

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7307822号
(P7307822)

(45)発行日 令和5年7月12日(2023.7.12)

(24)登録日 令和5年7月4日(2023.7.4)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 P

G 0 6 N 3/02 (2006.01)

G 0 6 N 3/02

G 0 6 N 20/00 (2019.01)

G 0 6 N 20/00

請求項の数 22 (全45頁)

(21)出願番号	特願2021-575992(P2021-575992)	(73)特許権者	517150065
(86)(22)出願日	令和1年6月28日(2019.6.28)		エレクトラ、インク.
(65)公表番号	特表2022-537406(P2022-537406 A)		E L E K T R A , I N C .
(43)公表日	令和4年8月25日(2022.8.25)		アメリカ合衆国 3 0 3 4 6 ジョージア
(86)国際出願番号	PCT/US2019/039830		州 アトランタ スイート50 パリミタ
(87)国際公開番号	WO2020/256750	(74)代理人	100087479
(87)国際公開日	令和2年12月24日(2020.12.24)		弁理士 北野 好人
審査請求日	令和4年2月4日(2022.2.4)	(72)発明者	ヒバード, リンドン スタンレイ
(31)優先権主張番号	62/864,188		アメリカ合衆国 3 0 3 4 6 ジョージア
(32)優先日	令和1年6月20日(2019.6.20)		州 アトランタ スイート50 パリミタ
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)	審査官	一・センター・テラス 400 鈴木 敏史

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 投影画像を用いた放射線治療の制御点の予測

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

投影画像に基づいて放射線治療装置のパラメータを生成する方法であって、
前記方法は、
被検体の解剖学的構造を示す画像であって、前記放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た前記解剖学的構造のビューを表す画像を受け取るステップと、
前記被検体の前記解剖学的構造を示す前記受け取った画像に基づいて、第1の投影画像を生成するステップと、
トレーニングされた機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のガントリ角度におけるマルチリーフコリメータ（MLC）リーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するステップであって、前記機械学習モデルは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像と、前記異なるビューに対応する異なるガントリ角度における前記MLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされているステップと、
前記推定された第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成するステップと
を有する
ことを特徴とする方法。

【請求項2】

請求項1記載の方法において、

前記機械学習モデルは、ディープ畳み込みニューラルネットワークを有することを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 乃至 2 のいずれか 1 項に記載の方法において、
前記方法は、

患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像に対応する前記 M L C リーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予め決定されたセットと、前記異なるビューにおける前記 M L C リーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予測されたセットとの間の差を含むコスト関数を最小化するように、前記機械学習モデルの 1 つまたはそれ以上のパラメータを調整することによって、前記機械学習モデルをトレーニングするステップを更に有する

10

ことを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記 1 つまたはそれ以上のパラメータは、ガントリ角度、M L C のジョーの位置、M L C のリーフの位置、放射線治療のビーム強度のうち少なくとも 1 つを含む

ことを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記画像を受け取るステップは、前記解剖学構造の 3 次元画像を受け取ることを有し、
前記方法は、

20

複数の異なるガントリ角度からの前記解剖学的構造の複数の 2 次元ビューを表す前記第 1 の投影画像を含む複数の 2 次元の投影画像を生成するステップ

を更に有する

ことを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 5 記載の方法において、

前記複数の投影画像は、0 度から 3 6 0 度までの前記解剖学的構造のビューを表すことを特徴とする方法。

【請求項 7】

30

請求項 5 記載の方法において、

前記異なるガントリの角度は、互いに所定の量だけ異なることを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記方法は、

前記放射線治療装置の種類を判定するステップ

を更に有し、

前記 1 つまたはそれ以上の放射線治療装置のパラメータは、前記放射線治療装置の種類に基づいて生成される

40

ことを特徴とする方法。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記画像は、コンピュータ断層撮影 (C T) 画像、合成 C T 画像、または磁気共鳴 (M R) 画像を有する

ことを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記方法は、

以前の複数の治療から、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す前記投影画像を取得

50

し、

前記以前の複数の治療のそれぞれについて、

前記異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、前記投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得し、

前記取得された放射線治療装置のパラメータ情報に基づいて、グラントゥールスのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成し、

前記生成されたグラントゥールスのグラフィカルアパーチャ画像表現のそれぞれを、前記対応する投影画像と位置合わせし、

前記ペアで生成された、グラントゥールスのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整する

ことにより、前記機械学習モデルをトレーニングするステップ

を更に有する

ことを特徴とする方法。

【請求項11】

請求項10記載の方法において、

前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータは、異なるビューのうちの与えられた1つを表す与えられた投影画像に基づいて推定される、前記異なるビューのうちの与えられた1つにおける与えられたグラフィカルアパーチャ画像表現と、前記異なるビューのうちの与えられた1つに対する前記グラントゥールスのグラフィカルアパーチャ画像表現のうちの対応する1つとの間の偏差を計算することによって調整される

ことを特徴とする方法。

【請求項12】

請求項1乃至11のいずれか1項に記載の方法において、

前記方法は、

前記生成された1つまたはそれ以上の放射線治療装置のパラメータと、放射線治療計画のパラメータのセットとの比較に基づいて、品質メトリックを計算するステップ

を更に有する

ことを特徴とする方法。

【請求項13】

請求項1乃至12のいずれか1項に記載の方法において、

前記方法は、

前記生成された1つまたはそれ以上の放射線治療装置のパラメータに基づいて、3次元線量分布を計算するステップ

を更に有する

ことを特徴とする方法。

【請求項14】

請求項1乃至13のいずれか1項に記載の方法において、

前記第1の投影画像は、光線追跡またはフーリエ再構成によって生成される

ことを特徴とする方法。

【請求項15】

投影画像に基づいて放射線治療装置のパラメータを生成するシステムであって、

前記システムは、オペレーションを実行するための1つまたはそれ以上のプロセッサを有し、

前記オペレーションは、

被検体の解剖学的構造を示す画像であって、前記放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た前記解剖学的構造のビューを表す画像を受け取るオペレーションと、

前記被検体の前記解剖学的構造を示す前記受け取った画像に基づいて、第1の投影画像を生成するオペレーションと、

10

20

30

40

50

トレーニングされた機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のガントリ角度におけるマルチリーフコリメータ（MLC）リーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するオペレーションであって、前記機械学習モデルは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像と、前記異なるビューに対応する異なるガントリ角度における前記MLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされているオペレーションと、

前記推定された第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成するオペレーションと

を有する

ことを特徴とするシステム。

【請求項16】

請求項15記載のシステムにおいて、

前記オペレーションは、

患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像に対応する前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予め決定されたセットと、前記異なるビューにおける前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予測されたセットとの間の差を含むコスト関数を最小化するように、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することによって、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーションを更に有する

ことを特徴とするシステム。

【請求項17】

請求項15乃至16のいずれか1項に記載のシステムにおいて、

前記オペレーションは、前記解剖学構造の3次元画像を受け取ることを更に有し、

前記オペレーションは、

複数の異なるガントリ角度からの前記解剖学的構造の複数の2次元ビューを表す前記第1の投影画像を含む複数の2次元の投影画像を生成するオペレーションを

を更に有する

ことを特徴とするシステム。

【請求項18】

請求項15乃至17のいずれか1項に記載のシステムにおいて、

前記オペレーションは、

以前の複数の治療から、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す前記投影画像を取得し、

前記以前の複数の治療のそれぞれについて、

前記異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、前記投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得し、

前記取得された放射線治療装置のパラメータ情報に基づいて、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成し、

前記生成されたグランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現のそれぞれを、前記対応する投影画像と位置合わせし、

前記ペアで生成された、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整する

ことにより、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーション

を更に有する

ことを特徴とするシステム。

【請求項19】

機械の1つまたはそれ以上のプロセッサによって実行されたときに、前記機械に、オペレーションを実行させる命令を含む、非一時的機械可読記憶媒体であって、

10

20

30

40

50

前記オペレーションは、

被検体の解剖学的構造を示す画像であって、前記放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た前記解剖学的構造のビューを表す画像を受け取るオペレーションと、
前記被検体の前記解剖学的構造を示す前記受け取った画像に基づいて、第1の投影画像を生成するオペレーションと、

トレーニングされた機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のガントリ角度におけるマルチリーフコリメータ（MLC）リーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するオペレーションであって、前記機械学習モデルは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像と、前記異なるビューに対応する異なるガントリ角度における前記MLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされているオペレーションと、

前記推定された第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成するオペレーションと

を有する

ことを特徴とする非一時的機械可読記憶媒体。

【請求項20】

請求項19記載の非一時的機械可読記憶媒体において、

前記オペレーションは、

患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像に対応する前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予め決定されたセットと、前記異なるビューにおける前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予測されたセットとの間の差を含むコスト関数を最小化するように、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することによって、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーションを更に有する

ことを特徴とする非一時的機械可読記憶媒体。

【請求項21】

請求項19乃至20のいずれか1項に記載の非一時的機械可読記憶媒体において、

前記オペレーションは、前記解剖学構造の3次元画像を受け取ることを更に有し、

前記オペレーションは、

複数の異なるガントリ角度からの前記解剖学的構造の複数の2次元ビューを表す前記第1の投影画像を含む複数の2次元の投影画像を生成するオペレーションを更に有する

ことを特徴とする非一時的機械可読記憶媒体。

【請求項22】

請求項19乃至21のいずれか1項に記載の非一時的機械可読記憶媒体において、

前記オペレーションは、

以前の複数の治療から、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す前記投影画像を取得し、

前記以前の複数の治療のそれぞれについて、

前記異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、前記投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得し、

前記取得された放射線治療装置のパラメータ情報に基づいて、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成し、

前記生成されたグランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現のそれぞれを、前記対応する投影画像と位置合わせし、

前記ペアで生成された、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整する

ことにより、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーション

10

20

30

40

50

を更に有する

ことを特徴とする非一時的機械可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(優先権の主張)

【0001】

この出願は、2019年6月20日に出願された米国仮特許出願第62／864，188号の優先権の利益を主張し、その開示は参照により本明細書に全体が組み込まれる。

【0002】

(技術分野)

【0002】

本開示の実施形態は、一般に、放射線治療システムにより実行される放射線治療を指示する機械パラメータを決定することに関する。特に、本開示は、ディープラーニング技術を用いて、放射線治療システムにおける治療計画を定義する機械パラメータを決定することに関する。

【背景技術】

【0003】

【0003】

放射線治療（すなわち「放射線療法」）を使用して、哺乳類（例えば、ヒトおよび動物）の組織のがんまたはその他の病気を治療することができる。そのような放射線治療技術の1つはガンマナイフであり、それにより、患者は、標的（例えば、腫瘍）に高強度および高精度で収束する多数の低強度ガンマ線で照射される。他の実施形態では、線形加速器を使用して放射線療法が提供され、それにより、腫瘍に、高エネルギー粒子（例えば、電子、陽子、イオン、高エネルギー光子など）が照射される。放射線ビームの配置と線量は、腫瘍が所定の放射線を確実に受けるように正確に制御する必要があり、ビームの配置は、しばしばリスク臓器（OAR）と呼ばれる周囲の健康な組織への損傷を最小限に抑えるようなものでなければならない。医師は、薬の処方と同様に、腫瘍と周囲の臓器に所定量の放射線を命じるため、放射線は「処方」と呼ばれる。一般に、コリメートされたビーム形状の電離放射線は、外部放射線源から患者に向かって照射される。

【0004】

【0004】

指定されまたは選択可能なビームエネルギーは、診断エネルギーレベル範囲または治療エネルギーレベル範囲を提供する等のために、使用することができる。放射ビームの変調は、1つまたはそれ以上の減衰器またはコリメータ（例えば、マルチリーフコリメータ（MLC））によって提供することができる。放射ビームの強度と形状は、投影ビームを標的組織のプロファイルに適合させることにより、標的組織に隣接する健康な組織（例えば、OAR）の損傷を避けるコリメーションにより調整することができる。

【0005】

【0005】

治療計画手順には、患者の3次元（3D）画像を使用して、標的領域（例えば、腫瘍）を識別し、腫瘍付近の重要な臓器を識別することが含まれる。治療計画の作成は、臨床的に受け入れられる治療計画を作成するために、プランナーが、個々の重要性を考慮して（例えば、重み付け）、さまざまな治療目標または制約（例えば、線量ボリュームヒストグラム（DVH）、オーバーラップボリュームヒストグラム（OVH））に準拠しようとする、時間のかかるプロセスである。このタスクは、OARの数が増える（例えば、頭頸部治療で13個まで）につれてプロセスの複雑さが増すので、さまざまなOARによって複雑になる時間のかかる試行錯誤のプロセスになる。腫瘍から離れたOARは放射線から容易に免れることができるが、標的腫瘍に近いまたは標的領域と重複するOARは免れることが難しい。

10

20

30

40

50

【0006】

【0006】

従来は、各患者について、初期治療計画は「オフライン」で作成される。治療計画は、1つまたはそれ以上の医用画像技術を使用するなど、放射線療法が実施されるかなり前に作成される。イメージング情報には、例えば、X線、コンピュータ断層撮影（CT）、核磁気共鳴（MR）、陽電子放出断層撮影（PET）、単一光子放出コンピュータ断層撮影（SPECT）、または超音波からの画像が含まれる。医師などの医療提供者は、患者の解剖学的構造を示す3D画像情報を使用して、1つまたはそれ以上の標的腫瘍と、その近くのOARを識別することができる。医療提供者は、手技を使用して、処方された放射線量を受ける標的腫瘍の輪郭を描くことができ、医療提供者は、同様に、放射線治療による損傷のリスクがある臓器などの近くの組織を描くことができる。代替的または追加的に、自動ツール（例えば、スウェーデンのエレクトラAB社が提供するABAS）を使用して、標的腫瘍およびリスク臓器の特定または描写を支援することができる。放射線療法治療計画（「治療計画」）は、臨床および線量測定の目的と制約（例えば、腫瘍ボリュームのフラクシオンに対する放射線量の最大、最小、およびフラクシオン（「標的の95%は処方線量の100%以上を受けなければならない」）と、重要な臓器に対する同様の措置）に基づく最適化手法を使用して作成することができる。

10

【0007】

【0007】

治療計画は、その後、治療装置に患者を配置し、最適化された計画パラメータにより支持された所定の放射線療法を実施することにより、実行される。放射線治療計画は、線量「フラクシオン」を含み、それにより、一連の放射線治療が所定の期間（例えば、1日30〜45フラクシオン）にわたって提供され、各治療は総処方線量の特定のフラクシオンを含む。ただし、治療中は、健康な組織ではなく標的腫瘍に確実に照射するために、患者の位置と治療装置に対する標的腫瘍の位置（例えば、線形加速器「リニアック」）が非常に重要である。

20

【発明の概要】

【0008】

【0008】

いくつかの実施形態では、投影画像に基づいて放射線治療装置のパラメータを生成する方法が提供され、本方法は、被検体の解剖学的構造を示す画像を受け取るステップと、前記放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た前記解剖学的構造のビューを表す前記受け取った画像に基づいて、第1の投影画像を生成するステップと、トレーニングされた機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のガントリ角度におけるマルチリーフコリメータ（MLC）リーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するステップであって、前記機械学習モデルは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像と、前記異なるビューに対応する異なるガントリ角度における前記MLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされているステップと、前記推定された第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成するステップとを有する。

30

【0009】

【0009】

いくつかの実装では、前記機械学習モデルは、ディープ畳み込みニューラルネットワークを有する。

【0010】

【0010】

いくつかの実装では、前記機械学習モデルをトレーニングするステップは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像に対応する前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予め決定されたセットと、前記異なるビューにおける前記MLCリ

40

50

ーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予測されたセットとの間の差を含むコスト関数を最小化するように、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することによって実行される。

【0011】

【0011】

いくつかの実装では、前記1つまたはそれ以上のパラメータは、ガントリ角度、MLCのジョーの位置、MLCのリーフの位置、放射線治療のビーム強度のうち少なくとも1つを含む。

【0012】

【0012】

いくつかの実装では、前記画像を受け取るステップは、前記解剖学構造の3次元画像を受け取ることを有し、本方法は、複数の異なるガントリ角度からの前記解剖学的構造の複数の2次元ビューを表す前記第1の投影画像を含む複数の2次元の投影画像を生成するステップを更に有する。

【0013】

【0013】

いくつかの実装では、前記複数の投影画像は、0度から360度までの前記解剖学的構造のビューを表す。

【0014】

【0014】

いくつかの実装では、前記異なるガントリの角度は、互いに所定の量だけ異なる。

【0015】

【0015】

いくつかの実装では、本方法は、前記放射線治療装置の種類を判定するステップを更に有し、前記1つまたはそれ以上の放射線治療装置のパラメータは、前記放射線治療装置の種類に基づいて生成される。

【0016】

【0016】

いくつかの実装では、前記画像は、コンピュータ断層撮影（CT）画像、合成CT画像、または磁気共鳴（MR）画像を有する。

【0017】

【0017】

いくつかの実装では、本方法は、以前の複数の治療から、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す前記投影画像を取得し、前記以前の複数の治療のそれぞれについて、前記異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、前記投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得し、前記取得された放射線治療装置のパラメータ情報に基づいて、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成し、前記生成されたグランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現のそれぞれを、前記対応する投影画像と位置合わせし、前記ペアで生成された、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することにより、前記機械学習モデルをトレーニングするステップを更に有する。

