

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6490661号
(P6490661)

(45) 発行日 平成31年3月27日 (2019.3.27)

(24) 登録日 平成31年3月8日 (2019.3.8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10

M

A 6 1 N 5/10

P

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-503755 (P2016-503755)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月17日 (2014.3.17)
 (65) 公表番号 特表2016-512781 (P2016-512781A)
 (43) 公表日 平成28年5月9日 (2016.5.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/059884
 (87) 国際公開番号 W02014/155232
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014.10.2)
 審査請求日 平成29年3月9日 (2017.3.9)
 (31) 優先権主張番号 61/804,827
 (32) 優先日 平成25年3月25日 (2013.3.25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改善された表面追跡ベースの動き管理及び適応的な外部ビーム放射線治療の動的計画の方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の内部ターゲットを処置するための治療計画システムであって、

内部ターゲットを処置するために、前記内部ターゲットを輪郭描写するようセグメント化された事前プロシージャの計画画像及び事前プロシージャの追跡データに基づく内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を含む複数の処置フラクションを有する処置計画を受け取り、

前記複数の処置フラクションのうち 1 又は複数の選択された処置フラクションの前に、前記内部ターゲットのフラクション前計画画像を受け取り、前記セグメント化された事前プロシージャの計画画像を前記フラクション前計画画像と位置合わせることにより、前記フラクション前計画画像において前記内部ターゲットをセグメント化し、患者の外部体表面の追跡データを受け取り、前記内部ターゲットがセグメント化された前記フラクション前計画画像及び前記受け取った追跡データに基づいて前記内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を更新し、

前記処置計画に従って及び前記更新された対応関係を使用して患者に治療を供給する治療デリバリシステムに、前記処置計画及び前記更新された対応関係を提供する、ようにプログラムされた少なくとも 1 つのプロセッサを有する、治療計画システム。

【請求項 2】

前記少なくとも 1 つのプロセッサが更に、前記セグメント化されたフラクション前計画画像及び前記受け取った追跡データに基づいて前記処置計画を更新するようにプログラム

10

20

される、請求項 1 に記載の治療計画システム。

【請求項 3】

前記処置計画は、ターゲットを含む事前プロシーダの計画画像を使用して生成され、前記事前プロシーダの追跡データは、前記事前プロシーダの計画画像と時間的に同期される、請求項 1 又は 2 に記載の治療計画システム。

【請求項 4】

前記フラクシオン前計画画像が 4 次元である、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の治療計画システム。

【請求項 5】

前記治療デリバリシステムが更に、治療のデリバリの間、前記更新された対応関係を使用して前記処置計画の計画ターゲットボリュームを動的に調整するように構成される、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の治療計画システム。

【請求項 6】

前記治療デリバリシステムが更に、治療のデリバリの間、前記更新された対応関係を使用して治療ビームをゲーティングする、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の治療計画システム。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つのプロセッサが更に、前記セグメント化されたフラクシオン前計画画像を、前記受け取った追跡データと時間的に同期させるようにプログラムされる、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の治療計画システム。

【請求項 8】

前記時間的な同期が患者の呼吸フェーズに基づく、請求項 7 に記載の治療計画システム。

【請求項 9】

前記処置計画は、前記内部ターゲットを含む事前プロシーダの計画画像を使用して生成され、前記少なくとも 1 つのプロセッサが更に、前記セグメント化された事前プロシーダの計画画像を、前記セグメント化されたフラクシオン前計画画像と時間的に同期させるようにプログラムされる、請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の治療計画システム。

【請求項 10】

患者の内部ターゲットの処置を制御するようプログラムされた 1 又は複数のプロセッサであって、

内部ターゲットを処置するために処置計画を受け取るステップであって、前記処置計画が、前記内部ターゲットを輪郭描写するようセグメント化された事前プロシーダの計画画像及び事前プロシーダの追跡データに基づく内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を含む複数の処置フラクシオンを有する、ステップと、

前記複数の処置フラクシオンのうち選択された 1 又は複数の処置フラクシオンの前に、前記内部ターゲットのフラクシオン前計画画像を受け取り、前記セグメント化された事前プロシーダの計画画像を前記フラクシオン前計画画像と位置合わせることにより、前記フラクシオン前計画画像において前記内部ターゲットをセグメント化し、患者の外部体表面の追跡データを受け取り前記内部ターゲットがセグメント化された前記フラクシオン前計画画像及び前記受け取った追跡データに基づいて、内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を更新する、ステップと

前記処置計画に従って及び前記更新された対応関係を使用して前記患者に治療を供給する治療デリバリシステムに、前記処置計画及び前記更新された対応関係を提供するステップと、

を実行するようプログラムされた 1 又は複数のプロセッサ。

【請求項 11】

前記セグメント化されたフラクシオン前計画画像及び前記受け取った追跡データに基づいて前記処置計画を更新するステップを更に実行する、請求項 10 に記載の 1 又は複数のプロセッサ。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

患者の内部ターゲットの処置を制御するよう 1 又は複数のプロセッサを制御するソフトウェアを担持した非一時的コンピュータ可読媒体であって、前記ソフトウェアは、

内部ターゲットを処置するために処置計画を受け取るステップであって、前記処置計画が、前記内部ターゲットを輪郭描写するようセグメント化された事前プロシーダの計画画像及び事前プロシーダの追跡データに基づく内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を含む複数の処置フラクシオンを有する、ステップと、

前記複数の処置フラクシオンのうち選択された 1 又は複数の処置フラクシオンの前に、前記内部ターゲットのフラクシオン前計画画像を受け取り、前記セグメント化された事前プロシーダの計画画像を前記フラクシオン前計画画像と位置合わせることにより、前記フラクシオン前計画画像において前記内部ターゲットをセグメント化し、患者の外部体表面の追跡データを受け取り、前記内部ターゲットがセグメント化された前記フラクシオン前計画画像及び前記受け取った追跡データに基づいて、内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を更新する、ステップと

10

前記処置計画に従って及び前記更新された対応関係を使用して前記患者に治療を供給する治療デリバリシステムに、前記処置計画及び前記更新された対応関係を提供するステップと、

を前記プロセッサに実行させる、非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 1 3】

前記ソフトウェアが更に、前記セグメント化されたフラクシオン前計画画像及び前記受け取った追跡データに基づいて前記処置計画を更新するステップを前記プロセッサに実行させる、請求項 1 2 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

20

【請求項 1 4】

患者の内部ターゲットを処置するための治療デリバリシステムであって、

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の治療計画システムと、

前記治療計画システムによって提供される前記処置計画及び前記更新された対応関係に従って患者に治療を供給するデリバリ制御システムと、
を有する治療デリバリシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本願は、概して、外部ビーム放射線治療（EBRT）に関する。本願は、表面追跡ベースの動き管理及び動的プランニングに関連して特定の用途を見出し、特にそれに関して記述される。しかしながら、本願は、更に他の使用状況にも用途を見出し、上述した用途に必ずしも制限されないことが理解されるべきである。

