 268 への位置合わせ 274 などの画像処理タスクを実行することを可能にするコンピュータ実行可能コードを含む。画像位置合わせモジュール 286 は解剖学的ランドマークを識別するため又は識別マークを伴う原子の存在若しくは被検者 236 のシルエットを識別するためにもプログラムされ得る。

【0072】

図 3 は図 2 に示すものと同様の医療機器 300 を示す。しかしながら、この実施形態では図示の二つの狭ビーム X 線生成器 302 が磁石 212 の外面に取り付けられる。それらは狭ビーム X 線 304 を生成するときポータルカメラ 243 に衝突することを目的とする。狭ビーム X 線 304 の画像がポータル画像 272 上に現れる場所から、第一座標系と第二座標系間のマッピング 276 が推測され得る。ガントリが放射線治療源とポータルイメージングシステムとともに回転するポータルイメージングシステム 243 の回転を考慮するために磁気共鳴イメージングシステム 204 上に取り付けられる複数の狭ビーム X 線生成器があり得る。

【0073】

図 4 は図 2 及び 3 におけるものと同様に示される医療機器 400 を示す。図 2 と比較して、図 4 は被検者支持台 234 がファントム 402 を含む点で図 2 と異なる。ファントム 402 はイメージングゾーン 232 内にあり、磁気共鳴画像 268 内で可視である。ファントムは磁気共鳴画像においてコントラストを示す二つ以上の材料から構成され得る。二つ以上の材料はそれらがポータル画像 272 において可視になるように X 線タイプ画像においてもコントラストを示し得る。放射線ビーム 242 はファントム 402 を通過するものとして示される。位置合わせ 274 はポータル画像 272 を磁気共鳴画像 268 と比較し、両画像においてファントム 402 の位置を注記することによって決定され得る。

【0074】

図 5 は図 2、3 及び 4 に示すものと同様の医療機器 500 を示す。図 2 と比較して、図 5 の医療機器 500 は磁石 212 の外面上に取り付けられる二つの狭ビーム X 線生成器 302'、302"がある点で異なる。狭 X 線ビーム源 302' はガントリ 206 上に取り付けられる X 線検出センサアレイ 502 に向けられる狭ビーム X 線 304' を生じる。一部の実施形態においてセンサアレイ 302 は磁石 212 に対して位置固定され、ガントリ 206 とともに回転しない。他の実施形態ではガントリ 206 とともに回転する多数のセンサ 502 があり得る。いずれの場合にもセンサアレイ 502 は狭 X 線ビーム 304' を検出し、外照射放射線治療システム 202 の位置に対する MRI システム 204 の位置を決定することができる。多数のセンサ 502 がありそれらがガントリ 206 とともに回転する場合、センサ 502 は磁石 212 の座標系に対する放射線治療源 208 の回転位置を検出することもできる。外照射放射線治療システム 202 はその上に取り付けられる第二センサアレイ 502' を持つベース若しくは台も持つ。狭 X 線ビーム源 302" は第二センサアレイ 302' に狭ビーム X 線 304" を向ける。センサアレイ 502' は外照射放射線治療システム 202 に対する磁気共鳴イメージングシステム 204 の位置を記述するデータも提供する。狭 X 線ビーム源 302'、302" の一方若しくは両方が存在し得る。

【 0 0 7 5 】

図 6 は図 2 5 に示す医療機器と多くの点で同様である医療機器 6 0 0 を示す。ポータルイメージングシステム 2 4 3 とオプションの狭ビーム X 線生成器 3 0 2 もある。この実施例では陽子ビーム 6 0 2 がターゲットゾーン 2 3 8 の方へ向けられる。陽子ビームはこの図には示されない粒子加速器 6 0 4 によって与えられる。荷電粒子若しくは陽子ビームオブジェクト 6 0 6 は陽子のビーム 6 0 2 をとりそれをターゲットゾーン 2 3 8 の方へ向ける。この実施例ではいわゆるスプリット磁石が使用される。磁石 2 1 2'、2 1 2" は二等分される。RF コイルも陽子ビーム 6 0 2 が通過するためのギャップを持つものとして示される。RF コイル 2 2 8 及び被検者支持台 2 3 4 はギャップを持つものとして示されないが、それらは陽子ビーム 6 0 2 が最小減衰で移動するのを支援するためにギャップを持つこともできる。この実施例ではポータルカメラ 2 4 3 が陽子ビーム 6 0 2 によって生成される放射線を用いて被検者 2 3 6 の基本画像を作り出すために使用される。

