

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6378778号
(P6378778)

(45) 発行日 平成30年8月22日 (2018. 8. 22)

(24) 登録日 平成30年8月3日 (2018. 8. 3)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/055 3 8 0

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 5/055 3 9 0

A 6 1 B 6/03 3 7 7

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-559279 (P2016-559279)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月19日 (2015. 3. 19)
 (65) 公表番号 特表2017-508561 (P2017-508561A)
 (43) 公表日 平成29年3月30日 (2017. 3. 30)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/055738
 (87) 国際公開番号 WO2015/144540
 (87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)
 審査請求日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)
 (31) 優先権主張番号 14162319.9
 (32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織種類分離の助けを借りて磁気共鳴画像に基づき1つ以上のコンピュータ断層撮影画像を生成する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR 画像から 1 つ以上の模擬 CT 画像を生成する方法であって、

1 つ以上の解剖学的領域を表す MR 画像データを読み出すステップであり、前記 MR 画像データは複数のピクセル及び / 又はボクセルを有する、ステップと、

前記 MR 画像データを分析して、前記複数のピクセル及び / 又はボクセルのうちの 1 つ以上に関して複数の組織及び / 又は物質タイプを特定するステップと、

前記特定された複数の組織及び / 又は物質タイプの各々に、ハンスフィールドユニット (HU) 値を有した、対応する組織及び / 又は物質タイプ特定の CT ベースのアトラスをレジストレーションするステップと、

前記特定された複数の組織及び / 又は物質タイプに対応する前記ピクセル及び / 又はボクセルに前記ハンスフィールドユニット (HU) 値を割り当てることによって、1 つ以上の模擬 CT 画像を計算するステップと

を有し、

各々の組織及び / 又は物質タイプ特定の CT ベースのアトラスが、前記特定された組織及び / 又は物質タイプのうちの特定の 1 つに対応し、且つ

前記レジストレーションすることは、前記組織及び / 又は物質タイプの各々について別々に実行される、

方法。

【請求項 2】

10

20

前記ＣＴベースのアトラスは、複数のＣＴ画像から平均化される、請求項１に記載の方法。

【請求項３】

前記ＣＴベースのアトラスは位置に関して特有である、請求項１に記載の方法。

【請求項４】

前記レジストレーションすることは、少なくとも１つの剛体レジストレーション、及び／又は特にデフォーマブルレジストレーションである少なくとも１つの非剛体レジストレーションを適用することを有する、請求項１に記載の方法。

【請求項５】

前記組織及び／又は物質タイプは互いに異なる、請求項１に記載の方法。

10

【請求項６】

前記ＭＲ画像からの前記特定された組織及び／又は物質タイプへの前記割り当ては互いに異なる、請求項１に記載の方法。

【請求項７】

前記分析することは、セグメント化すること、及び／又は再構成すること、及び／又は身体抽出アルゴリズムを適用すること、及び／又はＭＲ収集の同相画像のＭＲ画像データへのＤＩＸＯＮ再構成を伴う方法を有する、請求項１に記載の方法。

【請求項８】

前記ＭＲ画像データは、骨盤のＭＲ画像データを有し、前記複数の組織及び／又は物質タイプは、空気、脂肪、水、骨髓、及び／又は皮質骨を含む、請求項１に記載の方法。

20

【請求項９】

前記解剖学的領域は、生物の身体部分である、請求項１乃至８の何れか１項に記載の方法。

【請求項１０】

ＭＲ画像から１つ以上の模擬ＣＴ画像を生成する装置であって、

１つ以上の解剖学的領域を表すＭＲ画像データを読み出すように構成されたデータ読み出し部であり、前記ＭＲ画像データは複数のピクセル及び／又はボクセルを有する、データ読み出し部と、

前記ＭＲ画像データを分析して、前記複数のピクセル及び／又はボクセルのうちの１つ以上に関して複数の組織及び／又は物質タイプを特定するように構成された分析ユニットと、

30

前記特定された複数の組織及び／又は物質タイプの各々に、ハンスフィールドユニット（ＨＵ）値を有した、対応する組織及び／又は物質タイプ特定のなＣＴベースのアトラスをレジストレーションするように構成されたレジストレーションユニットと、

前記特定された複数の組織及び／又は物質タイプに対応する前記ピクセル及び／又はボクセルに前記ハンスフィールドユニット（ＨＵ）値を割り当てることによって、１つ以上の模擬ＣＴ画像を計算するように構成された処理ユニットと

を有し、

各々の組織及び／又は物質タイプ特定のなＣＴベースのアトラスが、前記特定された組織及び／又は物質タイプのうちの特定の１つに対応し、且つ

40

前記レジストレーションすることは、前記組織及び／又は物質タイプの各々について別々に実行される、

装置。

【請求項１１】

放射線治療の処置及び／又は計画作成のためのシステムであって、

ＭＲ画像から１つ以上の模擬ＣＴ画像を生成する請求項１０に記載の装置と、

前記生成された１つ以上の模擬ＣＴ画像に基づいて線量測定プログラムを生成することによって、放射線治療計画を構築するように構成された計画作成ユニットと、

を有するシステム。

【請求項１２】

50

1つ以上の解剖学的領域を表すMR画像データを生成するように構成された磁気共鳴撮像(MRI)ユニット、を更に有する請求項11に記載のシステム。

【請求項13】

前記線量測定プログラムは、減衰及び/又は放射線密度のマッピングを有する、請求項11に記載のシステム。

【請求項14】

プログラムコードを有するコンピュータプログラムであって、前記プログラムコードは、当該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに、請求項1に記載の方法のステップをコンピュータに実行させる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線治療(radiation therapy; RT)に関し、特に、磁気共鳴(MR)画像に基づいて1つ以上の模擬コンピュータ断層撮影(CT)画像を生成する方法及び装置に関する。これは、放射線治療(RT)の処置及び/又は計画作成(プランニング)に用途を見出す。特に、これは、磁気共鳴撮像(MRI)技術に関連した用途を見出す。しかしながら、理解されるべきことには、これは、その他の分野にも用途を見出すものであり、必ずしも上述の用途に限定されるものではない。