【背景技術】

【0002】

EBRTは、何週間にもわたって展開される複数のフラクシオン（fraction、分割照射）を通じて供給されるが、通常、単一の静的処置計画に基づいて設計される。フラクシオン内での動き（例えば、呼吸動き、心臓動き、その他）及びフラクシオン間の動き（例えば、進行性放射線損傷による腫瘍収縮）を考慮することを怠ると、ターゲット（例えば、腫瘍）の不完全な線量カバレッジ、及びリスク臓器（OAR）を含みうる周囲正常組織に対する損傷を生じさせ得る。ターゲットの完全なカバレッジを確保するために、マージンが、通常、ターゲット周辺に加えられる。これらのマージンは、通常、静的であり、ターゲットの動きレンジの全体をカバーするに十分大きい。しかしながら、マージンは、特に呼吸周期の特定のフェーズの間に、周囲正常組織に対する損傷を増大させうる。腫瘍は、フラクシオンの進行中に縮小することがあり、ゆえに、処置ビームが適切に調整されない場合、周囲正常組織に対する損傷を悪化させ、処置ビームの「ホットスポット」に周囲正常組織をおいやることがある。

40

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

フラクシオン中の及びフラクシオン間の動きの問題に対処するために、動的計画ターゲットボリューム (PTV) マージン及びデリバリゲーティングが提案されている。PTV マージンは、集められたリアルタイム動きデータ及びターゲット動き予測モデルに基づいて PTV 輪郭を変えることによって動的に調整される。例えば、ターゲットの経路は、線形粒子加速器 (LINAC) 上のマルチリーフコリメータ (MLC) のリーフの位置を変えることによって追従される。デリバリゲーティングは、処置ビームがオン又はオフにされる必要があるかを判定するために、処置デリバリの最中に取得されたターゲットの集められたリアルタイム動きデータを利用する。リアルタイム動きを定量化するアプローチは、ワイヤレス電磁 (EM) トランスポンダ、オンボードイメージング (例えば磁気共鳴イメージング (MRI) 及び超音波 (US))、体表面追跡等を含む。体表面追跡 (例えば高速カメラを使用する) は、安価な及びリアルタイム動き定量化のために実現するのが容易である。しかしながら、表面動きデータを使用するために、体表面動きと内部ターゲット動きとの間の対応関係が、正確に知られている必要がある。

10

【0004】

体表面追跡が、ターゲット動きパターンを予測するために、事前プロシージャ (pre-procedural) の 4 次元 (4D) コンピュータトモグラフィ (CT) 画像からの解剖学的データと組み合わせられることが提案されている。このようにして体表面追跡を使用することにより、外部身体形状と内部ターゲット形状との間の対応関係が、呼吸周期の各フェーズごとに規定される。従って、処置デリバリ中の任意の時間に検出された特定の体表面形状が与えられる場合、内部ターゲット形状及び位置が予測されることができる。予測の正確さは、内部器官動きにおける呼吸の現れの反復性に依存する。予測は、デリバリゲーティングスキームを実現し又は動的な PTV マージンを実現するために、使用されることができ、それによって、周囲正常組織及びリスク臓器の放射線曝露に対するリスクが少なくなる。

20

【0005】

ターゲット動きパターンを予測する上述のアプローチの課題は、上述のアプローチが、放射線処置中に生じる患者特有の腫瘍形状及びサイズの変化を定量化する能力をもたないことである。腫瘍収縮は、放射線治療の間に、特に中盤から後半のフラクシオンの最中に、一般的に出現するものである。事実、放射線治療は、しばしば、外科的切除の前に腫瘍を縮小するために使用される。更に、処置中、ある時間にわたって、外部身体形状と内部ターゲット形状との間の相関を変える呼吸パターン中のわずかな変化がありうる。位置合わせエラーが、処置中に蓄積し、処置デリバリに関してターゲット動きの不正確な予測を生じさせる。従って、腫瘍の元のサイズ及び形状に基づいてデリバリゲーティングスキーム及び動的処置計画を設計することは、非効率的であるだけでなく、周囲正常組織に有害な線量投与をもたらす。

30

【0006】

本願は、上述した問題及びその他を克服する新しい及び改善されたシステム及び方法を提供する。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

1つの見地によれば、患者の内部ターゲットを処置する治療システムが提供される。治療システムは、内部ターゲットを処置するために処置計画を受け取るようにプログラムされる少なくとも1つのプロセッサを有する。処置計画は、事前プロシージャの計画画像及び事前プロシージャの追跡データに基づく内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を含む複数の処置フラクシオンを含む。少なくとも1つのプロセッサは更に、複数の処置フラクシオンのうち選択された処置フラクシオンの前に、ターゲットのフラクシオン前 (pre-fraction) 計画画像を受け取り、患者の外部体表面の追跡データを受け取り、受け取ったフラクシオン前計画画像及び受け取った追跡データに基づいて内部ターゲットと外部体

50

表面との間の対応関係を更新するようにプログラムされる。少なくとも1つのプロセッサは更に、処置計画及び更新された対応関係を、治療デリバリシステムに提供するようにプログラムされ、治療デリバリシステムは、処置計画及び更新された対応関係を使用して患者に治療を供給するように構成される。

【0008】

別の見地によれば、患者の内部ターゲットを処置する治療方法が提供される。内部ターゲットを処置するための処置計画が受け取られる。処置計画は、事前プロシーダの計画画像及び事前プロシーダの追跡データに基づく内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係を含む複数の処置フラクションを有する。複数の処置フラクションのうち選択された処置フラクションの前に、ターゲットのフラクション前計画画像が受け取られ、患者の外部体表面の追跡データが受け取られ、内部ターゲットと外部体表面との間の対応関係が、受け取ったフラクション前計画画像及び受け取った追跡データに基づいて更新される。処置計画及び更新された対応関係は、治療デリバリシステムに提供され、かかる治療デリバリシステムは、処置計画及び更新された対応関係を使用して患者に治療を供給するように構成される。

10

【0009】

別の見地によれば、患者の内部ターゲットを処置するための治療デリバリシステムが提供される。治療システムは、内部ターゲットを処置するための処置計画を生成するように構成される計画システムを有する。処置計画は、複数の処置フラクションを有する。治療システムは更に、複数の処置フラクションのうち選択された1又は複数の処置フラクションの各々の前に、内部ターゲットのサイズ及び形状を更新し及び更新されたターゲットサイズ及び形状の処置計画を更新するよう構成される同期モジュールを有する。計画システムは、デリバリ制御システムに、更新された処置計画を提供するように構成され、デリバリ制御システムは、更新された処置計画に従って患者に治療を供給するように構成される。