10

【 0 0 7 6 】

図 7 は図 3 に示すものと同様の医療機器 7 0 0 の一実施形態を示す。しかしながら図 7 に示す実施例ではスプリット磁石デザインが使用される。磁石は二等分 2 1 2' 及び 2 1 2" から成る。放射線ビーム 2 4 2 は磁石の二等分 2 1 2'、2 1 2" 間のギャップにおいて自由に通過することができる。

【 0 0 7 7 】

統合 MR L i n a c システムの場合、各座標系間の正確な コ位置合わせ (アライメント) は手術及び臨床用途にとって有用である。規制はかかる重要なシステムパラメータの恒常的品質保証を要する。幾何公差を最小化しシステムの機械的安定性を増すためにシステムの設計中に高水準が採用されなければならない。システムの大きな寸法及びサイズ並びに変化する周辺パラメータ (例えば温度) は、しかしながら完全なアライメントからの逸脱につながり得る。これらの逸脱は画像化される解剖学的構造の位置 (MR) と適用される治療照射の仮定対応位置 (L i n a c) 間のミスマッチにつながり得る。そしてこれは誤った処置をもたらし得る。患者にとって明らかな可能性のあるマイナスの副作用は別にして、これは厳密な規制の結果につながり得る。

20

【 0 0 7 8 】

MR L i n a c システムのサブシステムのミスアライメント (例えば機械公差、システム構造の変形、周辺の影響に起因する) のモニタリングの失敗は、気付かれない誤った処置及び危険な結果につながり得る。

30

【 0 0 7 9 】

本明細書の医療機器の実施例は画像処理手段と、オプションとして統合 X 線ナビゲータを利用して、MR 及び L i n a c の座標系のアライメントを決定しモニタリングし得る。必要な測定は治療前、治療中、及び治療後レジームでなされ得る。測定データの コ位置合わせ はシステム間の現在の変換の決定を非常に迅速に可能にする。そしてこれらの変換パラメータは逸脱についてイメージングとプランを補正する、又は治療を中止するために使用され得る。

【 0 0 8 0 】

MR L i n a c システム内に含まれる x 線検出器と放射線源を利用して画像が生成され得る (ポータルイメージングとして知られる)。放射線の高エネルギー及び組織の吸収特性のために、かかる画像の品質は限られる。しかしながらランドマークを識別すれば十分である。追加解剖学情報 (例えばターゲットのセグメンテーション、O A R 及び体の輪郭、既知の位置への患者固定) と併せて対応するランドマークが (自動的に) MR 画像において識別され得る。これらのランドマークは点若しくは面であり得る (コーンビーム CT ポータルイメージング及び 3 D MR データに基づく)。

40

【 0 0 8 1 】

そして二つのデータセット間の (アフィン) 変換を計算することが可能である。そしてこれらの変換パラメータは連続画像データを変換するか若しくはアライメントの逸脱が大きくなり過ぎる場合に治療を中止するために使用され得る。この方法はセッションの前、

50

最中若しくは後に短時間で利用され得る。

【 0 0 8 2 】

オプションとしていくつかの小さなX線源（例えば小型デザイン若しくはナノチューブベース）がMRシステム（例えばクライオスタット）の内部／上に置かれ、"ナビゲータ"（又はスパースサンプリング最小投射"画像"）となり、Linacガントリ上に置かれるポータルイメージング検出器若しくはいくつかのマイクロ検出器の方へ向けられることができる。ポータルイメージングアプローチと同様にこの情報はその後ポータルイメージングに起因する追加の患者線量及びイメージング時間を伴わずにコ位置合わせのために使用されることができ、正確なアライメントのリアルタイムモニタリングを可能にする。