【背景技術】

【0002】

20

医用撮像において、臨床目的及び/又は医療科学のため、生物の1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域(例えば、人体のそれら)の画像を作り出すための技術及び処理が使用されている。特に、外科医が患者内の感染組織と健常組織との間の区別を行うことができるように、患者の内部生体構造を撮像することで、特定の疾患がどれだけ進行しているかを決定し得る。放射線治療において、患者が受ける放射線の量が最小化されながら治療の目的がなおも達成されるように治療を計画することができるよう、このような画像を使用して患者に投与される放射線量を決定し得る。

【0003】

一般に、RT線量測定(ドジメトリ)にCT画像が使用されている。ボクセル濃淡値を有するCT画像は通常、電子密度又は減衰係数へと直接的に変換されることが可能なものであるハンスフィールドユニット(HU)で測定される。従って、測定されたHU値を直接的に放射線量へと計算することができる。しかしながら、RT処置プランニングに先立つ器官描写又は診断目的で、MR画像が収集されることがますます多くなっている。MR画像のみに基づく線量計算は、線量計算のために追加のCT画像を生成する必要性を排除し、それ故に、ワークフローを単純化するとともに患者に投与される放射線量を低減するので、高度に有益であると見なされる。

30

【0004】

これまでに、文献から、RTプランニング用に推定による密度マッピング又は減衰マッピングをMR画像から作成するために使用される複数のアプローチが知られている。画像収集の物理に起因して、MR強度は電子密度又は減衰係数に一意に対応しない。従って、上述のマッピングは、これらのマッピングをCT画像から導出するとき一般的に行われるような単純な参照処理によってでは、MR画像から導出されることができない。これまでに提案された対策は、一連の欠点に悩まされる。例えば、MR画像に対するCTベースの密度アトラスのレジストレーションは、例えば脳といった、アトラス値が限られていて信頼できる領域では助けとなり得る。しかしながら、例えば骨盤の領域など、高度に変化する解剖学的領域では、例えば、膀胱/腸の充満若しくは動き、構造(例えば、腎臓、肝臓部位)の切除、又は病変などの、患者間の解剖学的変異をレジストレーションが取り扱えないことがある。

40

【0005】

特許文献1(US8588498B)は、MR画像上で骨をセグメント化する方法を開

50

示しており、それは、MR画像を読み出し、該MR画像上でエンハンスメント処理を実行して、骨エンハンスMR画像を生成することを含んでいる。そして、骨エンハンスMR画像が、CTベースの骨アトラスに対してレジストレーションされる。CTベースの骨アトラスをマスクとして用いて骨エンハンスMR画像をセグメント化することによって、骨のセグメンテーションを有するMR画像が生成される。

【0006】

Peter B. Greer等の非特許文献1は、MRIスキャンから疑似CTスキャンを作成する方法を開示しており、その方法は、患者のMRIスキャンを読み出し、前立腺及び器官の輪郭を画成し、複数の組織に対してCT電子密度アトラスを、これらの組織に電子密度をマッピングすることによってレジストレーションして、電子密度が患者のMRIスキャンにマッピングされた疑似CTスキャンを得ることを有している。

10

【0007】

JASON A. DOWNLING等の非特許文献2は、前立腺の放射線治療のためにMRIスキャンから現実的な電子密度情報（疑似CT）を生成する自動的方法を開示している。

【0008】

M. HOFMANN等の非特許文献3は、アトラスレジストレーション及びパターン認識（AT & PR）に基づく基本MR画像セグメンテーションアルゴリズム及び方法を含んだ、全身MRIベースAC（MRAC）のアルゴリズムを開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0009】

【特許文献1】米国特許第8588498号明細書

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】Peter B. Greer等，“A magnetic resonance imaging-based workflow for planning radiation therapy for prostate cancer”，Medical Journal of Australia，2011年1月1日

【非特許文献2】JASON A. DOWNLING等，“An Atlas-Based Electron Density Mapping Method for Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone Treatment Planning and Adaptive MRI-Based Prostate Radiation Therapy”，International Journal of Radiation Oncology，2012年5月1日

30

【非特許文献3】M. HOFMANN等，“MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation- and Atlas-Based Methods”，THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE，第52巻，第9号，2011年9月1日

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の1つの目的は、特にRT処置及び／又は計画作成にて使用され且つ／或いは線量計算のために使用されることが可能な、高められた精度及び低減された作業量でMR画像からいっそう良好な模擬CT画像を取得することを可能にする方法及び装置を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1の態様において、MR画像から1つ以上の模擬CT画像を生成する方法が提示され、当該方法は、生物の1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域に関するMR画像データを読み出し、上記MR画像データは複数のピクセル及び／又はボクセルを有し、MR画像データを分析して、上記複数のピクセル及び／又はボクセルのうちの1つ以上に関して1つ以上の組織及び／又は物質タイプを特定し、特定された1つ以上の組織及び／又は物質タイプに1つ以上の基準データセットをレジストレーションし、上記基準データセットは特定された組織及び／又は物質タイプのうちの特定の1つに対応し、上記基準デ

50

ータセットは基準値を有し、上記特定された1つ以上の組織及び／又は物質タイプに対応するピクセル及び／又はボクセルに上記基準値を割り当てることによって、1つ以上の模擬CT画像を計算することを有し、上記レジストレーションすることは、組織及び／又は物質タイプの各々について別々に実行される。

【0013】

本発明は、故に、平均CT画像で観察される位置特定の密度変動をなおも考慮に入れながら、MR画像のみに基づいて、組織及び患者生体構造の曖昧さを解消する。本発明は、故に、MR撮像技術及びCT撮像技術の双方の利点を結合する。特に、本発明に従った方法を使用することにより、RTプランニングが実際のCT画像に基づく従来技術から知られる方法と比較して、患者に投与される放射線量を低減させることができる。同時に、MR画像データにて1つ以上の組織及び／又は物質タイプを特定することにより、従来のCT画像で観察される位置特定の密度変動が考慮に入れられる。本発明の別の1つの利点は、MR画像の優れたサブ組織コントラストにある。一例は、標的及びリスクの構造化描写のためにルーチンMR画像が使用されながら追加のCT画像が線量計算だけのために収集されている前立腺癌の処置である。さらに、追加収集されるCT画像を回避することができ、CT-MRレジストレーションに関連する問題も軽減することができる。組織及び／又は物質タイプ特定の基準データセットの使用は、例えば骨盤などの高度に変化する生体構造を持つ身体部分に関してさえも、基準値の割り当ての信頼性を高める。

