

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6748207号
(P6748207)

(45) 発行日 令和2年8月26日 (2020.8.26)

(24) 登録日 令和2年8月11日 (2020.8.11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 9 0

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 P

請求項の数 14 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2018-529276 (P2018-529276)
 (86) (22) 出願日 平成28年12月16日 (2016.12.16)
 (65) 公表番号 特表2019-500099 (P2019-500099A)
 (43) 公表日 平成31年1月10日 (2019.1.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/081620
 (87) 国際公開番号 W02017/103237
 (87) 国際公開日 平成29年6月22日 (2017.6.22)
 審査請求日 令和1年10月4日 (2019.10.4)
 (31) 優先権主張番号 15201291.0
 (32) 優先日 平成27年12月18日 (2015.12.18)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(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 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者特有の局所的に変化するマージンを決定する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線治療の分割照射中の予期される局所的な運動を補償するために治療目標及び／又はリスク臓器に対する患者特有の局所的に変化するマージンを決定する医療撮像システムの作動方法において、前記分割照射は、前記分割照射の照射時間にわたって行われ、前記患者特有の局所的に変化するマージンが、前記治療目標及び／又はリスク臓器上の少なくとも第1の場所及び第2の場所の変位及び／又は前記変位に対する推定に基づいて決定され、前記作動方法が、

画像取得手段が、前記治療目標及び／又はリスク臓器の第1の医療画像を取得するステップであって、前記第1の医療画像が、前記治療目標の疑似CT画像の生成に対して使用されるのに適したMRI画像である、ステップと、

画像取得手段が、前記治療目標及び／又は前記リスク臓器の第2の医療画像を取得するステップであって、前記第1の医療画像及び前記第2の医療画像の取得の間の時間が、前記分割照射の前記照射時間と同様である、ステップと、

コンピュータが、前記第1の医療画像及び前記第2の医療画像において前記第1の場所及び前記第2の場所の位置を決定するステップと、

コンピュータが、前記治療目標及び／又はリスク臓器の周りの前記患者特有の局所的に変化するマージンを決定するのに前記決定された位置を使用するステップと、

を有する、

作動方法。

10

20

【請求項 2】

前記患者特有の局所的に変化するマージンが、前記第 1 の医療画像において前記治療目標及び／又はリスク臓器の周りの第 1 の輪郭を規定し、前記第 2 の医療画像において前記治療目標及び／又はリスク臓器の周りの第 2 の輪郭を規定する複数の場所に基づいて決定される、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 3】

コンピュータが、前記患者特有のマージンを使用して放射線治療計画を計算するステップを更に有する、請求項 1 又は 2 のいずれか一項に記載の作動方法。

【請求項 4】

前記分割照射中に時間に依存するマージンが使用されることができるよう、複数のマージンが決定され、前記複数のマージンが、前記放射線治療計画の前記計算に対して考慮に入れられる、請求項 3 に記載の作動方法。

10

【請求項 5】

前記第 2 の医療画像が、前記治療目標のセグメンテーションに使用されるのに適した画像である、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の作動方法。

【請求項 6】

前記第 1 の画像が、T 1 - D I X O N 画像、U T E - D I X O N 画像のうちの 1 つである、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 7】

前記第 2 の M R I 画像が、T 2 w 画像である、請求項 5 に記載の作動方法。

20

【請求項 8】

コンピュータが、前記第 1 の医療画像の取得と前記第 2 の医療画像の取得との間の前記第 1 の場所の変位及び前記第 2 の場所の変位をユーザに表示するステップを更に有する、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の作動方法。

【請求項 9】

コンピュータが、前記第 1 の場所及び前記第 2 の場所の内挿位置及び／又は外挿位置を計算し、前記内挿位置及び／又は外挿位置を前記ユーザに表示するステップを更に有する、請求項 5 に記載の作動方法。

【請求項 10】

前記第 1 の場所及び第 2 の場所の位置が、前記治療目標のセグメンテーションに基づいて決定される、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の作動方法。

30

【請求項 11】

放射線治療の分割照射中の予期される局所的な運動を補償するために治療目標及び／又はリスク臓器の周りの患者特有の局所的に変化するマージンを決定するコンピュータプログラムにおいて、前記分割照射は、前記分割照射の照射時間にわたって行われ、前記患者特有の局所的に変化するマージンが、前記治療目標及び／又はリスク臓器上の少なくとも第 1 の場所及び第 2 の場所の変位及び／又は前記変位に対する推定に基づいて決定され、前記コンピュータプログラムが、