【 0 0 8 3 】

座標系の位置合わせは（ポータルイメージングに基づく）プラン適応及び線量蓄積（Q & A）のための構造の吸収特性を導出することも可能にする。

【 0 0 8 4 】

本発明は図面と先の説明において詳細に図示され記載されているが、かかる図示と記載は例示若しくは説明であって限定ではないとみなされる。本発明は開示の実施形態に限定されない。

【 0 0 8 5 】

開示の実施形態への他の変更は、図面、開示、及び添付の請求項の考察から、請求される発明を実施する上で当業者によって理解されもたらされることができる。請求項において、"有する"という語は他の要素若しくはステップを除外せず、不定冠詞"a"若しくは"an"は複数を除外しない。単一プロセッサ若しくは他のユニットは請求項に列挙される複数の項目の機能を満たし得る。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されるという単なる事実はこれら手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと一緒に又はその一部として供給される光学記憶媒体若しくはソリッドステート媒体などの適切な媒体上に格納／分散され得るが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムなどを介して他の形式で分散されてもよい。請求項におけるいかなる参照符号も範囲を限定するものと解釈されてはならない。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

- 2 0 0 医療機器
- 2 0 2 外照射放射線治療システム
- 2 0 4 磁気共鳴イメージングシステム
- 2 0 6 ガントリ
- 2 0 8 放射線治療源
- 2 1 0 コリメータ
- 2 1 2 磁石
- 2 1 2 ' スプリット磁石の一部
- 2 1 2 " スプリット磁石の一部
- 2 1 4 クライオスタット
- 2 1 6 超電導コイル
- 2 1 8 超電導シールドコイル
- 2 2 2 ボア
- 2 2 4 傾斜磁場コイル
- 2 2 6 傾斜磁場コイル電源
- 2 2 8 高周波コイル
- 2 3 0 トランシーバ
- 2 3 2 イメージングゾーン
- 2 3 4 被検者支持台
- 2 3 6 被検者

