

(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.

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

F 1

A 6 1 N 5/10  
A 6 1 N 5/10M  
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) 國際出願番号 PCT/IB2014/059884  
 (87) 國際公開番号 WO2014/155232  
 (87) 國際公開日 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 アーネー 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

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ジャの計画画像を使用して生成され、前記事前プロシージャの追跡データは、前記事前プロシージャ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】

前記フラクション前計画画像が 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。 10

【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ョン前計画画像を、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。 20

【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ジャ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ジャの計画画像を、前記セグメント化されたフラクショ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。 30

【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、ステップと、

前記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、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 40

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。 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、ステップと、

前記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、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。

**【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】****【0 0 0 1】**

本願は、概して、外部ビーム放射線治療 ( E B R T ) 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】****【0 0 0 2】**

E B R T は、何週間にもわたって展開される複数のフラクション ( 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。フラクション内での動き ( 例えば、呼吸動き、心臓動き、その他 ) 及びフラクション間の動き ( 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 ( O A R ) 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、フラクショ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。

**【発明の概要】**

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

フラクション中の及びフラクショ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さ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がある。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ョンの最中に、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ョンを含む。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(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ョ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。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

## 【0018】

図1を参照して、治療システム10（例えば外部ビーム放射線治療（EBRT）システム）は、患者16のターゲット及びターゲットを囲む患者16の正常組織の事前プロシージャの計画画像14を生成する事前プロシージャのイメージングシステム12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（OAR）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14は、ターゲットに隣接する患者16の外部体表面を含みうる。例えば、ターゲットが患者16の肺の腫瘍である場合、外部体表面は、患者16の外部胸部表面である。

## 【0019】

事前プロシージャの計画画像14は一般に4次元（4D）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（3D）画像を含む。これは、単一の時間ポイントしか含まない3D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16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14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（CT）、ポジトロンエミッショントモグラフィ（PET）、磁気共鳴（MR）、シングルフォトンエミッショントンピュータトモグラフィ（SPECT）、超音波（US）、コーンビームコンピュータトモグラフィ（CBCT）等の1つを使用して適切に生成される。

10

## 【0020】

治療システム10の事前プロシージャの追跡システム18は、事前プロシージャの計画画像14の生成中、事前プロシージャの追跡データ20を生成するために、患者16の外部体表面を測定し、患者16の外部体表面は、事前プロシージャの計画画像14に含められることができる。事前プロシージャの追跡データ20は、事前プロシージャの計画画像14の複数の時間ポイントにおける患者16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18は、事前プロシージャの追跡データ20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20を生成する他のアプローチが更に企図される。

20

## 【0021】

治療システム10の計画システム22は、事前プロシージャのイメージングシステム12から事前プロシージャの計画画像14（例えば4D CT画像）を受け取り、事前プロシージャの追跡システム18から事前プロシージャの追跡データ20（例えば患者16の外部体表面の4D画像）を受け取る。事前プロシージャの計画画像14及び事前プロシージャの追跡データ18は、患者16に関する処置計画36及び外部体表面とターゲットとの間の対応関係38を生成するために、セグメンテーションモジュール24、ユーザインタフェースモジュール26、同期モジュール28、位置合わせモジュール30、体表面追跡モジュール32及び最適化モジュール34を含む計画システム22の複数のモジュールに与えられる。

30

## 【0022】

セグメンテーションモジュール24は、画像（例えば、事前プロシージャの計画画像14）を受け取り、例えばターゲット及び/又はOARのような画像内の1又は複数の関心領域（ROI）の輪郭を描写する。ROIは、一般に、画像内のROI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24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26と協働する。

40

## 【0023】

ユーザインタフェースモジュール26は、計画システム22のユーザ出力装置40（例

50

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しうる。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することができる。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可能、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ある。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ある。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可能、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可能、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ある。

20

#### 【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ある。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ができる。

30

40

50

## 【0027】

第1及び第2のデータセットが4D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28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。4D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、3D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、4D位置合わせアルゴリズムは、同期モジュール28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に、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、4D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で最良の空間的な合致を見つけることができる。

10

## 【0028】

体表面追跡モジュール32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14）を受け取る。更に、体表面追跡モジュール32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24を使用して決定される。更に、体表面追跡モジュール32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20）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

## 【0029】

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3D画像（すなわち4D画像）の収集である。解剖学的画像が4D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の集まりである。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

## 【0030】

更に、解剖学的画像が4Dである場合、体表面追跡モジュール32は、位置合わせモジュール30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30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る。

40

## 【0031】

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30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ある。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30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30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

## 【0032】

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32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

## 【0033】

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32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ある。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。

## 【0034】

最適化モジュール34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ーフェースモジュール26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24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OAR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4Dである場合、ターゲット及び／又はOARの輪郭描写は、ターゲット及び／又はOARの動きパターンを規定する。20