【0014】

上述の従来技術（特許文献1）に従った方法は、幾つかの欠点に悩まされる。そこに開示される方法によれば、骨のセグメンテーションを有するMR画像が、RT処置及び／又は計画作成のために作成され、この骨のセグメンテーションは、MR信号強度を分析し、そして骨アトラスをマスクとして用いてこの方法からのアーチファクトを除去することで行われる。そのような方法は、所与の組織分類の中にある限りにおいて局所的な変動は無視して組織種類ごとに平均減衰値を割り当てることで十分であるということを当てにしている。対照的に、本発明の方法は、例えば組織種類分離といった利用可能なMR情報をなおも用いながら、減衰において典型的な局所変動を表す模擬CT画像を生成する。

【0015】

好適な一実施形態において、上記1つ以上の基準データセットはCTベースのアトラスを有し、基準値はハンスフィールドユニット（HU）値を有する。

【0016】

有利には、模擬CT画像は、組織種類ごとに1つの値を割り当てるだけでなく、組織種類特定のCT値アトラスから実際のCT値を導出することによって生成される。より具体的な一実施形態において、アトラスは、MR画像内で特定される1つ以上の組織及び／又は物質タイプの各々に関するCT値予測で構成される。CTベースHUアトラスとして知られるHU値を持つCTベースアトラスは、データベースからのCT画像群にて1つ以上の組織及び／又は物質タイプが分離された後に生成されることができる。このアトラス生成は準備ステップであり、この準備ステップは、MRが撮影される患者の知識を必要とせず、かなり前に実行され得る。一実施形態において、アトラス生成は、組織種類及び／又は物質タイプの各々に関して、訓練CT画像の各々からのこの組織種類に特有の分離されたHU値情報を、共通の基準フレームに対してレジストレーションすることによって実行される。これは、同じ組織及び／又は物質タイプのピクセル及び／又はボクセルの中での平均HU値の計算を可能にする。このような平均HU値は、一様な設定で計算されているので信頼できるものである。

【0017】

患者MRに関し、模擬CT画像は次いで、基準データ又はアトラスにて表された同じ組織及び／又は物質種類を分離することによって組み立てられる。それらの種類の各々に対し、対応する特定の基準データ又はアトラスをレジストレーションすることができ、MRボクセルにHU値が割り当てられる。好適な一実施形態において、このレジストレーションは、高度に変化する解剖学的近隣の状況であってもそれが信頼できるものであるよう

に、種類ごとに特異的に行われる。

【 0 0 1 8 】

この方法により、MR画像からの種類分離情報と、種類特定の基準データからのHU値情報とが融合される。この後には、HU値と放射線密度及び/又は減衰係数との間の相関付けが直接的であり、それにより、減衰及び/又は密度マップの容易な生成が可能にされる。

【 0 0 1 9 】

好適な他の一実施形態において、CTベースのアトラスは、複数のCT画像から平均化される。これは、CTベースのアトラスの信頼性を高める。

【 0 0 2 0 】

好適な他の一実施形態において、CTベースのアトラスは、位置特定のであり、且つ/或いは組織及び/又は物質タイプ特定のである。これは、CTベースアトラス及び結果として模擬CT画像の信頼性が高められ得るので有利である。好ましくは、これは、位置及び患者特定の1つ以上の組織及び/又は物質タイプを使用することによって実現され、これは、患者のMR画像データから導出された後に直接的である。しかしながら、それらは患者プールを反映しているので、同じ位置が組織及び/又は物質タイプの各々のHU値を保持し得るが、それらのHU値は組織及び/又は物質タイプに特有なものである。異なる患者の同じ位置には異なる構造が存在することがあり、完全ではあってもアトラスレジストレーションのみでは(これは従来技術である)、正確で安全なRTプランニングには十分でないことがある。しかしながら、位置と患者とに特定の組織及び/又は物質タイプと、位置と組織及び/又は物質タイプとに特定のHU値との組み合わせを用いると、HU値の割り当てが、高度に変化する生体構造であっても信頼できるものとなる。

【 0 0 2 1 】

レジストレーションは、組織タイプ特定の基準に基づいてMRから模擬CTを生成することと、先述の実施形態において組織タイプ特定の基準をアトラスとして生成することとの双方で使用される。好適な一実施形態において、レジストレーションすることは、少なくとも1つの剛体レジストレーション、及び/又は特にデフォーマブルレジストレーションである少なくとも1つの非剛体レジストレーションを適用することを有する。剛体レジストレーションは、特にCTベースのアトラスである基準データセットを、読み出されたMR画像データに対して平行移動及び回転させる。特にデフォーマブルレジストレーションである非剛体レジストレーションは、生体構造における変動に対処するために使用され、例えば、読み出されたMR画像上の生来的な相違によって生み出される2つの画像収集間の有意非線形の動きが埋め合わされ得るように使用される。

【 0 0 2 2 】

好適な他の一実施形態において、レジストレーションは、組織及び/又は物質タイプの各々について別々に実行される。この方法を用いると、現在検討している組織及び/又は物質タイプの中でレジストレーションがいっそう正確になりやすく、模擬CTを作成するためのMRボクセルへのHU値の割り当てがいっそう信頼できるものになる。

【 0 0 2 3 】

好適な他の一実施形態において、組織及び/又は物質タイプは互いに素である。これは例えば、何れの解剖学的組織をも組織及び/又は物質タイプのうちのただ1つに一意に割り当てることができるときに該当する。

【 0 0 2 4 】

好適な他の一実施形態において、MR画像からの組織及び/又は物質タイプへの割り当ては互いに素である。これは例えば、MR画像データの1つのボクセルに2つ以上の組織及び/又は物質タイプが割り当てられないときに該当する。これはまた例えば、組織及び/又は物質タイプが互いに素であり且つ各ボクセルがまさに1つのタイプに属するときに該当する。斯くすると、各組織及び/又は物質タイプに関する特にCTベースのアトラスである基準データセットのレジストレーションは特に容易である。というのは、例えば、中間の値は、隣接する組織及び/又は物質タイプの変動に起因し得るからであ