10

20

30

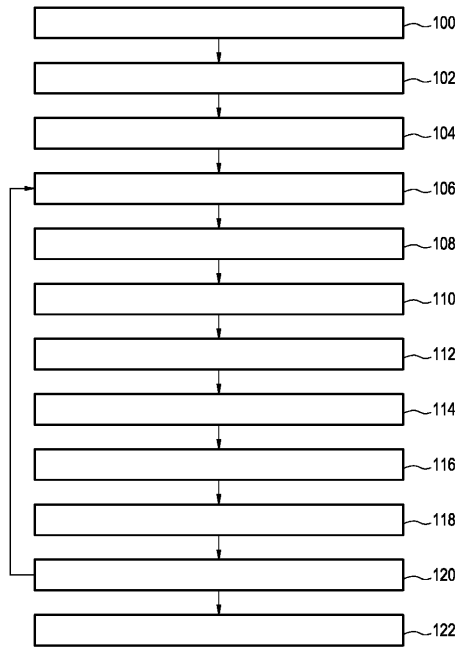
40

50

2 3 7	機械的ポジショニングシステム	
2 3 8	ターゲットゾーン	
2 4 0	ガントリ回転軸	
2 4 2	放射線ビーム	
2 4 3	ポータルイメージングシステム	
2 4 4	コンピュータシステム	
2 4 6	ハードウェアインターフェース	
2 4 8	プロセッサ	
2 5 0	ユーザインターフェース	
2 5 2	コンピュータストレージ	10
2 5 4	コンピュータメモリ	
2 6 0	プランニングデータ	
2 6 2	パルスシーケンス	
2 6 4	外照射放射線治療システム制御コマンド	
2 6 6	磁気共鳴データ	
2 6 8	磁気共鳴画像	
2 7 0	放射線ビーム検出データ	
2 7 2	ポータル画像	
2 7 4	<u>位置合わせ</u>	
2 7 6	マッピング	20
2 8 0	制御モジュール	
2 8 2	制御コマンド生成モジュール	
2 8 4	画像再構成モジュール	
2 8 6	<u>位置合わせモジュール</u>	
3 0 0	医療機器	
3 0 2	狭ビームX線生成器	
3 0 2 '	狭ビームX線生成器	
3 0 2 "	狭ビームX線生成器	
3 0 4	狭ビームX線	
3 0 4 '	狭ビームX線	30
3 0 4 "	狭ビームX線	
4 0 0	医療機器	
4 0 2	ファントム	
5 0 0	医療機器	
5 0 2	X線検出センサアレイ	
5 0 2 '	X線検出センサアレイ	
6 0 0	医療機器	
6 0 1	陽子ビーム源	
6 0 2	陽子ビーム	
6 0 4	粒子加速器	40
6 0 6	陽子ビーム光学	
7 0 0	医療機器	