## 【0035】

受け取った入力データに基づいて、最適化モジュール34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ョンを含む計画ターゲットボリューム（PTV）を含むことができ、各フラクションは、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PTVを含むことができ、各PTV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ョンを含むことができ、各フラクションは、PTV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PTV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、PTVロケーションは固定である；他の例において、PTV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

## 【0036】

事前プロシージャの計画画像14及び事前プロシージャの追跡データ20を計画システム22のモジュールに与え、処置計画36及び対応関係38を生成するために、事前プロシージャの計画画像14は、セグメンテーションモジュール24を使用して、事前プロシージャの計画画像14内のターゲット及び該当する場合にOARの輪郭を描写するよう、セグメント化される。最適化モジュール34が提供される：1）ターゲット、及び該当する場合にはOAR、の輪郭描写；2）（例えばユーザインターフェースモジュール26からの）計画パラメータ；及び3）一般に患者14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32を使用して事前プロシージャの追跡データ20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34が処置計画36を生成する。40

## 【0037】

10

20

30

40

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。事前プロシージャの計画画像 1 4 が、事前プロシージャの追跡データ 2 0 の外部体表面を含む場合、事前プロシージャの計画画像 1 4 と事前プロシージャの追跡データ 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 10 、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、事前プロシージャの計画画像 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、事前プロシージャの計画画像 1 4 の次元に等しい。例えば、事前プロシージャの計画画像 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、事前プロシージャの画像 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、事前プロシージャの画像 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あるが、C T 、P E T 、超音波、M R 、S P E C T 、C B C T 等の 1 つを使用して適切に生成される。線形粒子加速器 (L I N A C) 又は他のE B R T 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。 20

【 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。 30

【 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O A R 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。 40

【 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、事前プロシージャの計画画像 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、事前プロシージャの計画画像 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、事前プロシージャの計画画像 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 50

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ョンのフラクション前計画画像は、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。

【 0 0 4 3 】

フラクション前計画画像 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。

【 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、フラクション前計画画像 5 0 、及び一般にフラクション前追跡データ 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。

【 0 0 4 5 】

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 の処置フラクションのフラクシ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ョンのフラクション前計画画像は、第 1 の処置フラクションのフラクシ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ョンのフラクシ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ある。

【 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 】

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

10

20

30

40

50

跡データ 5 8 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 4 6 の座標フレームを、処置計画 3 6 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 5 4 の座標フレームを、処置計画 3 6 及び対応関係 3 8 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することができる。

【 0 0 4 9 】

治療デリバリ装置 4 6 、処置計画 3 6 、対応関係 3 8 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、フラクション前イメージングシステム 4 8 及び治療デリバリ装置 4 6 の座標フレームの間の知られている関係（例えば、較正プロセッサによって決定される）に基づくことができる。フラクション前計画画像 5 0 又はフラクション前イメージングシステム 4 8 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 5 8 の座標フレームは、例えば、リアルタイム追跡データ 5 8 をフラクション前計画画像 4 8 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 4 6 の座標フレームに変換することができる。処置計画 3 6 及び対応関係 3 8 によって共有される座標フレームと治療デリバリ装置 4 6 の座標フレームとの間の変換が更に、処置計画 3 6 を生成し又は更新するために使用される計画画像を、フラクション前計画画像 4 8 又はフラクション前イメージングシステム 4 8 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、実施することができる。

【 0 0 5 0 】

リアルタイム追跡データ 5 8 と治療デリバリ装置 4 6 の座標フレームの間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 5 8 を治療デリバリ装置 4 6 の座標フレームに変換し又はその逆を行い、対応関係 3 8 をリアルタイム追跡データ 5 8 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 3 8 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 3 8 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。

【 0 0 5 1 】

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 5 6 は、ゲートモジュール 6 2 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 3 6 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 6 2 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 3 6 の 1 又は複数の PTV のロケーションが、処置計画 3 6 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。

【 0 0 5 2 】

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 5 6 は、動的な PTV モジュール 6 4 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。

【 0 0 5 3 】

計画システム 2 2 及びデリバリ制御システム 5 6 は、1 又は複数のプログラムメモリ 6 6 、 6 8 及び 1 又は複数のプロセッサ 7 0 、 7 2 を有する。プログラムメモリ 6 6 、 6 8 は、ユーザインターフェースモジュール 2 6 、セグメンテーションモジュール 2 4 、体表面追跡モジュール 3 2 、 6 0 、最適化モジュール 3 4 、位置合わせモジュール 3 0 、同期モジュール 2 8 、ゲートモジュール 6 2 、及び動的な PTV モジュール 6 4 と関連する機能を含む、計画システム 2 2 及びデリバリ制御システム 5 6 に関連付けられる機能を実行す