【0018】

【0018】

いくつかの実装では、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータは、異なるビューのうちの与えられた1つを表す与えられた投影画像に基づいて推定される、前記異なるビューのうちの与えられた1つにおける与えられたグラフィカルアパーチャ画像表現と、前記異なるビューのうちの与えられた1つに対する前記グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現のうちの対応する1つとの間の偏差を計算することによって調整される。

【0019】

【0019】

いくつかの実装では、本方法は、前記生成された1つまたはそれ以上の放射線治療装置のパラメータと、放射線治療計画のパラメータのセットとの比較に基づいて、品質メトリックを計算するステップを更に有する。

【0020】

【0020】

いくつかの実装では、本方法は、前記生成された1つまたはそれ以上の放射線治療装置のパラメータに基づいて、3次元線量分布を計算するステップを更に有する。

【0021】

【0021】

いくつかの実装では、前記第1の投影画像は、光線追跡またはフーリエ再構成によって生成される。

【0022】

【0022】

いくつかの実施形態では、マルチリーフコリメータ（MLC）のリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するために機械学習モデルをトレーニングする方法が提供され、本方法は、前回の治療からの患者の解剖学的構造の第1のビューを表す第1の投影画像を取得するステップと、前記第1の投影画像の前記第1のビューに対応するガントリ角度におけるMLCのリーフ位置を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得するステップと、前記取得された制御点情報に基づいて、第1のグランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成するステップと、前記第1のグランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現と前記第1の投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整するステップとを有する。

【0023】

【0023】

いくつかの実装では、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整するステップは、前記機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のビューに対応する前記ガントリ角度におけるMLCのリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定し、前記推定されたグラフィカルアパーチャ画像表現と前記第1のグランドトゥールのグラフィカル画像表現との間の偏差を計算し、前記算出された偏差に基づいて、1つまたはそれ以上の機械学習モデルのパラメータを調整することにより実行される。

【0024】

【0024】

いくつかの実装では、前記放射線治療装置のパラメータ情報は、前記ガントリ角度における放射線治療ビーム強度を含み、本方法は、前記第1のグラフィカルアパーチャ画像表現と前記第1の投影画像との位置合わせを行うステップを更に有する。

【0025】

【0025】

いくつかの実装では、投影画像に基づいて放射線治療装置のパラメータを生成するシステムが提供され、本システムは、オペレーションを実行するための1つまたはそれ以上のプロセッサを有し、本オペレーションは、被検体の解剖学的構造を示す画像を受け取るオペレーションと、前記放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た前記解剖学的構造のビューを表す前記受け取った画像に基づいて、第1の投影画像を生成するオペレーションと、トレーニングされた機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のガントリ角度におけるマルチリーフコリメータ（MLC）リーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するオペレーションであって、前記機械学習モデルは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像と、前記異なるビューに対応する異なるガントリ角度における前記MLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされているオペレーションと、前記推定された

10

20

30

40

50

第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成するオペレーションとを有する。

【0026】

【0026】

いくつかの実装では、本オペレーションは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像に対応する前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予め決定されたセットと、前記異なるビューにおける前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予測されたセットとの間の差を含むコスト関数を最小化するように、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することによって、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーションを更に有する。

10

【0027】

【0027】

いくつかの実装形態では、本オペレーションは、前記解剖学構造の3次元画像を受け取ることを更に有し、本オペレーションは、複数の異なるガントリ角度からの前記解剖学的構造の複数の2次元ビューを表す前記第1の投影画像を含む複数の2次元の投影画像を生成するオペレーションを更に有する。

【0028】

【0028】

いくつかの実装では、本オペレーションは、以前の複数の治療から、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す前記投影画像を取得し、前記以前の複数の治療のそれぞれについて、前記異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、前記投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得し、前記取得された放射線治療装置のパラメータ情報に基づいて、グランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成し、前記生成されたグランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現のそれぞれを、前記対応する投影画像と位置合わせし、前記ペアで生成された、グランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することにより、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーションを更に有する。

20

【0029】

【0029】

いくつかの実装形態では、機械の1つまたはそれ以上のプロセッサによって実行されたときに、前記機械に、オペレーションを実行させる命令を含む、非一時的機械可読記憶媒体が提供され、本オペレーションは、被検体の解剖学的構造を示す画像を受け取るオペレーションと、前記放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た前記解剖学的構造のビューを表す前記受け取った画像に基づいて、第1の投影画像を生成するオペレーションと、トレーニングされた機械学習モデルを前記第1の投影画像に適用して、前記第1のガントリ角度におけるマルチリーフコリメータ（MLC）リーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定するオペレーションであって、前記機械学習モデルは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像と、前記異なるビューに対応する異なるガントリ角度における前記MLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされているオペレーションと、前記推定された第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成するオペレーションとを有する。

30

40

【0030】

【0030】

いくつかの実装では、本オペレーションは、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像に対応する前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予め決定されたセットと、前記異なるビューにおける前記MLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現の予測されたセットとの間の差を含むコスト関数を最小化するように、前記

50

機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することによって、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーションを更に有する。

【0031】

【0031】

いくつかの実装では、本オペレーションは、前記解剖学構造の3次元画像を受け取ることと更に有し、本オペレーションは、複数の異なるガントリ角度からの前記解剖学的構造の複数の2次元ビューを表す前記第1の投影画像を含む複数の2次元の投影画像を生成するオペレーションを更に有する。

【0032】

【0032】

いくつかの実装では、本オペレーションは、以前の複数の治療から、患者の解剖学的構造の異なるビューを表す前記投影画像を取得し、前記以前の複数の治療のそれぞれについて、前記異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、前記投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す放射線治療装置のパラメータ情報を取得し、前記取得された放射線治療装置のパラメータ情報に基づいて、グランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成し、前記生成されたグランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現のそれぞれを、前記対応する投影画像と位置合わせし、前記ペアで生成された、グランドトゥールのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて、前記機械学習モデルの1つまたはそれ以上のパラメータを調整することにより、前記機械学習モデルをトレーニングするオペレーションを更に有する。

【0033】

【0033】

上記の概要は、本特許出願の主題の概要を提供することを目的としている。本発明の主題を排他的または網羅的に説明を提供することは意図されていない。発明の詳細な説明は、本特許出願についての更なる情報を提供するために含まれる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【0034】

必ずしも縮尺通りに描かれていない図面において、同様の数字はいくつかの図を通して実質的に同様の構成要素を説明している。異なる文字の接尾辞を持つ同じ数字は、実質的に同様の要素の異なる実例を表している。図面は、一般に、限定ではなく例として、本明細書で説明されている様々な実施形態を示している。

【0035】

【0035】

【図1】図1は、本開示のいくつかの実施形態による、例示的な放射線治療システムを示す。

【0036】

【0036】

【図2A】図2Aは、本開示のいくつかの実施形態による、治療ビームを提供するように構成された放射線療法の実出力を含む例示的な放射線治療システムを示す。

【0037】

【0037】

【図2B】図2Bは、本開示のいくつかの実施形態による、コーンビームコンピュータ断層撮影（CBCT）撮像システムのような、複合放射線治療システム及び撮像システムを含む例示的なシステムを示す図である。

【0038】

【0038】

【図3】図3は、本開示のいくつかの実施形態による、核磁気共鳴（MR）撮像システムのような、複合放射線治療システム及び撮像システムを含む例示的なシステムの一部破断

10

20

30

40

50

図を示す。

【0039】

【0039】

【図4】図4Aおよび図4Bは、本開示のいくつかの実施形態による、それぞれ、例示的なMRI画像と対応するCT画像との間の違いを示す。

【0040】

【0040】

【図5】図5は、本開示のいくつかの実施形態による、放射線療法ビームを成形し、放射線療法ビームを向け、または放射線療法ビームの強度を変調するための例示的なコリメータ構成を示す。

【0041】

【0041】

【図6】図6は、本開示のいくつかの実施形態による、例示的なガンマナイフ放射線治療システムを示す。

【0042】

【0042】

【図7】図7は、本開示のいくつかの実施形態による、ディープラーニングのため例示的なフロー図を示す。

【0043】

【0043】

【図8A】

【図8B】図8Aおよび図8Bは、本開示のいくつかの実施形態による、様々な方向からの投影ビューを示す。

【0044】

【0044】

【図9】図9は、本開示のいくつかの実施形態による、ディープラーニングのためのトレーニングデータを生成する例示的な方法を示す。

【0045】

【0045】

【図10】図10は、本開示のいくつかの実施形態による、投影画像およびリーフ位置のグラフィカル表現を用いてディープラーニングをトレーニングするための例示的な方法を示す。

【0046】

【0046】

【図11】図11は、本開示のいくつかの実施形態による、放射線治療機器のパラメータを生成するための機械学習モデルのトレーニングおよび使用のための例示的なデータフローを示す。

【0047】

【0047】

【図12】図12は、本開示のいくつかの実施形態による、トレーニングされたディープラーニングを使用して、与えられたガントリ角度からの解剖学構造の与えられたビューの投影画像から放射線治療装置のパラメータを生成する方法を示す。

【0048】

【0048】

【図13】図13は、本明細書で説明される方法の1つまたはそれ以上を実施することができる機械装置の一実施形態のブロック図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0049】

【0049】

以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成し、本発明を実施することができる例示

10

20

30

40

50

的な特定の実施形態として示されている添付図面を参照する。本明細書で「実施例」とも呼ばれるこれらの実施形態は、当業者が本発明を実施できるように十分詳細に説明されており、それらの実施形態を組み合わせてもよく、または他の実施形態も利用することができ、および、その構造的、論理的および電気的変更は、本発明の範囲から逸脱することなく行うことができるいことを理解されたい。したがって、以下の詳細な説明は、限定的な意味で解釈されるものではなく、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲およびそれらの均等物によって画定される。

【0050】

【0050】

強度変調放射線治療（Intensity Modulated Radiotherapy：IMRT）と体積変調アーク治療（Volumetric Modulated Arc Therapy：VMAT）は、現代のがん放射線治療の標準的な治療法となっている。個々の患者のIMRTやVMAT治療計画の作成は、目標線量とOAR温存のトレードオフを考慮し、計画の品質指標や線量分布への影響を予測することが非常に難しいプログラム制約条件を調整する、試行錯誤的なプロセスである。実際、計画の制約条件を調整する順序自体が線量の違いを生むこともある。治療計画の質は、プランナーの経験やスキルに依存する主観的な判断に左右されることが多い。どんなに熟練したプランナーでも、自分の計画がベストに近いものであるかどうか、少しの努力や多くの努力で格段に良い計画になるかどうかの保証はない。

10

【0051】

【0051】

本開示には、患者の詳細に描写された解剖学的構造に基づいて、意図された線量分布を提供するための放射線治療機のパラメータ（制御点（control points）とも呼ばれる）を予測することによって、放射線治療を改善および向上させる様々な技術が含まれる。技術的なメリットとしては、放射線治療の治療計画の作成時間の短縮があり、多くの明らかな医療上のメリット（放射線治療の精度向上、意図しない放射線への被曝の低減など）をもたらすことができる。開示された技術は、様々な医療治療や診断の現場、あるいは放射線治療の装置や機器に適用することができる。

20

【0052】

【0052】

本開示は、制御点と患者の対応する画像のペアからなるトレーニングデータに機械学習モデルを学習させることで、制御点を予測または推定する。これらのデータのペアは、画像データの各要素が制御点データの各要素に対応するように構築され、整列される。そして、開示された機械学習方法は、2つのデータ領域の間のマッピングまたは関係を決定する。この学習モデルは、放射線輸送の物理学や、学習データが抽出された治療計画の作成に関わる多くの詳細を明示的に参照することなく、画像データと制御点データとを関連付ける。

30

【0053】

【0053】

いくつかの実施形態によると、本開示は、一般的な診断に対する例示的な治療計画の母集団のパラメータを直接学習し（それに基づいて機械学習モデルをトレーニングし）、そのモデルを用いて、新しい患者の精細な解剖学的構造のみに基づいて、意図された線量分布を提供するために必要な治療装置のパラメータの設定を予測する。治療パラメータは、リニアックのガントリ角度、治療用の放射線ビームをターゲットに照射するビームアパーチャ形状、ビーム強度、電子または粒子線治療に使用されるパラメータなどを含む。本開示は、患者の画像とターゲットおよびOARとの境界線が与えられると、治療装置を駆動するための機械パラメータを推定する。

40

【0054】

【0054】

いくつかの実施形態によると、ディープニューラルネットワーク（ディープラーニング：深層学習）に基づく一種の統計的学習が用いられて、患者の解剖学的構造と治療の制約

50

との間の連関の非常に詳細なモデルと、その結果として、意図された３Ｄ線量分布を送達するだろう治療装置のパラメータ設定を得る。このような結果は、以前のどのような計画品質分析でも不可能である。機械学習モデルを採用することで、本開示は、治療計画プロセスのモデルを作成し、計画作成中に行われる多くの（主観的な）決定をカプセル化し、計画作成を開始するための計画テンプレートの作成や、既存の計画の品質の可能性の評価、局所的なIMRT／VMATの深い専門知識を持たない治療クリニックの支援、完全に自動化された治療計画を可能にする。ディープラーニングを用いて放射線治療装置の制御点と暗示的な治療計画を生成することで、全体的な計画の最適化プロセスの計算量が減少し、与えられた患者の治療計画を作成するのに必要な時間が短縮される。

【００５５】

【００５５】

具体的には、いくつかの実施形態によれば、放射線治療装置のガントリの所定の角度に対応する患者の解剖学的構造の所定の画像の投影と、放射線治療装置のMLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するために、機械学習モデルがトレーニングされる。機械学習モデルは、過去の治療から得られた患者の解剖学的な異なるビューを表す投影画像を取得し、過去の治療のそれぞれについて、異なるビューのそれぞれに対応するガントリ角度でのMLCリーフの位置と、投影画像のそれぞれに対応する放射線治療ビームの強度を表す制御点情報を取得し、投影画像とペアになっている取得された制御点情報に基づいて、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現を生成することでトレーニングされる。その後、機械学習モデルの１つまたはそれ以上のパラメータが、ペアになって生成されたグランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像表現と対応する投影画像に基づいて調整される。トレーニングされた後、新しい患者の投影画像が得られ、トレーニングされた機械学習モデルを使用して放射線治療装置のMLCリーフ位置の対応するグラフィカルアパーチャ画像表現が推定される。他の実施形態は、MLCのリーフの位置に加えて、ビームの強度のグラフ表示（例えば、棒グラフ）を含めることができる。

【００５６】

【００５６】

いくつかの実施形態では、MLCリーフの位置の推定されたグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、放射線治療装置の制御点が計算される。すなわち、逆マッピング機能を利用して、MLCのリーフの位置の推定されたグラフィカルアパーチャ画像表現に対応するビームを実現するための制御点（例えば、ビーム強度、ガントリ角度、MLCの個々のリーフの位置）を生成する。特に、MLCのリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現は、放射線治療装置によって出力される結果的なビーム形状を特定し、逆マッピング機能は、MLCのリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現によって表される結果的なビーム形状を提供するために制御点を生成するために利用される。

【００５７】

【００５７】

図１は、患者に放射線療法を提供する例示的な放射線治療システム１００を示す。放射線治療システム１００は、画像処理装置１１２を含む。画像処理装置１１２は、ネットワーク１２０に接続することができる。ネットワーク１２０は、インターネット１２２に接続することができる。ネットワーク１２０は、画像処理装置１１２を、データベース１２４、病院データベース１２６、腫瘍情報システム（OIS）１２８、放射線治療装置１３０、画像取得装置１３２、表示装置１３４、およびユーザインターフェース１３６の１つまたはそれ以上と接続することができる。画像処理装置１１２は、放射線治療装置１３０によって使用される放射線療法治療計画１４２を生成するように構成される。

【００５８】

【００５８】

画像処理装置１１２は、メモリ装置１１６、プロセッサ１１４、および通信インターフェース１１８を含むことができる。メモリ装置１１６は、オペレーティングシステム１４

10

20

30

40

50

3、放射線療法治療計画142（例えば、オリジナルの療計画、適応療計画、など）、ソフトウェアプログラム144（例えば、人工知能、ディープラーニング、ニューラルネットワーク、放射線療計画ソフトウェア）、およびプロセッサ114によって実行されるその他のコンピュータ実行可能命令のようなコンピュータ実行可能命令を記憶することができる。一実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、疑似CT画像のような合成画像を生成することにより、あるフォーマット（例えば、MRI）の医用画像を別のフォーマット（例えば、CT）に変換することができる。例えば、ソフトウェアプログラム144は、あるモダリティの医用画像146（例えば、MRI画像）を異なるモダリティの合成画像（例えば、疑似CT画像）に変換する予測モデルをトレーニングする画像処理プログラムを含むことができ、その代わりに、トレーニングされた予測モデルが、CT画像をMRI画像に変換してもよい。別の実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、対応する画像ボクセルおよび線量ボクセルがネットワークによって適切に関連付けられるように、患者画像（例えば、CT画像またはMR画像）をその患者の線量分布（画像としても表される）と共に登録してもよい。さらに別の実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、画像情報の何らかの部分の強調する、符号付き距離関数または画像の処理されたバージョンのような患者画像の機能を置き換えてもよい。このような関数は、ボクセルテクスチャのエッジや違い、またはニューラルネットワークラーニングに有用なその他の構造的な側面を強調する場合がある。別の実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、線量情報の何らかの側面を強調する線量分布の機能を代用してもよい。このような関数は、標的の周囲の急勾配、またはニューラルネットワークラーニングに役立つその他の構造的な側面を強調する場合がある。メモリ装置116は、医用画像146、患者データ145、および放射線療法治療計画142を作成および実施するのに必要な他のデータを含むデータを格納することができる。