20

【0010】

1つの利点は、ターゲット動きパターンを予測する際に腫瘍収縮に考慮することにある。

【0011】

別の利点は、ターゲットを囲むリスク臓器(OAR)を含みうる正常組織に対する低減された線量にある。

30

【0012】

別の利点は、ターゲット及びリスク臓器の動きの改善された追跡にある。

【0013】

別の利点は、低減された計画ターゲットボリューム(PTV)マージンにある。

【0014】

別の利点は、改善されたデリバリゲーティングにある。

【0015】

本発明の更に別の利点は、以下の詳細な説明を読み理解することにより当業者に理解されるであろう。

40

【0016】

本発明は、さまざまなコンポーネント及びコンポーネントの取り合わせ並びにさまざまなステップ及びステップの取り合わせを取得することができる。図面は、好適な実施形態を説明するためだけにあり、本発明を制限するものとして解釈されるべきでない。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】改善された治療デリバリのために体表面追跡を使用する治療システムを示す図。

【図2】図1の治療システムのワークフローの例を示す図。

【図3】図1の治療システムのワークフローの別のより詳細な例を示す図。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 8 】

図 1 を参照して、治療システム 1 0 (例えば外部ビーム放射線治療 (E B R T) システム) は、患者 1 6 のターゲット及びターゲットを囲む患者 1 6 の正常組織の事前プロシージャの計画画像 1 4 を生成する事前プロシージャのイメージングシステム 1 2 を有する。周囲正常組織は、一般に、1 又は複数のリスク臓器 (O A R) を含み、ターゲットは一般に、処置される病変 (例えば腫瘍) である。更に、事前プロシージャの計画画像 1 4 は、ターゲットに隣接する患者 1 6 の外部体表面を含みうる。例えば、ターゲットが患者 1 6 の肺の腫瘍である場合、外部体表面は、患者 1 6 の外部胸部表面である。

【 0 0 1 9 】

事前プロシージャの計画画像 1 4 は一般に 4 次元 (4 D) であり、その場合、複数の時間ポイントの各々について 3 次元 (3 D) 画像を含む。これは、単一の時間ポイントしか含まない 3 D 画像と対比されることができる。複数の時間ポイントは、例えば、患者 1 6 の動き周期のフェーズ (例えば患者の呼吸周期) に対応し、複数の動き周期を適切にスパンすることができる。事前プロシージャの計画画像 1 4 は、任意のイメージングモダリティを使用して生成されることができるが、コンピュータトモグラフィ (C T)、ポジトロンエミッショントモグラフィ (P E T)、磁気共鳴 (M R)、シングルフォトンエミッションコンピュータトモグラフィ (S P E C T)、超音波 (U S)、コーンビームコンピュータトモグラフィ (C B C T) 等の 1 つを使用して適切に生成される。

【 0 0 2 0 】

治療システム 1 0 の事前プロシージャの追跡システム 1 8 は、事前プロシージャの計画画像 1 4 の生成中、事前プロシージャの追跡データ 2 0 を生成するために、患者 1 6 の外部体表面を測定し、患者 1 6 の外部体表面は、事前プロシージャの計画画像 1 4 に含まれることができる。事前プロシージャの追跡データ 2 0 は、事前プロシージャの計画画像 1 4 の複数の時間ポイントにおける患者 1 6 の外部体表面 (例えば、サイズ、形状、輪郭、その他) のサンプル測定を含む。一般に、事前プロシージャの追跡システム 1 8 は、事前プロシージャの追跡データ 2 0 を生成するために 1 又は複数の高速カメラを使用する。しかしながら、事前プロシージャの追跡データ 2 0 を生成する他のアプローチが更に企図される。

【 0 0 2 1 】

治療システム 1 0 の計画システム 2 2 は、事前プロシージャのイメージングシステム 1 2 から事前プロシージャの計画画像 1 4 (例えば 4 D C T 画像) を受け取り、事前プロシージャの追跡システム 1 8 から事前プロシージャの追跡データ 2 0 (例えば患者 1 6 の外部体表面の 4 D 画像) を受け取る。事前プロシージャの計画画像 1 4 及び事前プロシージャの追跡データ 1 8 は、患者 1 6 に関する処置計画 3 6 及び外部体表面とターゲットとの間の対応関係 3 8 を生成するために、セグメンテーションモジュール 2 4、ユーザインタフェースモジュール 2 6、同期モジュール 2 8、位置合わせモジュール 3 0、体表面追跡モジュール 3 2 及び最適化モジュール 3 4 を含む計画システム 2 2 の複数のモジュールに与えられる。

【 0 0 2 2 】

セグメンテーションモジュール 2 4 は、画像 (例えば、事前プロシージャの計画画像 1 4) を受け取り、例えばターゲット及び / 又は O A R のような画像内の 1 又は複数の関心領域 (R O I) の輪郭を描写する。R O I は、一般に、画像内の R O I の境界をたどる輪郭によって描写される。輪郭描写は、自動的に及び / 又は手作業で実施されることができる。自動的な輪郭描写に関しては、任意の数の知られているセグメント化アルゴリズムが用いられることができる。手作業の輪郭描写に関して、セグメンテーションモジュール 2 4 は、臨床医が、画像内の領域を手作業で輪郭描写し及び / 又は画像内の領域の自動的な輪郭描写を手作業で調整することを可能にするために、ユーザインタフェースモジュール 2 6 と協働する。

【 0 0 2 3 】

ユーザインタフェースモジュール 2 6 は、計画システム 2 2 のユーザ出力装置 4 0 (例

10

20

30

40

50

例えばディスプレイ)により、ユーザインタフェースを、関連するユーザに提示する。ユーザインタフェースは、ユーザが、画像内のROIの輪郭を描写すること、画像内のROIの輪郭描写を変更すること、及び画像内のROIの輪郭描写をビューすることのうち少なくとも1つを行うことを可能に示す。一般に、ユーザは、計画システム22のユーザ入力装置42(例えばコンピュータマウス)を使用して、画像上のROIの境界に沿って輪郭を描くことにより、画像のROIを輪郭描写する。更に、画像内のROIの輪郭描写は、一般に、画像上に、描写された輪郭をオーバーレイすることによってビューされ、ユーザ入力装置42を使用して描写された輪郭の大きさを変更し及び/又は再構築することによって修正される。ユーザインタフェースは、ユーザ入力装置42を使用して、処置計画を生成し及び/又は更新するためにパラメータを入力し及び/又は規定することを可能にすることができる。

10

【0024】

同期モジュール28は、患者の第1の解剖学的データセット(例えば事前プロシージャのプランニング画像14)、及び患者の第2の解剖学的データセット(例えば事前プロシージャの追跡データ20)を受け取り、各データセットは、1又は複数の時間ポイントを含む。第1及び第2のデータセットに基づいて、同期モジュールは、患者の動き周期(例えば呼吸周期)中のフェーズに基づいて、第1のデータセットの時間ポイントを第2のデータセットの時間ポイントとアラインする(揃える)。