第 1 の医療画像及び第 2 の医療画像において治療目標及び／又はリスク臓器上の第 1 の場所及び第 2 の場所の位置を決定するステップであって、前記第 1 の医療画像が、前記治療目標の疑似 C T 画像の生成に対して使用されるのに適した M R I 画像であり、前記第 1 の医療画像及び前記第 2 の医療画像の取得の間の時間が、前記分割照射の前記照射時間と同様である、ステップと、

40

前記治療目標及び／又はリスク臓器の周りの前記患者特有の局所的に変化するマージンを決定するのに前記決定された位置を使用するステップと、
をコンピュータに実行させるプログラムコード手段を有する、コンピュータプログラム。

【請求項 12】

前記治療目標及び／又はリスク臓器の前記第 1 の画像を取得するステップと、

前記治療目標及び／又はリスク臓器の前記第 2 の医療画像を取得するステップであって、前記第 1 の医療画像及び前記第 2 の医療画像の取得の間の時間が、前記分割照射の前記

50

照射時間と同様である、ステップと、

をコンピュータに実行させるプログラムコード手段を有する、請求項 11 に記載のコンピュータプログラム。

【請求項 13】

請求項 2 乃至 10 のいずれか一項に記載の作動方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラムコード手段を有するコンピュータプログラム。

【請求項 14】

請求項 11 乃至 13 のいずれか一項に記載のコンピュータプログラムを有するメモリと、プロセッサとを有し、前記プロセッサが前記コンピュータプログラムの各ステップを実行する、医療撮像システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線治療の分野に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療計画は、4つのステップを有する複雑な処理である。

1. 所定の患者画像において、治療目標及び1以上のリスク臓器 (organs at risk) が、(手動で又は(半)自動的な方法で)輪郭を描かれる。

2. 照射不正確性、患者運動、又は可視の腫瘍の外側の亜臨床的 (sub-clinical) がん細胞に対する複数のマージンが、追加される。

20

3. 次いで、治療目標及び1以上のリスク臓器が、放射線に対する複数の目的、例えば最大/最小線量を備える。

4. 次いで、コンピュータプログラムが、これらの目的に可能な限り近づくようにビームパラメータを最適化する。

【0003】

全体的な処理における課題は、がん細胞に高い線量を分配し、健康な細胞、特に敏感なリスク臓器に低い線量を分配することである。このために、複数の未知のパラメータ、例えば、腫瘍の広がり、患者運動及び位置決め不正確性が、推定されなければならない。この推定は、治療目標に対する十分な線量と、リスク臓器を最大耐量以下に保つこととの微妙なバランスを達成しなければならない。

30

【0004】

しばしば、患者運動は、特定の構造(治療目標又はリスク臓器)周辺一帯のマージン又は治療マージンを用いて補償される。系統誤差を数量化し、例えば呼吸位相再構成 4D CTの助けて肺内の目標体積を伸長することにより、放射線計画に含める努力が存在する。更に、幾らかの運動不確実性は、照射中の一貫した膀胱及び直腸充填を達成する前立腺患者に対する飲食プロトコルのような厳しい行動プロトコルにより補償される。

【0005】

Steiner, E. et al. Prostate and Patient Intrafraction Motion: Impact on Treatment Time-Dependent Planning Margins for Patients With Endorectal Balloon, IJROBP Vol. 86, No. 4, pp. 755e761, 2013は、治療中の患者グループに対する運動の決定を記載している。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、改良された放射線治療を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1の態様によると、この目的は、請求項1に記載の方法により達成される。

【0008】

50

放射線治療中の患者運動は、高度に不均一であり、個人間で大幅に異なる。例は、前立腺照射の時間の間の膀胱の充填又は直腸の運動である。現在、この運動は、治療目標及び／又はリスク臓器の周りの包括的なマージンを用いて補償される。

【 0 0 0 9 】

本願発明者の洞察は、ある運動が、個人間で高度に異なるが、所定の個人に対しては、非常に特定のであり、再現可能であるということである。また、運動数量化は、場所特有であることができ、例えば、骨の制限のために、外力によって動かない、治療目標及び／又はリスク臓器の領域が、存在することができる。