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 4 】

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 4 D C T 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 4 D C T 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 4 D C T 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 4 D C T 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 4 D C T 画像 102 から決定される。

【 0 0 5 5 】

処置フラクションの選択の前に、フラクション前計画画像 110 ( 例えば 4 D 超音波画像 ) が、例えばフラクシ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。フラクション前計画画像 110 は、( 例えば、より早期のフラクションから収縮により小さくなったターゲット及び P T V を考慮するために、 ) 対応する処置フラクシ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 4 D C T 計画画像 14 をフラクション前 4 D 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 4 D C T 102、体表面追跡データ 104 及びフラクション前計画画像 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。

【 0 0 5 6 】

処置フラクシ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 P T V のような適応的な方法を使用して供給される。

【 0 0 5 7 】

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 4 D C T 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 4 D C T 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 4 D C T 画像 152 が、例えばターゲットのような R O I の輪郭を描写するために、セグメント化される(162)。

【 0 0 5 8 】

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

10

20

30

40

50

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ョンの前に、フラクション前 4D 画像 172 (例えば 4D MR 画像) が生成される。フラクション前 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。

10

#### 【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。

20

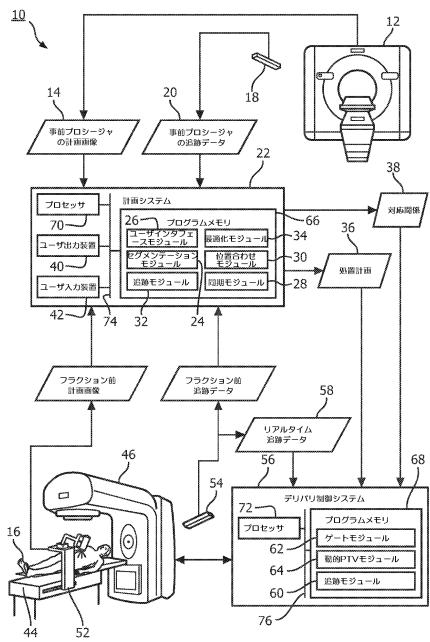
#### 【0062】

本発明は、好適な実施形態について記述された。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が範囲内にある限り、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。

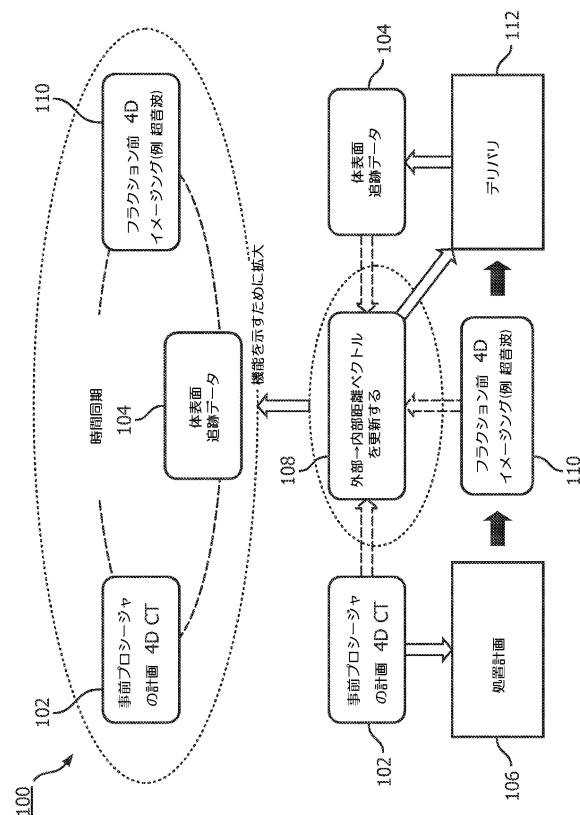
30

40

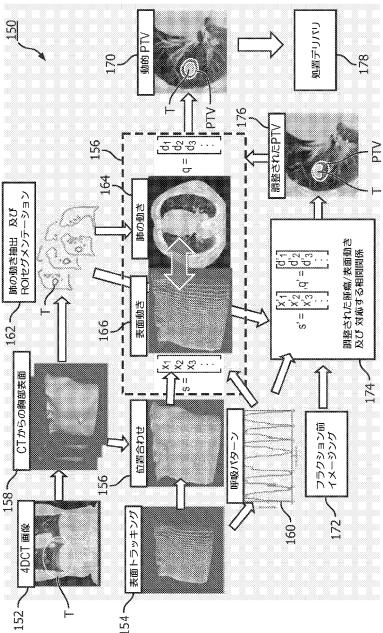
【図1】



【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 5656 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 5656 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2009-501043(JP, A)

米国特許出願公開第2012/0226152(US, A1)

特表2007-507275(JP, A)

米国特許出願公開第2010/0208274(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 N 5 / 10