10

20

30

40

50

る。

【0025】

好適な他の一実施形態において、組織及び／又は物質タイプは互いに素ではなく、各解剖学的組織及び／又は各MRボクセルに、2つ以上の組織及び／又は物質タイプが割り当てられ得る。基準データに基づくHU値の割り当ては組織及び／又は物質特定のであるので、これは、1つのMRボクセルに2つ以上のHU値が割り当てられることを生じさせ得る。好適な一実施形態において、この割り当ては、1つのMRボクセルに対して1つのHU値を得るために補間され得る。これは解剖学的に有利である。というのは、MRボクセルが双方の組織タイプの部分を含むことができ、模擬CT画像が各組織タイプのHU値に対する中間HU値を示し得るからである。

10

【0026】

好適な他の一実施形態において、MR画像を分析することは、セグメント化すること、及び／又は再構成すること、及び／又は身体抽出アルゴリズムを適用すること、及び／又はMR収集値の同相画像のMR画像データへのDIXON再構成を伴う方法を有する。斯くして、読み出されたMR画像データは、とりわけ効率的且つ信頼性高く、複数の異なる組織及び／又は物質タイプへと分離され得る。異なる組織及び／又は物質タイプは、それらの分離において異なる要求を持ち、それ故に、本発明は、読み出されたMR画像データを分析することの最適化を可能にする。

【0027】

好適な他の一実施形態において、MR画像データは、骨盤のMR画像データを有し、上記1つ以上の組織及び／又は物質タイプは、空気、脂肪、水、骨髄、及び／又は皮質骨を含む。骨盤領域は、高度に変化する人体の解剖学的領域に属し、読み出されたMR画像データに対する特にCTベースアトラスである基準データセットのレジストレーションが困難であることが知られる。例えば、患者間の解剖学的バラつき又は同一患者の異なるスキャン間での解剖学的変動（例えば、膀胱の充満、又は腸の現在の位置取り）に対処することは、可能であっても全くもって容易でない。本発明は、対照的に、組織及び／又は物質タイプの、特にCTベースのアトラスである対応する特定の基準データセットへの信頼できるレジストレーションのみを有効にする。故に、レジストレーションがいつも良好であり且つHU値の割り当てが組織種類特定のであるので、読み出されたMR画像データ内の1つ以上のピクセル及び／又はボクセルへの、特にHU値である基準値の割り当てはいつも信頼できるものとなる。結果として、本発明に従って生成された模擬CT画像を用いることで、容易で信頼できるRTプランニングが可能である。

20

30

【0028】

本発明の他の一態様において、MR画像から1つ以上の模擬CT画像を生成する装置が提示され、当該装置は、生物の1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域（例えば、患者のそれら）に関するMR画像データを読み出すデータ読み出し部であり、上記MR画像データは複数のピクセル及び／又はボクセルを有する、データ読み出し部と、上記MR画像データを分析して、上記複数のピクセル及び／又はボクセルのうちの1つ以上に関して1つ以上の組織及び／又は物質タイプを特定する分析ユニットと、特定された1つ以上の組織及び／又は物質タイプに1つ以上の基準データセットをレジストレーションするレジストレーションユニットであり、上記基準データセットは特定された組織及び／又は物質タイプのうちの特定の1つに対応し、上記基準データセットは各々、基準値を有する、レジストレーションユニットと、特定された1つ以上の組織及び／又は物質タイプに対応するピクセル及び／又はボクセルに上記基準値を割り当てることによって、1つ以上の模擬CT画像を計算する処理ユニットとを有し、上記レジストレーションすることは、組織及び／又は物質タイプの各々について別々に実行される。

40

【0029】

本発明の更なる一態様において、放射線治療の処置及び／又は計画作成のためのシステムが提示され、当該システムは、MR画像から1つ以上の模擬CT画像を生成するためのここに開示される装置と、生成された1つ以上の模擬CT画像に基づいて線量測定プログ

50

ラムを生成することによって、放射線治療計画を構築するように構成された計画作成ユニットとを有する。

【0030】

有利には、本発明に従ったシステムは、MR画像を用いること及び異なる患者のCT画像からの先験的情報を用いることの利点を組み合わせるので、信頼性があり且つ容易なRT処置及び／又は計画作成を可能にする。特に、これは、CT画像のHU値と線量測定プログラムの減衰係数及び／又は放射線密度との間の直接的な相関の利点を活用する。同時に、これは、例えば患者間及び／又は位置間での、解剖学的構造のバラつきを考慮に入れる。

【0031】

好適な一実施形態において、このシステムは更に、生物の1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域（例えば、患者のそれら）に関するMR画像データを生成するように構成されたMR撮像（MRI）ユニットを有する。この実施形態は、MR画像データと、該MR画像データに基づく模擬CT画像とを同時に生成するシステムを可能にするという利点を有する。また、このようなシステムは、RT処置及び／又は計画作成において、例えば放射線医などの外科医を独立して支援することができる。このようなシステムはまた、減衰マップ及び／又は放射線マップが生成されて対応する治療が然るべく実行され得るインテグレートされたMR-リニアックシステム及び／又はPET/MRシステムを実現するように使用されることができる。好ましくは、線量測定プログラムは、減衰及び／又は密度のマップを有し、このようなマップは、患者ごとに個別に構成され得る線量測定の直接的な指示をユーザに提供するので、容易なRT処置及び／又は計画作成を可能にする。

【0032】

本発明の更なる一態様において、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が提示され、該プログラムコードは、当該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに、ここに開示される方法のステップをコンピュータに実行させる。

【0033】

本発明の好適実施形態が従属請求項にて規定される。理解されるべきことには、特許請求に係る装置、システム、媒体、及びコンピュータプログラムは、特許請求に係る方法及び従属請求項に規定されるものと同様及び／又は等しい好適実施形態を有する。

【図面の簡単な説明】

【0034】

本発明のこれら及びその他の態様が、以下に記載される実施形態を参照して明らかになる。

【図1】一実施形態に従ったMR画像から1つ以上の模擬CT画像を生成する装置の模式的なブロック図を示している。

【図2】一実施形態に従った放射線治療（RT）処置及び／又は計画作成のためのシステムの模式的なブロック図を示している。

【図3】一実施形態に従ったMR画像に基づいて1つ以上の医用画像を生成する方法を示している。

【図4】一実施形態に従ったCTベースアトラスを生成する方法を示している。

【図5A】MR画像を示している。

【図5B】一実施形態に従った方法を用いた模擬CT画像を示している。

【図5C】CT撮像から直接的に生成されたCT画像を示している。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図1を参照するに、一実施形態に従ったMR画像から1つ以上の模擬CT画像を生成する装置10の模式的なブロック図が示されている。装置10は、例えば人間、哺乳類又は鳥類のものなど、生物の1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域に関するMR画像データ14を受信するように構成されたデータ読み出し部12を有している。データ読み出し部12は、1つ以上の外部データベース（病院イントラネット、インターネット、及びそ