【 0 0 1 0 】

本願発明者の更なる洞察は、したがって、患者特有かつ局所的に変化するマージンの使用が、個別の患者に対する状況に対して、より良好に適合するということである。このようなマージンを使用することにより、前記治療目標に対する十分な線量と、リスク臓器を最大耐量以下に保つこととの間のより良好なバランスを達成しうる。放射線治療分割部分 (fraction) 時間間隔と同様である、第 1 の医療画像及び第 2 の医療画像の取得の間の時間間隔を持つ 2 つの医療画像を持つことにより、前記放射線治療分割部分の間の前記治療目標及び／又はリスク臓器の患者及び場所特有の変位を表す、患者特有かつ局所的に変化するマージンが、決定されることができる。これにより、放射線治療は、改良されうる。本願は、分割部分内の運動を補償するマージンに焦点を合わせる。当業者は、更に、例えば、追加的に亜臨床がん細胞又は設定誤差を補償するように、これらのマージンを拡張することを望んでもよい。

【 0 0 1 1 】

第 1 及び第 2 の場所は、解剖学的ランドマークであることができるが、埋め込まれたマーカであることもできる。

【 0 0 1 2 】

本発明の実施例によると、2 より多い医療画像が、取得時間間隔にわたって取得される。前記患者特有かつ局所的に変化するマージンは、前記第 1 及び第 2 の場所の位置の変化の尺度に基づいて決定される。この尺度は、例えば、最大変化又は最大変化のある割合 (例えば 9.5 %) であることができる。

【 0 0 1 3 】

分割部分内を補償することに加えて、前記患者特有かつ局所的に変化するマージンは、分割部分間の運動を、すなわち数日にわたって、補償するのに使用されることもできる。これは、現実の治療を開始する前に複数日において画像、好ましくは M R I 画像を取得することにより達成されることができる。他のオプションは、M R I ガイド放射線治療システムを使用し、分割部分間の運動を補償するように、より一般的なマージンを用いて前記治療を開始することである。全ての治療分割部分 M R I 画像は、前記患者から取得されることができる。これらの画像は、この場合、分割部分間の運動 / 変化を補償するのに使用されるように前記患者特有かつ局所的に変化するマージンを計算するのに使用されることができる。

【 0 0 1 4 】

請求項 1 に記載の方法は、第 1 の医療画像及び第 2 の医療画像を取得するステップを有する。好ましくは、前記第 1 及び第 2 の医療画像は、C T 画像であり、より好ましくは、前記第 1 及び第 2 の医療画像は、M R I 画像である。

【 0 0 1 5 】

本発明の実施例によると、前記患者特有のマージンは、前記第 1 の医療画像において前記治療目標又はリスク臓器の周りの第 1 の輪郭を規定し、前記第 2 の医療画像において前記治療目標又はリスク臓器の周りの第 2 の輪郭を規定する複数の場所に基づいて決定される。これは、より多くの場所が、前記局所的に変化するマージンを決定するのに使用されるほど、より多くのマージンが、局所的状況及び運動に適合されることができるので、有利である。好ましくは、前記マージンは、前記治療目標及び／又はリスク臓器の周りで連続的に変化する。この実施例は、また、前記治療目標及び／又はリスク臓器のセグメンテ

ーションを用いて前記患者特有の局所的に変化するマージンの決定を可能にするので、有利である。

【 0 0 1 6 】

本発明の他の実施例によると、前記方法は、前記患者特有の局所的に変化するマージンを使用して放射線治療計画を計算するステップを更に有する。これは、改良された放射線治療計画をもたらすので、有利である。

【 0 0 1 7 】

本発明の他の実施例によると、前記放射線治療分割部分の間に、時間依存マージンが使用されることができるよう、複数のマージンが決定される。前記複数のマージンは、前記放射線治療計画の計算に対して考慮に入れられる。これは、前記放射線治療の間に、前記治療目標及び／又はリスク臓器が、異なる位置に（ゆっくりと）移動するかもしれず及び／又は形状を（ゆっくりと）変化するかもしれず、前記治療分割部分の開始時に使用されるマージンが、前記治療分割部分中の後の段階における状況に適合するのに最適ではないので、有利である。このような運動又は形状変化の例は、前記治療分割部分中の前記患者の膀胱充填、腸運動又は全体的な弛緩であることができる。