【0059】

【0059】

さらに別の実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、放射線治療装置の第1のガントリ角度から解剖学的構造（例えば、1つまたはそれ以上のターゲットおよび1つまたはそれ以上のOAR）を描写する2次元（2D）および／または3次元（3D）のCTまたはMR画像のセットに対して、解剖学的構造の異なるビューを表す投影画像を生成する。例えば、ソフトウェアプログラム144は、CTまたはMR画像のセットを処理し、放射線治療装置のガントリの様々な視点からCTまたはMR画像に描かれた解剖学的構造の異なるビューを描いた投影画像のスタックを作成する。特に、第1の投影画像は、ガントリの0度から見た解剖学的構造のビューを表し、第2の投影画像は、ガントリの45度から見た解剖学的構造のビューを表し、第3の投影画像は、ガントリの90度から見た解剖学的構造のビューを表すようにしてもよい。角度とは、CTまたはMR画像に描かれている解剖学的構造の特定の軸に対するMLCの位置である。軸は、測定される異なる度数ごとに同じである。

【0060】

【0060】

さらに別の実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、様々なガントリ角度におけるMLCリーフの位置のグラフィカルアパーチャ画像表現を生成する。これらグラフィカルアパーチャ画像は、アパーチャ画像とも呼ばれる。特に、ソフトウェアプログラム144は、放射線治療ビームを生成するために放射線治療装置を制御するために使用される制御点のセットを受け取る。制御点は、他の機械のパラメータにおける、ビーム強度、患者の位置に対するガントリの角度、MLCのリーフの位置を表す。これらの制御点に基づいて、各ガントリ角度でMLCが出力するビームの形状と強度をグラフィカルに表現した画像を生成する。ソフトウェアプログラム144は、特定のガントリ角度でのアパーチャの各グラフィカル画像を、生成されたその角度での対応する投影画像と位置合わせする。画像は、各投影画像のピクセルが対応するアパーチャ画像のピクセルと整列するように、投影画像と、位置合わせされ、大きさが調整される。

【0061】

【0061】

さらに別の実施形態では、ソフトウェアプログラム144は、与えられたガントリ角度からの解剖学のビューを表す解剖学構造の投影画像に対して、与えられたガントリ角度でのMLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現を生成または推定するために、トレーニングされた機械学習モデルを含む治療計画ソフトウェアを格納している。ソフトウェアプログラム144は、MLCのリーフ位置の同一または類似の推定グラフィカルアパーチャ画像表現を達成するMLCからのビームを出力するために、与えられたタイプの機械の機械パラメータまたは制御点を変換または計算する機能をさらに格納している。すなわち、治療計画ソフトウェアは、所定のガントリ角度と、その角度でのガントリの所定の投影画像に対するビーム形状と強度の推定画像を表す画像を出力し、その機能は、そのビーム形状と強度を実現するための所定の放射線治療装置の制御点を計算する。

10

【0062】

【0062】

ソフトウェアプログラム144を記憶するメモリ116に加えて、ソフトウェアプログラム144は、ハードドライブ、コンピュータディスク、CD-ROM、DVD、HD、ブルーレイDVD、USBフラッシュドライブ、SDカード、メモリスティック、またはその他の適切なメディアのような、取り外し可能なコンピュータ媒体に記憶されることができ、画像処理装置112にダウンロードされたときのソフトウェアプログラム144は、画像プロセッサ114によって実行することができると考えられている。

20

【0063】

【0063】

プロセッサ114は、メモリ装置116に通信可能に結合されることができ、プロセッサ114は、そこに格納されたコンピュータ実行可能命令を実行するように構成されることができる。プロセッサ114は、医用画像146をメモリ116に送信または受信することができる。例えば、プロセッサ114は、通信インターフェース118およびネットワーク120を介して画像取得装置132から医用画像146を受信し、メモリ116に格納することができる。また、プロセッサ114は、メモリ116に格納された医用画像146を、通信インターフェース118を介してネットワーク120に送信し、データベース124または病院データベース126に格納することができる。

30

【0064】

【0064】

さらに、プロセッサ114は、医用画像146および患者データ145とともにソフトウェアプログラム144（例えば、治療計画ソフトウェア）を利用して、放射線療法治療計画142を作成することができる。医用画像146は、患者の解剖学的領域、器官、または関心ボリュームセグメンテーションデータに関連付けられた画像データのような情報を含むことができる。患者データ145は、（1）機能的臓器モデリングデータ（例えば、シリアル臓器対パラレル臓器、適切な用量反応モデルなど）、（2）放射線量データ（例えば、DVH情報）、（3）患者および治療経過に関する他の臨床情報（例えば、他の手術、化学療法、以前の放射線療法など）のような情報を含むことができる。

40

【0065】

【0065】

さらに、プロセッサ114は、ソフトウェアプログラムを利用して、例えば、ニューラルネットワークモデルのような機械学習モデルによって使用される更新されたパラメータのような、中間データを生成する、または、中間の2Dまたは3D画像を生成することができ、それらは、その後メモリ116に格納されることができる。その後、プロセッサ114は、実行可能な放射線療法治療計画142を、通信インターフェース118を介してネットワーク120から放射線治療装置130へ送信することができ、放射線治療装置130では、放射線療法計画が患者を放射線で治療するために使用される。加えて、プロセッサ114は、ソフトウェアプログラム144を実行して、画像変換、画像分割、ディ-

50

プラーニング、ニューラルネットワーク、および人工知能のような機能を実装することができる。例えば、プロセッサ 114 は、医用画像をトレーニングまたは輪郭化するソフトウェアプログラム 144 を実行することができ、そのようなソフトウェアプログラム 144 は、実行されると、境界検出器をトレーニングし、形状辞書を利用することができる。

【0066】

【0066】

プロセッサ 114 は、例えば、マイクロプロセッサ、中央処理装置（CPU）、グラフィックス・プロセッシング・ユニット（GPU：Graphics Processing Unit）、および／またはアクセラレーテッド・プロセッシング・ユニット（APU：Accelerated Processing Unit）のような 1 つまたはそれ以上の汎用処理装置を含む処理装置であってもよい。詳細には、いくつかの実施形態では、プロセッサ 114 は、複合命令セットコンピューティング（CISC：complex instruction set computing）マイクロプロセッサ、縮小命令セットコンピューティング（RISC：reduced instruction set computing）マイクロプロセッサ、超長命令ワード（VLW：very long instruction Word）マイクロプロセッサ、他の命令セットを実装するプロセッサ、または命令セットの組み合わせを実装するプロセッサであってもよい。プロセッサ 114 は、特定用途向け集積回路（ASIC：application specific integrated circuit）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA：field programmable gate array）、デジタルシグナルプロセッサ（DSP：digital signal processor）、システムオンチップ（SoC：System on a Chip）、またはその他の適切なプロセッサのような 1 つまたはそれ以上の専用処理装置によって実装されることができる。当業者に理解されるように、いくつかの実施形態では、プロセッサ 114 は、汎用プロセッサではなく、専用プロセッサであってもよい。プロセッサ 114 は、Intel（登録商標）によって製造された Pentium（登録商標）、Core（登録商標）、Xeon（登録商標）、または Itanium（登録商標）ファミリー、AMD（登録商標）によって製造された Turion（登録商標）、Athlon（登録商標）、Sempron（登録商標）、Opteron（登録商標）、FX（登録商標）、Phenon（登録商標）ファミリー、Sun Microsystems によって製造された様々なプロセッサのいずれか、または他の適切なプロセッサのような、1 つまたはそれ以上の既知の処理装置を含み得る。画像プロセッサ 114 は、また、Nvidia（登録商標）によって製造された GeForce（登録商標）、Quadro（登録商標）、Tesla（登録商標）ファミリー、Intel（登録商標）によって製造された GMA、Iris（登録商標）ファミリー、または AMD（登録商標）によって製造された Radeon（登録商標）ファミリーのような、グラフィック処理ユニットを含み得る。プロセッサ 114 は、また、Intel（登録商標）によって製造された Xeon Phi（登録商標）ファミリーのような、加速処理装置を含み得る。開示された実施形態は、いかなるタイプのプロセッサに限定されるものではなく、大量の撮像データを識別、分析、維持、生成、および／または提供するというコンピューティング命令を満たすように構成されている。さらに、「プロセッサ」という用語は、複数のプロセッサ（例えばマルチコア設計またはそれぞれがマルチコア設計を有する複数のプロセッサ）を含むことができる。プロセッサ 114 は、本開示の例示的な実施形態による様々な動作、プロセス、および方法を実行するために、例えば、メモリ 116 に格納されたコンピュータプログラム命令のシーケンスを実行するように構成され得る。

【0067】

【0067】

メモリ装置 116 は、医用画像 146 を格納することができる。いくつかの実施形態では、医用画像 146 は、1 つまたはそれ以上の MRI 画像（例えば、2D MRI、3D MRI、2D ストリーミング MRI、4 次元（4D）MRI、4D ボリューム MRI、4D シネ MRI など）、機能的 MRI 画像（例えば、fMRI、DCE-MRI、拡散 MRI）、CT 画像（例えば、2D CT、コーンビーム CT、3D CT、4D CT）、超音波画像（例えば、2D 超音波、3D 超音波、4D 超音波）、MRI、合成 CT（擬似 C

T)、および／または、患者の軸に対するガントリの異なる角度でのCT画像で描かれた解剖学的構造のビューを表す1つまたはそれ以上の投影画像、PET画像、X線画像、透視画像、放射線治療ポータル画像、SPECT画像、コンピュータで生成された合成画像（例えば、擬似CT画像）、アパーチャ画像、異なるガントリ角度でのMLCリーフ位置のグラフィカルアパーチャ画像表現、などを含み得る。さらに、医用画像146は、例えば、トレーニング画像、およびグランドトゥールズ画像、輪郭画像、線量画像などの医用画像データを含むことができる。一実施形態では、医用画像146は、画像取得装置132から受け取ることができる。したがって、画像取得装置132は、MR撮像装置、CT撮像装置、PET撮像装置、超音波撮像装置、蛍光透視装置、SPECT撮像装置、リニアック及びMR撮像装置の統合撮像装置、患者の医用画像を取得するため他の医療撮像装置を含むことができる。医用画像146は、画像処理装置112が、開示された実施形態による動作を実行するために使用し得る任意のタイプのデータまたは任意のタイプのフォーマットで受け取りおよび格納され得る。

【0068】

【0068】

メモリ装置116は、読み取り専用メモリ（ROM）、相変化ランダムアクセスメモリ（PRAM）、スタティックランダムアクセスメモリ（SRAM）、フラッシュメモリ、ランダムアクセスメモリ（RAM）のような非一時的なコンピュータ可読媒体、同期DRAM（SDRAM）のようなダイナミックランダムアクセスメモリ（DRAM）、電氣的に消去可能なプログラム可能な読み取り専用メモリ（EEPROM）、スタティックメモリ（例えば、フラッシュメモリ、フラッシュディスク、スタティックランダムアクセス）、または、他の適切なタイプのランダムアクセスメモリ、例えば、キャッシュ、レジスタ、CD-ROM、DVD、または、その他の光学ストレージ、カセットテープ、他の磁気記憶装置、または、画像プロセッサ114または他の種類のコンピュータ装置によりアクセスされる画像、データ、またはコンピュータ実行可能命令（例えば、任意のフォーマットで保存されたもの）を含む情報を保存するために使用できる他の非一時的な媒体デバイス、であり得る。コンピュータプログラム命令は、画像プロセッサ114によってアクセスされ、ROMまたは他の任意の適切なメモリ位置から読み取られ、画像プロセッサ114による実行のためにRAMにロードされ得る。例えば、メモリ116は、1つまたはそれ以上のソフトウェアアプリケーションを格納し得る。メモリ116に格納されたソフトウェアアプリケーションは、例えば、一般的なコンピュータシステムならびにソフトウェア制御デバイス用のオペレーティングシステム143を含み得る。さらに、メモリ116は、画像プロセッサ114によって実行可能なソフトウェアアプリケーション全体、またはソフトウェアアプリケーションの一部のみを格納してもよい。例えば、メモリ装置116は、1つまたはそれ以上の放射線療法治療計画142を格納してもよい。

【0069】

【0069】

画像処理装置112は、画像プロセッサ114およびメモリ116に通信可能に結合され得る通信インターフェース118を介してネットワーク120と通信し得る。通信インターフェース118は、画像処理装置112と放射線治療システム100の構成要素との間の通信接続（例えば、外部装置とのデータ交換を可能にする）を提供することができる。例えば、通信インターフェース118は、いくつかの実施形態では、ユーザインターフェース136に接続する適切なインターフェース回路を有することができ、ユーザインターフェース136は、例えば、ユーザが放射線治療システム100に情報を入力することができるハードウェアキーボード、キーパッド、および／またはタッチスクリーンであり得る。

【0070】

【0070】

通信インターフェース118は、例えば、ネットワークアダプタ、ケーブルコネクタ、シリアルコネクタ、USBコネクタ、パラレルコネクタ、高速データ伝送アダプタ（例え

10

20

30

40

50

ば、ファイバ、USB 3.0、サンダーボルト）、ワイヤレスネットワークアダプタ（例えば、WiFiアダプタ）、通信アダプタ（例えば、3G、4G/LTE）、またはその他の適切なインターフェースのうちの1つまたはそれ以上を含むことができる。通信インターフェース118は、画像処理装置112がネットワーク120を介して遠隔配置されたコンポーネントなどの他の機械および装置と通信できるようにすることができる1つまたはそれ以上のデジタルおよび／またはアナログ通信装置を含むことができる。

【0071】

【0071】

ネットワーク120は、例えば、ローカルエリアネットワーク（LAN）、無線ネットワーク、クラウドコンピューティング環境（例えば、サービスとしてのソフトウェア、サービスとしてのプラットフォーム、サービスとしてのインフラストラクチャなど）、クライアントサーバー、またはワイドエリアネットワーク（WAN）の機能を提供することができる。例えば、ネットワーク120は、他のシステムS1（138）、S2（140）、S3（141）を含み得るLANまたはWANであり得る。システムS1、S2、およびS3は、画像処理装置112と同一であっても、異なるシステムであってもよい。いくつかの実施形態では、ネットワーク120内の1つまたはそれ以上のシステムは、本明細書で説明する実施形態を協働して実行することができる分散コンピューティング／シミュレーション環境を形成し得る。いくつかの実施形態では、1つまたはそれ以上のシステムS1、S2、およびS3は、CT画像（例えば、医用画像146）を取得するCTスキャナを含み得る。加えて、ネットワーク120は、インターネット122に接続して、インターネット上に遠隔に存在するサーバーおよびクライアントと通信することができる。

【0072】

【0072】

したがって、ネットワーク120は、画像処理装置112と、OIS128、放射線治療装置130、および／または画像取得装置132のようないくつかの他の様々なシステムおよび装置との間のデータ送信を可能にし得る。さらに、OIS128および／または画像取得装置132によって生成されたデータは、メモリ116、データベース124、および／または病院データベース126に格納することができる。データは、必要に応じて画像プロセッサ114によってアクセスされるために、ネットワーク120を介し、通信インターフェース118を介して送信／受信され得る。

【0073】

【0073】

画像処理装置112は、ネットワーク120を介してデータベース124と通信して、データベース124に格納された複数の様々なタイプのデータを送受信することができる。例えば、データベース124は、放射線治療装置130、画像取得装置132、および／または放射線療法に関連する他の機械および／または装置に関連する情報を含む機械データ（制御点）を含むことができる。マシンデータ情報は、放射線ビームサイズ、アーク配置、ビームのオン／オフ時間、機械パラメータ、セグメント、MLC構成、ガントリ速度、MRIパルスシーケンスなどのような制御点を含み得る。データベース124は記憶装置であり得、適切なデータベース管理ソフトウェアプログラムを備え得る。当業者は、データベース124が中央または分散方式で配置された複数のデバイスを含むことができることを理解するであろう。

【0074】

【0074】

いくつかの実施形態では、データベース124は、プロセッサ可読記憶媒体（図示せず）を含み得る。いくつかの実施形態におけるプロセッサ可読記憶媒体は単一の媒体であってもよいが、用語「プロセッサ可読記憶媒体」という用語は、1つまたはそれ以上のコンピュータ実行可能命令またはデータのセットを格納する単一の媒体または複数の媒体（例えば、集中型または分散型データベース、および／または関連キャッシュおよびサーバー）を含むものと解釈されるべきである。用語「プロセッサ可読記憶媒体」は、また、プロ

セッサによる実行のための命令セットを格納および／またはエンコードすることができ、プロセッサに、1つまたはそれ以上の本開示の方法論 (methodology) を実行させる、いかなる媒体も含むものとする。したがって、用語「プロセッサ可読記憶媒体」は、個体メモリ、光学、および磁気媒体を含むが、これらには限定されないと解釈される。例えば、プロセッサ可読記憶媒体は、1つまたはそれ以上の揮発性、非一時的、または不揮発性の有形のコンピュータ可読媒体であり得る。