10

20

30

40

50

他の通信ネットワークと、パーソナルコンピュータ、モバイル装置、クラウドシステムとを含めて)からMR画像データ14を受け取るための1つ以上のデータ入力インタフェース16(図示せず)を有し得る。該1つ以上のデータ入力インタフェース16は、直接配線リンク、又は光ファイバ接続、又は無線通信リンク、又はこれらに類するものを有し得る。MR画像データは、複数のピクセル及び/又はボクセルを有し、磁気共鳴撮像(MRI)ユニットによって生成されることができ、それに代えて、MR画像データは、コンピュータシミュレーションによって生成されてもよい。MR画像データは好ましくは空間エンコードされ、それにより2D及び/又は3Dの空間デコードが可能であり得る。MR画像データは好ましくは、例えば強度及び/又は振幅及び/又は位相及び/又は緩和時間及び/又は磁化移動及び/又はこれらに類するものなどのパラメータを有し、これらからの1つ以上が突き止められ得る。更に好ましくは、上述のパラメータのうちの1つ以上は、位相及び/又は振幅情報を導出するのに使用され得る実数部及び/又は虚数部を有し得る。MR画像データは、例えば患者のものなど、1つ以上の生物の1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域の1つ以上の画像に対応し得る。該1つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域は、頭部、脳、骨盤領域、膀胱、腸、腎臓、肝臓の部分、及び人体又は動物体のその他の知られた身体部分を含み得る。

10

【0036】

装置10は更に、MR画像データ14を分析して複数のピクセル及び/又はボクセルのうちの1つ以上に関して1つ以上の組織及び/又は物質タイプを特定するように構成された分析ユニット18を有している。該1つ以上の組織及び/又は物質タイプは、水組織、脂肪組織、空気組織、骨組織、並びに医用撮像及び/又は解剖学の分野で知られたその他の組織及び/又は物質を含み得る。特に、骨組織は、骨髄組織、皮質骨組織、並びに医用撮像及び/又は解剖学の分野で知られたその他の骨組織を含み得る。分析ユニット18は、組織及び/又は物質タイプを特定するために、セグメンテーションアルゴリズム、再構成アルゴリズム、身体抽出アルゴリズム、MR収集法の同相(インフェイズ)画像のDIXON再構成、並びに医用撮像分野で知られたその他の方法を用い得る。また、分析ユニット18は、例えばT1、T2、T2*、Teなど、MR画像データに含まれる位相及び/又は強度及び/又はその他のパラメータを分析し得る。好適な一実施形態において、分析ユニット18は、Dixon再構成により水組織及び脂肪組織を導出し、その一方で、身体抽出アルゴリズムを用いて空気組織を導出し得る。骨組織は、Christian Buerger, Jochen Peters等の“Multi-model vertebra segmentation from MR Dixon for hybrid whole-body PET/MR”(proceeding of MICCAI 2013 workshop on computational methods and clinical applications for spine imaging, 2013年, pp. 144-155)に刊行されているようなモデルベース手法を用いてセグメント化され得る。ノイズ閾値を用いたMR収集の同相画像のDIXON再構成に基づいて、骨組織の中で、皮質骨組織と骨髄組織との分離が実現され得る。

20

30

【0037】

他の好適な一実施形態において、分析ユニット18は、MR画像データ14の単一ピクセル及び/又は単一ボクセルに関して1つ以上の組織及び/又は物質タイプを特定し得る。各単一ピクセル及び/又は各単一ボクセルが分析されて、その中に含まれ得る及び/又は含まれ得ない1つ以上の組織及び/又は物質タイプが決定され、あるいは、各ピクセル及び/又は各ボクセルが2つ以上の組織及び/又は物質タイプのうちの各々を含む確率が決定され得る。好ましくは、分析ユニット18は、異なる組織及び/又は物質タイプの間の差別化のために、1つ以上のMR画像データセットにアクセスするように構成される。該1つ以上のMR画像データセットは、装置10に統合されるか又は装置10の外部に配置されるかし得るメモリユニット20に格納され得る。メモリユニット20は、技術的に知られた通信リンクを介して分析ユニット18に接続され得る。

40

【0038】

装置10は、データ読み出し部12によって読み出された後のMR画像データ14に1つ以上の基準データセットをレジストレーションするように構成されたレジストレーショ

50

ンユニット 22 を有している。該 1 つ以上の基準データセットは、各基準値を有し、それが M R 画像データ 14 に割り当てられ得る。特に、基準値は、読み出された後の M R 画像データ 14 の 1 つ以上のピクセル及び / 又はボクセルに割り当てられ得る。基準データセットの各々が、分析ユニット 18 によって特定された組織及び / 又は物質タイプのうちの異なる 1 つに特有である。例えば、1 つの基準データセットは骨組織に特有である一方で、別の 1 つの基準データセットは脂肪組織に特有であるとし得る。好適な一実施形態において、上記 1 つ以上の基準データが各々、C T ベースのアトラスを有する。アトラスは、関心構造がセグメント化された基準画像を含み得る。そのセグメンテーションは、手動で又はコンピュータによって実行され得る。アトラスはまた、関心ある組織タイプのみに基づく位置特定の平均 C T 値を含み得る。C T ベースのアトラスとは、1 つ以上の C T 画像から生成されるアトラスである。このような C T ベースアトラスを生成する手順については、図 4 を参照して詳細に説明する。好ましくは、レジストレーションユニット 22 は、上記 1 つ以上の基準データセットを、メモリユニットから、更に好ましくはメモリユニット 20 から、読み出すように構成される。好適な一実施形態において、レジストレーションユニット 22 は、技術的に知られた通信リンクを介してメモリユニット 20 に接続される。好適な一実施形態において、これら 1 つ以上の C T ベースアトラスの基準値は、ハンスフィールドユニット (H U) 値を有する。H U 値は、元の線形減衰係数測定、標準圧力及び温度 (S T P) での蒸留水の絶対密度が 0 H U として定義される一方で S T P での空気の絶対密度が - 1 0 0 0 H U として定義されるものへの、線形変換である H U スケールに従った値である。従って、このような C T ベースアトラスを R T プランニングに使用することができる。