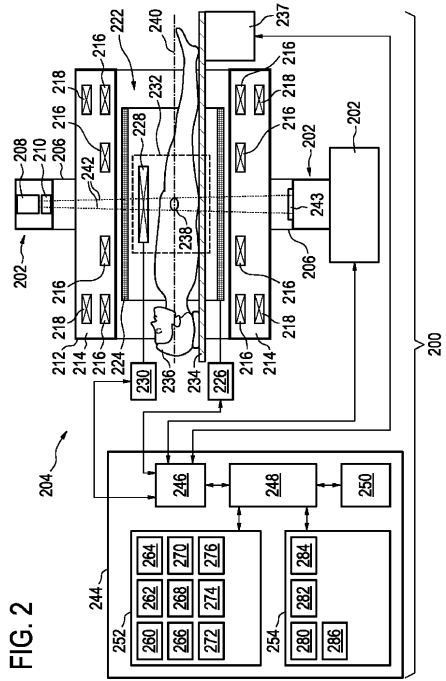
【図 1】

FIG. 1



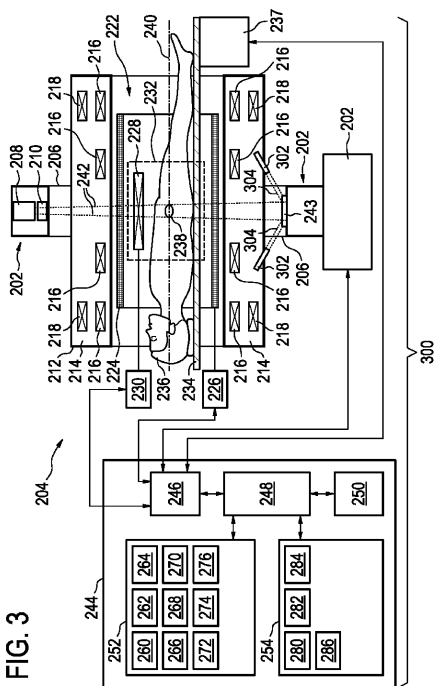
【図 2】

FIG. 2



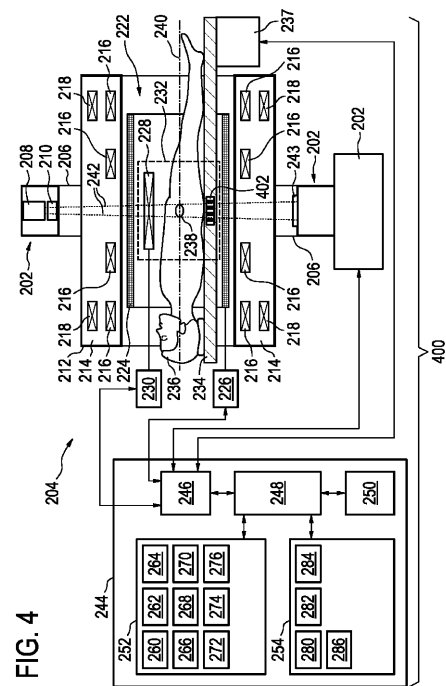
【図 3】

FIG. 3

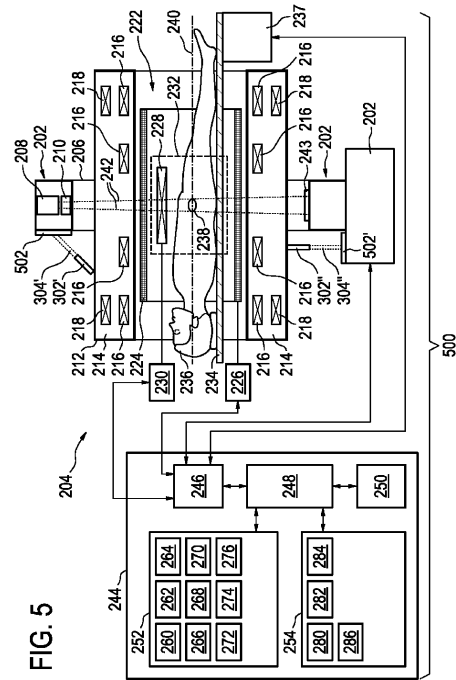


【図 4】

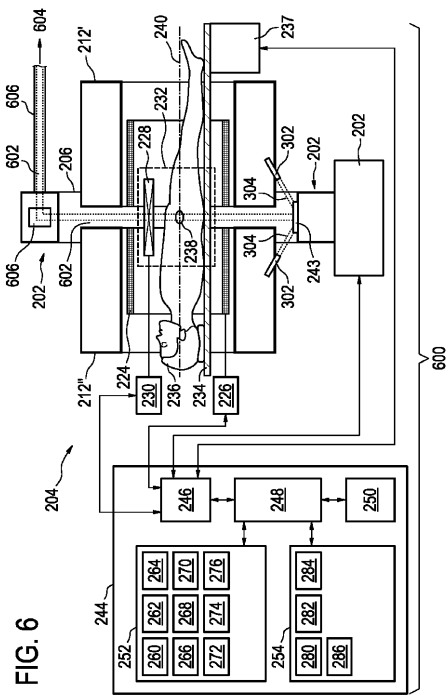
FIG. 4



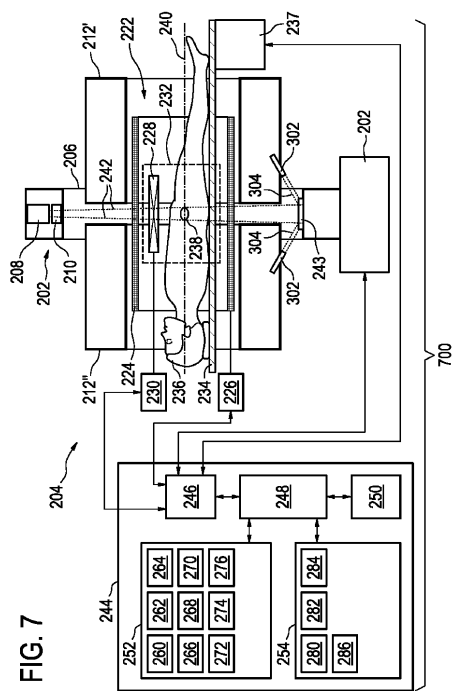
【 図 5 】



【 図 6 】



【圖 7】



フロントページの続き

(72)発明者 ウールマン フォーク

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 オーヴァーウェッグ ヨハネス アドリアヌス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 0 0 6 0 3 6 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 3 9 0 6 6 (U S , A 1)

特開 2 0 0 8 - 0 0 0 4 5 6 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 3 / 0 0 1 3 9 9 (W O , A 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 N 5 / 0 0

A 6 1 N 5 / 1 0

A 6 1 B 5 / 0 5 5