【0075】

【0075】

画像プロセッサ114は、データベース124と通信して、画像をメモリ116に読み込み、および／または、画像をメモリ116からデータベース124に格納することができる。例えば、データベース124は、データベース124が画像取得装置132から受け取った複数の画像（例えば、3D MRI、4D MRI、2D MRIスライス画像、CT画像、2D透視画像、X線画像、MRスキャンまたはCTスキャンからの生データ、医学におけるデジタル画像化および通信 (DIMCOM) データ、グラフィカルアパーチャ画像など）を格納するように構成されることができる。データベース124は、ソフトウェアプログラム144を実行するとき、または、放射線治療の治療計画142を作成するときに、画像プロセッサ114により使用されるデータを格納することができる。データベース124は、ネットワークによって学習されたモデルを構成するネットワークパラメータを含むニューラルネットワークのような、トレーニングされた機械学習モードにより生成されたデータと、その結果としての予測データを格納することができる。画像処理装置112は、データベース124、放射線治療装置130（例えば、MRI-linear）、または画像取得装置132のいずれかから、医用画像146（例えば、2D MRIスライス画像、CT画像、2D Fluoroscopy画像、X線画像、3D MRI画像、4D MRI画像、投影画像、グラフィカルアパーチャ画像など）のような撮像データを受け取り、治療計画142を生成することができる。

【0076】

【0076】

一実施形態では、放射線治療システム100は、患者の医用画像（例えば、MRI画像、3D MRI、2DストリーミングMRI、4DボリュームMRI、CT画像、コンビームCT、PET画像、機能的MRI画像（例えば、fMRI、DCE-MRI、拡散MRI）、X線画像、透視画像、超音波画像、放射線治療ポータル画像、SPECT画像など）を取得できる画像取得装置132を含むことができる。画像取得装置132は、例えば、MRI撮像装置、CT撮像装置、PET撮像装置、超音波装置、透視装置、SPECT撮像装置、または、患者の1つまたはそれ以上の医用画像を取得するための他の適切な医用撮像装置であり得る。画像取得装置132によって取得された画像は、画像データおよび／またはテストデータのいずれかとしてデータベース124内に保存され得る。例として、画像取得装置132によって取得された画像は、メモリ116内の医用画像146として画像処理装置112によって保存され得る。

【0077】

【0077】

一実施形態では、例えば、画像取得装置132は、単一の装置（例えば、MRI-linear）として放射線治療装置130と統合され得る。このようなMRI-linearは、例えば、患者における標的臓器または標的腫瘍の位置を決定するために使用することができ、これにより、放射線治療の治療計画142に従って放射線治療を所定の標的に正確に向けることができる。

【0078】

【0078】

画像取得装置132は、関心領域（例えば、標的器官、標的腫瘍、またはその両方）における患者の解剖学的構造の1つまたはそれ以上の画像を取得するように構成され得る。各画像、通常は2D画像またはスライスは、1つまたはそれ以上のパラメータ（例えば、

２Ｄスライスの厚さ、向き、場所など）を含むことができる。一実施形態では、画像取得装置１３２は、任意の向きの２Ｄスライスを取得することができる。２Ｄスライスの方
向には、例えば、矢状方向（sagittal orientation：サジタル方向）、冠状方向（coronal
orientation：コロナル方向）、軸方向（axial orientation：アキシャル方向）が含まれ
る。プロセッサ１１４は、標的臓器および／または標的腫瘍を含むように、２Ｄスライス
の厚さおよび／または向きなどの１つまたはそれ以上のパラメータを調整することができ
る。一実施形態では、２Ｄスライスは、３Ｄ ＭＲＩボリュームのような情報から決定す
ることができる。そのような２Ｄスライスは、例えば、放射線治療装置１３０を使用して
患者が放射線治療を受けている間に、画像取得装置１３２によって「リアルタイム」で取
得することができ、「リアルタイム」とは、少なくともミリ秒以下でデータを取得すること
を意味する。

10

【００７９】

【００７９】

画像処理装置１１２は、１人またはそれ以上の患者の放射線療法治療計画１４２を生成
および保存することができる。放射線療法治療計画１４２は、各患者に適用される特定の
放射線量に関する情報を提供することができる。また、放射線療法治療計画１４２は、ビ
ーム角、ガントリ角、ビーム強度、線量ヒストグラムボリューム情報、治療中に使用する
放射線ビームの数、ビーム１本あたりの線量などを含む制御点のような他の放射線治療情
報を含むことができる。

【００８０】

20

【００８０】

画像プロセッサ１１４は、ソフトウェアプログラム１４４、例えば、スウェーデンの
ストックホルムのエレクタＡＢ社によって製造されたＭｏｎａｃｏ（登録商標）のような治
療計画ソフトウェアを使用することにより、放射線療法治療計画１４２を生成することが
できる。放射線療法治療計画１４２を生成するために、画像プロセッサ１１４は、画像取
得装置１３２（例えば、ＣＴ装置、ＭＲＩ装置、ＰＥＴ装置、Ｘ線装置、超音波装置など
）と通信して、患者の画像にアクセスし、腫瘍のような標的を描写することができる。い
くつかの実施形態では、腫瘍の周囲または腫瘍に近接した健康な組織のような、１つまた
はそれ以上のＯＡＲの描写が必要になる。したがって、ＯＡＲが標的腫瘍に近いときに
ＯＡＲのセグメンテーションを実行する。また、標的腫瘍がＯＡＲ（例えば、膀胱および直
腸の近くにある前立腺）に近い場合には、腫瘍からＯＡＲをセグメント化することにより
、放射線治療システム１００は、標的だけでなくＯＡＲについても線量分布を検討するこ
とができる。

30

【００８１】

【００８１】

ＯＡＲから標的臓器または標的腫瘍を区別して輪郭を描くために、放射線治療を受けて
いる患者の、ＭＲ画像、ＣＴ画像、ＰＥＴ画像、ｆＭＲ画像、Ｘ線画像、超音波画像、放
射線治療ポータル画像、ＳＰＥＣＴ画像、またはその他の医用画像のような医用画像が画
像取得装置１３２によって取得され、身体部分の内部構造が明らかにされる。医用画像か
らの情報に基づいて、関連する解剖学的部分の３Ｄ構造を取得することができる。さら
に、治療計画プロセス中に、多くのパラメータを考慮して、標的腫瘍の効率的な治療（例
えば、標的腫瘍が効果的な治療に十分な放射線量を受けること）と、ＯＡＲの低照射（例
えば、ＯＡＲが可能な限り低い放射線量を受けること）とのバランスをとることができる。
考慮され得る他のパラメータには、標的器官および標的腫瘍の位置、ＯＡＲの位置、およ
び／またはＯＡＲに関する標的の動きが含まれる。例えば、三次元構造は、標的の輪郭を
描く、または、各二次元層またはスライス内のＯＡＲの輪郭を描き、各二次元層またはス
ライスの輪郭を統合することにより得ることができる。輪郭は、手動で（例えば、スウェ
ーデンのストックホルムのエレクタＡＢ社によって製造されたＭＯＮＡＣＯ（登録商標）
のようなプログラムを用いる医師、線量計、または医療従事者によって）、または自動で
（例えば、スウェーデンのストックホルムのエレクタＡＢ社によって製造されたアトラス

40

50

ベースの自動セグメンテーションソフトウェアであるA B A S（登録商標）を用いて）生成することができる。特定の実施形態において、標的腫瘍またはO A Rの三次元構造は、治療計画ソフトウェアにより自動的に生成されることできる。

【0082】

【0082】

標的腫瘍とO A Rの位置を特定して輪郭を描いた後、放射線線量測定士、医師、または医療従事者は、標的腫瘍に照射される放射線の線量と共に、腫瘍に近接したO A R（例えば、左右の耳下腺、視神経、目、水晶体、内耳、脊髄、脳幹、または他の解剖学的構造）が受ける可能性のある最大線量とを決定することができる。関連する解剖学的構造（例、標的腫瘍、O A R）の放射線量を決定した後、逆計画法（inverse planning）として知られるプロセスを実行して、望ましい放射線量分布を達成する1つまたはそれ以上の治療計画パラメータを決定することができる。治療計画パラメータの例には、（例えば、標的ボリュームの輪郭を定める、機密構造の輪郭を描く、などの）ボリューム描写パラメータ、標的腫瘍およびO A Rの周囲のマージン、ビーム角選択、コリメータ設定、および／またはビームオン時間が含まれる。逆計画プロセス中、医師は、O A Rが受ける可能性のある放射線量の境界を設定する線量制約パラメータを定めること（例えば、腫瘍標的への全線量と任意のO A Rへのゼロ線量を定めること；脊髄、脳幹、および視覚構造が、それぞれ、45 Gy以下の線量、55 Gy以下の線量、および54 Gyより低い線量を受けると定めること）ができる。逆計画の結果は、メモリ116またはデータベース124に保存される放射線療法治療計画142を構成することができる。これらの治療パラメータのいくつかは関連している可能性がある。例えば、治療計画を変更しようとして1つのパラメータ（たとえば、標的腫瘍への線量を増やすなどのさまざまな目的の重み）を調整すると、少なくとも1つの他のパラメータに影響を与え、その結果、異なる治療計画が開発される可能性がある。したがって、画像処理装置112は、放射線治療装置130が患者に放射線療法治療を提供するために、これらのパラメータを有する調整された放射線療法治療計画142を生成する。

【0083】

【0083】

さらに、放射線治療システム100は、表示装置134とユーザインターフェース136を含むことができる。表示装置134は、医用画像、インターフェース情報、治療計画パラメータ（例えば、影画像、グラフィカルアパーチャ画像、輪郭、線量、ビーム角、など）、治療計画、標的、標的の位置特定、および／または標的の追跡、または、ユーザへの適切な情報、を表示するように構成された1つまたはそれ以上の表示画面を含むことができる。ユーザインターフェース136は、キーボード、キーパッド、タッチスクリーン、または、ユーザが放射線治療システム100に情報を入力することができる任意のタイプのデバイスであり得る。あるいは、表示装置134およびユーザインターフェース136は、スマートフォン、コンピュータ、またはタブレットコンピュータ、例えば、Apple社製のiPad（登録商標）、Lenovo社のThinkpad（登録商標）、Samsung社のGalaxy（登録商標）のようなデバイスに統合されてもよい。

【0084】

【0084】

さらに、放射線治療システム100のありとあらゆる構成要素は、仮想マシン（例えば、VMWare、Hyper-Vなど）として実装されてもよい。たとえば、仮想マシンはハードウェアとして機能するソフトウェアであってもよい。したがって、仮想マシンは、ハードウェアとして一緒に機能する少なくとも1つまたはそれ以上の仮想プロセッサ、1つまたはそれ以上の仮想メモリ、および／または1つまたはそれ以上の仮想通信インターフェースを含むことができる。例えば、画像処理装置112、OIS128、および／または画像取得装置132は、仮想マシンとして実装されてもよい。利用可能な処理能力、メモリ、および計算能力が与えられるならば、放射線治療システム100全体を仮想マシンとして実装することができる。

【 0 0 8 5 】

【 0 0 8 5 】

図 2 A は、X 線源または線形加速器などの放射線源、カウチ (couch) 2 1 6、画像化検出器 2 1 4、および放射線療法治療出力 2 0 4 を含むことができる例示的な放射線治療装置 2 0 2 を示している。放射線治療装置 2 0 2 は、患者に治療を提供するために放射線ビーム 2 0 8 を放出するように構成されている。放射線療法治療出力 2 0 4 は、図 5 の図示された実施形態で記述されている M L C のような 1 つまたはそれ以上の減衰器またはコリメータを含むことができる。

【 0 0 8 6 】

【 0 0 8 6 】

図 2 A に戻って、患者は、放射線治療の治療計画に従って、放射線治療の線量を受けるために、領域 2 1 2 に配置され、治療カウチ 2 1 6 によって支持される。放射線療法治療出力 2 0 4 は、ガントリ 2 0 6 または他の機械的支持体に備え付けられる、または、取り付けられることができる。カウチ 2 1 6 が治療領域に挿入されると、1 つまたはそれ以上のシャーシモータ (図示せず) がガントリ 2 0 6 と放射線療法治療出力 2 0 4 をカウチ 2 1 6 の周りに回転させることができる。一実施形態では、ガントリ 2 0 6 は、カウチ 2 1 6 が治療領域に挿入されるとき、カウチ 2 1 6 の周りで連続的に回転することができる。別の実施形態では、ガントリ 2 0 6 は、カウチ 2 1 6 が治療領域に挿入されると、所定の位置まで回転することができる。例えば、ガントリ 2 0 6 は、治療出力 2 0 4 を軸 (「A」) の周りに回転させるように構成されることができる。カウチ 2 1 6 および放射線療法治療出力 2 0 4 の両方は、横方向 (transverse direction) (「T」) に移動可能、横方向 (lateral direction) (「L」) に移動可能、または、横軸 (transverse axis) (「R」) として示される) を中心とした回転のような 1 つまたはそれ以上の軸の周りに回転するような、患者の周りの他の位置に独立して移動可能である。1 つまたはそれ以上のアクチュエータ (図示せず) に通信可能に接続されたコントローラは、放射線療法治療計画に従って患者を放射線ビーム 2 0 8 の内または外に適切に配置するために、カウチ 2 1 6 の動きまたは回転を制御することができる。カウチ 2 1 6 およびガントリ 2 0 6 の両方は、複数の自由度で互いに独立して移動可能であるため、放射線ビーム 2 0 8 が腫瘍を正確に標的にできるように患者を配置することができる。M L C は、ある形状の放射線ビーム 2 0 8 を照射するために、ガントリ 2 0 6 内に統合して含まれ得る。

【 0 0 8 7 】

【 0 0 8 7 】

図 2 A に示す座標系 (軸 A、T、および L を含む) は、アイソセンタ 2 1 0 に位置する原点を有する。アイソセンタは、患者上または患者内部の位置に所定の放射線量を送達するために、放射線ビーム 2 0 8 の中心軸が座標軸の原点と交差する位置として定義することができる。または、アイソセンタ 2 1 0 は、ガントリ 2 0 6 によって軸 A の周りに位置決めされる放射線療法治療出力 2 0 4 の様々な回転位置について、放射線ビーム 2 0 8 の中心軸が患者と交差する場所として定義することができる。本明細書で説明するように、他の任意の軸または軸の組み合わせが参照され、ガントリ角度を決定するために使用することができるが、ガントリ角度は、軸 A に対するガントリ 2 0 6 の位置に対応する。

【 0 0 8 8 】

【 0 0 8 8 】

ガントリ 2 0 6 は、また、取り付けられた画像化検出器 2 1 4 を有することができる。画像化検出器 2 1 4 は、好ましくは、放射線源の反対側に配置され、一実施形態では、画像化検出器 2 1 4 は、治療ビーム 2 0 8 の視野内に配置することができる。

【 0 0 8 9 】

【 0 0 8 9 】

画像化検出器 2 1 4 は、治療ビーム 2 0 8 との位置合わせを維持するために、好ましくは放射線療法治療出力 2 0 4 の反対側のガントリ 2 0 6 に取り付けられる。ガントリ 2 0 6 が回転すると、画像化検出器 2 1 4 は回転軸の周りを回転する。一実施形態では、画像

化検出器 214 は、フラットパネル検出器（例えば、直接検出器またはシンチレータ検出器）であってもよい。このようにして、画像化検出器 214 を使用して、治療ビーム 208 を監視することができ、または、画像化検出器 214 を使用して、ポータル画像化のような患者の解剖学的構造を画像化することができる。放射線治療装置 202 の制御回路は、システム 100 内に統合されてもよく、システム 100 から離れていてもよい。

【0090】

【0090】

例示的な実施形態では、カウチ 216、治療出力 204、またはガントリ 206 のうちの 1 つまたはそれ以上を自動的に配置することができ、治療出力 204 は、特定の治療送達インスタンスの指定線量に従って治療ビーム 208 を確立することができる。ガントリ 206、カウチ 216、または治療出力 204 の 1 つまたはそれ以上の異なる向きまたは位置を使用するような、放射線療法治療計画に従って一連の治療送達を指定することができる。治療の送達は連続して行われてもよいが、アイソセンタ 210 のような患者上または患者内部の所望の治療場所で交差してもよい。これにより、放射線治療の処方された累積線量が治療部位に送達され、治療部位の近くの組織への損傷が軽減または回避され得る。

【0091】

【0091】

図 2 B は、複合リニアックと、CT 撮像システムを含むような撮像システムとを含む、例示的な放射線治療装置 202 を示す。放射線治療装置 202 は、MLC（図示せず）を含むことができる。CT 撮像システムは、キロ電子ボルト（keV）エネルギー範囲の X 線エネルギーを提供するような撮像 X 線源 218 を含むことができる。撮像 X 線源 218 は、フラットパネル検出器 224 のような画像化検出器 222 に向けられた扇形ビームおよび／または円錐ビーム 220 を提供する。放射線治療装置 202 は、放射線療法治療出力 204、ガントリ 206、カウチ 216、および別の画像化検出器 214（フラットパネル検出器のような）を含むような、図 2 A に関連して説明したシステムと同様であり得る。X 線源 218 は、イメージングするための比較的低エネルギーの X 線診断ビームを提供することができる。

【0092】

【0092】

図 2 B の例示的な実施形態では、放射線療法治療出力 204 と X 線源 218 が、互いに 90° 回転方向に分離されて、同じ回転ガントリ 206 上に搭載されている。別の実施例では、2 つまたはそれ以上の X 線源が、それぞれが独自の検出器配置を有して、複数の角度の診断イメージングを同時に提供するように、ガントリ 206 の周囲に沿って搭載されている。同様に、複数の放射線療法治療出力 204 を提供することができる。