【 0 0 1 8 】

本発明の他の実施例によると、前記第 1 の医療画像は、前記治療目標の疑似 C T 画像の生成に対して使用されるのに適した M R I 画像である。これは、例えば、T 1 - D I X O N 又は U T E - D I X O N 画像であることができる。この実施例は、このようにして、M R I ベースの放射線治療ワークフローにおいていかなる形でも取得される必要がある画像が、追加的に、前記患者特有の局所的に変化するマージンを決定するのに使用されることが

【 0 0 1 9 】

本発明の他の実施例によると、前記第 2 の医療画像は、前記治療目標のセグメンテーションに対して使用されるのに適した画像である。これは、例えば、T 2 w 画像であることができる。この実施例は、このようにして、前記治療目標の輪郭を描くためにいかなる形でも取得される必要がある画像が、追加的に、前記患者特有の局所的に変化するマージンを決定するのに使用されることができるので、有利である。この実施例は、前記第 2 の医療画像が M R I 画像である場合に、及び前記第 1 の医療画像が、前記治療目標の疑似 C T 画像の生成に対して使用されるのに適した M R I 画像である場合に、更に有利である。これは、このようにして、M R I ベースの放射線治療計画をサポートするようにいかなる形でも取得される必要がある画像が、追加的に、前記患者特有の局所的に変化するマージンを決定するのに使用されることができるので、更に有利である。このようにして、前記患者特有の局所的に変化するマージンに基づく情報は、前記画像取得に対して余計な時間が必要とされないという意味でただでほとんど又は完全に得られることができる。

【 0 0 2 0 】

本発明の他の実施例によると、前記方法は、前記第 1 の医療画像の取得と前記第 2 の医療画像の取得との間の前記第 1 の場所の変位及び前記第 2 の場所の変位をユーザに表示するステップを更に有する。これは、前記放射線治療に対して責任のある臨床医にとって、より洞察的でありうるので、有利である。

【 0 0 2 1 】

本発明の他の実施例によると、前記方法は、前記第 1 の場所及び前記第 2 の場所の内挿位置及び／又は外挿位置を計算し、前記内挿位置及び／又は外挿位置を前記ユーザに対して表示するステップを更に有する。この実施例は、どのようにしてマージンを適用するかに関してより多くの自由度を前記臨床医に提供するので、有利である。前記第 1 の医療画像により決定された位置は、0 % であると推定されることができる。前記第 2 の医療画像により決定された位置は、1 0 0 % であると推定されることができる。臨床医が、特定の構造に対して安全を期することを望む場合、前記外挿位置又は輪郭にマージンを適用することを望むかもしれない（例えば 1 2 0 % ）。このようにして、この構造に対する目的が実際に達成されることを確信する。他方で、1 つの構造に対する保守的なマージンは、他

の構造に対する目的を達成することを、より複雑にしうる。したがって、前記臨床医は、また、いくつかの構造に対して内挿されたマージンを選択することを望んでもよい。

【 0 0 2 2 】

本発明の他の実施例によると、前記第 1 及び第 2 の場所の位置は、前記治療目標及び / 又はリスク臓器のセグメンテーションに基づいて決定される。これは、この方法が、自動化するのが比較的容易であり、これにより、より再生可能な結果を生じるので、有利である。セグメンテーションは、位置が決定されることができ唯一の方法ではない。代替的な解決法は、当業者に既知であり、例えば、前記第 1 の医療画像及び第 2 の医療画像において個々のランドマークの変位を探すように決定することができる。

【 0 0 2 3 】

本発明の他の実施例によると、この目的は、また、請求項 1 2 に記載のコンピュータプログラムによっても達成される。このコンピュータプログラムは、画像分析に対して構成される。これは、このようにして、画像分析が、スタンダロンワークステーションにおいて実行されることもできるので、有利である。他の実施例によると、前記コンピュータプログラムは、前記治療目標及び / 又はリスク臓器の第 1 の医療画像を取得するステップと、前記治療目標及び / 又はリスク臓器の第 2 の医療画像を取得するステップとをコンピュータに実行させるプログラムコード手段を有し、前記第 1 の医療画像及び前記第 2 の医療画像の取得の間の時間は、放射線治療分割部分時間間隔と同様である。この実施例は、前記コンピュータプログラムが医療撮像システムにインストールされる場合に特に有利である。このようにして、前記医療画像システムは、取得直後に前記画像を分析することができる。本発明の他の実施例によると、前記コンピュータプログラムは、上記の方法ステップのいずれかを実行するように構成される。