【0025】

同期は、第1及び第2のデータセットの直接的な解析によって実施されることができる。例えば、動き周期は、第1及び第2のデータセットのフィーチャの解析(例えば画像解析)から、第1及び第2のデータセットの各々について抽出されることができる。抽出された動きサイクルは、アラインされることができ、第1及び第2のデータセットの時間ポイントをアラインするために使用されることができる。別の例として、第1及び第2のデータセットは、第1及び第2のデータセットの時間ポイントの最も妥当なアライメントを決定するために、マッチングすることができる(例えば、画像マッチングを使用する)。同期は更に、第1及び第2のデータセットのメタデータの解析によって実施されることができる。例えば、第1及び第2のデータセットにおける各々の時間ポイントは、心臓又は呼吸フェーズによって注釈を付されることができ、その場合、メタデータの心臓又は呼吸フェーズが、第1及び第2のデータセットの時間ポイントのアライメントのために使用される。別の例として、第1及び第2のデータセットの各々の時間ポイントは、タイムスタンプにより注釈を付されることができ、その場合、メタデータの時間は、第1及び第2のデータセットの時間ポイントのアライメントを実施するために使用される。同期は更に、上述のアプローチ又は同期に対する任意の他のアプローチの組み合わせによって実施されることができる。

20

30

【0026】

位置合わせモジュール30は、第1の座標フレーム内の第1の解剖学的データセット(例えば事前プロシージャの追跡データ20)を、第2の解剖学的データセットの第2の座標フレーム(例えば事前プロシージャの計画画像14)に合わせるように変換する。よく知られた任意の数の位置合わせアルゴリズムが、第1及び第2のデータセットによって共有される解剖学的フィーチャ又は人工的フィーチャによって用いられることができる。例えば、第1のデータセットは、第1及び第2のデータセットによって共有される解剖学的フィーチャに関して変形可能画像位置合わせ(DIR)アルゴリズムを使用して、第2のデータセットに変形可能に位置合わせされることができる。別の例として、第1のデータセットは、患者16に埋め込まれた、両方の第1及び第2のデータセットに共通の基準マーカを使用して、第2のデータセットに位置合わせされることができる。解剖学的フィーチャが、例えばEBRT又は疾患進行に起因する解剖学的構造の変化により両方のデータセット上で見つけるのが困難である場合、基準のマーカは理想的である。別の例として、第1のデータセットは、第1及び第2のデータセットにおけるセグメント化された構造を使用して、第2のデータセットに位置合わせされることができる。

40

50

【 0 0 2 7 】

第 1 及び第 2 のデータセットが 4 D である場合、位置合わせは、第 1 及び第 2 のデータセットを同期させることを含む。ある例において、これは、同期モジュール 2 8 を使用して第 1 及び第 2 のデータセットを同期することを含む。4 D 位置合わせアルゴリズムが、第 2 の同期されたデータセットを第 2 の同期されたデータセットと位置合わせするために適用されることができ、又は、3 D 位置合わせアルゴリズムは、ペアの第 1 の時間ポイントに対応する第 1 の同期されたデータセットのデータを、ペアの第 2 の時間ポイントに対応する第 2 の同期されたデータセットのデータに位置合わせするために、アラインされた時間ポイントの各ペアについて適用されることができる。代替として、4 D 位置合わせアルゴリズムは、同期モジュール 2 8 を使用して第 1 及び第 2 のデータセットを最初に同期せず、第 1 のデータセットを第 2 のデータセットと位置合わせするために適用されることができ、それにより、第 1 及び第 2 のデータセットを同期する。例えば、4 D 位置合わせアルゴリズムは、第 1 及び第 2 のデータセットの時間ポイントの間に最良の空間的な合致を見つけることができる。

10

【 0 0 2 8 】

体表面追跡モジュール 3 2 は、ターゲット、ターゲットを囲む正常組織、一般にターゲットに隣接する外部体表面を含む解剖学的画像（例えば事前プロシージャの計画画像 1 4）を受け取る。更に、体表面追跡モジュール 3 2 は、解剖学的画像におけるターゲットの輪郭描写を受け取る。代替として、解剖学的画像内のターゲットの輪郭描写は、セグメンテーションモジュール 2 4 を使用して決定される。更に、体表面追跡モジュール 3 2 は、外部体表面を記述する追跡データ（例えば事前プロシージャの追跡データ 2 0）を受け取る。追跡データは、1）解剖学的画像の生成の間の外部体表面を記述する追跡データ；2）共通 ROI（例えばターゲット）を解剖学的画像と共有し、他の解剖学的画像と同期される、別の解剖学的画像の生成の間の外部体表面を記述する追跡データ；又は、3）外部体表面を記述する他の追跡データ、でありうる。

20

【 0 0 2 9 】

解剖学的画像は、一般に、例えば複数の呼吸周期のような時間期間を通じて収集される 3 D 画像（すなわち 4 D 画像）の収集である。解剖学的画像が 4 D である場合、追跡データは、前記時間期間にわたって又は前記時間期間と同じ長さの別の時間期間にわたって収集されるサンプル測定集まりである。例えば、解剖学的画像が、複数の呼吸周期にわたって収集される場合、追跡データは、解剖学的画像の複数の呼吸周期と同じである必要はない複数の呼吸周期にわたって収集される。

30

【 0 0 3 0 】

更に、解剖学的画像が 4 D である場合、体表面追跡モジュール 3 2 は、位置合わせモジュール 3 0 を使用して、解剖学的画像を追跡データと同期させ、位置合わせする。一般に、これは、解剖学的画像及び追跡データを共通座標フレームにおくように、追跡データを解剖学的画像に位置合わせし又は解剖学的画像を追跡データに位置合わせすることによって実施される。しかしながら、他のアプローチが企図される。例えば、これは、代替として、位置合わせモジュール 3 0 を使用して、解剖学的画像及び追跡データの両方を別の解剖学的画像又は他の追跡データに位置合わせすることによって、実施されることができ

40

【 0 0 3 1 】

追跡データが解剖学的画像に対応すると、位置合わせモジュール 3 0 が、例えば、タイムスタンプを使用して解剖学的画像及び追跡データを同期させるために使用されることができる。追跡データが、共通 ROI を解剖学的画像と共有する別の解剖学的画像の生成の間、外部体表面を記述し、他の解剖学的画像と同期される場合、位置合わせモジュール 3 0 は、解剖学的画像を他の解剖学的画像と位置合わせし又は同期させることによって、解剖学的画像を追跡データと同期させることができる。追跡データが外部体表面を記述すること以外に、追跡データについて何も知られていない場合、位置合わせモジュール 3 0 は、任意の適切なアプローチを使用して解剖学的画像を同期させることができる。