【 0 0 3 9 】

C T ベースアトラスを M R 画像データ 14 にレジストレーションするため、レジストレーションユニット 22 は好ましくは、剛体レジストレーション若しくは非剛体レジストレーション又はこれらの双方を適用する。剛体レジストレーションにおいて、例えば C T ベースの骨アトラスといった、特定の組織及び / 又は物質タイプ用の C T ベースアトラスが、データ読み出し部 12 によって読み出された M R 画像データ 14 に対応する M R 画像に対して平行移動及び / 又は回転され得る。一実施形態において、剛体レジストレーションは、マッテス相互情報 (Mattes Mutual Information; M M I) をメトリックとして使用し、レギュラー・ステップ・ラジアン・ディセント (R S R D) をオプティマイズとして使用する。他の一実施形態において、レジストレーションユニット 22 は、アフィンレジストレーションを適用することによって、C T ベースアトラスと M R 画像との間の位置の差を捕捉する。非剛体レジストレーションは、C T ベースアトラスと M R 画像との間の通常の解剖学的な変動性を補償するために使用される。好適な一実施形態において、レジストレーションユニット 22 は、抽出された表面に基づくデフォーマブルレジストレーションを使用する (剛体レジストレーションは身体の高輪郭又は抽出された骨に基づく)。更に好ましくは、レジストレーションユニット 22 は、組織及び / 又は物質タイプの各々に複数の異なるレジストレーションを適用するように構成される。他の一実施形態において、レジストレーションは、関心ある組織及び / 又は物質タイプのみを考慮して、この組織及び / 又は物質タイプに関する基準データセットへの最適な剛体又は非剛体レジストレーションを計算する。例えば、骨組織に関して、抽出された表面に基づくデフォーマブルレジストレーションが使用され得る一方で、例えば空気、脂肪及び水などのその他の組織に関して、身体輪郭、又は抽出された骨、又は M R 画像のうちの 1 つについての相互情報、に基づく剛体レジストレーションが使用され得る。

【 0 0 4 0 】

装置 10 は更に、1 つ以上の模擬したコンピュータ断層撮影 (C T) 画像を計算するように構成された処理ユニット 24 を有している。処理ユニット 24 は、技術的に知られた如何なるプロセッサを有していてもよく、それが、M R 画像データの複数のピクセル及び / 又はボクセルに、特定された組織及び / 又は物質タイプに従って基準値を割り当てるように構成される。好適な一実施形態において、処理ユニット 24 は、分析ユニット 18 に

よって骨組織タイプが特定された複数のボクセルに位置特定のなH U値を割り当てるように構成される。好ましくは、処理ユニット24は、処理ユニット24によって計算された1つ以上の模擬C T画像を表示するように構成される表示ユニット26（図示せず）に接続される。表示ユニット26は、装置10に統合されてもよいし、あるいは、例えばスマートフォンなどのモバイル通信装置に埋め込まれた表示ユニットといった別個のユニットとして構成されてもよい。

【0041】

図2を参照するに、一実施形態に従った放射線治療（R T）処置及び／又は計画作成のためのシステム28の模式的なブロック図が示されている。システム28は、MR画像から1つ以上の模擬C T画像を生成する装置、好ましくは図1に示した装置10、を有している。装置10は、好ましくはシステム28に統合されるMR撮像（M R I）ユニット30からMR画像データ14を読み出す。それに代えて、M R Iユニット30は、技術的に知られた通信リンクを介してシステム28及び／又は装置10に接続される外部M R Iユニットであってもよい。また、他の例では、装置10は、メモリユニットから、特に、図1を参照して詳述したように装置10と協働する上述のメモリユニット20から、MR画像データ14を読み出す。システム28は更に、生成された1つ以上の模擬C T画像に基づいて線量測定プログラム34を生成することによってR T計画を構築するように構成された計画作成ユニット32を有している。線量測定プログラム34は、線量計算を補正するのに使用される1つ以上の減衰及び／又は密度マップを有し得る。

【0042】

システム28は、特にMR画像のみに基づくR T処置及び／又は計画作成に適用可能な何らかの撮像システムとし得る。可能な例は、以下に限定されることなく、C T撮像システム、M R Iシステム、X線撮像システム、又は例えば陽電子放出断層撮影（P E T）及び単一光子放出コンピュータ断層撮影（S P E C T）などの核医学撮像システムを含む。結合されたC T - M R又はP E T - M R又はS P E C T - M R又はX線 - M Rシステムも想定され得る。システム28は、上述の例のうちの1つ以上とともに使用されることが知られた、例えば遠隔オペレータコンソール又は配線接続されたオペレータコンソールなどの、更なるコンポーネントを有し得る。

【0043】

図3を参照するに、一実施形態に従ったMR画像に基づいて1つ以上の医用画像を生成する方法の模式的なブロック図が示されている。

【0044】

ステップ101にて、複数のピクセル及び／又はボクセルを有するMR画像データ14が、データ読み出し部12によって読み出される。MR画像データ14は、1つの単一のMR画像又は一連のMR画像に対応し得る。MR画像データ14は好ましくは、人体のMR画像に対応し得る。

【0045】

ステップ102にて、複数のピクセル及び／又はボクセルのうちの1つ以上に関して1つ以上の組織及び／又は物質タイプを特定するために、MR画像データ14が分析ユニット18によって分析される。好適な一実施形態において、水、脂肪、空気、骨髄、及び／又は皮質骨なる組織タイプが、分析ユニット18によって、複数のボクセルのうちの1つ以上に関して特定され得る。好適な他の一実施形態において、D i x o n再構成によって、水及び脂肪なる組織タイプが、MR画像データ14の複数のボクセルに関して特定されて分離される。好適な更なる一実施形態において、MR画像データ14に対応するMR画像をセグメント化することによって、複数の組織タイプが分離される。好適な他の一実施形態において、ステップ102は更に、MR収集の同相画像のD I X O N再構成及びノイズ閾値に基づいた、皮質骨及び骨髄なる組織タイプの分離を有する。