【 0 0 2 4 】

本発明の他の態様によると、この目的は、請求項 1 5 に記載の医療撮像システムにより達成される。前記医療撮像システムは、上記の方法のいずれかを実行するのに適しているように構成されることができる。

【 0 0 2 5 】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施例を参照して説明され、明らかになるだろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図 1】医療撮像システムを図式的に示す。

【図 2】本発明による方法を図式的に示す。

【図 3】第 1 の医療画像及び第 2 の医療画像に基づく治療目標及び / 又はリスク臓器のセグメンテーションを図式的に示す。

【図 4】第 1 の場所、第 2 の場所及びオプションとして他の場所がユーザに対して表示されることができする方法の少数の例を示す。

【図 5】輪郭の内挿及び外挿が前記ユーザに対して表示されることができする方法の例を図式的に示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

図 1 は、本発明が使用される医療撮像システム、この場合には、磁気共鳴撮像 (MRI) システムを図式的に示す。前記 MRI システムは、検査ゾーン 1 4 内に静止一様主磁場を生成する主磁石 1 0 を有する。この主磁場は、前記主磁場の力線に沿った検査対象内のスピンの部分配向を引き起こす。RF システムは、前記検査対象の体内のスピンを励起するように前記検査ゾーン内に RF 励起電磁場を発する 1 以上の RF アンテナ 1 2 を備える。緩和するスピンは、RF 範囲において磁気共鳴信号を発し、前記磁気共鳴信号は、特に RF 受信コイルの形の、RF アンテナ 1 2 により取得される。更に、勾配コイル 1 6 は、一時的な勾配磁場、特に読み出し勾配パルス及び位相エンコード勾配を生成するように提供される。これらの勾配磁場は、通常、相互に直交する方向に配向され、前記磁気共鳴信

10

20

30

40

50

号に空間エンコードをかける。勾配増幅器 (GradAmp(x,y,z)) 18は、勾配エンコード磁場を生成するように勾配コイル16を起動するように提供される。RF受信器アンテナ12により取得された前記磁気共鳴信号は、分光計を有するMRIデータ取得(MRIacq)19システムに加えられる。前記MRIデータ取得システムは、このデータをホストコンピュータ(HC)20に提供し、ホストコンピュータ20は、これを再構成器(Recon)22に提供し、再構成器22は、前記データから画像を再構成する。前記ホストコンピュータは、以下に記載される方法ステップを実行するように構成されるコンピュータプログラムを更に有することができる。

【0028】

図2は、本発明による方法を図式的に示す。図2は、フローチャートである。前記方法は、図3に示される例を用いて更に説明される。図3は、第1の医療画像及び第2の医療画像に基づいて治療目標及びリスク臓器のセグメンテーションを図式的に示す。

【0029】

本発明の実施例による前記方法は、放射線治療分割部分時間間隔にわたって行われる放射線治療分割部分の間に予期される局所的な分割部分内運動を補償するために治療目標302(図3)及び/又はリスク臓器304、308(図3)に対する患者特有の局所的に変化するマージンを決定する方法である。前記放射線治療時間間隔は、治療される器官及び放射線治療計画の複雑さに依存する。前記治療される器官は、事前に既知であり、前記臨床医は、前記計画(例えばコンフォーマル、強度変調放射線治療、VMAT)の所望の複雑さについて事前に決定することができる。したがって、前記放射線治療時間間隔は、前記放射線治療計画の実際の作成の前に予測可能である。前立腺がん治療に対して、前記放射線治療時間間隔は、最近、ほとんどの場合に、5乃至15分である。前記患者特有の局所的に変化するマージンは、前記治療目標及び/又はリスク臓器における少なくとも第1の場所312(図3)及び第2の場所314(図3)の変位及び/又は前記変位の推定に基づいて決定される。前記患者特有の局所的に変化するマージンを決定する方法は、以下のステップを有する。

前記治療目標及び/又はリスク臓器の第1の医療画像を取得するステップ201。前記第1の医療画像は、例えばUTE-DIXON MRI又はT1-DIXON画像であることができる。このUTE-DIXON画像は、ステップ208において、疑似CT又は減衰マップを生成するのに使用されることができる。前記疑似CT又は減衰マップは、放射線治療計画の計算208に対する入力として機能することができる。

