

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5966112号

(P5966112)

(45) 発行日 平成28年8月10日 (2016. 8. 10)

(24) 登録日 平成28年7月8日 (2016. 7. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2016-505768 (P2016-505768)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年3月27日 (2014. 3. 27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2014/056145		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(87) 国際公開番号	W02014/161766		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開日	平成26年10月9日 (2014. 10. 9)		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
審査請求日	平成27年10月1日 (2015. 10. 1)		
(31) 優先権主張番号	13161904.1	(74) 代理人	100107766
(32) 優先日	平成25年4月2日 (2013. 4. 2)		弁理士 伊東 忠重
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦
早期審査対象出願			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴画像法を使用した骨組織の検出

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用装置であって、
 画像処理ゾーンから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像法システムと、
 当該医用装置を制御するプロセッサと、
 機械により実行可能な命令を格納するメモリであり、前記命令の実行は、前記プロセッサに、

400 μ s を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスを使用して前記磁気共鳴データを取得させ、

前記磁気共鳴データを使用して磁気共鳴画像を再構成させ、

前記磁気共鳴画像を閾値処理して骨構造を強調すること、及び、前記磁気共鳴画像内の組織構造を抑制することによって、閾値処理画像を生成させ、

前記閾値処理画像にバックグラウンド除去アルゴリズムを適用することによって、骨強調画像を生成させ、

前記骨強調画像に対して確率アトラスを位置合わせさせ、レジストレーション後に、前記アトラスは、骨であるとする前記骨強調画像内のボクセルの確率を示し、

前記確率が所定の確率よりも低い場合に、骨組織を示さない所定の値に前記骨強調画像内の前記ボクセルを設定させる、メモリと、
 を含む医用装置。

【請求項 2】

10

20

前記パルスシーケンスはT1強調 Dixon パルスシーケンスであり、前記磁気共鳴画像は同位相画像であり、前記命令の実行は、前記プロセッサにさらに、

前記磁気共鳴データから脂肪画像及び水画像を再構成させ、さらに、

前記脂肪画像、前記水画像及び前記骨強調画像を使用して、組織分類マップを生成させる、

請求項1に記載の医用装置。

【請求項3】

前記命令の実行は、前記プロセッサにさらに、選ばれた二次元平面上に前記組織分類マップを投射することによって、組織のデジタル再構成放射線写真画像を生成させる、請求項2に記載の医用装置。

10

【請求項4】

前記命令の実行は、前記プロセッサにさらに、前記組織分類マップを使用して電子密度マップを生成させる、請求項2又は3に記載の医用装置。

【請求項5】

当該医用装置は、放射線療法シミュレーションシステムをさらに含み、前記命令の実行は、前記プロセッサにさらに、

療法パラメータを受信させ、さらに、

前記療法パラメータ及び前記電子密度マップを用いる放射線療法シミュレーションシステムを使用して放射線療法の治療計画を生成させる、

請求項4に記載の医用装置。

20

【請求項6】

当該医用装置は、前記磁気共鳴画像法システム内に統合される核医学画像処理システムをさらに含み、前記命令の実行は、前記プロセッサに、

前記組織分類マップを使用して、対象によるガンマ放射線の減衰を描写する空間依存的組織減衰マップを生成させ、

前記核医学画像処理システムを使用して核医学画像処理データを取得させ、さらに、

前記核医学画像処理データ及び前記空間依存的組織減衰マップを使用して核医学画像を再構成させる、

請求項2乃至5のいずれか一項に記載の医用装置。

【請求項7】

前記核医学画像処理システムは、陽電子放射断層撮影システム、又は、単一光子放射断層撮影システムである、請求項6に記載の医用装置。

30

【請求項8】

前記命令の実行は、前記プロセッサに、前記閾値処理画像を生成する前に前記磁気共鳴画像に対してコントラスト反転フィルタを適用させる、請求項1乃至7のいずれか一項に記載の医用装置。

【請求項9】

前記命令の実行は、前記プロセッサにさらに、選択された二次元平面上に前記骨強調画像を投射することによって、骨強調のデジタル再構成放射線写真を生成させる、請求項1乃至8のいずれか一項に記載の医用装置。

40

【請求項10】

医用装置を制御するプロセッサによる実行のための機械により実行可能な命令を含むコンピュータプログラムであって、前記医用装置は、画像処理ゾーンから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像法システムを含み、前記命令の実行は、前記プロセッサに、

400 μ s を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスを使用して前記磁気共鳴データを取得させ、

前記磁気共鳴データを使用して磁気共鳴画像を再構成させ、

前記磁気共鳴画像を閾値処理して骨構造を強調すること、及び、前記磁気共鳴画像内の組織構造を抑制することによって、閾値処理画像を生成させ、

前記閾値処理画像にバックグラウンド除去アルゴリズムを適用することによって、骨強

50

調画像を生成させ、

前記骨強調画像に対して確率アトラスを位置合わせさせ、レジストレーション後に、前記アトラスは、骨であるとする前記骨強調画像内のボクセルの確率を示し、

前記確率が所定の確率よりも低い場合に、骨組織を示さない所定の値に前記骨強調画像内の前記ボクセルを設定させる、

コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴画像法に関し、特に、骨組織の検出又は画像処理に関する。

10

【背景技術】

【0002】

陽電子放射断層撮影（PET）及び他の核医学画像処理システムにおいては、対象の体を用いた陽電子放射ラジオアイソトープの減衰によって引き起こされる511keVのガンマ線の検出が画像内に再構成される。これを正確に行うためには、対象内での電離放射線の空間依存的吸収を知ることが有利である。

【0003】

低線量CTを使用して511keVでの減衰率を決定する、組み合わされたコンピュータ断層撮影（CT）及びPETのスキャナーが構築されてきた。これらのスキャナーは、CT検査を行いながら対象を放射線に曝露するという不利な点を有している。

20

【0004】

組み合わされた磁気共鳴画像法（MRI）及びPETのスキャナーも構築されてきた。非特許文献1は、PETに対する減衰補正のためのDixonベースのMRI画像処理技術の使用を開示している。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Eiber et. al. "Value of a Dixon-based MR/PET attenuation correction sequence for the localization and evaluation of PET-positive lesions" Eur J Nucl Med Mol Imaging (2011), vol. 38, pages 1691-1701

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、独立請求項において医用装置及びコンピュータプログラムプロダクトを定める。実施形態は、従属請求項において与えられている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

当業者によって正しく理解されるように、本発明の態様は、装置、方法又はコンピュータプログラムプロダクトとして具体化することができる。従って、本発明の態様は、完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含む）、又は、ソフトウェア及びハードウェアの態様を組み合わせた実施形態の形をとってもよく、その全てが全般的に、本明細書において「回路」、「モジュール」又は「システム」と呼ばれてもよい。さらに、本発明の態様は、1つ又は複数のコンピュータ可読媒体において具体化されるコンピュータプログラムプロダクトの形をとってもよく、その上でコンピュータにより実行可能なコードを具体化させている。

40

【0008】

1つ又は複数のコンピュータ可読媒体のいかなる組合せも利用することができる。コン

50

ピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体又はコンピュータ可読記憶媒体であってもよい。本明細書において使用される場合「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピュータ計算デバイスのプロセッサによって実行可能な命令を格納することができるいかなる有形の記憶媒体も包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読非一時的記憶媒体と呼ぶことができる。コンピュータ可読記憶媒体は、有形のコンピュータ可読媒体と呼ぶこともできる。一部の実施形態において、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ計算デバイスのプロセッサによって利用され得るデータを格納することもできる。コンピュータ可読記憶媒体の例として：フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、固体ハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリーメモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスク及びプロセッサのレジスタファイルが挙げられるがそれらに限定されない。光ディスクの例として、コンパクトディスク（CD）、及び、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスク等のデジタル多機能ディスク（DVD）が挙げられる。コンピュータ可読記憶媒体という用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータ装置によって利用され得る種々のタイプの記録媒体も意味する。例えば、データは、モデム上、インターネット上、又は、ローカルエリアネットワーク上で検索することができる。コンピュータ可読媒体上で具体化されるコンピュータにより実行可能なコードは、無線、有線、光ファイバケーブル、RF等又はそのいかなる適した組合せを含むがそれらに限定されないいかなる適切な媒体を使用して伝達されてもよい。

10

20

【0009】

コンピュータ可読信号媒体は、伝播されるデータ信号を含んでもよく、その中でコンピュータにより実行可能なコードが、例えばベースバンドで又は搬送波の一部として具体化されている。そのような伝播される信号は、電磁気、光又はそのいかなる適した組合せも含むがそれらに限定されない種々の形のうちのいずれの形をとってもよい。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではなく且つ命令実行システム、装置若しくはデバイスによって又はそれらと関連させて使用するためのプログラムを伝える、伝播する又は運ぶことができるいかなるコンピュータ可読媒体であってもよい。

【0010】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサにも直接利用可能ないかなるメモリでもある。「コンピュータ記憶装置」又は「記憶装置」は、コンピュータ可読記憶媒体のさらなる例である。コンピュータ記憶装置は、いかなる不揮発性のコンピュータ可読記憶媒体でもある。一部の実施形態において、コンピュータ記憶装置は、コンピュータメモリであってもよく、逆もまた同様である。