【0093】

【0093】

図 3 は、開示された実施形態による核（nuclear）MR 撮像システム（例えば、MRI リニアックのような技術分野で知られている）のような、放射線治療装置 102 と撮像システムの組み合わせを含む、例示的な放射線治療システム 300 を示す。図示されるように、システム 300 は、カウチ 216、画像取得装置 320、および放射線送達装置を含むことができる。システム 300 は、放射線療法治療計画に従って患者に放射線療法を実施する。いくつかの実施形態では、画像取得装置 320 は、第 1 のモダリティのオリジナル原画像（例えば、図 4 A に示された MRI 画像）または第 2 のモダリティのデスティネーション画像（例えば、図 4 B に示された CT 画像）を取得することができる。

【0094】

【0094】

カウチ 216 は、治療セッション中に患者（図示せず）を支えることができる。いくつかの実装形態では、カウチ 216 は、カウチ 216 上に載っている患者をシステム 300 に出入りさせるように、水平の平行移動軸（「I」とラベル付けされた）に沿って移動することができる。カウチ 216 は、また、並進軸を横断する回転の中心垂直軸の周りを回

転することができる。そのような移動または回転を可能にするために、カウチ 2 1 6 は、カウチが様々な方向に移動し、様々な軸に沿って回転することを可能にするモータ（図示せず）を有してもよい。コントローラ（図示せず）は、治療計画に従って患者を適切に配置するために、これらの動きまたは回転を制御することができる。

【0095】

【0095】

いくつかの実施形態では、画像取得装置 3 2 0 は、治療セッションの前、最中、および／または後に、患者の 2 D または 3 D M R I 画像を取得するために使用される M R I 機械を含むことができる。画像取得装置 3 2 0 は、磁気共鳴撮像のための一次磁場を生成するための磁石 3 2 1 を含むことができる。磁石 3 2 1 の動作により生成される磁力線は、中央並進軸 I に実質的に平行とすることができる。磁石 3 2 1 は、並進軸 I に平行に延びる軸を備えた 1 つまたはそれ以上のコイルを含むことができる。いくつかの実施形態では、磁石 3 2 1 の 1 つまたはそれ以上のコイルは、磁石 3 2 1 の中央窓 3 2 3 にコイルがないように間隔を空けることができる。他の実施形態では、磁石 3 2 1 内のコイルは、放射線治療装置 3 3 0 によって生成された波長の放射に対して実質的に透明であるように、十分に薄いまたは低減された密度とすることができる。画像取得装置 3 2 0 は、また、磁石 3 2 1 の外側の磁場をキャンセルまたは低減するために、ほぼ等しい大きさおよび反対の極性の磁場を磁石 3 2 1 の外側に生成する 1 つまたはそれ以上の遮蔽コイルを含むことができる。以下で説明するように、放射線治療装置 3 3 0 の放射線源 3 3 1 は、磁場が少なくとも 1 次まで、または低減される領域に位置することができる。

【0096】

【0096】

画像取得装置 3 2 0 は、2 つの勾配コイル 3 2 5 および 3 2 6 も含むことができ、これらは、一次磁場に重畳される勾配磁場を生成することができる。コイル 3 2 5 および 3 2 6 は、磁場に勾配を発生させ、プロトンの空間的な符号化を可能にして、それらの位置を決定することができる。勾配コイル 3 2 5 および 3 2 6 は、磁石 3 2 1 と共通の中心軸の周りに配置されてもよく、その中心軸に沿って変位して配置されてもよい。変位は、コイル 3 2 5 と 3 2 6 との間にギャップまたは窓を生成することができる。磁石 3 2 1 がコイル間に中央窓 3 2 3 も含み得る実施形態では、2 つの窓は互いに位置合わせされる。

【0097】

【0097】

いくつかの実施形態では、画像取得装置 3 2 0 は、X 線、C T、C B C T、スパイラル C T、P E T、S P E C T、光断層撮影、蛍光撮像、超音波イメージング、または放射線治療ポータルイメージング装置のような、M R I 以外の撮像装置であってもよい。当業者によって認識されるように、画像取得装置 3 2 0 の上記の説明は、特定の実施形態に関するものであり、限定することを意図するものではない。

【0098】

【0098】

放射線治療装置 3 3 0 は、X 線源、またはリニアック (linac)、および（図 5 で以下示されているような）M L C 3 3 2 のような、放射線源 3 3 1 を含むことができる。放射線治療装置 3 3 0 は、シャーシ 3 3 5 に取り付けられてもよい。カウチ 2 1 6 が治療領域に挿入されると、1 つまたはそれ以上のシャーシモータ（図示せず）がカウチ 2 1 6 の周りでシャーシ 3 3 5 を回転させることができる。一実施形態において、カウチ 2 1 6 が治療領域に挿入されるとき、シャーシ 3 3 5 がカウチ 2 1 6 の周りで連続的に回転可能であってもよい。シャーシ 3 3 5 は、また、好ましくは放射線源 3 3 1 の反対側に配置された放射線検出器（図示せず）を取り付け、シャーシ 3 3 5 の回転軸が、放射線源 3 3 1 と検出器との間に配置されていてもよい。さらに、装置 3 3 0 は、例えば、カウチ 2 1 6、画像取得装置 3 2 0、および放射線治療装置 3 3 0 のうちの 1 つまたは複数を制御するために使用される制御回路（図示せず）を含むことができる。放射線治療装置 3 3 0 の制御回路は、システム 3 0 0 に統合されてもよく、システム 3 0 0 から離れていてもよい。

【0099】

【0099】

放射線療法治療セッション中、患者はカウチ216上に配置される。次いで、システム300は、磁石321、およびコイル325、326、およびシャーシ335によって画定された治療領域にカウチ216を移動させる。次いで、制御回路は、放射線源331、MLC332、およびシャーシモータを制御して、放射線治療計画に従ってコイル325と326の間の窓を通して患者に放射線を送達する。

【0100】

【0100】

図2A、図2B、図3は、放射線療法の出力が中心軸（例えば軸「A」）の周りに回転させることができる構成を含む、患者への放射線治療を提供するように構成された、一般的な放射線治療装置の一実施形態を示す。他の放射線療法の出力構成を使用することができる。例えば、放射線療法の出力は、複数の自由度を持つロボットアームまたはマニピュレーターに取り付けることができる。さらに別の実施形態において、治療出力を、患者から横方向に離れた領域に位置するように固定することができ、患者を支えるプラットフォームを用いて、放射線治療アイソセンタを患者内の指定された標的軌跡に合わせることができる。

10

【0101】

【0101】

上述したように、図2A、図2B、図3により説明された放射線治療装置は、患者の体内の指定された標的部位に放射線療法ビームを成形、方向付け、または強度を変調するためのMLCを含む。図5は、自動的に位置決めされて腫瘍540の断面または投影に近い開口を画定することができる、リーフ532Aから532Jを含む例示的なMLC532を示す。リーフ532Aから532Jは、放射線治療ビームの変調を可能にする。リーフ532Aから532Jは、放射線治療計画に従って、開口部以外の領域で放射線ビームを減衰または遮断するような材料で作られている。例えば、リーフ532Aから532Jは、タングステンを含むような金属プレートを含み、プレートの長軸がビーム方向に平行に向けられ、（図2Aの図示平面内に示される）ビーム方向に直角に向けられた端部を有する。マルチリーフコリメータ（MLC）332の「状態」は、腫瘍540または他の標的部位の形状または位置によりよく近似する治療ビームを確立するように、放射線療法治療中に適応的に調整することができる。これは、静的コリメータ構成を用いることと比較した場合、または「オフライン」治療計画手法を使用するだけで決定されたMLC332構成を使用することと比較した場合である。腫瘍または腫瘍内の特定の領域に特定の放射線量分布を生成するためにMLC332を用いる放射線療法技術は、IMRTと呼ばれる。MLC332を用いて出力された結果のビーム形状は、グラフィカルアパーチャ画像として表現される。すなわち、MLC332を通過して出力された後のビームの見え方（ビーム形状）とその強度を表現するために、与えられたグラフィックアパーチャ画像が生成される。

20

30

【0102】

【0102】

図6は、本開示のいくつかの実施形態による、放射線治療装置630（例えば、レクセルガンマナイフ：Leksell Gamma Knife）の別のタイプの実施形態を示す。図6に示すように、放射線治療セッション中、患者602は手術または放射線療法を受けている患者の身体部分（例えば、頭部）を安定に保つために、座標フレーム620を着用することができる。座標フレーム620および患者位置決めシステム622は、患者の撮像中または放射線手術中に使用することができる空間座標系を確立することができる。放射線治療装置630は、複数の放射線源612を囲む保護ハウジング614を含むことができる。放射線源612は、ビームチャンネル616を介して複数の放射ビーム（例えば、ビームレット）を生成することができる。複数の放射ビームは、異なる方向からアイソセンタ210に焦点を合わせるように構成することができる。個々の放射線ビームの強度は比較的強く

40

50

することができるが、異なる放射線ビームからの複数の線量がアイソセンタ 210 に蓄積すると、アイソセンタ 210 は、比較的高レベルの放射線を受け取ることができる。特定の実施形態では、アイソセンタ 210 は、腫瘍などの手術または治療中の標的に対応する。

【0103】

【0103】

図 7 は、ディープラーニングのため例示的なフロー図を示し、そこでは、ディープ畳み込みニューラルネットワーク (DCNN) のようなディープラーニングモデル (またはマシーンラーニングモデル) がトレーニングされ、治療計画の機械パラメータを決定するために使用される。入力 704 は、値の初期セットおよびトレーニングデータを有する定義されたディープラーニングモデルを含むことができる。トレーニングデータは、患者の画像と期待される結果を含むことができる。トレーニングデータは、また、1 つまたはそれ以上の解剖学的ラベルマップまたは符号付き距離マップのような患者の画像に基づくデータを含むことができる。また、トレーニングデータは、ガントリの与えられた角度から見た患者の解剖学的構造の投影画像と、それとペアである、その与えられた角度での MLC のリーフのグラフィカルアパーチャ画像表現とを含むペアのデータを含めることができる。トレーニングデータは、任意の数の異なるガントリ角度における複数の患者の複数のこれらペア画像を含むことができる。いくつかのケースでは、トレーニングデータは、各トレーニング患者のガントリの各角度にひとつである 360 組のペアの投影画像とグラフィカルアパーチャ画像を含む。いくつかのケースでは、各ペアがガントリに対して解剖学的構造に異なる 45 度のビューを表す、8 組のペアが含まれる。

【0104】

【0104】

ディープラーニングモデルは、ディープ畳み込みニューラルネットワーク (DCNN) のようなニューラルネットワークを含み得る。ディープラーニングネットワークは、CT 画像、PET 画像、または MRI 画像からの異なるガントリ角度での解剖学的構造の異なるビューを表す解剖学的構造の投影画像や、異なるガントリ角度のそれぞれでの MLC のリーフの対応するグラフィカルアパーチャ画像表現のような、医用画像でトレーニングされることができる。トレーニングすると、ディープラーニングネットワークは、患者の CT 画像または MRI 画像に基づいて生成された特定のガントリ角度の投影画像のみを用いて、患者の特定のガントリ角度における MLC のリーフのグラフィカルアパーチャ画像表現の推定値を生成することができる。期待される結果には、患者への放射線治療の送達を定義するために、対応するガントリ角度でビーム形状を生成する制御点を計算するために使用できる MLC のリーフの推定されたグラフィカルアパーチャ画像表現が含まれる。制御点または機械パラメータは、少なくとも 1 つのガントリの角度、少なくとも 1 つのマルチリーフコリメータのリーフの位置、少なくとも 1 つのアパーチャの重量または強度を含むことができる。

【0105】

【0105】

いくつかの実施形態では、異なるガントリ角度での投影画像を、その角度での異なる機械パラメータと対にすることができる。このような場合には、機械学習モデルをトレーニングして、異なるガントリ角度の異なる投影画像についてグラフィカルアパーチャ画像を推定するのではなく、機械学習モデルをトレーニングして、各角度で、その角度における所定の投影画像について機械パラメータを直接推定することができる。このような状況では、患者の解剖学的構造の 1 つまたはそれ以上の CT 画像または MRI 画像から、ガントリの所定の角度からの解剖学的構造のビューを表す投影画像を生成することができる。投影画像は、トレーニングされた機械学習モデルに入力され、ガントリの与えられた角度に対して、その投影画像に対応する機械パラメータを推定する。

【0106】

【0106】

ディープラーニングモデル 708 のトレーニング中に、トレーニングデータのバッチを

患者の画像と期待される結果から選択することができる。選択されたトレーニングデータは、与えられたガントリ角度から見た患者の解剖学的構造のビューを表す少なくとも1つの投影画像と、その与えられたガントリ角度における、対応するグラントゥールスのグラフィカルアパーチャ画像および／またはマシンパラメータデータを含むことができる。選択されたトレーニングデータは、複数の等間隔または非等間隔のガントリ角度から（例えば、0度から、15度から、45度から、60度から、75度から、90度から、105度から、120度から、135度から、150度から、165度から、180度から、195度から、210度から、225度から、240度から、255度から、270度から、270度から、285度から、300度から、315度から、330度から、345度から、および／または、360度から）同じ患者の解剖学的構造のビューを表す患者の解剖学的構造の複数の投影画像と、それらの異なる等間隔または非等間隔のガントリ角度における、対応するグラントゥールスのグラフィカルアパーチャ画像および／または機械パラメータデータを含むことができる。

【0107】

[0107]

ディープラーニングモデルは、選択された投影画像に適用され、推定された結果（例えば、様々なガントリ角度における推定されたグラフィカルアパーチャ画像および／または機械パラメータ）を提供し、それは、期待される結果（例えば、選択された投影画像に対応するグラフィカルアパーチャ画像または機械パラメータ）と比較され、トレーニングエラーの兆候を提供する差を計算することができる。このエラーは、バックプロパゲーションと呼ばれる手順で使用され、その後の試行中における機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像の推定値のエラーを削減または最小化するような、ディープラーニングネットワークのパラメータ（例えば、レイヤーノードの重みやバイアス）のエラーを修正する。エラーは、指定されたトレーニング反復回数で持続的な最小値に進むような、予め定められた基準と比較される。エラーが所定の基準を満たさない場合、ディープラーニングモデルのモデルパラメータはバックプロパゲーションを用いて更新され、トレーニングデータの他のバッチは（同じ患者または他の患者の）他の投影画像と、ディープラーニングモデルトレーニングの別の反復の期待される結果とから選択される。エラーが所定の基準を満たす場合、トレーニングが終了し、トレーニングモデルがディープラーニングテストまたは推論ステージ712で使用され、トレーニングデータと異なる投影画像に基づく機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像を予測することができる。特定のガントリ角度からの解剖学的構造のビューを表す新しい投影画像を受け取り、予測された結果（例えば、その特定のガントリ角度に対する機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像）を提供することができる。

【0108】

[0108]

図7は、ガントリ角度からの患者の解剖学的構造のビューを描写する少なくとも1つの医用画像投影に基づいて、その特定のガントリ角度に対する一連の機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像を決定するためのDCNNのような、ディープ畳み込みニューラルネットワーク（DCNN）をトレーニングするための方法の一実施形態を示す。DCNNは、異なるガントリ角度からの患者の解剖学的構造のビューを描いた異なる画像投影を表す医用画像のセットを受け取る。投影画像は、CT画像、MRI画像、合成CT画像、および／またはPET画像などから生成することができる。DCNNは、対応する解剖学的構造のボクセルラベルマップと、ラベル付けされたオブジェクトの符号付き距離マップの関数も受け取る。次に、投影画像に描かれている様々なガントリ角度の機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像は、医用画像の各セットに対して決定される。一実施形態では、機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像は、医用投影画像のセットとともに受け取る。

【0109】

[0109]

機械パラメータは、少なくとも1つのガントリの角度、少なくとも1つのマルチリーフコリメータのリーフの位置、少なくとも1つのアパーチャの重量または強度を含む。機械パラメータは、数1の表現により表すことができる。

【0110】

【数1】

$$Y = \left\{ \phi, (\dots L_n^\phi R_n^\phi \dots)^T, y^\phi \right\}_k, k = 1, \dots, K$$

10

【0111】

ここで、Yは、K個の機械パラメータデータオブジェクトのセットを表し、 ϕ は、ガントリ角度を表し、 $L_n^\phi R_n^\phi$ は、左右のマルチリーフコリメータのリーフ位置を表し、 y^ϕ は、ガントリ角度 ϕ に対するアパーチャの重みまたは強度を表す。ネットワークのトレーニング開始するために、反復インデックスの初期値をゼロに設定する。トレーニングデータのバッチは、受け取った医用画像投影のセットのサブセットと、医用画像投影で表されたガントリ角度に対応するグラフィカルアパーチャ画像から形成される。特に、医用画像投影の1つのバッチは、複数のガントリ角度からの第1のトレーニング対象者の解剖学的構造を表し、トレーニングデータは、第1のトレーニング対象者の治療中に複数のガントリ角度のそれぞれで使用された機械パラメータに基づいて生成されたグラフィカルアパーチャ画像を含む。医用画像投影の別のバッチは、複数のガントリ角度からの第2のトレーニング対象者の解剖学的構造を表し、トレーニングデータは、第2のトレーニング対象者の治療中に複数のガントリ角度のそれぞれで使用された機械パラメータに基づいて生成されたグラフィカルアパーチャ画像を含む。