前記治療目標及び/又はリスク臓器の第2の医療画像を取得するステップ202。前記第1の医療画像及び前記第2の医療画像の取得の間の時間は、放射線治療分割部分時間間隔と同様である。前立腺の場合、前記第1の医療画像及び前記第2の医療画像の取得の間の時間は、5乃至15分のオーダーである。前記第2の医療画像は、T2w MRI画像であることができる。このT2w画像は、治療目標体積の輪郭を描く209のために臨床医により使用されることができる。治療目的は、前記治療目標に対して設定される。前記輪郭を描かれた治療目標及びその治療目的は、放射線治療計画の計算207に対する入力として機能する。

前記第1の医療画像及び前記第2の医療画像における第1の場所312(図3)及び第2の場所314(図3)の位置を決定するステップ203。前記第1の場所及び第2の場所は、関心構造の周りの輪郭線304(図3)上に配置されることができるが、個別のランドマークであることもできる。好ましくは、1以上の関心構造のセグメンテーションは、前記第1の場所、第2の場所及び他の場所を識別するのに使用され、図3に見られるように、膀胱304、前立腺302及び直腸308は、前記第1の医療画像に基づいてセグメント化される。図3における輪郭306及び310は、前記第2の医療画像における位置及び形状に基づいて、それぞれ膀胱及び腸のセグメンテーションを表す。

前記治療目標及び/又はリスク臓器の周りの患者特有の局所的に変化するマージン316、318を決定するのに前記決定された位置を使用するステップ204。これは、例えば、第1の輪郭と第2の輪郭との間の距離及びその内挿又は外挿バージョンであることが

できる。また、前記患者特有の局所的に変化するマージンは、前記第 1 の場所及び第 2 の場所を有する第 1 の殻 (hull) と、前記第 1 及び第 2 の場所を有する第 2 の殻との間の距離であることができる。与えられた例において、前記マージンは、三角化表面メッシュのアンカポイント上に規定され、事実上、前記構造の周りで連続的に変化する。

前記患者特有の局所的に変化するマージンを使用して放射線治療計画を計算するステップ 207。

【0030】

前記第 1 の場所、第 2 の場所及びオプションとして他の場所の変位は、多くの異なる形でユーザに表示されることができる。図 4 は、前記第 1 の場所、第 2 の場所及びオプションとして他の場所の変位がユーザに表示されることができる方法の少数の例を示す。例えば、前記変位は、2 つのセグメンテーションのオーバーレイにより表示されることができる 402。代わりに、変位ベクトルが、前記ユーザに表示されることができる 404。また、線の太さが、変位の程度を示すように変化されることができる 406。

10

【0031】

図 5 は、輪郭 502、506 の内挿及び外挿が前記ユーザに表示されることができる方法の一例を図式的に示す。この例において、スライド 502 が、提供され、これを用いて、前記ユーザは、どの内挿又は外挿輪郭を見ることを望むかを示されることができる。50%におけるスライド位置 504 は、輪郭 502 を示す。120%におけるスライド位置 508 は、輪郭 506 を示す。前記ユーザは、分割部分内運動を補償するために治療中にこれらのマージンのいずれを使用することを望むかを決定するのに、この情報を使用することができる。また、前記ユーザは、単一の分割部分の間に複数のマージンを使用することを決定してもよい。例えば、前記ユーザは、0%輪郭よりわずかに大きい分割部分内運動を補償するマージンで開始することができ、前記分割部分内の後で、前記分割部分内運動を補償するマージンは、50%よりわずかに大きく設定されることができ、前記分割部分の終了に向けて、前記マージンは、100%よりわずかに大きく設定されることができる。これらの値は、純粋に例であり、他の値が、同様に選択されることができる。これらの複数のマージンは、前記放射線治療計画に組み込まれることができる。