30

【0011】

本明細書において使用される場合「プロセッサ」は、プログラム又は機械により実行可能な命令又はコンピュータにより実行可能なコードを実行することができる電子部品を包含する。「プロセッサ」を含むコンピュータ計算デバイスへの言及は、2つ以上のプロセッサ又は処理コアをおそらく含有しているとして解釈されるべきである。プロセッサは、例えば、マルチコアプロセッサであってもよい。プロセッサは、単一のコンピュータシステム内のプロセッサの集合も意味することができ、又は、多数のコンピュータシステムの間で分配することができる。コンピュータ計算デバイスという用語は、1つ又は複数のプロセッサをそれぞれ含むコンピュータ計算デバイスの集合又はネットワークをおそらく意味すると解釈されるべきでもある。コンピュータにより実行可能なコードは、同じコンピュータ計算デバイス内にあり得るか又は多数のコンピュータ計算デバイスにわたって分配することさえできる多数のプロセッサによって実行されてもよい。

40

【0012】

コンピュータにより実行可能なコードは、プロセッサに本発明の一態様を行わせる機械により実行可能な命令又はプログラムを含んでもよい。本発明の態様に対する作動を実施

50

するコンピュータにより実行可能なコードは、Java（登録商標）、Smalltalk、C++等のオブジェクト指向プログラム言語、及び、「C」プログラム言語又は類似のプログラム言語等の従来の手続き型プログラム言語を含む1つ又は複数のプログラム言語のいかなる組合せで書かれてもよく、さらに、機械により実行可能な命令にコンパイルされてもよい。一部の例において、コンピュータにより実行可能なコードは、高水準言語の形又は事前コンパイルの形であってもよく、さらに、オンザフライで機械により実行可能な命令を生成するインタープリタと共に使用されてもよい。

【0013】

コンピュータにより実行可能なコードは、ユーザのコンピュータ上で完全に、ユーザのコンピュータ上で部分的に、スタンドアロンのソフトウェアパッケージとして、ユーザのコンピュータ上で部分的に且つ遠隔コンピュータ上で部分的に、又は、遠隔コンピュータ若しくはサーバー上で完全に実行されてもよい。最後の筋書きにおいて、遠隔コンピュータは、ローカルエリアネットワーク（LAN）又は広域ネットワーク（WAN）を含むいかなるタイプのネットワークを介してユーザのコンピュータに接続されてもよく、又は、その接続は、（例えば、インターネットサービスプロバイダーを使用したインターネットを介して）外部のコンピュータに対して行われてもよい。

【0014】

本発明の態様は、本発明の実施形態による方法、装置（システム）及びコンピュータプログラムプロダクトの流れ図、説明図及び／又はブロックダイアグラムを参考にして記載される。流れ図、説明図及び／又はブロックダイアグラムの各ブロック又はブロックの一部は、適用できる場合にコンピュータにより実行可能なコードの形のコンピュータプログラムの命令によって実行することができるということが理解されることになる。互いに矛盾しない場合に、異なる流れ図、説明図及び／又はブロックダイアグラムにおけるブロックの組合せを組み合わせることができるということがさらに理解される。これらのコンピュータプログラムの命令は、コンピュータ又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサを介して実行される命令が流れ図及び／又はブロックダイアグラムの1つ又は複数のブロックにおいて特定される機能／行動を実行する手段を作製するように、汎用コンピュータ、専用コンピュータ又は機械を生成する他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサに提供されてもよい。

【0015】

これらのコンピュータプログラムの命令はコンピュータ可読媒体に格納することもでき、コンピュータ可読媒体に格納された命令が流れ図及び／又はブロックダイアグラムの1つ又は複数のブロックにおいて特定される機能／行動を実行する命令を含む製品を生成するように、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置又は他のデバイスに特定の様式で機能するよう指示することができる。

【0016】

コンピュータプログラムの命令は、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置又は他のデバイス上にロードして、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置又は他のデバイス上で一連の作動ステップが行われるようにし、コンピュータ又は他のプログラム可能装置上で実行される命令が流れ図及び／又はブロックダイアグラムの1つ又は複数のブロックにおいて特定される機能／行動を実行するプロセスを提供するように、コンピュータにより実行されるプロセスを生成することもできる。

【0017】

本明細書において使用される場合「ユーザインターフェース」は、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムと相互作用するのを可能にするインターフェースである。「ユーザインターフェース」は、「ヒューマンインターフェースデバイス」と呼ぶこともできる。ユーザインターフェースは、オペレータに情報若しくはデータを提供してもよく、及び／又は、オペレータから情報若しくはデータを受信してもよい。ユーザインターフェースは、オペレータからの入力、コンピュータによって受信されるのを可能にしてもよく、さらに、コンピュータからユーザに出力を提供してもよい。言い換え

10

20

30

40

50

ると、ユーザインターフェースは、オペレータがコンピュータを制御又は操作するのを可能にしてもよく、さらに、インターフェースは、コンピュータがオペレータの制御又は操作の効果を示すのを可能にしてもよい。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインターフェース上のデータ又は情報の表示は、オペレータに情報を提供することの一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックスタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、ペダル、ワイヤードグローブ、ダンスパッド、遠隔操作装置及び加速度計を介したデータの受信は全て、オペレータからの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェース構成要素の例である。

【0018】

本明細書において使用される場合「ハードウェアインターフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが、外部のコンピュータ計算デバイス及び／若しくは装置と相互作用する並びに／又はそれらを制御するのを可能にするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが制御信号又は命令を外部のコンピュータ計算デバイス及び／又は装置に送るのを可能にしてもよい。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが外部のコンピュータ計算デバイス及び／又は装置とデータを交換するのも可能にしてよい。ハードウェアインターフェースの例として：ユニバーサルシリアルバス、IEEE1394ポート、パラレルポート、IEEE1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE-488ポート、Bluetooth（登録商標）接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、Ethernet（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース及びデジタル入力インターフェースが挙げられるがそれらに限定されない。

【0019】

本明細書において使用される場合「ディスプレイ」又は「ディスプレイデバイス」は、画像又はデータを表示するために適応された出力デバイス又はユーザインターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚的、聴覚的及び／又は触覚的データを出力してもよい。ディスプレイの例として：コンピュータモニター、テレビスクリーン、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、陰極線管（CRT）、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクトルディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、真空蛍光表示管（VF）、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、エレクトロルミネッセントディスプレイ（ELD）、プラズマディスプレイパネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオードディスプレイ（OLED）、プロジェクター及びヘッドマウントディスプレイが挙げられるがそれらに限定されない。

【0020】

医用画像データは、医用画像処理スキャナーを使用して取得された二次元又は三次元データとして本明細書において定義される。医用画像処理スキャナーは、患者の身体的構造に関する情報を取得する、及び、二次元又は三次元の医用画像データのセットを構築するために適応された装置として本明細書において定義される。医用画像データを使用して、医師による診断に有用な可視化を構築することができる。この可視化は、コンピュータを使用して行うことができる。

【0021】

磁気共鳴（MR）データは、磁気共鳴画像法の走査の間に磁気共鳴装置のアンテナによる原子スピンによって放たれる無線周波信号の記録される測定値であるとして本明細書において定義される。磁気共鳴データは、医用画像データの一例である。磁気共鳴画像法（MRI）の画像は、磁気共鳴画像法データ内に含有される解剖学的データの再構成された二次元又は三次元の可視化であるとして本明細書において定義される。この可視化は、コンピュータを使用して行うことができる。

【0022】

核医学画像処理データは、医用画像データの別の例である。本明細書において使用される場合、核医学画像処理データは、核医学画像処理システムによってコーディングしな

10

20

30

40

50

されたデータを包含する。核医学画像処理データは、画像に再構成されてもよい。本明細書において使用される場合、核医学画像処理システムは、ラジオアイソトープの核崩壊を検出することによって対象内のラジオアイソトープの空間依存的濃度を決定するよう動作可能な医用画像処理システムを包含する。

【0023】

一態様において、本発明は、画像処理ゾーンから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像法システムを含む医用装置を定める。当該医用装置は、当該医用装置を制御するプロセッサをさらに含む。当該医用装置は、機械により実行可能な命令を格納するメモリをさらに含む。命令の実行は、プロセッサに、 $400\mu s$ を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスを使用して磁気共鳴データを取得させる。本明細書において使用される場合、パルスシーケンスは、磁気共鳴データを取得するために磁気共鳴画像法システムによって特定のシーケンスにおいて行われるコマンドのシーケンスである。エコー時間は、当技術分野においてTEと短縮されることが多くある。エコーは、本質的には、磁気共鳴データの取得中に対象から受信される無線信号である。

10

【0024】

命令の実行は、プロセッサにさらに、磁気共鳴データを使用して磁気共鳴画像を再構成させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、磁気共鳴画像を閾値処理して骨構造を強調することによって閾値処理画像(thresholded image)を生成させ、さらに、磁気共鳴画像内の組織構造を抑制させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、閾値処理画像にバックグラウンド除去アルゴリズムを適用することによって、骨強調画像を生成させる。 $400\mu s$ を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスの使用は、エコーの間に受信される磁気共鳴画像信号を骨構造が生成しないという効果を有する。骨構造は、従って、画像の間に組織の不在又は対象の外側と同じように現れる。画像を閾値処理することによって、大きなMR信号をそこから生じない領域が選択される。これは、従って、骨組織を含み、さらに、対象の外側の空気又は領域も含む。次に、バックグラウンド除去アルゴリズムを使用して、例えば明らかに対象の外側である領域を除去してもよい。この実施形態は、容易で迅速な、骨組織のあり得る位置を同定する方法を提供するという利点を有し得る。