20

【0112】

【0110】

トレーニングデータのバッチがDCNNに提供され、それに基づいてDCNNのパラメータが更新される。DCNNは、受け取ったメディア画像投影の与えられたセットに対するDCNNの現在のパラメータに基づいて、機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像の出力セットを提供する。トレーニングデータ（例えば、グランドトゥールース機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像）のバッチにおける医用画像投影の受け取ったセットに対応する機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像の出力セットの間での比較が行われる。各エラー値が、推定された機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像と、対応するグランドトゥールースの機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像との間の差であるような、対応するエラーセットは、比較から決定される。DCNNのパラメータは、対応する誤差に基づいて、バックプロパゲーションを用いるなどにより更新される。

30

【0113】

【0111】

一実施形態では、DCNNのパラメータは、数1のコスト関数のようなコスト関数を最小化または低減するように更新される。

40

【0114】

【数2】

$$J(\Theta^*) = \arg \min_{\Theta} \|Y - Y^*\|^2$$

【0115】

ここで、Yは、DCNNによって決定されたマシンパラメータまたはグラフィカルアパ

50

ーチャ画像を表し、 Y^* は、トレーニングデータのバッチに対応する既知の機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像を表し、 Θ^* は、 Y と Y^* との間の二乗誤差を最小化することに対応するDCNNのパラメータ（例えば、上述の層ノードの重みおよびバイアス）を表す。

【0116】

【0112】

一実施形態では、コスト関数は、DCNNのパラメータが、数2または数3の表現に従って決定され得る確率関数を含む。

【0117】

【数3】

10

$$\Theta_{OPT} = \arg \max_{\Theta} P(Y|X; \Theta)$$

【0118】

【数4】

$$\Theta_{OPT} = \arg \max_{\Theta} \sum_{t \in T} \log P(Y_t | X_t; \Theta)$$

20

【0119】

ここで、 Θ_{OPT} は、完全にとレーニングされたDCNNのパラメータを表し、 X は、解剖学的構造のボクセルのラベルマップ、またはラベル付きオブジェクト符号付き距離マップの関数から得られる、異なるガントリ角度での医用画像投影のコレクションを表す。

【0120】

【0113】

DCNNのパラメータを更新した後は、反復インデックスを1ずつ増加させる。反復インデックスは、DCNNのパラメータが更新された回数に対応する。停止基準が計算され、停止基準を満足する場合、DCNNモデルは、画像処理装置112のメモリ装置116のようなメモリに保存され、トレーニングが停止される。停止基準を満足しない場合、同じトレーニング対象者または別のトレーニング対象者からトレーニング画像の別のバッチを取得することで、トレーニングを継続する。一実施形態では、停止基準は、反復インデックスの値を含む（例えば、停止基準は、反復インデックスが決定された最大反復数以上であるかどうかを含む）。一実施形態では、停止基準は、機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像の出力されたセットの精度を含む（例えば、停止基準は、機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像の出力されたセットと、トレーニングデータのバッチにおける医用画像投影の受け取ったセットに対応する機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像との間の差が、閾値よりも小さいかどうかを含む）。一実施形態では、閾値は、決定されたすべてのエラーの漸近的な最小値に対応させることができる。一実施形態では、機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像は、例えば、アパーチャ、角度、および強度値を指定する固定フォーマットの画像のフォームでDCNNに提示することができる。一実施形態では、患者の画像を機械のパラメータでプールし、リアルアレイとして提示することができる。

30

40

【0121】

【0114】

図7は、上述の方法によってトレーニングすることができるDCNNのような、トレーニングされたDCNNを用いて、機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像を生成する方法を示す。与えられたガントリ角度からの解剖学的構造の医用画像の投影は、画

50

像取得装置 132 のような画像取得装置から受け取ることができる。トレーニングされた DCNN モデルは、ネットワーク 120 のようなネットワークから、または、画像処理装置 112 のメモリ装置 116 のようなメモリから受け取ることができる。トレーニングされた DCNN は、放射線治療の計画や再計画のような受け取られた投影画像から与えられたガントリ角度に対する機械パラメータ、またはグラフィカルアパーチャ画像を決定するために使用することができる。一実施形態では、トレーニングされた DCNN は、オンラインアプリケーションのための機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像を、リアルタイムで生成することができる（例えば、トレーニングされた DCNN は、受け取られた医用画像から機械パラメータやグラフィカルアパーチャ画像を数秒で生成することができる）。強度変調放射線治療のために決定された機械パラメータを用いて DCNN をトレーニングすることができる実施形態では、トレーニングされた DCNN は、強度変調放射線治療の治療計画のための機械パラメータを決定することができる。体積変調アーク療法について決定された機械パラメータを用いて DCNN をトレーニングすることができる実施形態では、トレーニングされた DCNN は、体積変調アーク療法の治療計画のための機械パラメータを決定することができる。

【0122】

【0115】

機械学習モデルを用いて機械パラメータや制御点を予測するモチベーションは、治療計画の計算を高速化することにある。従来の治療計画は、CT 画像または MR 画像から、解剖学的手法とターゲットの抽出を経て、治療計画を立てていた。最新の IMRT および VMAT 計画は、画像と描出された構造を用いて 3D 線量分布を定義し、その線量分布を実現するための装置パラメータを決定する。CT 画像または MR 画像をもとにした結果の臨床計画は、通常、2つのフェーズの数値最適化の後に作成される。MR 画像の場合には、追加のステップが提供され、MR 画像を合成 CT 画像に変換する。CT 画像のピクセル強度は、組織の X 線吸収の関数であり、治療計画プログラムに不可欠な物理的情報を提供する。MR ベースの計画は、合成 CT 画像を作成して、計画のための X 線吸収データを提供する。第 1 のフェーズ（例えば、フルエンスマップの最適化（Fluence Map Optimization）すなわち「FMO」）では、プランナーの要求を満たす理想的な線量分布を作成する。第 2 のフェーズ（例えば、セグメントシェープ（Segment Shape）、重さの最適化（Weight Optimization））では、与えられたリニアックと MLC の機械パラメータを作成し、フルエンスマップ（Fluence Map）の分布にできるだけ一致するような患者の 3 次元線量分布を作成する。

【0123】

【0116】

開示された実施形態は、制御点予測（例えば、DL 計画推定（DL Plan Estimate））を用いて治療計画を作成する際の品質および速度を向上させる。DCNN ワークフローは、解剖学的構造とターゲットの DCNN のセグメンテーションと、MR 画像に対する合成 CT の生成を想定している。DCNN のトレーニングは、最適化の両方のフェーズを含む非常に優れた治療計画に基づいて制御点のモデルを生成する。トレーニングされた DCNN によって推定された制御点は、ある意味、両方の計画フェーズの情報を取り込んでいる。計画プロセスを短縮する 1 つの方法は、フルエンスマップのフェーズをまとめてなくし、第 2 のフェーズ（セグメントシェープ（Segment Shape）、重さの最適化（Weight Optimization））の入力として制御点の推定値を使用することである。これにより、第 2 のフェーズの計算が高速化され、プランニングのスピードアップとなる。

【0124】

【0117】

解剖学的構造に基づいた制御点の予測の課題は、解剖学的構造と制御点が根本的に異なる共通表現を有していることである。解剖学的構造は様々なモダリティの直線的な医用画像で描かれ、制御点は実数パラメータのベクトルである。さらに、制御点のアパーチャが画像でグラフィカルに表現されていたとしても、アパーチャの向きは、解剖学的構造の標

準的な2Dまたは3Dビューのいずれにも対応していない。リニアック（Linac）は患者の周りを弧を描くように移動するので、その瞬間の解剖学的構造のビューは、解剖学的構造の投影画像であり、その角度での解剖学的構造の平面の放射線写真（plane radiograph）に相当する。いくつかの実施形態によれば、制御点のアパーチャデータが再フォーマットされ、アパーチャ画像に変換され、対応する角度で解剖学的構造の投影と位置合わせされる。

【0125】

【0118】

単純な楕円802の投影図を図8Aに模式的に示す。図8Aでは、各ビューは楕円の中心に対して向きを変えており、各角度から見た楕円802の形状と範囲を捉えている（例えば、ビュー803では0度、ビュー804では45度、ビュー805では90度を表している）。例えば、楕円802のY軸807に対して0度の角度から見たときの楕円802のビューは、ビュー803として投影されている。例えば、楕円802のY軸807に対して45度の角度から見たときの楕円802のビューは、ビュー804として投影されている。例えば、楕円802のY軸807に対して90度の角度から見たときの楕円802のビューは、ビュー805として投影されている。

【0126】

【0119】

オリジナルの3DCT画像801のセットに対する男性の骨盤の解剖学的構造の投影を図8Bに示す。選択された危険臓器と標的臓器は、3DCT画像801に輪郭が描かれ、それらのボクセルには一定の値が割り当てられている。3DCT画像801の中心軸のまわりの選択された角度（0度、45度、90度）の投影画像850は、コーンビームCT再構成プログラムの前方投影機能を用いて得ることができる。投影画像は、また、レイトレーシング（ray tracing）によって投影ビューのジオメトリを直接的再現によるか、コンピュータ断層撮影のようにフーリエ再構成によるか、いずれかで算出される。

【0127】

【0120】

例えば、投影画像は、光の軌跡を画像平面上のピクセルとしてトレースし、仮想オブジェクトとの出会いによる効果をシミュレートすることで、算出することができる。いくつかの実装では、投影画像は、仮想の目（MLCビュー（MLC view）またはビームズアイビュー（beam's eye view））から仮想スクリーンの各ピクセルを通るパスをトレースし、そこから見えるオブジェクトの色を計算することによって生成される。3DCT画像802に描かれた解剖学的構造のMLCビームズアイビューからの投影画像を生成するために、他の任意の断層像再構成技術を利用することができる。

【0128】

【0121】

例えば、3DCT画像801のセットを、3DCT画像801に描写された解剖学的構造（例えば、膀胱、前立腺、精嚢、直腸、第1のターゲットおよび第2のターゲット）の1つまたはそれ以上のビューを生成するために使用することができる。ビューは、放射線治療装置のガントリを含むMLCの視点からのものとすることができ、図8Bを参照して簡単に説明すると、ビューは、3DCT画像801のY軸に対する度数で測定され、画像に描かれた解剖学的構造とMLCとの間の距離に基づいて測定される。具体的には、第1のビュー810は、ガントリがY軸に対して0度のときに、3DCT画像801に描かれた解剖学的構造物から与えられた距離での、ガントリにより眺められ（viewed）または見られ（seen）たときの3DCT画像801の投影を表し、第2のビュー820は、ガントリがY軸に対して45度のときに、3DCT画像801に描かれた解剖学的構造物から与えられた距離での、ガントリにより眺められ（viewed）または見られ（seen）たときの3DCT画像801の投影を表し、3DCT画像801に描かれた解剖学的構造物から与えられた距離にあるときに、ガントリにより眺められ（viewed）または見られ（seen）たときの3DCT画像801の投影を表す。他の任意のビューは、3DCT画像801に

描かれた解剖学的構造の周囲 360 度のそれぞれに異なるビューのように提供することができる。

【0129】

【0122】

図 9 は、本開示のいくつかの実施形態による、ディープラーニングのためのトレーニングデータを生成するための例示的な方法を示す。具体的には、図 9 では、画像と制御点のパラメータを 3 次元のイメージボリュームに変換する。図 9 の上部では、3DCT 画像 801 は、図 8A および図 8B に関連して説明したのと同様の方法で、3DCT 画像 801 の中心軸のまわりの選択された角度で、投影画像 850 のスタックに変換されている。図 9 の下部では、投影画像 850 で表されたガントリの各角度に対応する制御点の角度、開口部、および強度 910 が、グラフィカルアパーチャ画像 920 として再現されている。斜線部分 922 は、各グラフィカルアパーチャ画像 920 において放射線の通過を可能にする MLC の左右のリーフエッジ間のアパーチャ（開口部）を示している。グラフィカルアパーチャ画像 920 は、各投影ピクセルが、それを照射する対応するアパーチャピクセルと整列するように、投影画像 850 と位置合わせされ、スケーリングされる。いくつかの実施形態では、各グラフィカルアパーチャ画像に対してバーオブジェクト（bar object）を（例えば、グラフィカルアパーチャ画像 920 の左下に）提示することができる。このバーオブジェクトの長さは、この制御点での放射線強度を符号化したもので、リーフの位置に沿って推定される。

【0130】

【0123】

制御点パラメータ 910（数 5）は、ガントリ角度、各ガントリ角度での MLC 開口部、およびその角度での放射線強度を表す。

【0131】

【数 5】

$$Y = \left\{ \varphi, (\dots L_n^{\varphi} R_n^{\varphi} \dots)^T, y^{\varphi} \right\}_k, k = 1, \dots, K$$

【0132】

アパーチャは、グラフィカルなアパーチャ画像 920 として描かれる。各グラフィカルアパーチャ画像 920 は、同じガントリ角度の解剖学的構造の投影画像 850 の対応する 1 つと割り当てられ、ペアとなっている。各斜線部分 922 は、対向するタングステン MLC リーフ（例えば、532A-J）のペアの間のアパーチャ（開口部）を表しており、これらのアパーチャによって、X線ビームの形状を制御して、ターゲットを所定の放射線量までカバーすることが可能となる。投影画像 850 およびグラフィカルアパーチャ画像 920 は、投影画像 850 内の各解剖学的構造のピクセルが、その解剖学的構造の要素を照射する対応するアパーチャピクセルと整列するように、スケーリングおよび位置合わせされる。解剖学的構造と制御点データの構築は、共通の寸法、ピクセル間隔、および原点を有する整列された 3D 画像ボリュームとして表現される。

【0133】

【0124】

図 10 は、既知の画像または画像関数と、既知の機械パラメータのグラフ画像のセットを用いてトレーニングすることができる DCNN 1000 の一実施形態を示す。一旦トレーニングされると、DCNN は、新しい患者（例えば、トレーニングプロセスで使用された既知の画像または画像関数を提供しなかった患者）に対して、1 つまたはそれ以上のガントリ角度における新しい患者の投影画像 850 ののみを与えて、1 つまたはそれ以上のガントリ角度に対するグラフィカルアパーチャ画像 1010 の推定値を計算することができる。一実施形態では、DCNN 1000 は、回帰用の DCNN を含むことができる。DC

NN1000を、画像処理装置112のメモリ装置116のようなメモリに格納することができる。DCNN1000は、ブロック単位で構成された（場合によっては多数の）畳み込み層で構成することができ、各ブロックは通常、画像および制御点データの連続した低解像度バージョンで動作する。投影画像データ850とそれに対応するグラフィカルアパーチャ画像データ920は、幅1のカーネルを有する畳み込み層によってDCNNに導入することができる。各畳み込み層ブロックは、少なくとも1つの畳み込み層と、畳み込み層の出力に非線形関数を適用することができる非線形層（例えば、整流線形単位（rectified linear unit）すなわちReLU層）で構成することができる。また、各ブロックは、バッチ正規化層、スケール層、または所望のグラフィックアパーチャ画像値の最も正確な推定値を提供するように決定される他の層を含む。各セットの最後のブロックの最後の層は、畳み込み出力データのある量（例えば、2分の1）だけダウンサンプルすることができ、そして、最大プーリングとして知られるプロセス中に、出力畳み込み層の関連する層ノード値の最大値を取ることができる、プーリング層とすることができる。各畳み込みブロックのセットの形状の変化は、画像データの空間的解像度（ブロックの高さ）が低下していること、層ごとのパラメータ数（ブロックの幅）が増加していることを示している。層の配置や層のセットの構成により、DCNNの情報量を維持することができる。

【0134】

【0125】

ネットワークトレーニングの間、投影画像850を用いて出力されたグラフィカルアパーチャ画像は、正しいグラフィカルアパーチャ画像920（例えば、グランドトゥルースのグラフィカルアパーチャ画像）と比較することができ、その差（例えば、エラー）は、ネットワークパラメータを修正するために使用される。この修正プロセスはバックプロパゲーションと呼ばれている。ネットワークパラメータは、バックプロパゲーション中に値をリセットすることができる層ノードの重み係数と、層ノードに関連する図10の θ としてまとめられたバイアス項とすることができる。ネットワークのトレーニングは、図10に示すネットワークモデルすなわち関数 $f(X, \theta)$ を生成する。このモデルは、入力トレーニング画像 X とネットワークのパラメータ θ の両方に依存する。一旦トレーニングされると、ネットワークモデルは、ネットワークモデルのトレーニングに使用されなかった患者について、出力層で出力されるグラフィカルアパーチャ画像の推定値1010を生成することができる。グラフィカルアパーチャ画像1010は、新しい患者のグラフィカルアパーチャ画像の推定値である。

【0135】

【0126】

図11は、例示的な実施形態による、プロセス1100を実行する際の画像処理装置112の動作例を示すフローチャートである。プロセス1100は、プロセス1100の動作が画像処理装置112の機能コンポーネントによって部分的または全体的に実行されるように、1つまたはそれ以上のプロセッサによって実行するためのコンピュータ読み取り可能な命令で具現化されてもよく、したがって、プロセス1100は、それを参照して例示的に以下に説明される。しかし、他の実施形態では、プロセス1100の動作の少なくとも一部は、他の様々なハードウェア構成で展開されてもよい。したがって、プロセス1100は、画像処理装置112に限定されることを意図したものではなく、他の任意の構成要素によって全体または部分的に実施することができる。プロセス1100の一部またはすべての操作は、並行して行うことも、順序を変えて行うことも、完全に省略することもできる。