50

【 0 0 3 2 】

位置合わせ及び同期の後、追跡データ内の外部体表面と解剖学的画像内のターゲット輪郭描写の間の対応関係が、体表面追跡モジュール 3 2 によって決定される。解剖学的画像及び追跡データの時間ポイントの各々のアラインされたペアごとに、外部体表面とターゲット輪郭描写との間で対応関係が、例えば距離ベクトルを生成するために決定され、距離ベクトルの各エレメントは、一対のポイントの間の距離に対応し、1 つは、輪郭描写されたターゲットに関し、1 つは、外部体表面に関する。ある例において、対応関係（例えば距離ベクトル）はすべて組み合わせられる。代替として、対応関係（例えば距離ベクトル）は、動きフェーズ（例えば、呼吸フェーズ）に基づいてグループ化され、グループ内で組み合わせられることができる。例えば、対応関係は、平均化によって組み合わせられることができる。

10

【 0 0 3 3 】

対応関係を決定することに加えて、体表面追跡モジュール 3 2 は、追跡データが或る時間期間にわたって収集される場合、追跡データから動きパターン（すなわち 1 又は複数の動き周期）を抽出することができる。例えば、追跡データが、患者の外部胸部表面を記述し、追跡データが、或る時間期間にわたって収集されるとき、呼吸パターンが抽出されることができる。適切に、追跡データは、動きパターンを抽出する前に、まず位置合わせされ、同期される。

【 0 0 3 4 】

最適化モジュール 3 4 は、以下を含む入力データを受け取る：1）例えばユーザインタフェースモジュール 2 6 からの、患者の処置計画を生成するための計画パラメータ；2）例えばセグメンテーションモジュール 2 4 からの、患者の計画画像内のターゲット及びある例では周囲 O A R の輪郭描写；3）一般に患者の動きパターン（例えば、ターゲットが患者の胸部にある場合に 1 又は複数の呼吸周期を記述する呼吸パターン）；及び 4）ターゲットに供給される線量を示す供給線量分布のような他の関連する入力。計画画像が 4 D である場合、ターゲット及び / 又は O A R の輪郭描写は、ターゲット及び / 又は O A R の動きパターンを規定する。

20

【 0 0 3 5 】

受け取った入力データに基づいて、最適化モジュール 3 4 は、計画パラメータに従うように処置計画を生成し及び / 又は更新する。処置計画は、ターゲット周囲のマージン及び複数のフラクシオンを含む計画ターゲットボリューム（P T V）を含むことができ、各フラクシオンは、ビーム方向及びビームエネルギーを特定する。代替として、処置計画は、複数の P T V を含むことができ、各 P T V は、ターゲット周辺の異なるマージン及び複数のフラクシオンを含むことができ、各フラクシオンは、P T V に照射するためのビーム方向及びエネルギーを特定する。複数の P T V は、異なる動きフェーズ（例えばターゲットが患者の胸部にあるときの呼吸フェーズ）に適切に対応する。ある例において、P T V ロケーションは固定である；他の例において、P T V ロケーションは、ターゲットのロケーション及び / 又は動き周期に基づいて動的である。

30

【 0 0 3 6 】

事前プロシージャの計画画像 1 4 及び事前プロシージャの追跡データ 2 0 を計画システム 2 2 のモジュールに与え、処置計画 3 6 及び対応関係 3 8 を生成するために、事前プロシージャの計画画像 1 4 は、セグメンテーションモジュール 2 4 を使用して、事前プロシージャの計画画像 1 4 内のターゲット及び該当する場合に O A R の輪郭を描写するように、セグメント化される。最適化モジュール 3 4 が提供される：1）ターゲット、及び該当する場合には O A R、の輪郭描写；2）（例えばユーザインタフェースモジュール 2 6 からの）計画パラメータ；及び 3）一般に患者 1 4 の動きパターン（例えば患者の呼吸パターン）。動きパターンは、例えば体表面追跡モジュール 3 2 を使用して事前プロシージャの追跡データ 2 0 から決定されることができる。これらの入力に基づいて、最適化モジュール 3 4 が処置計画 3 6 を生成する。

40

【 0 0 3 7 】

50

処置計画 3 6 を生成することに加えて、外部体表面とターゲットとの間の対応関係が、体表面追跡モジュール 3 2 を使用して決定される。事前プロシーダの計画画像 1 4 が、事前プロシーダの追跡データ 2 0 の外部体表面を含む場合、事前プロシーダの計画画像 1 4 と事前プロシーダの追跡データ 2 0 との間の位置合わせが、外部体表面の解剖学的フィーチャに基づき容易に実施されることができる。

【 0 0 3 8 】

処置計画 3 6 の各々の処置フラクションについてスケジュールされた日及び時間に、患者 1 6 は、治療システム 1 0 の治療デリバリ装置 4 6 の処置寝台 4 4 上に配置される。処置計画 3 6 の選択された処置フラクションについて、処置計画 3 6 及び対応関係 3 8 は、患者 1 6 が処置寝台 4 4 にある間、処置フラクションを実施する前に更新される。例えば、更新は、各々の処置フラクションについて実施されることができる。別の例として、更新は、予め決められた数の処置フラクションごとに、例えば 1 つのおきの処置フラクションごとに、又は例えば週 1 回のように予め決められた時間期間ごとに、実施されることができる。ある例において、更新は、第 1 の処置フラクションについて常に実施される。

【 0 0 3 9 】

処置フラクションについて更新を実施するために、フラクション前イメージングシステム 4 8 は、患者 1 6 のターゲット及びターゲットを囲む患者 1 6 の正常組織のフラクション前計画画像 5 0 を生成する。フラクション前計画画像 5 0 は更に、事前プロシーダの計画画像 1 4 に含まれる患者 1 6 の外部体表面を含むことができる。フラクション前計画画像 5 0 の次元は、事前プロシーダの計画画像 1 4 の次元に等しい。例えば、事前プロシーダの計画画像 1 4 が 4 D である場合、フラクション前計画画像 5 0 も 4 D である。更に、フラクション前計画画像 5 0 の時間ポイントは、事前プロシーダの画像 1 4 の時間ポイントとアラインするように適切に取得される。例えば、事前プロシーダの画像 1 4 の時間ポイントが、患者 1 6 の呼吸周期のフェーズに対応する場合、フラクション前計画画像 5 0 の時間ポイントは、患者 1 6 の呼吸周期のフェーズに対応する。フラクション前計画画像 5 0 は、任意のイメージングモダリティを使用して生成されることができるが、CT、PET、超音波、MR、SPECT、CBCT 等の 1 つを使用して適切に生成される。線形粒子加速器 (LINAC) 又は他の EBRT システムに位置付けられる患者と関連したその小さいサイズ及び準備展開のため、超音波が特に有利である。