20

【0025】

一実施形態において、パルスシーケンスは、T1強調パルスシーケンスである。

30

【0026】

別の実施形態において、パルスシーケンスは、T1強調Dixonパルスシーケンスである。磁気共鳴画像は、いわゆる同位相画像である。これは、水も脂肪の組織も互いに同位相であるとして示している。命令の実行は、プロセッサにさらに、磁気共鳴データから脂肪画像及び水画像を再構成させる。従って、3つの画像、すなわち脂肪画像、水画像及び同位相画像が存在する。これらは、Dixonパルスシーケンスに対する典型である。命令の実行は、プロセッサにさらに、脂肪画像、水画像及び骨強調画像を使用して、組織分類マップを生成させる。Dixon法は、脂肪画像及び水画像を分けるのに有用である。骨強調画像と組み合わせられる場合、主に水、脂肪又は骨組織を効果的に精密に示すマップを作製することができる。

40

【0027】

別の実施形態において、命令の実行は、プロセッサにさらに、選ばれた二次元平面上に組織分類マップを投射することによって、組織マップのデジタル再構成放射線写真(DRR)画像を生成させる。骨、脂肪及び水組織の位置に関する情報は、三次元的に既知である。しかし、医師は、X線タイプの画像を見ることに慣れている。この実施形態において、三次元データが二次元平面上に投射されて、医師又は他の医療従事者が解釈するのを容易にしている。この実施形態の変形において、直接目視放射線写真画像を、メモリに格納する、及び／又は、ディスプレイ上に表示することができる。

【0028】

別の実施形態において、命令の実行は、プロセッサにさらに、組織分類マップを使用し

50

て電子密度マップを生成させる。これは、例えば、放射線療法計画に有用であり得る。

【0029】

別の実施形態において、当該医用装置は、放射線療法シミュレーションシステムをさらに含む。命令の実行は、プロセッサにさらに、療法パラメータを受信させる。療法パラメータは、例えば、放射線療法で治療するために対象の一部を特定するために医師又は他の医療従事者によって開発される治療計画又は命令であってもよい。命令の実行は、プロセッサにさらに、療法パラメータ及び電子密度マップを用いる放射線療法シミュレーションを使用して放射線療法の治療計画を生成させる。電子密度マップは、対象内の実際の脂肪、水及び骨組織の知識を使用して作製したため、この実施形態は有利であり得る。これは、電子密度マップのより正確な計算をもたらすことができ、その結果、どのようにして電離放射線の減衰が対象内で発生するのかに関するさらなる知識をもたらすことができる。これにより、対象に対してより正確な放射線療法の治療計画が生じ得る。

10

【0030】

別の実施形態において、当該医用装置は、磁気共鳴画像法システム内に統合される核医学画像処理システムをさらに含む。本明細書において使用される場合、核医学画像処理システムは、放射性核種の減衰を検出することによって対象の内部構造を画像化する画像処理システムである。命令の実行は、プロセッサにさらに、組織分類マップを使用して、対象によるガンマ放射線の減衰を描写する空間依存的組織減衰マップを生成させる。組織のタイプに関する知識を使用して、どのようにして組織がガンマ放射線を減衰させるかを決定することができる。命令の実行は、プロセッサにさらに、核医学画像処理システムを使用して核医学画像処理データを取得させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、核医学画像処理データ及び空間依存的組織減衰マップを使用して核医学画像を再構成させる。磁気共鳴画像法を介して決定された空間依存的組織減衰マップは、核医学画像をより正確に構成するために使用される。

20

【0031】

別の実施形態において、核医学画像処理システムは、陽電子放射断層撮影システムである。

【0032】

別の実施形態において、核医学画像処理システムは、単一光子放射断層撮影システムである。

30

【0033】

別の実施形態において、命令の実行は、プロセッサにさらに、閾値処理画像を生成する前に磁気共鳴画像に対してコントラスト反転フィルタを適用させる。骨組織は、ノイズ信号のみを生成することになり、従って、例えば水又は脂肪の組織よりもはるかに低い信号を有することになる。それを反転させることによって、ノイズはより大きな信号になり、さらに、水又は脂肪の組織は低信号を有する。次に、特定の値を下回るもの全てを排除する閾値を使用することによって、脂肪及び水の組織は画像から除去され、ノイズ及び骨組織のみを残す。

【0034】

別の実施形態において、命令の実行は、プロセッサにさらに、アーチファクトを除去するために解剖学アトラスを使用して骨強調画像を選別させる。画像処理技術を使用することによって、解剖学アトラスを骨強調画像に位置合わせすることができる。解剖学アトラスは、未処理の磁気共鳴画像に位置合わせされてもよく、その結果、骨強調画像に対するレジストレーションをもたらしてもよい。骨強調画像に位置合わせされると、解剖学アトラスを使用して、領域が骨組織でありそうか又は骨組織ではなさそうかどうかを同定することができる。これを利用して、ノイズと骨組織とをより正確に区別してもよい。

40

【0035】

別の実施形態において、解剖学アトラスは確率アトラスである。これによって、確率アトラスは、各特定のボクセルが骨組織であるか又は骨組織ではないかに関する確率を有する。骨強調画像は、確率アトラスを骨強調画像に位置合わせすることによって解剖学アト

50

ラスにより選別され、レジストレーションの後で、アトラスは、骨であるか又は骨ではないかに関する骨強調画像内のボクセルの確率を示す。命令の実行は、プロセッサにさらに、確率が所定の確率よりも低い場合に、骨組織を示さない所定の値に骨強調画像内のボクセルを次に設定することによって骨強調画像を選別させる。

【0036】

別の実施形態において、解剖学アトラスは、骨組織の位置を示す変形可能なモデルを含む。この実施形態において、変形可能なモデルは、対象のものであると予想される典型的な解剖学的形態を表すモデルである。モデルは、次に、実際の骨強調画像又は磁気共鳴画像に対して変形若しくは適合される。モデルは、次に、何かが骨組織でありそうか又は骨組織ではなさそうかどうかを直接チェックするために使用されてもよい。命令の実行は、

10

【0037】

別の実施形態において、命令の実行は、プロセッサにさらに、選択された二次元平面上に骨強調画像を投射することによって、骨強調のデジタル再構成放射線写真（DRR）画像を生成させる。三次元の骨強調画像が平面上に投射され、形が類似しているデータを従来のX線から予想されるものにするため、この実施形態は有利であり得る。これは、適切に骨強調画像内のデータを解釈するための医師又は他の医療提供者によるデータの使用を促進し得る。DRR画像も、例えばメモリに格納する、及び／又は、ディスプレイ上に表示することができる。

20

【0038】

別の態様において、本発明は、医用装置を制御するプロセッサによる実行のための機械により実行可能な命令を含むコンピュータプログラムプロダクトを定める。医用装置は、画像処理ゾーンから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像法システムを含む。命令の実行は、プロセッサにさらに、 $400\mu s$ を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスを使用して磁気共鳴データを取得させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、磁気共鳴データを使用して磁気共鳴画像を再構成させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、磁気共鳴画像を閾値処理して骨構造を強調すること、及び、磁気共鳴画像内の組織構造を抑制することによって、閾値処理画像を生成させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、閾値処理画像にバックグラウンド除去アルゴリズムを適用することによって、骨強調画像を生成させる。

30

【0039】

別の態様において、本発明は、当該医用装置を制御するプロセッサを含む医用装置を定める。当該医用装置は、機械により実行可能な命令を格納するメモリをさらに含む。命令の実行は、プロセッサにさらに、特定の組織タイプの位置を示す医用画像を受信させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、特定の組織タイプの位置を示す解剖学アトラスに医用画像を位置合わせさせる。命令の実行は、プロセッサにさらに、特定の組織タイプの不在を示す所定の値に医用画像内のボクセルを設定させる。これは、ボクセルが特定の組織タイプの位置の外側にある場合に行われる。

【0040】

別の実施形態において、特定の組織タイプは骨組織である。

40

【0041】

別の実施形態において、当該医用装置は、画像処理ゾーンから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像法システムをさらに含む。命令の実行は、プロセッサにさらに、超音波エコー時間のパルスシーケンスを使用して磁気共鳴データを取得させる。命令の実行は、プロセッサにさらに、磁気共鳴データを使用して医用画像を再構成させる。この実施形態において、MRIシステムは、骨又は皮質骨の組織を検出するために特に設計されたパルスシーケンスを使用して磁気共鳴データを取得するために使用される。医用画像は、磁気共鳴画像法システムによって提供される。骨組織を含有し得る医用画像が、次に、実際は骨組織ではない組織を除去するために解剖学アトラスを使用して選別される。

50

【0042】

本発明の上述の実施形態のうち1つ又は複数の実施形態が、組み合わせられた実施形態が相互に矛盾しない限り、組み合わせられてもよいということが理解されたい。

【0043】

以下において、本発明の好ましい実施形態が、単に例として、図面を参考にして記載される。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】一方法を例示した流れ図である。