【0136】

【0127】

オペレーション1110において、画像処理装置112がトレーニングデータを受け取る。例えば、画像処理装置112は、ペアのトレーニングデータセット（例えば、入出力トレーニングペア）を含み得るトレーニングデータを受け取る。このようなトレーニングデータは、所定のガントリ角度における患者の解剖学的構造のペアの投影画像と、そのガ

ントリ角度におけるグランドトゥールスの機械パラメータまたはグラフィカルアパーチャ画像を含み得る。

【0137】

【0128】

オペレーション1120において、画像処理装置112は、モデルをトレーニングするための制約条件を受け取る。

【0138】

【0129】

オペレーション1130において、画像処理装置112は、受け取ったトレーニングデータおよび制約条件に基づいて、モデルのトレーニングを実行する。

【0139】

【0130】

オペレーション1150において、画像処理装置112は、トレーニングされたモデルを出力する。例えば、画像処理装置112は、トレーニングされたモデルを出力し、投影画像の新しいセットで動作させ、機械パラメータおよび／または投影画像のガントリ角度に対応するグラフィカルアパーチャ画像を推定する。

【0140】

【0131】

オペレーション1160において、画像処理装置112は、トレーニングされたモデルを利用して、機械パラメータおよび／またはグラフィカルアパーチャ画像を生成する。例えば、画像処理装置112は、与えられたガントリ角度からの解剖学的構造のビューを表す患者の解剖学的構造の投影画像に基づいて、与えられたガントリ角度に対するグラフィカルアパーチャ画像を生成する。画像処理装置112は、患者の治療に使用される放射線治療装置の種類を特定する。画像処理装置112は、グラフィカルアパーチャ画像から制御点（機械パラメータ）を算出する機能を獲得する。画像処理装置112は、生成されたグラフィカルアパーチャ画像を関数に適用して、患者の放射線治療中に使用される所定のガントリ角度に対する制御点（例えば、リーフ位置、ジョー位置、ビーム強度）を計算する。いくつかの実装では、画像処理装置112は、放射線治療中に使用される各ガントリ角度から投影画像を取得するステップを繰り返し、取得した投影画像のそれぞれについて対応するグラフィカルアパーチャ画像を生成する。画像処理装置112は、1つまたはそれ以上の治療フラクションの間に患者を治療するために使用される各ガントリ角度の制御点（例えば、リーフ位置、ジョー位置、ビーム強度）を計算するために、使用される与えられたタイプの放射線治療装置の制御点を計算する関数に、生成されたグラフィカルアパーチャ画像のそれぞれを適用する。

【0141】

【0132】

図12は、例示的な実施形態による、プロセス1200を実行する際の画像処理装置112のオペレーションの実施例を示すフローチャートである。プロセス1200は、プロセス1200のオペレーションが画像処理装置112の機能コンポーネントによって部分的または全体的に実行されるように、1つまたはそれ以上のプロセッサによって実行するためのコンピュータ読み取り可能な命令で具現化されてもよく、したがって、プロセス1200は、それを参照して例示的に以下で説明される。しかし、他の実施形態では、プロセス1200のオペレーションの少なくとも一部は、他の様々なハードウェア構成で展開されてもよい。したがって、プロセス1200は、画像処理装置112に限定されることを意図したものではなく、他の任意の構成要素によって全体または部分的に実施することができる。プロセス1200の一部またはすべての操作は、並行して行うことも、順序を変えて行うことも、完全に省略することもできる。

【0142】

【0133】

オペレーション1230において、画像処理装置112は、被検体の解剖学的構造を描

10

20

30

40

50

写する画像を受け取る。

【0143】

[0134]

オペレーション1250において、画像処理装置112は、放射線治療装置の第1のガントリ角度から見た解剖学的構造のビューを表す受け取った画像に基づいて第1の投影画像を生成する。

【0144】

[0135]

オペレーション1260において、画像処理装置112は、トレーニングされた機械学習モデルを第1の投影画像に適用して、第1のガントリ角度におけるMLCリーフ位置の第1のグラフィカルアパーチャ画像表現を推定し、機械学習モデルは、患者解剖学の異なるビューを表す投影画像と、異なるビューに対応する異なるガントリ角度におけるMLCリーフ位置のそれぞれのグラフィカルアパーチャ画像表現との間の関係を確立するようにトレーニングされている。

【0145】

[0136]

オペレーション1270において、画像処理装置112は、推定された第1のグラフィカルアパーチャ画像表現に基づいて、1つまたはそれ以上の放射線治療装置パラメータを生成する。

【0146】

[0137]

図13は、本明細書で説明される方法の1つまたはそれ以上を実施することができるマシン1300の実施形態のブロック図を一実施例として示す。1つまたはそれ以上の実施形態では、画像処理装置112の1つまたはそれ以上のアイテムは、マシン1300によって実装される。代替の実施形態では、マシン1300は、スタンドアロンデバイスとして動作するか、または他のマシンに接続されても（例えば、ネットワーク化されても）よい。1つまたはそれ以上の実施形態において、画像処理装置112は、マシン1300の1つまたはそれ以上のアイテムを含むことができる。ネットワーク化された展開では、マシン1300は、サーバー、またはサーバークライアントネットワーク環境のサーバーのクライアントマシンの容量で、またはピアツーピア（または分散）ネットワーク環境のピアマシンとして動作する。マシンは、パーソナルコンピュータ（PC）、タブレットPC、セットトップボックス（STB）、携帯情報端末（PDA）、携帯電話、ウェブアプリケーション、ネットワークルーター、スイッチまたはブリッジ、またはそのマシンが実行するアクションを指定する命令（シーケンシャルまたはそれ以外）を実行できるマシンであることができる。さらに、単一のマシンのみが示されているが、「マシン」という用語は、本明細書で説明する方法論の1つまたは複数を実行する命令のセット（または複数のセット）を個別または共同で実行するマシンの集合も含むものとする。

【0147】

[0138]

例示的なマシン1300は、バス1308を介して互いに接続されているプロセッシング回路1302（例えば、CPU、グラフィック処理装置（GPU）、ASIC、1つまたはそれ以上のトランジスタ、抵抗器、コンデンサ、インダクタ、ダイオード、論理ゲート、マルチプレクサ、バッファ、変調器、復調器、無線装置（例えば、送信または受信無線装置またはトランシーバのような回路）、センサ1321（例えば、エネルギー（光、熱、電気、機械、またはその他のエネルギー）のあるフォームを他のフォームに変換するトランスデューサーなど、またはそれらの組み合わせ）、メインメモリ1304、およびスタティックメモリを含む。マシン1300（例えば、コンピュータシステム）は、ビデオディスプレイユニット1310（例えば、液晶ディスプレイ（LCD）または陰極線管（CRT））をさらに含み得る。マシン1300は、英数字入力装置1312（例えば、キーボード）、ユーザインターフェース（UI）ナビゲーション装置1314（例えば、

マウス)、ディスクドライブまたは大容量記憶装置 1 3 1 6、信号生成装置 1 3 1 8 (例えば、スピーカー) およびネットワークインターフェース装置 1 3 2 0 も含む。

【0 1 4 8】

【0 1 3 9】

ディスクドライブユニット 1 3 1 6 は、本明細書で説明される方法または機能のうちのいずれか 1 つまたはそれ以上によって具現化または利用される命令およびデータ構造 (例えば、ソフトウェア) 1 3 2 4 の 1 つまたはそれ以上のセットが記憶される機械可読媒体 1 3 2 2 を含む。命令 1 3 2 4 は、また、マシン 1 3 0 0、メインメモリ 1 3 0 4 およびプロセッサ 1 3 0 2 による実行中に、完全にまたは少なくとも部分的に、メインメモリ 1 3 0 4 および／またはプロセッサ 1 3 0 2 内に常駐し、機械可読媒体を構成することができる。

10

【0 1 4 9】

【0 1 4 0】

図示されたマシン 1 3 0 0 は、出力コントローラ 1 3 2 8 を含む。出力コントローラ 1 3 2 8 は、マシン 1 3 0 0 への、またはマシン 1 3 0 0 からのデータフローを管理する。出力コントローラ 1 3 2 8 はデバイスコントローラと呼ばれ、出力コントローラ 1 3 2 8 と直接相互に作用するソフトウェアはデバイスドライバと呼ばれる。

【0 1 5 0】

【0 1 4 1】

機械可読媒体 1 3 2 2 は、例示的な実施形態では単一の媒体であるように示されているが、用語「機械可読媒体」は、1 つまたはそれ以上の命令またはデータ構造を格納する、単一の媒体または複数の媒体 (例えば、集中型または分散型データベース、および／または関連するキャッシュおよびサーバー) を含み得る。「機械可読媒体」という用語は、機械による実行のための命令を格納、符号化、または搬送することができ、機械に本開示の方法論の 1 つまたはそれ以上を実行させることができ、またはそのような命令によって利用される、または関連するデータ構造を保存、エンコード、または実行することができる、いかなる有形媒体も含むものとする。したがって、「機械可読媒体」という用語は、ソリッドステートメモリ、光学および磁気媒体を含むと解されるが、これらに限定されない。機械可読媒体の特定の例は、半導体メモリデバイスを含む不揮発性メモリ、たとえば、消去可能プログラマブル読み取り専用メモリ (E P R O M)、E E P R O M、およびフラッシュメモリデバイス、内蔵ハードディスクやリムーバブルディスクなどの磁気ディスク。光磁気ディスク、および C D - R O M および D V D - R O M ディスクを含む。

20

【0 1 5 1】

【0 1 4 2】

命令 1 3 2 4 は、さらに、伝送媒体を使用して通信ネットワーク 1 3 2 6 を介して送信または受信され得る。命令 1 3 2 4 は、ネットワークインターフェース装置 1 3 2 0 や、いくつかの周知の転送プロトコル (例えば、H T T P) のうちのいずれか 1 つを使用して送信され得る。通信ネットワークの例には、L A N、W A N、インターネット、携帯電話ネットワーク、プレインオールドテレフォン (P O T S) ネットワーク、および無線データネットワーク (例えば、W i F i、W i M a x ネットワークなど) が含まれる。「伝送媒体」という用語は、機械による実行のための命令を保存、エンコード、または実行できる無形媒体を含み、そのようなソフトウェアの通信を促進するためのデジタルまたはアナログ通信信号または他の無形媒体を含むものとする。

30

40

【0 1 5 2】

【0 1 4 3】

本明細書で使用する「通信可能に結合」とは、いずれかの結合上のエンティティがその間のアイテムを介して通信する必要があり、それらのエンティティがアイテムを介して通信せずに互いに通信できないことを意味する。

【0 1 5 3】

【その他の注意事項】

50

[0 1 4 4]

上記の詳細な説明は、詳細な説明の一部を形成する添付の図面への参照を含む。図面は、限定ではなく例示として、本開示を実施することができる特定の実施形態を示すものである。これらの実施形態は、本明細書では「例」とも呼ばれる。そのような例は、図示または記載されたものに追加した要素を含むことができる。しかし、本願発明者らは、また、図示または記載されている要素のみが提供されている例を考慮している。さらに、本願発明者らは、また、特定の例（またはその1つまたはそれ以上の態様）に関して、あるいは他の例（またはその1つまたはそれ以上の態様）に関して示された、または説明された要素の任意の組合せまたは置換を用いる例を考慮している。

[0 1 5 4]

[0 1 4 5]

本明細書で言及されている全ての刊行物、特許、および特許文書は、個々に参照により組み込まれるように、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。本明細書と、参照により組み込まれたそれら文書との間で矛盾する用法がある場合には、組み込まれた文書における用法は、本明細書の用法の補足と考えられるべきである。

[0 1 5 5]

[0 1 4 6]

本明細書では、用語「a」、「an」、「the」、「said」は、特許文書において一般的であるように、本開示の態様の要素またはその実施形態の要素を紹介するときに使用され、「少なくともひとつ」または「1つまたは複数」の他の例または用法とは独立に、1つまたはそれ以上の要素以上の1つまたは複数を含む。本明細書では、用語「または (or)」は、「AまたはB (A or B)」が、そうでないと示されない限り、「Aを含むがBを含まない (A but not B)」、「Bを含むがAを含まない (B but not A)」、「AおよびB (A and B)」を含むように、非排他的であることを指すために使用される。

[0 1 5 6]

[0 1 4 7]

添付の特許請求の範囲において、用語「including (含む)」および「in which (その中で)」は、それぞれの用語「comprising (含む)」および「wherein (ここで)」の平易な英語の等価物として使用される。また、添付の特許請求の範囲において、用語「含む (comprising)」、「含む (including)」および「有する (having)」は、請求項内のそのような用語（例えば、comprising、including、having）の後に追加の要素が依然として含まれるとみなされるように、列挙された要素以外の追加の要素が存在し得ることを意味するオープンエンドであることを意図している。さらに、添付の特許請求の範囲では、「第1の」、「第2の」、および「第3の」などの用語は、単なるラベルとして使用されており、それらの対象に数値要件を課すことを意図していない。

[0 1 5 7]

[0 1 4 8]

本開示の実施形態は、コンピュータ実行可能命令を用いて実施することができる。コンピュータ実行可能命令（たとえばソフトウェアコード）は、1つまたはそれ以上のコンピュータ実行可能コンポーネントまたはモジュールに構成することができる。本開示の態様は、任意の数および構成の構成要素またはモジュールを用いて実施することができる。例えば、本開示の態様は、図示され本明細書に記載された特定のコンピュータ実行可能命令または特定の構成要素もしくはモジュールに限定されない。本開示の他の実施形態は、図示され本明細書に記載されたものより多いまたは少ない機能を有する異なるコンピュータ実行可能命令または構成要素を含むことができる。

[0 1 5 8]

[0 1 4 9]

本明細書で説明される方法例（例えば、動作および機能）は、機械的に実施される、ま

10

20

30

40

50

たは少なくとも部分的にコンピュータで実施される（例えば、ソフトウェアコードまたは命令として実施される）ことができる。いくつかの例は、上記の例で説明されたような方法を実行するように電子デバイスを構成するように動作可能な命令で符号化された、コンピュータ可読媒体または機械可読媒体を含むことができる。そのような方法の実装は、マイクロコード、アセンブリ言語コード、より高いレベルの言語コードなど（例えば、ソースコード）のようなソフトウェアコードを含むことができる。そのようなソフトウェアコードは、様々な方法を実行するためのコンピュータ可読命令（例えば、オブジェクトまたは実行可能コード）を含むことができる。ソフトウェアコードは、コンピュータプログラム製品の一部を形成してもよい。本明細書に記載の実施形態のソフトウェア実装は、コードまたは命令を格納した製品を介して、または、通信インターフェース（例えば、無線、インターネット、衛星通信、など）を介してデータを送信するために通信インターフェースを動作させる方法を介して提供される。

10

【0159】

【0150】

さらに、ソフトウェアコードは、実行中または他のときに、1つまたはそれ以上の揮発性または不揮発性のコンピュータ可読記憶媒体に有形に格納することができる。これらのコンピュータ可読記憶媒体は、これらに限定されないが、例えば、フロッピーディスク、ハードディスク、リムーバブル磁気ディスク、任意の形態の磁気ディスク記憶媒体、CD-ROM、光磁気ディスク、リムーバブル光ディスク（例えば、コンパクトディスクおよびデジタルビデオディスク）、フラッシュメモリ装置、磁気カセット、メモリカードまたはスティック（例えば、セキュアデジタルカード）、RAM（例えば、CMOS、RAMなど）、記録可能／記録不可能媒体（例えば、読み出し専用メモリ（ROM））、EPROM、EEPROM、または電子命令を格納するのに適した任意の種類の媒体等々のような、機械（例えば、コンピューティングデバイス、電子システムなど）によってアクセス可能な形式で情報を格納するための任意のメカニズムを含むことができる。そのようなコンピュータ可読記憶媒体は、プロセッサおよびOISの他の部分によってアクセス可能であるようにコンピュータシステムバスに結合される。

20

【0160】

【0151】

一実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は治療計画用のデータ構造を符号化してもよく、治療計画は適応的でもよい。コンピュータ可読記憶媒体のためのデータ構造は、医学におけるデジタル画像形成および通信（DICOM）フォーマット、拡張DICOMフォーマット、XMLフォーマットなどのうちの少なくともひとつでもよい。DICOMは、さまざまなタイプの医療機器間で医用画像関連データを転送するために使用されるフォーマットを定義する国際通信規格である。DICOM RTは、放射線療法に特有の通信規格を指し示している。

30

【0161】

【0152】

本開示の様々な実施形態では、構成要素またはモジュールを作成する方法は、ソフトウェア、ハードウェア、またはそれらの組み合わせで実施することができる。本開示の様々な実施形態によって提供される方法は、例えば、C、C++、Java（登録商標）、Pythonなど、およびそれらの組み合わせのような標準的なプログラミング言語を使用することによってソフトウェアで実装することができる。本明細書で使用されるとき、用語「ソフトウェア」および「ファームウェア」は、交換可能であり、コンピュータによる実行のためにメモリに格納された任意のコンピュータプログラムを含む。

40

【0162】

【0153】

通信インターフェースは、メモリバスインターフェース、プロセッサバスインターフェース、インターネット接続、ディスクコントローラ、およびディスクコントローラのような、他の装置と通信するための、有線、無線、光学などの媒体のいずれかとインターフェ

50

ースする任意の機構を含む。通信インターフェースは、構成パラメータを提供すること、および／またはソフトウェアコンテンツを記述するデータ信号を提供するために通信インターフェースを準備するために信号を送信することによって構成することができる。通信インターフェースは、通信インターフェースに送信された1つまたはそれ以上のコマンドまたは信号を介してアクセスされることができる。