【 0 0 4 0 】

ある例において、フラクション前 (pre-fraction) の追跡データ 5 2 は、フラクション前計画画像 5 0 の生成の間、治療システム 1 0 のデリバリ追跡システム 5 4 によって生成される。フラクション前追跡データ 5 2 は、フラクション前計画画像 5 0 の時間ポイントにおける外部体表面のサンプル測定を含む。デリバリ追跡システム 5 4 は、一般に、1 又は複数の高速カメラを使用して患者 1 6 の外部体表面を測定する。しかしながら、追跡データを生成する他のアプローチが企図される。

【 0 0 4 1 】

計画システム 2 2 は、フラクション前イメージングシステム 4 8 からフラクション前計画画像 5 0 (例えば 4 D 超音波画像) を受け取るとともに、ある例では、デリバリ追跡システム 5 4 からフラクション前追跡データ 5 2 (例えば患者 1 6 の体表面の 4 D 画像) を受け取る。ターゲット及び該当する場合には OAR が、セグメンテーションモジュール 2 4 を使用して、フラクション前計画画像 5 0 において輪郭描写される。

【 0 0 4 2 】

セグメント化を迅速に処理するために、フラクション前計画画像 5 0 内の輪郭描写は、事前プロシーダの計画画像 1 4 内の輪郭描写に基づくことができる。例えば、フラクション前計画画像 5 0 は、位置合わせモジュール 3 0 を使用して、事前プロシーダの計画画像 1 4 に位置合わせされ、又はその逆が行われる。これは、事前プロシーダの計画画像 1 4 内の輪郭描写が、フラクション前計画画像 5 0 の座標フレームに合わせて変えられることを可能にし、又はその逆も同様である。別の例として、事前プロシーダの計画画像 1 4 内の輪郭描写が、処置計画 3 6 の第 1 の処置フラクションのフラクション前計画画

像の座標フレームに変換される。その後、処置計画 3 6 の次の処置フラクシジョンのフラクシジョン前計画画像は、変換された輪郭描写を使用するために、第 1 の処置フラクシジョンのフラクシジョン前計画画像の座標フレームに変換される。

【 0 0 4 3 】

フラクシジョン前計画画像 5 0 をセグメント化した後、最適化モジュール 3 4 が供給される： 1) フラクシジョン前計画画像 5 0 内のターゲット及び該当する場合には O A R の輪郭描写； 2) 計画パラメータ；及び 3) 一般に患者 1 4 の動きパターン。動きパターンは、フラクシジョン前追跡データ 5 2 又は他の外部データに基づくことができる。これらの入力に基づいて、最適化モジュール 3 4 は、処置ビーム方向の 1 又は複数、 1 又は複数の P T V、及び処置計画 3 6 の他のパラメータを最適化し直すことによって、処置計画 3 6 を更新する。

10

【 0 0 4 4 】

処置計画 3 6 を更新することに加えて、外部体表面とターゲットとの間の対応関係が、体表面追跡モジュール 3 2 を使用して更新される。更新は、フラクシジョン前計画画像 5 0、及び一般にフラクシジョン前追跡データ 5 2 又は事前プロシージャの追跡データ 2 0 を使用する。更新は、フラクシジョン前計画画像 5 0 を事前プロシージャの追跡データ 2 0 と位置合わせし、同期させることを含む。事前プロシージャの追跡データ 2 0 が使用される場合、フラクシジョン前計画画像 5 0 と事前プロシージャの追跡データ 2 0 との位置合わせ及び同期は、事前プロシージャの計画データ 1 4 と事前プロシージャの追跡データ 2 0 との間で知られている同期を使用することができる。

20

【 0 0 4 5 】

例えば、フラクシジョン前計画画像 5 0 は、位置合わせモジュール 3 0 を使用して、事前プロシージャの計画画像 1 4 に位置合わせされ、又はその逆が行われる。これは、フラクシジョン前計画画像 5 0 及び事前プロシージャの計画画像 1 4 を同期させ、その場合、事前プロシージャの追跡データ 2 0 とフラクシジョン前追跡データ 5 0 との間の同期が更に決定されることができる。ある実施形態において、フラクシジョン前及び事前プロシージャの画像 1 4、5 0 のセグメント化が、位置合わせを実施するために使用されることができる。別の例として、事前プロシージャの追跡データ 2 0 及び第 1 の処置フラクシジョンのフラクシジョン前計画画像との間の同期が、上述したように決定される。その後、処置計画 3 6 の次の処置フラクシジョンのフラクシジョン前計画画像は、第 1 の処置フラクシジョンのフラクシジョン前計画画像と同期され、それによって、事前プロシージャの追跡データ 2 0 と次の処置フラクシジョンのフラクシジョン前追跡データとの間の同期が更に決定されることができる。

30

【 0 0 4 6 】

治療デリバリ装置 4 6 (例えば L I N A C) は、例えばアブレーション治療のような治療を患者 1 4 に供給する。治療は、一般に、例えば 1 又は複数の X 線、プロトン、高密度焦点式超音波 (H I F U) 等の放射線を含む。治療デリバリ装置 4 6 は、処置計画 3 6 及び対応関係 3 8 に従って治療システム 1 0 のデリバリ制御システム 5 6 によって制御される。

【 0 0 4 7 】

40

治療デリバリの間、デリバリ制御システム 5 6 は、デリバリ追跡システム 5 4 から、リアルタイム追跡データ 5 8 を受け取る。リアルタイム追跡データ 5 8 は、フラクシジョン前計画画像 5 0 及び事前プロシージャの計画画像 1 4 の外部体表面を含む。処置計画 3 6 が、異なる動きフェーズ (例えば呼吸フェーズ) に対応する複数の P T V を含む場合、デリバリ制御システム 5 6 は、リアルタイム追跡データ 5 8 又はある他の外部データを用いて、現在動きフェーズを決定する。処置計画のパラメータ (例えば P T V) は、現在動きフェーズに基づいて動的に調整される。

【 0 0 4 8 】

更に、リアルタイム追跡データ 5 8 を使用して現在動きフェーズを決定することに加えて、デリバリ制御システム 5 6 は、体表面追跡モジュール 6 0 によって、リアルタイム追

50

跡データ 58 に基づいてターゲットのロケーションを決定する。理解されるように、治療デリバリの前に、治療デリバリ装置 46 の座標フレームを、処置計画 36 の座標フレームにアラインすることが良く知られている。これは、デリバリ追跡システム 54 の座標フレームを、処置計画 36 及び対応関係 38 によって共有される座標フレームにアラインするように拡張されることができる。