【図2】さらなる方法を例示した流れ図である。

10

【図3】医療機器の一例を例示した図である。

【図4】医療機器のさらなる例を例示した図である。

【図5】医療機器のさらなる例を例示した図である。

【図6】T1 Dixonパルスシーケンスから骨強調画像及び組織分類を生成するためのワークフローの一例を示した図である。

【図7】磁気共鳴画像法のみを使用して電子密度マップ及びDRRを生成する方法のワークフローを示した図である。

【図8】さらなる方法を例示した流れ図である。

【図9】さらなる方法を例示した流れ図である。

【図10】医療機器のさらなる例を例示した図である。

20

【図11】医療機器のさらなる例を例示した図である。

【図12】磁気共鳴ベースの電子密度マップのDRRを示した図である。

【図13】解剖学フィルタを使用したアーチファクト検出及び排除が行われたことを除いて、図12に対するものと同じデータを使用してDDRを示した図である。

【図14】確率アトラスに対する電子密度マップのレジストレーションの方法を例示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0045】

これらの図において同じように番号がつけられた要素は、同等の要素であるか、又は、同じ機能を行う。以前に考察された要素は、その機能が同等である場合に、後の図において必ずしも考察されるというわけではない。

30

【0046】

図1は、1つの方法を例示する流れ図を示している。ステップ100において、磁気共鳴データが、 $400\mu s$ を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスを用いて磁気共鳴画像法システムを使用して取得される。次に、ステップ102において、磁気共鳴画像が、磁気共鳴データを使用して再構成される。次に、ステップ104において、閾値処理画像が、磁気共鳴画像を閾値処理して骨構造を強調すること、及び、磁気共鳴画像内の組織構造を抑制することによって生成される。閾値処理画像の前に、画像を反転させる等の他の前処理ステップも行われてよい。最後に、ステップ106において、骨強調画像が、閾値処理画像にバックグラウンド除去アルゴリズムを適用することによって生成される。例えば、バックグラウンド除去アルゴリズムは、画像のうち、明らかにノイズであるか又は骨組織ではない部分を除去することができる。例えば、対象の外側の領域も、骨からの信号に似ているであろうノイズを生成することになる。

40

【0047】

図2は、1つの方法のさらなる例を例示する流れ図を示している。ステップ200は、ステップ100と同じである。次のステップ202も、図1におけるステップ102と同じである。ステップ204は、図1におけるステップ104と同じであり、さらに、ステップ206は、図1におけるステップ106と同じである。磁気共鳴画像は、いわゆる同位相画像であるT1強調画像であり、水の信号も脂肪の信号も示している。次のステップはステップ208であり、これは、磁気共鳴データから脂肪画像及び水画像を再構成する

50

ことである。磁気共鳴データを取得するために使用されるパルスシーケンスは、T1強調 Dixon パルスシーケンスである。最後に、ステップ210において、組織分類マップが、脂肪画像、水画像及び骨強調画像を使用して生成される。

【0048】

図3は、医用装置300の一例を示している。医用装置300は、磁気共鳴画像法システム302を含む。磁気共鳴画像法システム302は磁石304を含む。磁石304は、超電導円筒タイプ磁石304であり、その中をボア306が通っている。異なるタイプの磁石の使用も可能であり、例えば、分割型円筒磁石も、いわゆる開磁石も使用することが可能である。分割型円筒磁石は、クリオスタットが2つの部分に分割されて磁石のイソプレインへのアクセスを可能にしているというものを除いて、標準的な円筒磁石と類似しており、そのような磁石は、例えば、荷電粒子ビーム療法と共に使用されてもよい。開磁石は、2つの磁石部分を有し、対象を受けるのに十分大きい空間をその間に有して上下に存在しており：2つの部分の構成はヘルムホルツコイルの構成に類似している。開磁石は、対象に対する制限がより少ないために人気である。円筒磁石のクリオスタットの内側には、超電導コイルの集合がある。円筒磁石304のボア306内には、磁場が磁気共鳴画像法を行うのに十分強く且つ均一である画像処理ゾーン308がある。

10

【0049】

磁石のボア306内には、磁石304の画像処理ゾーン308内の磁気スピンを空間的にエンコードする、磁気共鳴データの取得に使用される勾配磁場コイル310のセットもある。勾配磁場コイル310は、勾配磁場コイル用電源312に接続される。勾配磁場コイル310は典型であるとして意図される。典型的には、勾配磁場コイル310は、3つの直交の空間方向において空間的にエンコードするための3つの別々のコイルのセットを含有する。勾配磁場電源は、勾配磁場コイルに電流を供給する。勾配磁場コイル310に供給される電流は、時間の関数として制御され、さらに、増加／減少されるか又はパルスで変調されてもよい。

20

【0050】

画像処理ゾーン308に隣接して、画像処理ゾーン308内の磁気スピンの向きを操作するため、及び、同じく画像処理ゾーン308内のスピンからの無線伝送を受信するための無線周波数コイル314がある。無線周波数アンテナが、多数のコイル要素を含有してもよい。無線周波数アンテナは、チャンネル又はアンテナとも呼ぶことができる。無線周波数コイル314は、無線周波数トランシーバー316に接続される。無線周波数コイル314及び無線周波数トランシーバー316は、別々の伝送及び受信コイル並びに別々のトランスミッター及びレシーバーと交換されてもよい。無線周波数コイル314及び無線周波数トランシーバー316は典型であるということが理解されたい。無線周波数コイル314は、専用の伝送アンテナ及び専用の受信アンテナも表すとして意図される。同様に、トランシーバー316は、別々のトランスミッター及びレシーバーも表し得る。

30

【0051】

勾配磁場コイル用電源312及びトランシーバー316は、コンピュータシステム326のハードウェアインターフェース328に接続される。コンピュータシステム326は、プロセッサ330をさらに含む。プロセッサ330は、ハードウェアインターフェース428、ユーザインターフェース432、コンピュータ記憶装置334及びコンピュータメモリ336に接続される。

40

【0052】

コンピュータ記憶装置334は、パルスシーケンス340を含有しているとして示されている。パルスシーケンスは、 $400\mu s$ を超えるエコー時間を特定する。コンピュータ記憶装置334は、パルスシーケンス340を使用して取得された磁気共鳴データ342をさらに示している。コンピュータ記憶装置334は、磁気共鳴データ342から再構成された磁気共鳴画像344をさらに示している。コンピュータ記憶装置334は、閾値処理することによって、及び、閾値処理前に他の画像処理作業をおそらく行うことによって磁気共鳴画像344から生成された閾値処理画像346をさらに示している。コンピュー

50

タ記憶装置 334 は、閾値処理画像 346 から作製された骨強調画像 348 をさらに含有するとして示されている。

【0053】

コンピュータメモリ 336 は、制御モジュールを含有しているとして示されている。制御モジュールは、プロセッサ 330 が医用装置 300 の作動を制御するのを可能にするコンピュータにより実行可能なコードを含有する。制御モジュール 350 は、例えば、ハードウェアインターフェース 328 を介してプロセッサ 330 が磁気共鳴画像法システム 302 を制御して磁気共鳴データ 342 を取得するのを可能にする。コンピュータメモリは、画像再構成モジュール 352 を含有しているとしてさらに示されている。画像再構成モジュール 352 は、磁気共鳴データ 342 から磁気共鳴画像 344 を再構成することができる。コンピュータメモリ 336 は、画像処理モジュール 354 を含有しているとしてさらに示されている。画像処理モジュール 354 は、プロセッサ 330 が、画像を反転させる、画像の閾値を選ぶ、及び、種々のタイプの画像データを共に組み合わせる等の基本的な画像処理技術を行うのを可能にする。コンピュータメモリ 336 は、バックグラウンド除去モジュール 356 を含有しているとしてさらに示されている。これは、プロセッサ 330 が閾値処理画像 346 を処理して骨強調画像 348 を作製するのを可能にするカスタムコンピュータコードである。

【0054】

図 4 は、図 3 に示されているものと類似の医用装置 400 を示している。図 4 に示されている例において、パルスシーケンス 340' は、400 μ s を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンスの代わりに T1 強調 Dixon パルスシーケンスである。磁気共鳴画像 344' は、図 3 において示されている単なる磁気共鳴画像とは反対に、いわゆる同位相画像である。画像再構成モジュール 352 を使用して、磁気共鳴データ 342 を処理し、ここでも磁気共鳴データから脂肪画像 402 及び水画像 404 を生成した。コンピュータメモリ 334 も、脂肪画像 402、水画像 404 及び骨強調画像 348 を組み合わせることによって構成された組織分類マップ 406 を含有しているとして示されている。コンピュータ記憶装置 334 は、DDR 画像の一例も示している。これは、例えば、組織分類マップ 406 又は骨強調画像 348 の 2D 投射である。DDR 画像 408 は、ユーザーインターフェース 332 上に表示されてもよい。コンピュータメモリは、解剖学アトラス画像フィルタモジュール 410 をさらに含有しているとして示されている。この例における解剖学アトラス画像フィルタモジュールは画像処理技術と共に解剖学アトラスを使用して、本当は骨ではない骨を骨強調画像 348 から除去する。