【0046】

ステップ103にて、1つ以上の基準データセットがレジストレーションユニット22によってレジストレーションされる。好適な一実施形態において、基準データセットは、

関心ある組織及び／又は物質タイプの各々に関するＣＴベースのＨＵ値アトラスである。好適な他の一実施形態において、ＣＴベースアトラスがＭＲ画像データ１４の少なくとも１つのセクションにレジストレーションされ、該少なくとも１つのセクションは、分析ユニット１８によって骨組織タイプが特定された複数のボクセルに対応する。このＣＴベースアトラスは、特定された骨組織タイプに対応している。好適な他の一実施形態において、複数のＣＴベースアトラスが各々、空気、脂肪、水、骨髄、及び皮質骨なる組織タイプのうちの異なる１つに対応する。好適な一実施形態において、ステップ１０３は、剛体レジストレーション若しくは非剛体レジストレーション又はこれら双方の適用を有し、レジストレーションは組織タイプごとに異なり得る。例えば、骨組織タイプに関して、抽出された表面に基づくデフォーマブルレジストレーションが使用され得る一方で、その他の組織に関して、身体輪郭、又は抽出された骨、又はＭＲ画像と基準ＣＴ画像との間の相互情報、に基づく剛体レジストレーションが使用され得る。好適な他の一実施形態において、レジストレーションは、前もって分離された複数の組織タイプと組織タイプのアトラスとに基づく。

10

【００４７】

ステップ１０４にて、特定された組織及び／又は物質タイプに従ってピクセル及び／又はボクセルに基準値を割り当てることによって、１つ以上の模擬したコンピュータ断層撮影（ＣＴ）画像が計算される。好適な一実施形態において、分析ユニット１８によって骨組織タイプが特定されたＭＲ画像データ１４の複数のボクセルに、位置特定のなＨＵ値が割り当てられ得る。好適な他の一実施形態において、複数のＣＴベースアトラスの位置特定のなＨＵ値が、ＭＲ画像データ１４の複数のボクセルに、それらボクセルにて特定された組織及び／又は物質タイプに従って割り当てられる。

20

【００４８】

図４を参照するに、一実施形態に従ったＣＴベースアトラスを生成する方法の模式的なブロック図が示されている。

【００４９】

ステップ２０１にて、複数のＣＴ画像が読み出される。ＣＴ画像は、好ましくは装置１０と協働する又は技術的に知られた通信リンクを介して装置１０に接続され得るＣＴ撮像ユニットによって生成され得る。それに代えて、ＣＴ画像はコンピュータシミュレーションによって生成されてもよい。ＣＴ画像は好ましくは更に、例えば患者のものなど、生物の１つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域に関して生成され得る。例えば、ＣＴ画像は、人体の骨盤領域に関するものを含み得る。

30

【００５０】

ステップ２０２にて、上記複数のＣＴ画像から１つ以上の組織及び／又は物質タイプが導出される。好適な一実施形態において、例えば患者の骨盤領域に関して、水、脂肪、空気、骨髄、及び皮質骨なる組織タイプのうちの１つ以上が、上記複数のＣＴ画像から導出される。上述の組織タイプは、中間の値が２つの隣接組織タイプの変動性に起因するようにして重なり合う濃淡値範囲を用いることによって推定され得る。後続画像処理を用いることで、ありそうもないボクセルをその組織画分から除去し得る。好適な更なる一実施形態において、複数のＣＴ画像をセグメントすることによって、１つ以上の身体部分すなわち解剖学的領域の具体的な構造に対応する位置特定のな組織及び／又は物質タイプが導出され得る。

40

【００５１】

ステップ２０３にて、複数のＣＴ画像から導出された上記１つ以上の組織及び／又は物質タイプが、互いにレジストレーションされる。好適な一実施形態において、ステップ２０３は、剛体レジストレーション又は非剛体レジストレーションを伴い得る。異なる組織及び／又は物質タイプに、例えば位置及び／又は患者パラつき、物質組成、及び適合性などのそれらに特有の解剖学的特性に応じて、異なるレジストレーションが適用されてもよい。

【００５２】

50

ステップ204にて、複数のCT画像から導出された特定の組織及び／又は物質タイプに関する複数のHU値から、アトラスHU値及び／又はその他のアトラス値が生成される。好適な一実施形態において、ステップ204は、各位置のHU値を、その位置の所与の組織タイプからの全てのHU値にわたって平均化することを有する。好適な更なる一実施形態において、特定の組織及び／又は物質タイプは、骨に対応する複数のCT画像からの複数のピクセルのセクションを考慮に入れることによってステップ202で導出された骨組織タイプを有する。好適な一実施形態において、図4に示したステップのうちの少なくとも1つは、図1の装置10によって実行され、あるいは図1の装置10に関連して実行され得る。

【0053】

10

図5A - 5Cを参照するに、大腿骨頭領域について、それぞれ、MR撮像によって生成されたMR画像、一実施形態に従って生成された模擬CT画像、及びCT撮像によって生成されたCT画像が示されている。

【0054】

図5Aには、直腸を含む大腿骨頭領域について、MR同相画像が例示的に示されている。このMR同相画像は、MR撮像によって生成されている。MR同相画像は、MR強度画像と比較して信号雑音比(SNR)の観点で優れており、低い信号強度が预期される組織及び／又は物質タイプに関して改善された画像コントラストをもたらす。図5Bには、図5AのMR同相画像に基づいて生成された模擬CT画像が示されている。模擬CT画像を生成するのに先立って、水、脂肪及び骨を含む複数の組織タイプがMR同相画像から導出されている。骨の強度パラつきはCTベースアトラスによってモデル化される一方で、水及び脂肪の部分はMR収集のDIXON再構成から推定される。図5Cは、図5A - 5Bに示したのと同じ領域のCT撮像によって生成されたCT画像を示している。図5Bの模擬CT画像と図5Cの“リアル”CT画像との間の近い整合性は、MR画像に基づいて模擬CT画像を生成することに、組織特定のCTベースアトラスを適用することの明らかな利点を示すものである。