【0049】

治療デリバリ装置 46、処置計画 36、対応関係 38 及びリアルタイム追跡データの座標フレームのアライメントは、フラクショナル前イメージングシステム 48 及び治療デリバリ装置 46 の座標フレームの間の知られている関係（例えば、較正プロセスによって決定される）に基づくことができる。フラクショナル前計画画像 50 又はフラクショナル前イメージングシステム 48 によって生成される他の画像を使用することにより、リアルタイム追跡データ 58 の座標フレームは、例えば、リアルタイム追跡データ 58 をフラクショナル前計画画像 48 に位置合わせし及び知られている関係を使用することによって、治療デリバリ装置 46 の座標フレームに変換されることができる。処置計画 36 及び対応関係 38 によって共有される座標フレームと治療デリバリ装置 46 の座標フレームとの間の変換が更に、処置計画 36 を生成し又は更新するために使用される計画画像を、フラクショナル前計画画像 48 又はフラクショナル前イメージングシステム 48 によって生成される他の画像と位置合わせし、知られている関係を使用することによって、実施されることができる。

【0050】

リアルタイム追跡データ 58 と治療デリバリ装置 46 の座標フレームの関係が知られている場合、ターゲットのロケーションは、リアルタイム追跡データ 58 を治療デリバリ装置 46 の座標フレームに変換し又はその逆を行い、対応関係 38 をリアルタイム追跡データ 58 に適用することによって、決定されることができる。例えば、対応関係 38 が距離ベクトルである場合、必要に応じて、外部体表面からの距離が加算され又は減算されることができる。ある例において、対応関係 38 は、特定の動きフェーズに対応する。それゆえ、適当な対応関係が、上述のように決定される現在動きフェーズのために使用される。

【0051】

ターゲットの決定されたロケーションに基づいて、デリバリ制御システム 56 は、ゲートモジュール 62 によってデリバリゲーティングを実施することができる。処置計画 36 が動きフェーズに対応する複数の PTV を含む場合、ゲートモジュール 62 は、現在動きフェーズが PTV の 1 つに対応するかどうかに基づいて処置ビームをゲーティングすることができる。更に、処置計画 36 の 1 又は複数の PTV のロケーションが、処置計画 36 において規定されることができる。ターゲットの決定されたロケーションが現在 PTV の外側に出てしまう場合、ターゲットが PTV に戻るまで、処置ビームはオフにゲーティングされることができる。

【0052】

代替として、ターゲットの決定されたロケーションに基づいて、デリバリ制御システム 56 は、動的な PTV モジュール 64 によって、動的な PTV を実施することができる。動的な PTV は、ターゲットの決定されたロケーションに基づいて現在 PTV のロケーションを変えることに関連する。例えば、ターゲットの経路は、線形加速器 (linac) 上のマルチリーフコリメータ (MLC) のリーフの位置を変えることによって追跡される。

【0053】

計画システム 22 及びデリバリ制御システム 56 は、1 又は複数のプログラムメモリ 66、68 及び 1 又は複数のプロセッサ 70、72 を有する。プログラムメモリ 66、68 は、ユーザインタフェースモジュール 26、セグメンテーションモジュール 24、体表面追跡モジュール 32、60、最適化モジュール 34、位置合わせモジュール 30、同期モジュール 28、ゲートモジュール 62、及び動的な PTV モジュール 64 と関連する機能を含む、計画システム 22 及びデリバリ制御システム 56 に関連付けられる機能を実行す

るためのプロセッサ実行命令を記憶する。プロセッサ70、72は、メモリ66、68に記憶されるプロセッサ実行命令を実行する。計画システム22及び/又はデリバリ制御システム56は更に、プロセッサ70、72、プログラムメモリ66、68、ユーザ入力装置42、ユーザ出力装置40の間の通信を容易にする1又は複数のシステムバス74、76を有する。

【0054】

図2を参照して、図1の治療システム10のワークフローの例100が示される。事前プロシージャの計画4DCT画像102は、例えば、事前プロシージャのイメージングシステム12を使用して生成される。更に、事前プロシージャの計画4DCT画像のための体表面追跡データ104は、例えば事前プロシージャの体表面追跡システム18を使用して生成される。事前プロシージャの計画4DCT画像102は、処置計画106のために使用され、それによって、処置計画を生成する。更に、事前プロシージャの計画4DCT画像102が、体表面追跡データ104に関連して使用されることにより、患者16の外部体表面から患者16のターゲットの内側表面に及ぶ距離ベクトルが生成される(108)。外部体表面は、体表面追跡データ104から決定され、内部ターゲット表面は、事前プロシージャの4DCT画像102から決定される。

【0055】

処置フラクシジョンの選択の前に、フラクシジョン前計画画像110(例えば4D超音波画像)が、例えばフラクシジョン前イメージングシステム48を使用して生成される。更に、フラクシジョン前計画画像110のための体表面追跡データ104は、例えば、フラクシジョン前体表面追跡システム54を使用して生成される。フラクシジョン前計画画像110は、(例えば、より早期のフラクシジョンから収縮により小さくなったターゲット及びPTVを考慮するために、)対応する処置フラクシジョンの前に処置計画を更新するために使用される。例えば、更新は、事前プロシージャの4DCT計画画像14をフラクシジョン前4D超音波画像50に位置合わせし、変換することを含む。更に、フラクシジョン前計画画像110が、患者16の外部体表面から患者16のターゲットの内側表面に及ぶ距離ベクトルを更新(108)するために、体表面追跡データ104に関連して使用される。理解されるように、事前プロシージャの計画4DCT102、体表面追跡データ104及びフラクシジョン前計画画像110は、例えば呼吸フェーズのような動きフェーズに基づいて時間的に同期される。

【0056】

処置フラクシジョンについてスケジュールされた時間であって、当該処置フラクシジョンについて処置計画及び/又は距離ベクトルを更新した後に、更新された計画及び対応関係が利用可能な場合、患者は、例えば治療デリバリ装置46を使用して治療デリバリ112を受ける。治療は、処置計画、距離ベクトル及びリアルタイム体表面追跡データ104に基づいて、例えばゲーティング及び動的PTVのような適応的な方法を使用して供給される。

【0057】

図3を参照して、図1の治療システム10のワークフローの別のより詳細な例150が示される。患者の肺の中のターゲットT、周囲正常組織、及び外部胸部表面を含む事前プロシージャの計画4DCT画像152が生成される。更に、外部胸部表面の追跡データ154が生成される。追跡データ154は、事前プロシージャの計画4DCT画像152の外部胸部表面158と位置合わせされ(156)、患者の呼吸パターン160を識別するために使用される。更に、事前プロシージャの計画4DCT画像152が、例えばターゲットのようなROIの輪郭を描写するために、セグメント化される(162)。

【0058】

輪郭描写に基づいて、肺及びターゲットの動きモデル164が決定され、ベクトルqによって表現される。更に、位置合わせされた表面追跡データに基づいて、外部の胸部表面の表面動きモデル166が決定され、ベクトルSによって表現される。動きモデル164、166及び呼吸フェーズに基づいて、外部の胸部表面とターゲットとの間の距離ベクトル