【0055】

図 5 は、医用装置 500 のさらなる例を示している。図 5 において示されている医用装置は、加えられた核医学画像処理検出器 502 及び核医学画像処理電子機器 504 があるということを除いて、図 4 において示されているものと類似している。電子機器は、ハードウェアインターフェース 328 に接続されている。検出器 502 及び電子機器 504 は、典型であると意図され、さらに、例えば陽電子放射断層撮影システム又は SPECT システムであってもよい。検出器 502 は、例えば、コラメーター (colimator) を有するシンチレーターの環であってもよく、シンチレーターによって生成された光を電子機器 504 まで持っていく光ファイバー又は他のパイプを有する。コンピュータ記憶装置 334 は、組織分類マップ 406 を使用して計算された空間依存的組織減衰マップ 510 をさらに含有しているとして示されている。コンピュータメモリ 336 は、このために使用された組織減衰マップ生成モジュール 516 を含有している。

【0056】

コンピュータメモリ 334 は、核医学画像処理電子機器 504 から取得された核医学画像処理データ 512 を含有しているとしてさらに示されている。例えば、対象 318 内の放射性核種 506 が減衰する場合、光子又はガンマ放射線 508 が放たれ、検出器 502 によって検出されてもよい。コンピュータ記憶装置 334 は、核医学画像処理データ 512 及び空間依存的組織減衰マップ 510 を使用して画像再構成モジュール 352 によって

10

20

30

40

50

再構成された核医学画像 5 1 4 を含有しているとしてさらに示されている。

【0057】

従来の密度マップは、通常、多量の電離放射線に対象を曝露するコンピュータ断層撮影 (CT) 走査から得られる。一方、放射線療法計画 (RTP) 及びハイブリッド PET/MR システム等の磁気共鳴画像法 (MRI) に基づく新たに得られつつある応用は、優れた軟部組織コントラストの表示から利益を得る。しかし、これまで MRI は、皮質骨のセグメンテーションを要求するため、スタンドアロンの放射線療法シミュレーションに対して利用されていない。従来の MRI シーケンスは、速い T2 減衰のため、皮質骨を確実に検出することができない。

【0058】

医療機器の例は、組織分類及び皮質骨画像処理に対する T1 強調 Dixon 取得及び再構成ワークフローに基づき新たなアプローチを提供することができる。後に、これらの画像を使用して、密度マップ及びデジタル再構成放射線写真 (DRR) を生成することができる。

【0059】

放射線療法計画 (RTP) 及びハイブリッド PET/MR システム等の磁気共鳴画像法 (MRI) に基づく新たに得られつつある応用は、優れた軟部組織コントラストの表示、並びに、腫瘍及び決定臓器の描写から利益を得る。しかし、これまで MRI は、2D 患者マッチングを行うために、デジタル再構成放射線写真 (DRR) の作製に対して皮質骨のセグメンテーションだけでなく電子密度 (ED) マップの生成も要求するため、スタンドアロンの放射線療法シミュレーションに対して利用されていない。MR 画像における固有の電子密度情報の欠如は、Dixon MR 技術に基づく組織分類及びその後の電子容積密度割り当てによって克服することができるということが実証されてきた。

【0060】

従来の密度マップは、通常、多量の電離放射線に対象を曝露するコンピュータ断層撮影 (CT) 走査から得られる。単一測定の間電離放射線の線量を最小限にするために、CT により得られる密度マップは、一般的に、シングルショットヘリカル CT 走査であり、呼吸運動から損害を受ける恐れがあり、ぼやけた画像をもたらす得るか、又は、呼吸サイクルにおける特定の時点のみを反映する。これは、測定された PET 放出分布における mismatches をもたらす、再構成される PET 画像において画像アーチファクトをもたらす恐れがある。

【0061】

RTP に対して、三次元で特定の解剖学的形態を可視化することが必然になってきており、これは、標的体積あたりに線量を適合させて、正常な組織を守りながら可能な限り高い線量で腫瘍を照射することを可能にする。CT 画像のみから、これは、達成するのが困難であり得、それは、MRI 又は PET のような他の画像処理モダリティを要求することが多くある減少した軟部組織コントラストのためである。しかし、問題は、これらの画像が、幾何学的正確性を維持するために CT にコレジスタされる場合に発生し得る。

【0062】

従来の MRI シーケンスは、速い T2 減衰のため、皮質骨を確実に検出することができない。有望な結果を、膝並びに頭部において 3D 超短波エコー時間画像処理 (UTE) を用いて得た。しかし、例えば骨盤における、他の体の領域における UTE 骨画像処理は、有意に大きい視野 (FOV) のため、より要求の厳しいものである。さらに、UTE アプローチを用いて取得される画像はさらなるアーチファクトを与える恐れがあり、それらは、皮膚の超短波 T2 成分の残りの信号から生じ得るが、渦電流関連軌道エラーからも生じ得る。

【0063】

医用装置の例は、組織分類及び皮質骨画像処理に対する T1 強調 Dixon 取得 (又は他の MR 取得技術) 及び再構成ワークフローを使用する新たな手段を提供することができる。その後、これらの画像は、(電子) 密度マップを生成するために、又は、減衰の計算

10

20

30

40

50

のため、並びに、D R Rを生成するために使用することができる。

【0064】

医用装置の例において、データ取得は、伝送に対するボディコイル、並びに、例えば、信号受信に対する12エレメントフェーズドアレイポステリアコイル及び16エレメントフェーズドアレイアンテリアコイルを使用する臨床MRIシステムを用いて達成されてもよい。T1強調3Dカルテシアン高速フィールドエコー取得が利用され、TE1 = 1.1 msにてほぼ位相を異にし且つTE2 = 2.1 msにてほぼ同位相の磁化を有する2つの信号エコーを取得している。他の画像処理パラメータは、例えば、繰り返し時間TR = 3.3 ms、フリップ角 $\alpha = 10^\circ$ 、ボクセルサイズ $1.7 \times 1.7 \times 2.5 \text{ mm}^3$ 、FOV $300 \times 400 \times 350 \text{ mm}^3$ であり得る。

10

【0065】

図6は、T1 Dixonパルスシーケンスから骨強調画像及び組織分類を生成するためのワークフローの一例を示している。T1 Dixonシーケンスにおいて、水及び脂肪の組合せを示す同位相画像が、水画像及び脂肪画像と同様に再構成される。当該方法は、同位相画像600の一例を示して開始している。次に、ステップ602において、同位相画像に対する任意の前処理が行われる。例えば、コントラスト反転が行われる。コントラスト反転は、エアポケット、対象の外側の領域からのノイズ及び骨組織でもあり得る暗い領域のうち全てが、暗い領域の代わりに非常に明るい領域になるようにする。次に、ステップ604において、画像の閾値処理が行われる。これは、脂肪及び水の組織領域全てを画像から効果的に排除する。次に、ステップ608において、バックグラウンド除去が行われる。例えば、対象の周辺において、対象の外側にあるため、明らかに骨組織ではない領域がある。これは、適したアルゴリズムを使用して容易に除去することができる。骨強調画像606は本質的には、特に2つ以上のスライスが含まれる場合に三次元空間画像である。これは、二次元平面上に投射されて、例えば、D R R骨強調画像を作製してもよい。一例が、画像608において示されている。骨強調画像608は、水画像612及び脂肪画像610と組み合わせられて、組織分類又は密度マップ614を生成することもできる。組織分類マップ614も二次元平面上に投射されて、D R R密度マップ616を生成することができる。

20

【0066】

組織分類及び骨強調に対する再構成ワークフロー（図6）：

30

0. 例えば画像の平滑化、コントラスト反転等、取得された同位相画像（TE2）の任意の前処理

1. 骨構造が可視になり且つ周囲の組織が抑制されるようにノイズレベルを調整すること及び閾値処理することによって、オリジナルから、又は、前処理された同位相画像からマスクが生成される。

2. 例えば、領域拡張アルゴリズムを利用することによってバックグラウンド信号が除去される。これは、純な骨強調画像をもたらす。

3. 水及び脂肪の部分が、ほぼ同位相の画像（TE2）及び位相を異にした画像（TE1）の従来のDixon再構成から得られる。

4. 軟部組織（水）、脂肪組織（脂肪）及び骨の既知の減衰値を用いて分類されたボクセルをエンコードすること、並びに、それらを1つの画像に組み合わせることによって、密度マップを生成することができる。

40

5. 骨強調画像からも密度マップからもD R Rを再構成することができる。

【0067】

上記のように、骨強調画像及び組織分類は、光子（6～15 MeV）又は電子（4～20 MeV）エネルギーの減衰の計算に使用することができる、さらに、放射線療法において主に適用される密度マップを生成することを可能にしてもよい。しかし、密度マップは、PET/MRシステムにおける減衰補正に適用することができる511 KeVの減衰の計算にも使用することができる。

【0068】

50

図7は、磁気共鳴画像法のみに基づき電子密度マップ及びデジタル再構成放射線写真又はDRRを生成する方法のワークフローを示している。第一に、ステップ700において、磁気共鳴画像取得が、Dixon法を使用して行われる。これは、それぞれ第1及び第2のエコーから画像702及び704をもたらす。次に、Dixon再構成706が行われる。これによって、同位相画像708、水画像710及び脂肪画像712が得られる。次に、ステップ714において、組織分類及び電子容積密度割り当てが、これら3つの画像を使用して行われる。例えば、骨強調画像716が先に記載したように生成されてもよく、さらに、電子密度マップ720も生成されてよい。718は、骨確率アトラスを表している。722は、骨確率アトラスを使用して画像716及び720を選別するステップを表している。これによって、選別された骨強調画像724、及び、選別された電子密度マップ726が得られる。画像724及び726を、次に、二次元平面上に投射して、DRR画像を構成することができる。