【0163】

【0154】

本開示は、また本明細書の動作を実行するためのシステムに関する。このシステムは、要求される目的のために特別に構築されてもよく、あるいはコンピュータに格納されたコンピュータプログラムによって選択的に起動または再構成される汎用コンピュータを含むようにしてもよい。本明細書で図示および説明された本開示の実施形態における動作の実行の順序は、特に指定のない限り、本質的なものではない。すなわち、特に指定されない限り、動作は任意の順序で実行されてもよく、本開示の実施形態は、本明細書に開示されたものより動作が追加されてもよいし、より少ない動作でもよい。例えば、特定の動作を他の動作の前、それと同時に、またはその後に実行または実行することは、本開示の態様の範囲内であると考えられる。

【0164】

【0155】

上記を考慮すると、本開示のいくつかの目的が達成され、他の有利な結果が達成されることが理解されよう。本開示の態様を詳細に説明してきたが、添付の特許請求の範囲に規定されるような本開示の態様の範囲から逸脱することなく修正および変形が可能であることは明らかであろう。本開示の態様の範囲から逸脱することなく上記の構成、製品、および方法に様々な変更を加えることができるので、上記の説明に含まれ添付の図面に示されるすべての事項は例示として、限定的な意味ではないと解釈されるべきである。

【0165】

【0156】

上記の説明は例示的なものであり、限定的なものではない。例えば、上述の例（または1つまたはそれ以上の態様）は互いに組み合わせて使用することができる。さらに、その範囲から逸脱することなく、特定の状況または材料を本開示の教示に適合させるために多くの修正を加えることができる。本明細書に記載の寸法、材料の種類、およびコーティングは、本開示のパラメータを規定することを意図しているが、それらは決して限定するものではなく、例示的な実施形態である。上記の説明を検討すれば、他の多くの実施形態が当業者には明らかであろう。したがって、本開示の範囲は、添付の特許請求の範囲を参照して、そのような特許請求の範囲が含まれる等価物の全範囲と共に決定されるべきである。

【0166】

【0157】

また、上記の詳細な説明では、開示を簡素化するために様々な特徴と一緒にグループ化することができる。これは、請求されていない開示された機能がいかなる請求にも不可欠であることを意図していると解釈されるべきではない。むしろ、本開示の主題は、特定の開示された実施形態の全ての特徴より少ない特徴にあってもよい。したがって、添付の特許請求の範囲は、詳細な説明に組み込まれ、各特許請求の範囲は、別個の実施形態としてそれ自体に基づいている。本開示の範囲は、添付の特許請求の範囲を、そのような特許請求の範囲が権利を有する等価物の全範囲と共に参照して決定されるべきである。さらに、添付の特許請求の範囲の限定は、ミーンズプラスファンクションの形式で書かれておらず、米国特許法（35 U S C）に基づいて解釈されることを意図していない。米国特許法第112条第6段落は、そのような請求の範囲の限定が明示的でない限り、さらなる構造を欠く機能の記述を続く「ミーンズフォー（means for）」なる句を使用する。

【0167】

【0158】

10

20

30

40

50

要約書は、読者が技術的開示の性質を迅速に確認することを可能にするために、米国特許法施行規則第1.72条(b)に準拠して提供される。本明細書は、特許請求の範囲または意味を解釈または限定するために使用されることはないとの理解のもとに提出されている。

【図面】

【図1】

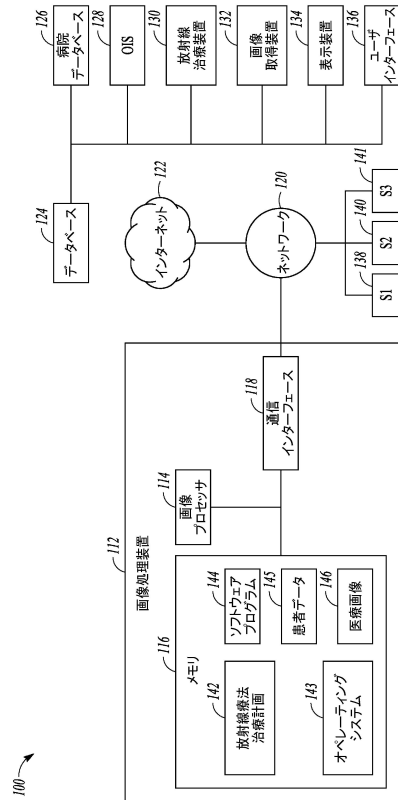


FIG. 1

【図2A】

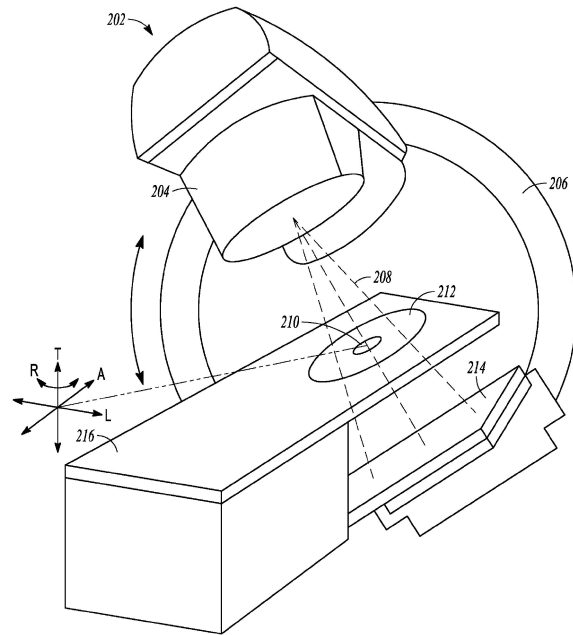


FIG. 2A

【図2B】

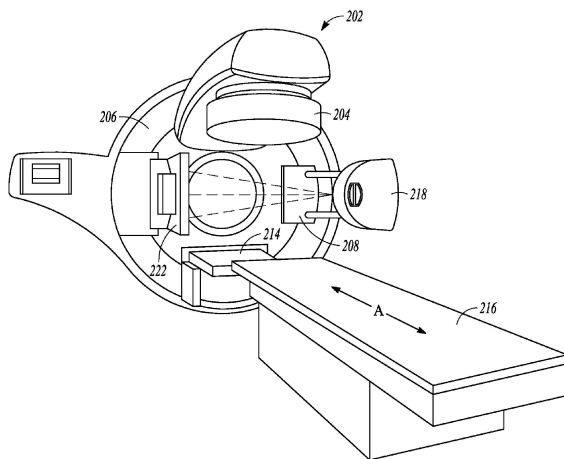


FIG. 2B

【図3】

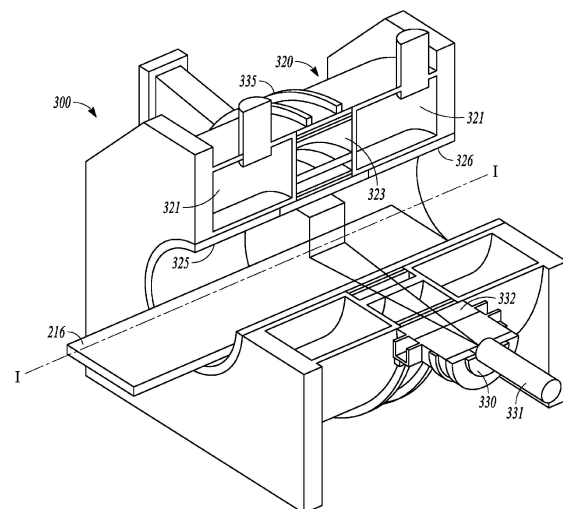


FIG. 3

【図 4】

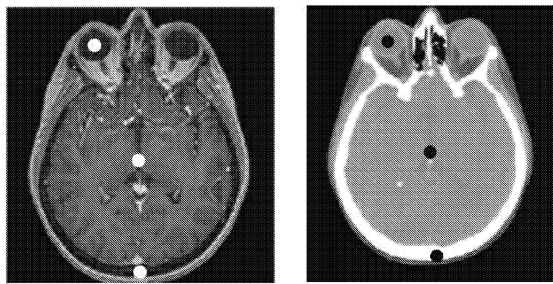


FIG. 4A

FIG. 4B

【図 5】

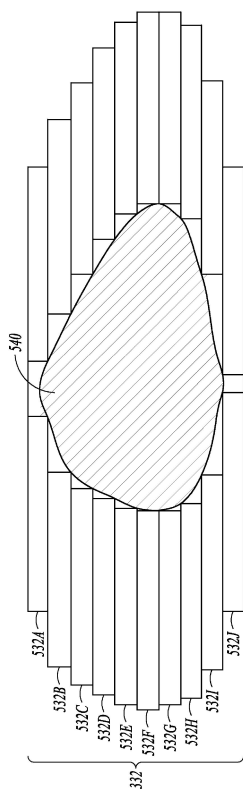


FIG. 5

【図 6】

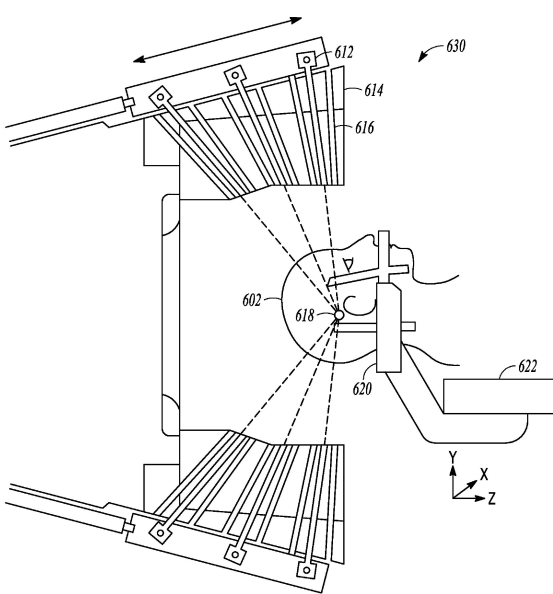


FIG. 6

【図 7】

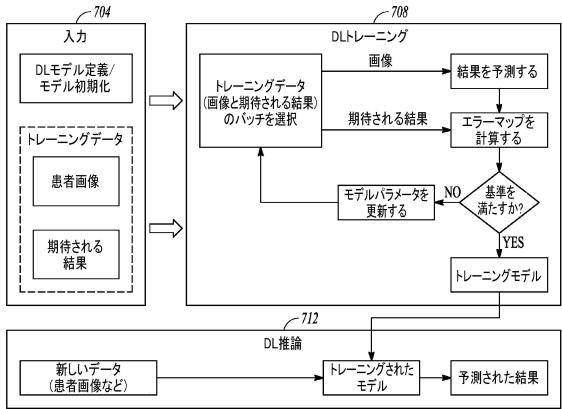


FIG. 7

【図 8 A】

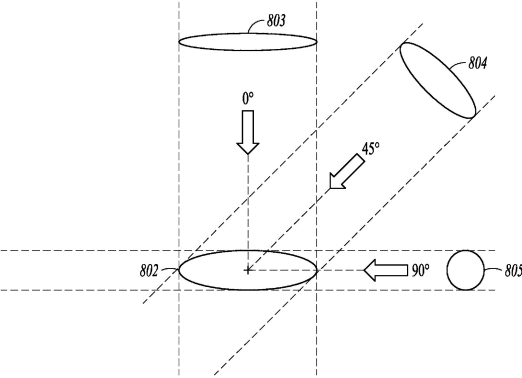


FIG. 8A

【図 8 B】

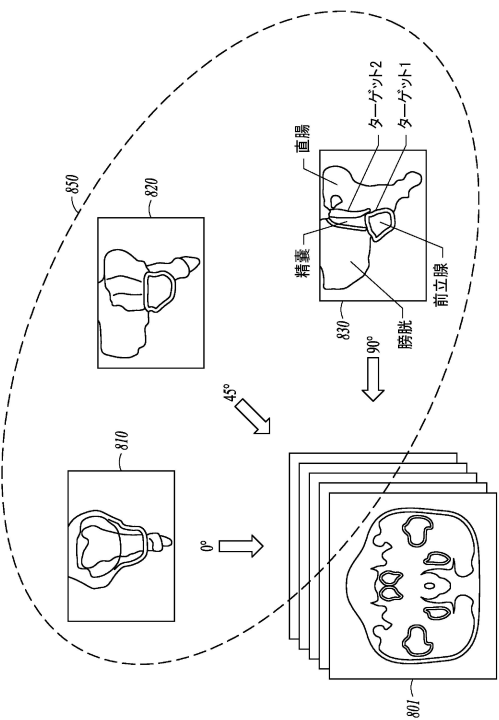


FIG. 8B

【図 9】

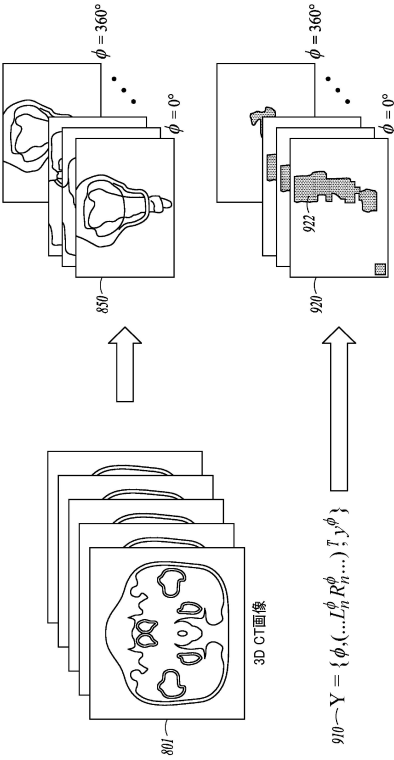


FIG. 9

【図 10】

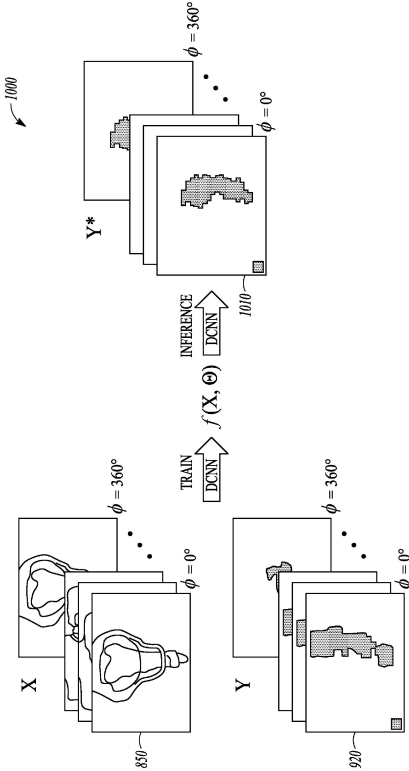


FIG. 10

10

20

30

40

50

【図 1 1】

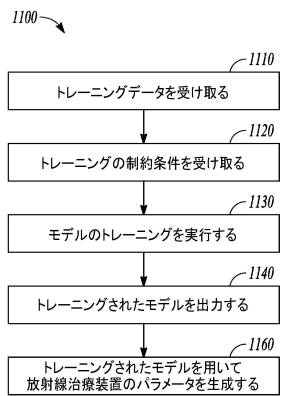


FIG. 11

【図 1 2】

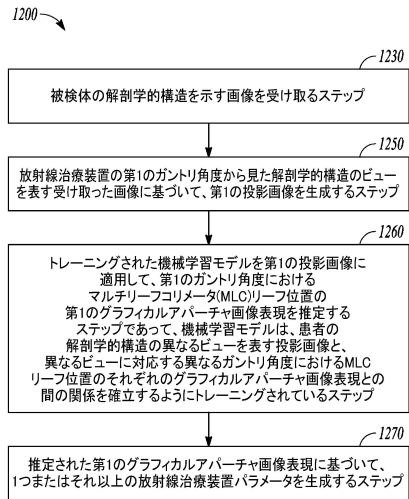


FIG. 12

【図 1 3】

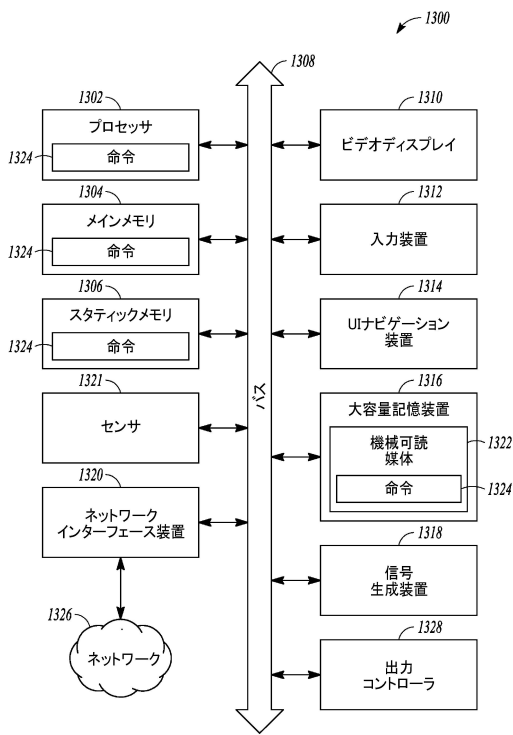


FIG. 13

フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2018/0154179 (US, A1)
米国特許出願公開第2008/0298550 (US, A1)
米国特許出願公開第2018/0185672 (US, A1)
特開2009-72287 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61N 5/10
G06N 3/02
G06N 20/00