20

【0055】

装置10及び／又はシステム28は好ましくは、図3及び／又は4を参照して説明した方法を実行するように1つ以上の装置及び／又はシステムを制御するソフトウェアを担持した1つ以上の非一時的なコンピュータ読み取り可能媒体とともに使用され得る。コンピュータ読み取り可能媒体は、例えばコンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール又はその他のデータ形態などの情報の記憶のための如何なる方法又は技術で実装された揮発性及び非揮発性のリムーバブル及び非リムーバブルな媒体を含み得る。コンピュータ読み取り可能媒体は更に、以下に限られないが、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読み出し専用メモリ(ROM)、相変化メモリ(PCM)、フラッシュメモリ、磁気メモリ、及びその他のメモリ形態を含む。コンピュータ読み取り可能媒体は好ましくは更に、インターネット、イントラネット、クラウドシステム、及び技術的に知られたその他の通信システムによってアクセス可能である。

30

【0056】

図面及び以上の記載にて本発明を詳細に図示して説明してきたが、これらの図示及び説明は、限定的なものではなく、例示的あるいは典型的なものとみなされるべきであり、本発明は、開示の実施形態に限定されるものではない。開示の実施形態へのその他の変形が、図面、本開示及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解されて実現され得る。

40

【0057】

請求項において、用語“有する”はその他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞“a”又は“an”は複数であることを排除するものではない。単一の要素又はその他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を果たしてもよい。特定の複数の手段が相互に異なる従属項に記載されているという単なる事実は、それらの手段の組合せが有利に使用され得ないということを指し示すものではない。

50

【 0 0 5 8 】

コンピュータプログラムは、その他のハードウェアと一緒に又はその一部として供給される例えば光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの好適な媒体上で格納／配給され得るが、例えばインターネット又はその他の有線若しくは無線の遠隔通信システムを介してなど、その他の形態でも配給され得る。

【 0 0 5 9 】

請求項中の如何なる参照符号も、範囲を限定するものとして解されるべきでない。

【 図 1 】

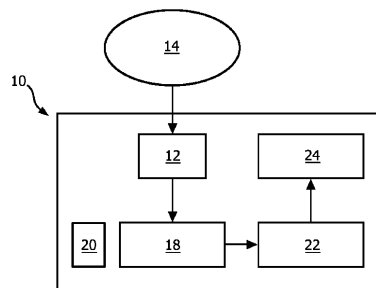


FIG. 1

【 図 2 】

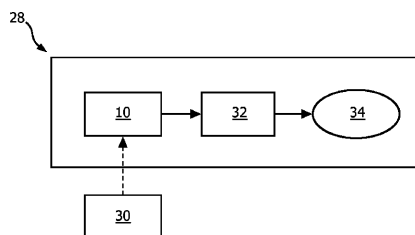


FIG. 2

【 図 3 】

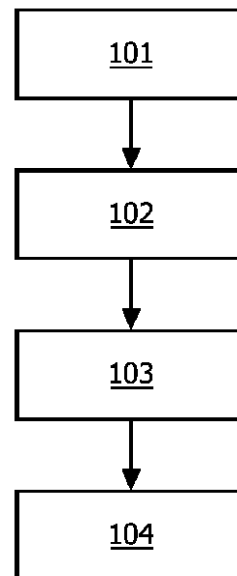


FIG. 3

【図 4】

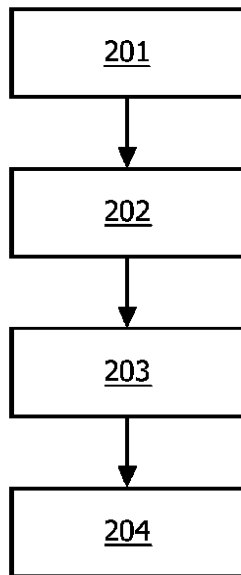
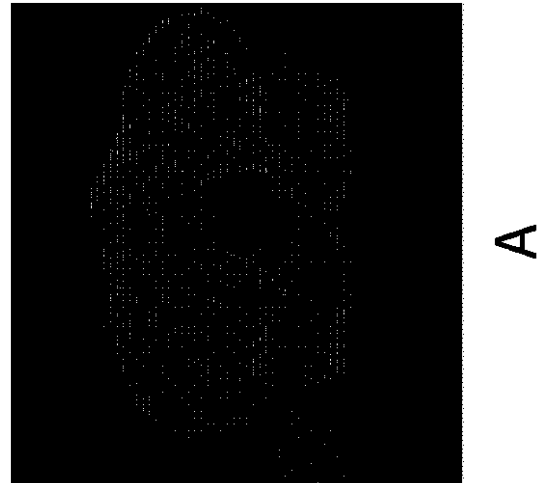
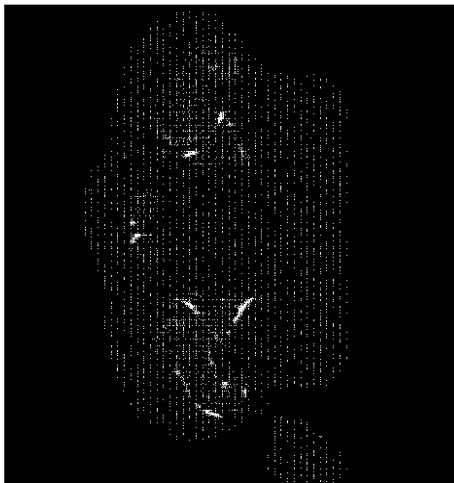


FIG. 4

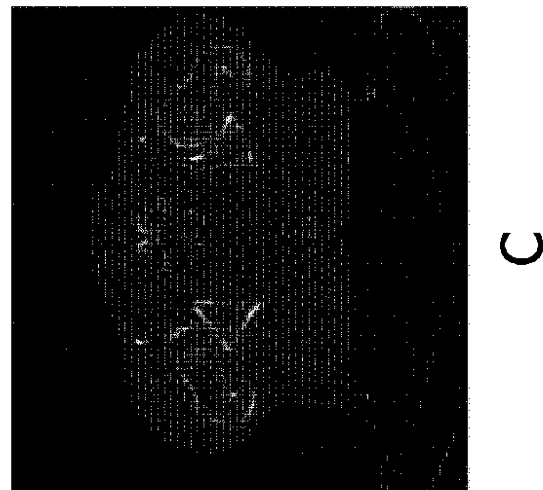
【図 5 A】



【図 5 B】



【図 5 C】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 シャーデヴァルト, ニコーレ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 シュルツ, ハインリヒ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 ヘレ, ミヒヤエル ギュンター

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 レニッシュ, シュテフェン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 5

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2011-161104(JP, A)

特開2013-146540(JP, A)

国際公開第2013/147013(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

A 6 1 B 6 / 0 3