10

【0069】

図8は、一方法を例示する流れ図を示している。ステップ800において、特定の組織タイプの位置を示す医用画像が受信される。次に、ステップ802において、医用画像が、この特定の組織タイプの位置を示す解剖学アトラスに位置合わせされる。例えば、解剖学アトラスは変形可能モデルであってもよく、又は、特定のボクセル又はピクセルが特定の組織タイプを含有している確率を示してもよい。最後に、ステップ804において、医用画像内のボクセルは、ボクセルが解剖学アトラスによって示される特定の組織タイプの位置の外側にある場合に、特定の組織タイプの不在を示す所定値に設定される。

20

【0070】

図8において示されている方法において、「特定の組織タイプ」は、例えば、「骨組織」という用語と交換されてもよい。

【0071】

図9は、さらなる方法を例示する流れ図を示している。第一に、ステップ900において、骨の磁気共鳴データが、超短波エコー時間パルスシーケンスを使用して取得される。超短波エコー時間パルスシーケンスは、例えば、400 μ s未満のエコー時間を有するパルスシーケンスであってもよい。超短波エコー時間パルスシーケンスは、骨組織を画像処理するのに有用である。

【0072】

30

次に、ステップ902において、医用画像が超短波エコー時間パルスシーケンスを使用して再構成される。医用画像は、本質的には、対象における骨組織の磁気共鳴画像である。次に、ステップ904において、医用画像がプロセッサによって受信される。医用画像は骨組織の位置を示している。次に、ステップ904において、医用画像が、骨組織の位置を示す解剖学アトラスに位置合わせされる。続いて最後に、ステップ908において、医用画像内のボクセルが、そのボクセルは骨組織を示すが解剖学アトラスはボクセルが骨組織を含有していないか又は骨組織をおそらく含有していないことを示す場合に、所定値に設定される。

【0073】

図10は、医用装置1000の一例を示している。図10において示されている医用装置1000は、図3におけるコンピュータ326と類似のコンピュータ326を含む。コンピュータ記憶装置334が、医用画像を含有しているとして示されている。医用画像は、特定の組織タイプの位置を示す。コンピュータ記憶装置334は、選別された医用画像1004も示している。コンピュータメモリ336が、選別された医用画像1004を医用画像1002から生成するために使用された解剖学アトラスベースのフィルタモジュール1006を含有している。モジュール1006は、特定の組織タイプの位置を示す解剖学アトラスに医用画像を位置合わせする。次に、医用画像内のボクセルが、特定の組織タイプの不在を示す所定値に設定される。これは、医用画像内の多くのボクセルに対して繰り返されて、画像全体を本質的に選別してもよい。

40

【0074】

50

図11は、医療機器1100の一例を示している。図11において示されている医療機器は、図4において示されているものに類似している。違いは、パルスシーケンス340' 'が超短波エコー時間パルスシーケンスであるということである。磁気共鳴データ342を、パルスシーケンス340' 'を使用して取得し、さらに、磁気共鳴データ342から再構成された磁気共鳴画像344は、骨組織の位置を示している。解剖学アトラス画像フィルタモジュール410は、コンピュータメモリ336内に依然として存在している。次に、モジュール410を使用して、磁気共鳴画像344を選別し、選別された画像1102を生成した。図4の閾値処理画像346及び骨強調画像348は、図11に示されている実施形態において存在していない。

【0075】

磁気共鳴(MR)画像からの電子密度に関連したマップの生成は、例えば統合されたPET/MRスキャナーシステムに対する、又は、放射線療法計画プロセスにおける1つのステップである放射線療法のシミュレーションに対するPET減衰補正に対して、大変興味深い主題である。そのプロセスにおける鍵となる問題は、一般的に物質の電子密度とMRにおけるその画像処理特性間に明確な相関性がないという事実から生じ、例えば、空気も骨も(すなわち、非常に異なる電子密度を有する物質が)、通常、MR画像において非常に低い強度で現れる。アカデミックな世界において探究される、その問題を軽減するための1つのアプローチは、超短波エコー時間画像処理(UTE)、骨の領域からある信号強度をもたらしとして既知の技術を使用することである。このアプローチは、頭部に対してかなりよく機能すると既知であるが、しかし、特に腹部の身体領域において実質的なアーチファクトを依然としてもたらし。

【0076】

それらのアーチファクトの低減に対する方法の例が開示される。電子密度値に対するMR画像強度の強度ベースのマッピングは、パーシャルボリューム効果のため、及び、(例えば腸内容物等の)物質の物理特性のために誤って割り当てられた骨電子密度値である相当な数のボクセルをもたらし；以下の左側の画像を参照されたい。それらの「偽陽性の」ボクセルは、放射線療法計画の目的でCT画像上での自動構造セグメンテーションに対して現在使用される画像処理方法によって排除することができる。1つのそのような方法は、(変換される)MR画像に対する骨構造の確率アトラスの適応であり；図13において示されているように、アトラスから推定されるそれぞれの確率が特定の閾値を下回る全てのあり得る骨ボクセルを排除することができ、分類を大いに改善している。

【0077】

この方法は、UTE画像に限定されず；(例えばDixon画像等の)他のMR画像処理技術も、同じ問題から損害を受けている。この方法は、これらの他の画像処理技術にも適用することができる。

【0078】

磁気共鳴(MR)画像からの電子密度に関連したマップの生成は、種々の分野において大変興味深い主題である。例えば、統合されたPET/MRスキャナーシステムに対するPET再構成内の減衰補正に対して、それぞれのMR画像から得られる必要がある511KeVでのスキャナーにおける対象の光子減衰のマップを有することが不可欠である。別の例として、放射線療法計画プロセスにおける1つのステップである放射線療法のシミュレーションに対して、(シミュレーションに対して現在使用される)CT走査がMR走査と交換することができる場合に、場合によっては非常に有利でもある。この筋書きにおいて、1~10MeV範囲での物質のX線減衰及び散乱特性を推定しなければならず、これも、電子密度に関連している。

【0079】

MR画像からの電子容積密度の推定における鍵となる問題は、一般的に物質の電子密度とMRにおけるその画像処理特性間に明確な相関性がないという事実から生じる。例えば、空気も骨も(すなわち、非常に異なる電子密度を有する物質が)、通常、MR画像において非常に低い強度で現れる。特定のセグメンテーション技術を使用して空気と骨とを区

別するいくつかのアプローチが文献において記載されており；しかし、これらのアプローチのほとんどが、頭部に対してのみ記載されている。

【0080】

アカデミックな世界において探究される、その問題を軽減するための1つのアプローチは、超短波エコー時間画像処理（UTE）、骨の領域からある信号強度をもたらしとして既知の技術を使用することである。別のMR画像処理シーケンス（例えばT2w等）と組み合わせ、これは、理論的には、さらなるセグメンテーション又は分類アルゴリズムを必要とすることなく、単に局所的な画像強度に基づき空気のボクセルと骨のボクセルとの区別を可能にする。このアプローチは、頭部に対してかなりよく機能するとして既知であり；しかし、特に腹部の身体領域において実質的なアーチファクトを依然としてもたらし、それらのアーチファクトに対する物理的理由は、骨のT1減衰挙動と非常に類似のT1減衰挙動を有する体内の他の物質（腸内容物）があるということであり；どちらのタイプの物質も（腸内容物も皮質骨も）他の既知の画像処理方法を用いて使用可能なMR信号を与えないため、単に強度のみに基づく他のMR画像処理方法とのUTEのいかなる組合せによっても区別可能ではない。

10

【0081】

図12は、ボクセル毎の強度に基づくマッピングを使用した磁気共鳴ベースの電子密度マップのデジタル再構成放射線写真又はDRRを示している。背骨の周りの領域において、いくつか明るい領域があり、さらに、腸の領域においても、対象内の空気の存在が示されているということに気付くことができる。

20

【0082】

図13は、解剖学的フィルタリングを使用したアーチファクト検出及び排除が行われたということを除いて、デジタル再構成放射線写真を生成するために使用されるのと同じデータを示している。図13におけるDRR画像は、図12において示されているものよりもずっと少ないアーチファクトを示しているということがわかる。

【0083】

それらのアーチファクトの低減に対する医療機器の例が開示されている。単に個々の強度値に基づく電子密度値に対するMR画像強度のマッピングは、パーシャルボリューム効果のため、及び、（例えば腸内容物等の）物質の物理特性のために誤って割り当てられた骨電子密度値である相当な数のボクセルをもたらし；図12を参照されたい。それらの「偽陽性の」ボクセルは、放射線療法計画の目的でCT画像上での自動構造セグメンテーションに対して現在使用される画像処理方法によって排除することができる。1つのそのような方法は、（変換される）MR画像に対する骨構造の確率アトラスの適応であり；図13において示されているように、アトラスから推定されるそれぞれの確率が特定の閾値を下回る全てのあり得る骨ボクセルを排除することができ、分類を大いに改善している。

30

【0084】

この方法を用いて、レジストレーションアルゴリズムが利用可能であると仮定して、CTから学んだ臓器の確率（すなわち、ボクセルが特定の解剖学的臓器に属する確率）を、別のモダリティまで持ち越すことができるということに留意されたい。UTE MR画像からの電子密度マップの作製の例におけるレジストレーションは、アーチファクトがレジストレーションが適切に機能するのを阻止しないということを仮定して、マルチモーダルレジストレーションを使用したMR画像上へのCTベースのアトラスの直接的なレジストレーションによって、又は、（上記のように）第一にMR画像のボクセルをCTのような強度スケール上にマッピングし、次に、モノモーダルレジストレーションを使用することによって、種々の方法で成し遂げることさえできる。