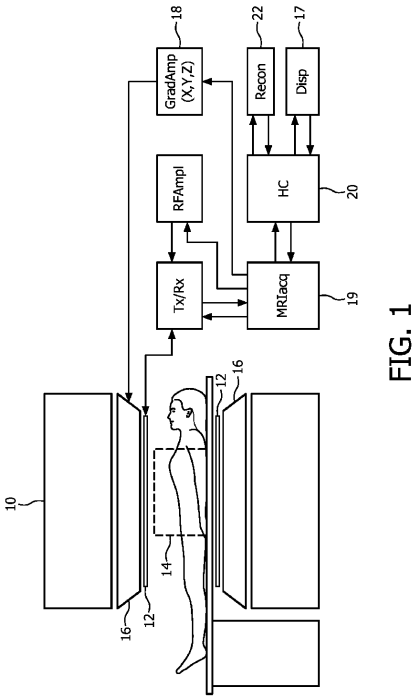
20

【0032】

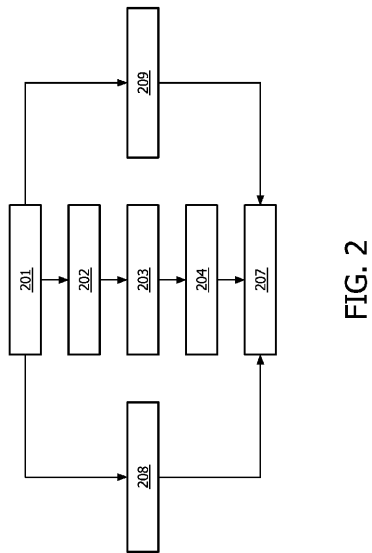
本発明は、図面及び先行する記載において詳細に図示及び記載されているが、このような図示及び記載は、限定的ではなく、例示的又は典型的であると見なされるべきであり、本発明は、開示された実施例に限定されない。

30

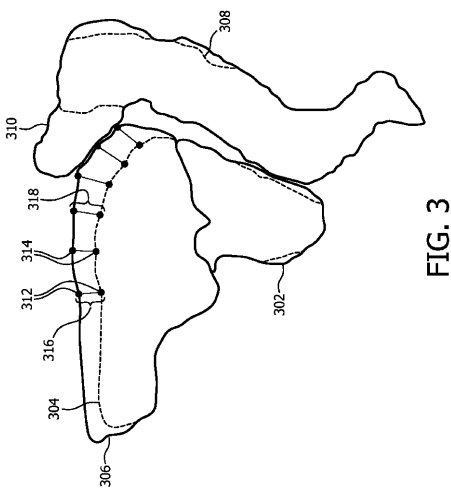
【 図 1 】



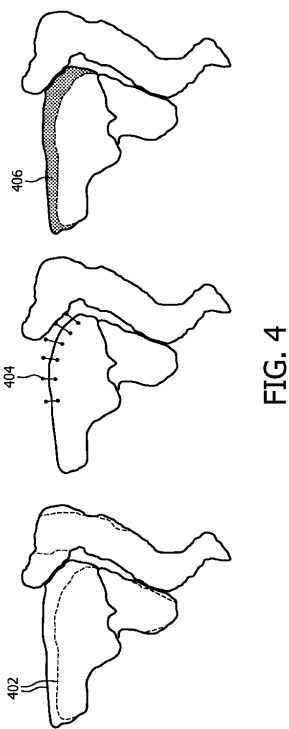
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【図 5】

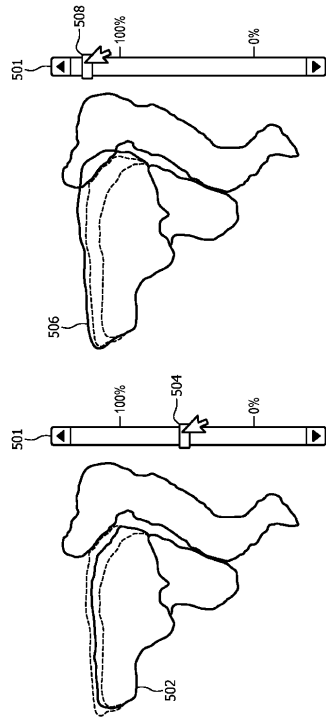


FIG. 5

フロントページの続き

- (72)発明者 シャーデヴァルト ニコル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ペーターズ ヨヘン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 0 7 3 8 3 3 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 7 3 8 2 0 (U S , A 1)
MARCEL van Herk et al. , The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy , Int. J. Radiation Oncology Biol . Phys. , Elsevier Science Inc. , 2 0 0 0 年 7 月 1 日 , Vol.47, No.4 , pp.1121-1135
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5
A 6 1 N 5 / 1 0
G 0 1 R 3 3 / 2 0 - 3 3 / 5 8