ルが、例えば q 及び S の差を得ることによって、決定される(168)。更に、動きモデル164、166及び呼吸フェーズに基づいて、動的なPTV170を伴う処置計画が決定される(168)。PTVは、概して卵形のライン周囲によって示され、ターゲットTからわずかに間隔を置いて配置される。

【0059】

選択された処置フラクシジョンの前に、フラクシジョン前4D画像172(例えば4D MR画像)が生成される。フラクシジョン前4D画像172は、ターゲット、ターゲットの周囲正常組織及び一般に患者の外部胸部表面を含む。更に、外部胸部表面の付加の追跡データ154が生成される。フラクシジョン前4D画像172及び付加の追跡データ154は、ベクトル q' によって表現される肺及びターゲット動きモデル164、及びベクトル S' によって表現される表面動きモデル166を更新(174)するために使用される。次に、これらの更新されたモデルは、動的なPTV170を調整(176)するために使用される。ターゲット及びPTVは、元の又はより早期のPTV170のほぼ円形の形状から、調整されたPTV176におけるより小さく、よりインゲン豆に似た形状に縮小した。

【0060】

処置フラクシジョンについてスケジュールされた時間であって、処置フラクシジョンについて処置計画及び/又は距離ベクトルを更新した後に、更新された計画及び対応関係が利用可能な場合、患者は治療デリバリ178を受ける。治療は、処置計画、距離ベクトル及びリアルタイム追跡データ154に基づいて、例えばゲーティング及び動的なPTVのような適応的な方法を使用して供給される。

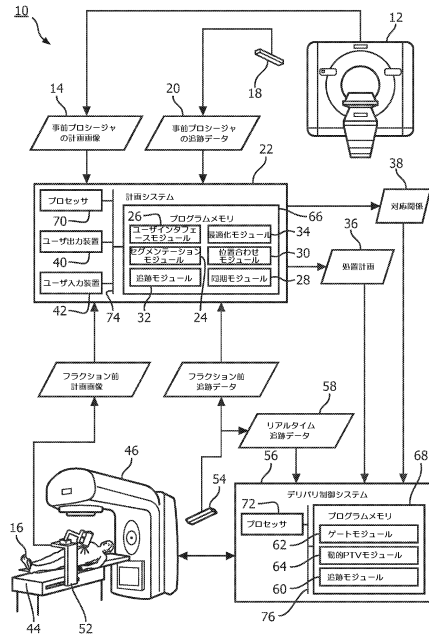
【0061】

ここで使用されるとき、メモリは、非一時的コンピュータ可読媒体、磁気ディスク又は他の磁気記憶媒体；光学ディスク又は他の光学記憶媒体；ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリメモリ(ROM)、又は他の電子メモリ装置又はチップ又は機能的に相互接続されたチップの組；記憶された命令がインターネット/イントラネット又はローカルエリアネットワークを通じて取り出されることができるインターネット/イントラネットサーバ；又は、その他、の1又は複数を含む。更に、本明細書で用いられるとき、プロセッサは、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、グラフィック処理ユニット(GPU)、特定用途向け集積回路(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、その他の1又は複数を含む；コントローラは、少なくとも1つのメモリ及び少なくとも1つのプロセッサを含み、プロセッサは、メモリ上のプロセッサ実行命令を実行する；ユーザ入力装置は、マウス、キーボード、タッチスクリーンディスプレイ、1又は複数のボタン、1又は複数のスイッチ、1又は複数のトグルスイッチ等の1又は複数を含む；及び、ディスプレイ装置は、LCDディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、投影ディスプレイ、タッチスクリーンディスプレイ等の1又は複数を含む。

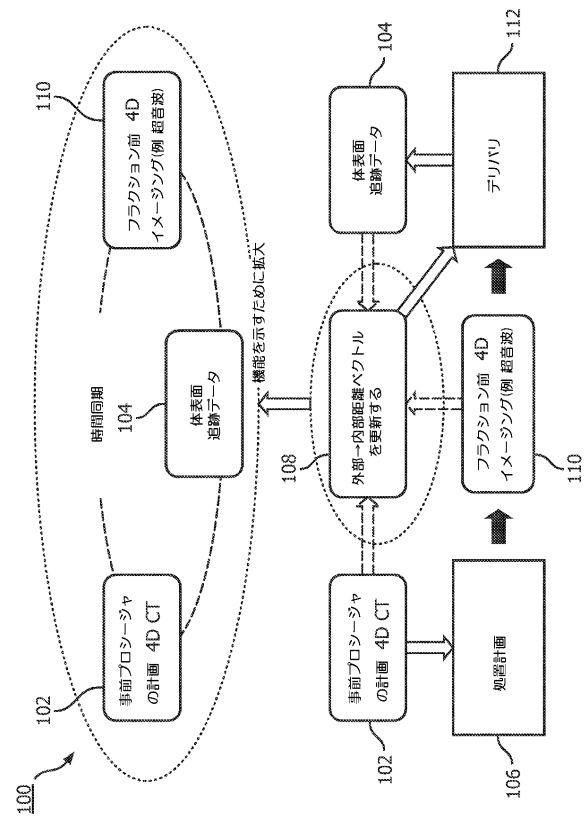
【0062】

本発明は、好適な実施形態に関して記述された。変形及び変更は、先行する詳細な説明を読み理解することにより当業者に思いつくことができる。このような変形及び変更が添付の請求項又はその等価なものの範囲内にある限り、本発明は、すべてのこのような変形及び変更を含むものとして解釈されることが意図される。

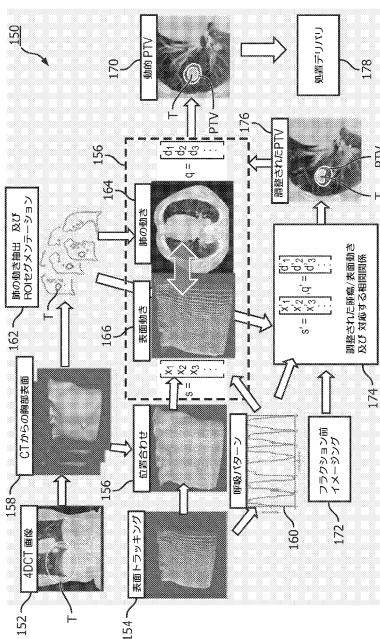
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 バラート シャイアム

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

(72)発明者 ルー コンクオ

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

審査官 寺澤 忠司

(56)参考文献 特表 2 0 0 9 - 5 0 1 0 4 3 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 2 2 6 1 5 2 (U S , A 1)

特表 2 0 0 7 - 5 0 7 2 7 5 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 0 8 2 7 4 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 N 5 / 1 0