40

【0085】

本発明の典型的な実施形態において、患者の従来の（例えばT2強調）画像と共にUTE画像から始めることができる。それら2つの画像に基づき、CT強度値（「Hounsfield」値）が、個々のボクセルに割り当てられる。これは、ボクセル毎に行われ、すなわち、UTEも従来のMR画像も低い強度を示す場合には、そのボクセルには、「空

50

気」という値が割り当てられ；U T E画像があるかなりの値を示し、従来のM R画像が非常に低い強度を示す場合には、そのボクセルには、「骨」というC T値が割り当てられ、どちらの画像もかなりの強度を示す場合には、そのボクセルには、「軟部組織」というC T値が割り当てられる。これは、「偽C T画像」、すなわち、C Tのような強度分布を有したマップ画像を構成する。しかし、欠点は、このマッピングが、通常、ひどいアーチファクトから損害を受ける、すなわち、一般的には、パーシャルボリューム効果のため、及び、（例えば、腸内容物が骨と同じ緩和特性を有しているため、このスキームにおいては、腸領域において実質的なアーチファクトがもたらされる等）画像の物質の物理特性のために、相当な数のボクセルが間違っ

【0086】

しかし、これらの「偽C T画像」に対して、C T画像に対して開発された画像処理技術が適用可能である。特に、放射線療法計画におけるC T画像の画像セグメンテーションに対する前処理ステップとして開発された確率セグメンテーション法を適用することができる。この方法は、基本的に、臓器の確率を含有するアトラスを特定のデータセット上に位置合わせし、従って、それらの臓器の確率をデータセット上にマッピングする。骨の確率を表示するアトラスを用いたこの技術が、「偽C T画像」に適用される場合、結果として生じる「骨の確率」を使用して、アーチファクトを同定し、その後、例えばある確率の閾値を適用することによって排除することができる（例えば、ボクセルが骨として分類されるが、例えば0.02等のある閾値を下回るマップされたアトラスによる骨の確率を有する場合、アーチファクトとみなされ、「軟部組織」のC T値が割り当てられる）。

【0087】

しかし、この方法は、U T E画像に限定されないということに留意するべきである。例えば、ボクセル毎のマッピングスキームも、D i x o n又はmD i x o n M R画像に適用することができ、軟部組織はそれぞれ水及び脂肪画像の強度に基づき分類され；一般的に、骨及び空気はこの方法によって区別可能ではないため、ここでも、多数のボクセルが間違っ

【0088】

確率セグメンテーションは、アーチファクト低減の目的で使用する1つの特定の技術であり；分類されたボクセルの画像上で以前の知識（通常モデルにおいて表現される）を推測する他の方法も、この目的に対して適用可能である。この方法は、しかし、異なるコンパートメントを明確且つ可視に区別する身体領域に限定され、さもなければ、データセット上へのモデルのレジストレーションが十分正確ではない、又は、モデル自体が十分シャープではない可能性がある（すなわち、空気に対しても骨に対しても比較的高い確率を有する多数のボクセルが存在し、それらの確率に基づく割り当てを誤りがちにする可能性がある）からである。従って、この方法は、骨及び空気の領域が近くにある場合、例えば頭部画像に対して機能しない可能性がある。

【0089】

図14は、確率アトラスに対する電子密度マップのレジストレーションの方法を例示している。第一に、ステップ1400において、組織マップが、磁気共鳴画像から得られる電子密度マップから生成される。例えば、組織マップはアーチファクトを含む。次に、組織サンプルがステップ1402において選択される。これらは、ドットによって示されている。次に、ステップ1404において、相似変換が最適化される。これは、回転、均等スケーリング及び並進を含んでもよい。相似変換は、ここでもドットとして示されているマップサンプルポイントを評価することによって、画像ベースからアトラスベースまでのものである。最後に、ステップ1406において、C Tにより得られる本物の骨のフィルタマップが、画像ベースまで逆にマップされて、有望な骨を抽出し、さらに、訂正された電子密度マップを生成する。

【0090】

本発明は、図面及び上記の説明において詳細に例示及び記述されてきたけれども、その

ような例示及び記述は、例示的又は例証的であり、拘束性はないと考慮されることになり；本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【0091】

開示された実施形態に対する変化は、請求された発明を実行する際に、図面、明細書、及び付随の特許請求の範囲の調査から当業者により理解する及びもたらすことができる。特許請求の範囲において、「含む」という用語は、他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞はその複数形を除外しない。1つのプロセッサ又は他のユニットは、特許請求の範囲において列挙されたいくつかの項目の機能を満たすことができる。特定の手段が互いに異なる従属項において記載されているという単なる事実は、これらの手段の組合せを役立つよう使用することができないと示しているわけではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に若しくはその一部として供給される、光記憶媒体又は固体記憶媒体等、適したメディア上に記憶／分散させてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線の通信システムを介して等、他の形状で分散させてもよい。特許請求の範囲におけるいかなる参照番号も、その範囲を限定するとして解釈されるべきではない。

【0092】

参照番号のリスト

200	第1のアイテム	
300	医用装置	
302	磁気共鳴画像法システム	
304	磁石	20
306	磁石のボア	
308	画像処理ゾーン	
310	勾配磁場コイル	
312	勾配磁場コイル用電源	
314	無線周波数コイル	
316	トランシーバー	
318	対象	
320	対象支持体	
326	コンピュータシステム	
328	ハードウェアインターフェース	30
330	プロセッサ	
332	ユーザインターフェース	
334	コンピュータ記憶装置	
336	コンピュータメモリ	
340	パルスシーケンス	
340'	T1強調 Dixon パルスシーケンス	
340'',	超短波エコー時間パルスシーケンス	
342	磁気共鳴データ	
344	磁気共鳴画像	
344',	同位相画像	40
346	閾値処理画像	
348	骨強調画像	
350	制御モジュール	
352	画像再構成モジュール	
354	画像処理モジュール	
356	バックグラウンド除去モジュール	
400	医用装置	
402	脂肪画像	
404	水画像	
406	組織分類マップ	50

4 0 8	D D R 画 像	
4 1 0	解剖学アトラス画像フィルタモジュール	
5 0 0	医用装置	
5 0 2	核医学画像処理検出器	
5 0 4	核医学画像処理電子機器	
5 0 6	ラジオアイソトープ	
5 0 8	ガンマ線	
5 1 0	空間依存的組織減衰マップ	
5 1 2	核医学画像処理データ	
5 1 4	核医学画像	10
5 1 6	組織減衰マップ生成モジュール	
6 0 0	同位相画像	
6 0 2	同位相画像の前処理	
6 0 4	閾値処理	
6 0 6	バックグラウンド除去	
6 0 8	D R R 骨画像	
6 1 0	脂肪画像	
6 1 2	水画像	
6 1 4	組織分類マップ	
6 1 6	D R R 組織分類マップ	20
7 0 0	M R 画像取得	
7 0 2	エコー 1	
7 0 4	エコー 2	
7 0 6	D i x o n 再構成	
7 0 8	同位相画像	
7 1 0	水画像	
7 1 2	脂肪画像	
7 1 4	組織分類及び電子容積密度割り当て	
7 1 6	骨強調画像	
7 1 8	骨確率アトラス	30
7 2 0	E D 密度マップ	
7 2 2	フィルタリング	
7 2 4	選別された骨強調画像	
7 2 6	選別された E D マップ	
1 0 0 0	医用装置	
1 0 0 2	医用画像	
1 0 0 4	選別された医用画像	
1 0 0 6	解剖学アトラスベースのフィルタモジュール	
1 1 0 0	医用装置	
1 1 0 2	選別された画像	40

【要約】

本発明は：画像処理ゾーン（308）から磁気共鳴データ（342）を取得する磁気共鳴画像法システム（302）；当該医用装置を制御するプロセッサ（330）；機械により実行可能な命令（350、352、354、356）を格納するメモリ（336）；を含む医用装置（300、400、500）を定める。命令の実行は、プロセッサに：400 μ s を超えるエコー時間を特定するパルスシーケンス（340）を使用して磁気共鳴データを取得させ（100、200）；磁気共鳴データを使用して磁気共鳴画像を再構成させ（102、202）；磁気共鳴画像を閾値処理して骨構造を強調すること、及び、磁気共鳴画像内の組織構造を抑制することによって、閾値処理画像（346）を生成させ（104、204）；さらに、閾値処理画像にバックグラウンド除去アルゴリズムを適用する

ことによって、骨強調画像を生成させる（１０６、２０６）。

【図１】

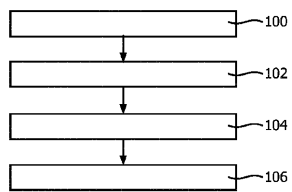


FIG. 1

【図２】

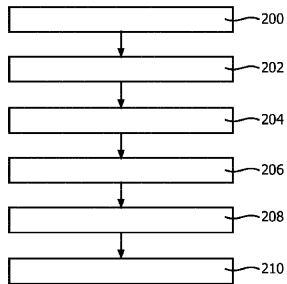


FIG. 2

【図３】

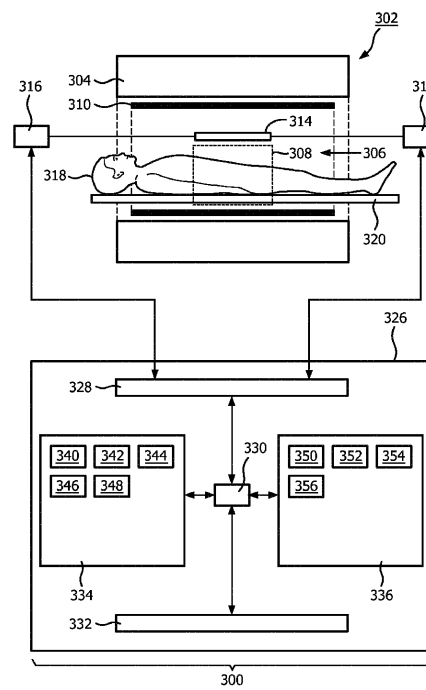


FIG. 3

【図 4】

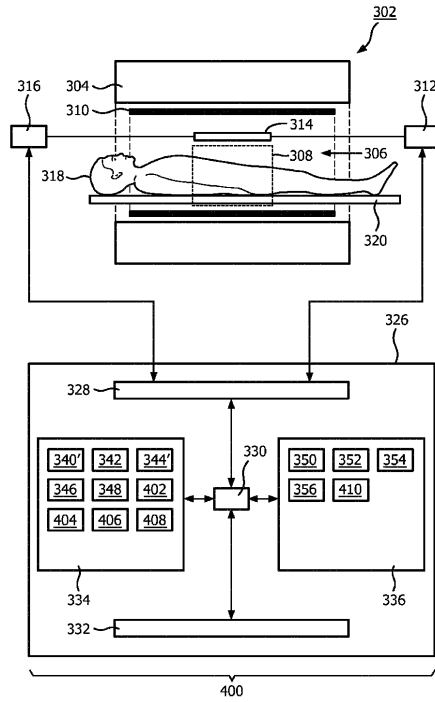


FIG. 4

【図 5】

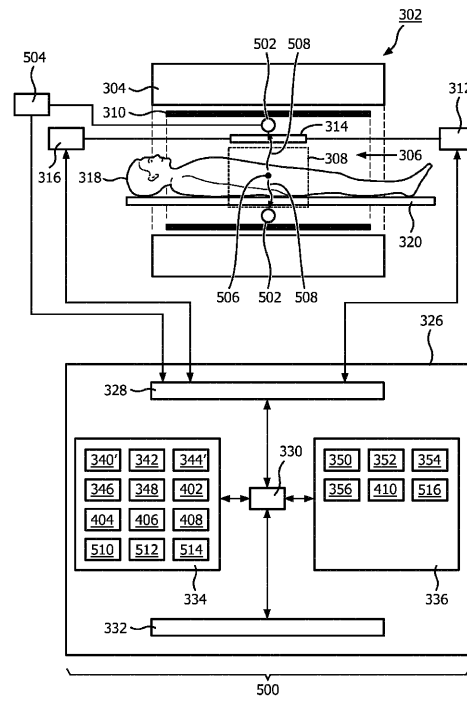
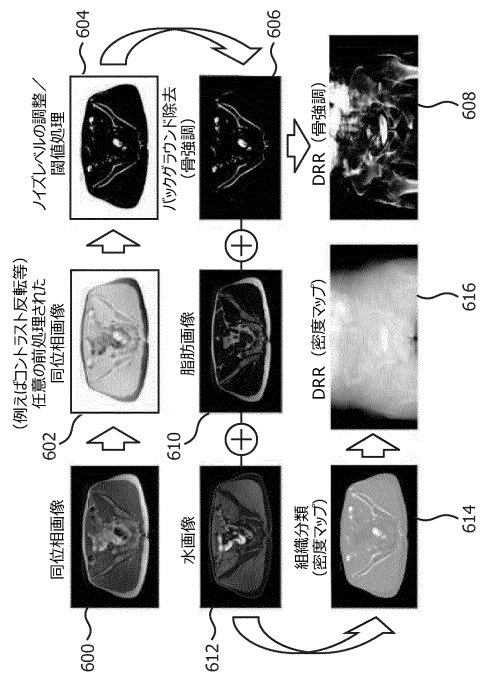


FIG. 5

【图 6】



【図 7】

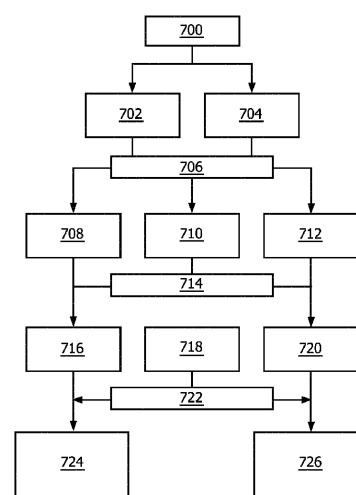


FIG. 7

【图 8】

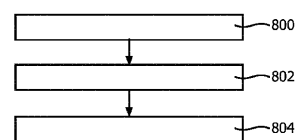


FIG. 8

【図 9】

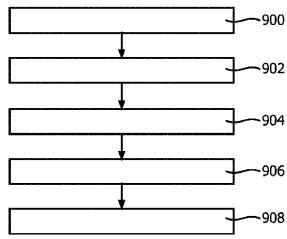


FIG. 9

【図 10】

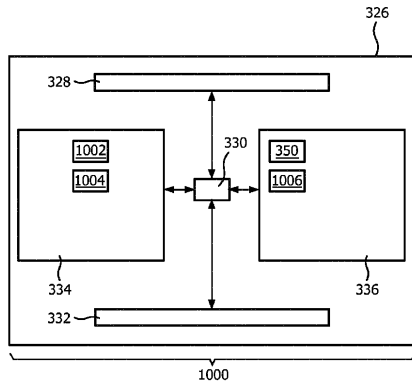


FIG. 10

【図 12】



FIG. 12

【図 13】

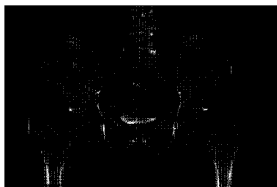


FIG. 13

【図 11】

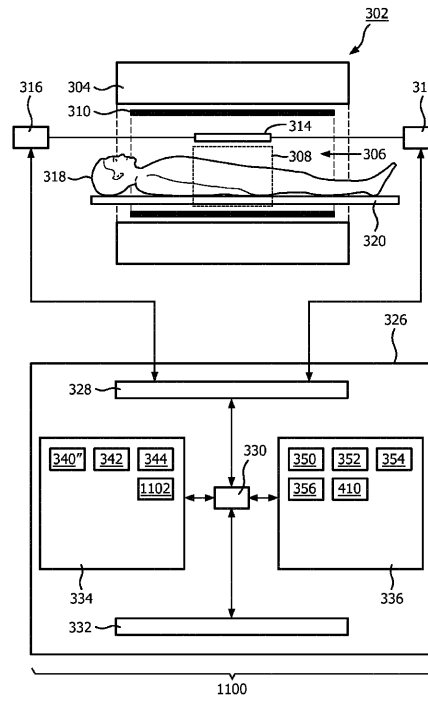
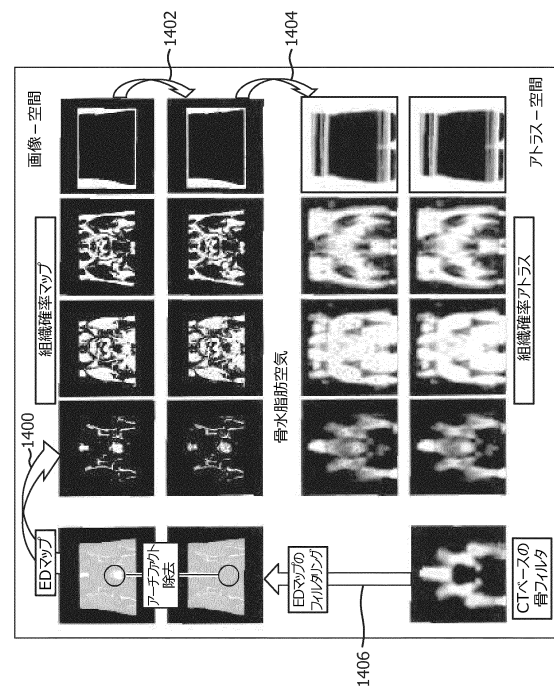


FIG. 11

【図 14】



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 シュテナーニング, クリスティアン
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
- (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 ヘレ, ミヒャエル 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
- (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

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 国際公開第2013/147013 (WO, A1)
米国特許出願公開第2010/0021034 (US, A1)
特表2014-523310 (JP, A)
米国特許出願公開第2011/0123083 (US, A1)
特表2012-500037 (JP, A)
米国特許出願公開第2010/0204563 (US, A1)
国際公開第2012/120422 (WO, A1)
Donker, Hank, UTILE - a Fast Combined UTE-DIXON Four Class Attenuation Correction Technique for PET/MR, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2011年, vol. 19, 4581
Matthias Hofmann, MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation and Atlas-Based Methods, The Journal of Nuclear Medicine, 2011年, Vol. 52, No. 9, 1392 - 1399

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
G01T 1/161